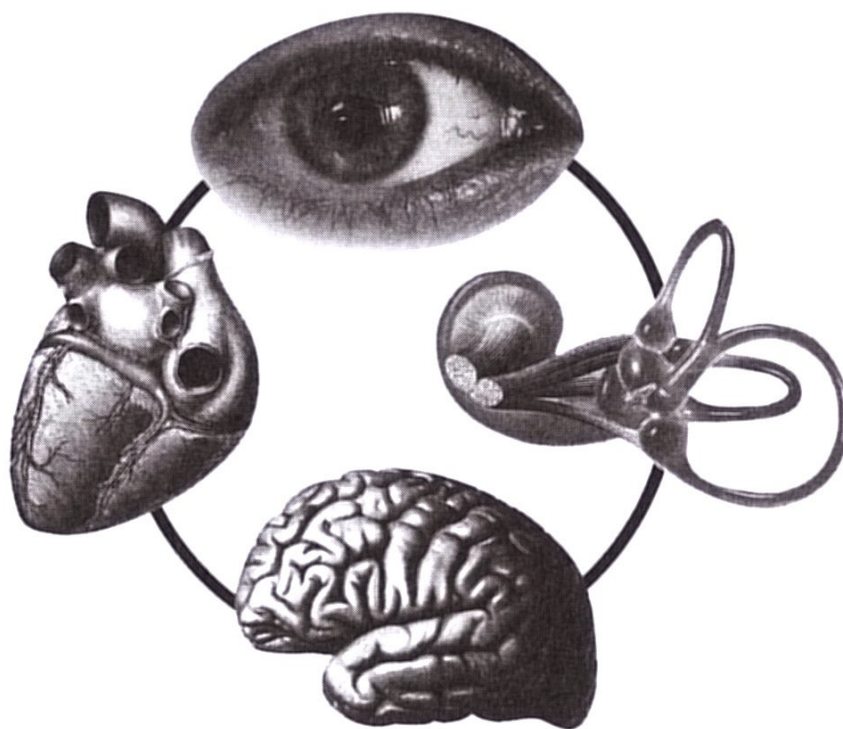


PRZETWARZANIE SYGNAŁÓW ELEKTRODIAGNOSTYCZNYCH

PIOTR AUGUSTYNIAK



UCZELNIANE WYDAWNICTWA NAUKOWO-DYDAKTYCZNE

KRAKÓW 2001

KU 0040 pozycja wydawnictw naukowych
Akademii Górniczo-Hutniczej im. St. Staszica w Krakowie

© Wydawnictwa AGH, Kraków 2001
ISBN 83-88408-37-2

Redaktor Naczelny Uczelnianych Wydawnictw Naukowo-Dydaktycznych
prof. dr hab. inż. Andrzej Wichur

Z-ca Redaktora Naczelnego *mgr Beata Barszczewska-Wojda*

Recenzent *prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz*

Projekt okładki i strony tytułowej *Beata Barszczewska-Wojda*

Opracowanie edytorskie *zespół redakcyjny UWND*

Korekta *Danuta Harnik*

Skład komputerowy „Andre”, tel. 423-10-10

Redakcja Uczelnianych Wydawnictw Naukowo-Dydaktycznych
al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków
tel. (0-12) 617-32-28, tel./fax (0-12) 636-40-38, e-mail: wydagh@uci.agh.edu.pl

Spis treści

Wstęp	9
1. Podstawy elektrofizjologii komórki	15
1.1. Błona komórkowa w stanie spoczynku	15
1.2. Depolaryzacja błony komórkowej	16
1.3. Przewodzenie bodźców	18
1.4. Front pobudzenia	19
1.5. Pomiar zjawisk elektrycznych w organizmach żywych	20
2. Problemy techniczne rejestracji sygnałów elektrofizjologicznych	25
2.1. Charakterystyka amplitudowo-pasmowa biopotencjałów w typowych zastosowaniach diagnostycznych	25
2.2. Schemat blokowy rejestratora biopotencjałów	26
2.3. Elementy stopnia wstępnego	27
2.3.1. Realizacje zabezpieczeń przeciwporażeniowych	27
2.3.2. Odporność układu wejściowego na impuls defibrylatora	30
2.3.3. Dyskryminacja zakłóceń przez stopień wejściowy	31
2.3.4. Duża impedancja wejściowa stopnia wstępnego	36
2.3.5. Dopasowanie parametrów elektrycznych	37
2.4. Przeciwwzakłócenia filtry częstotliwościowe	37
2.5. Stopień końcowy i urządzenia wyjściowe	39
2.6. Przetworniki analogowo-cyfrowe	40
2.7. Dyskretna reprezentacja sygnału	46
3. Elektromiografia	53
3.1. Fizjologia transmisji neuromięśniowej	54
3.2. Elektrodiagnostyka jednostki ruchowej	55
3.3. Aparatura elektromiograficzna	56
3.3.1. Rejestrator EMG	56
3.3.2. Stymulator	56
3.3.3. Automatyzacja diagnostyki elektromiograficznej	57
3.4. Parametry ilościowe elektromiogramu	58
3.4.1. Cechy zapisu prawidłowego	60
3.4.2. Przykłady patologii miogennych	61
3.4.3. Przykłady patologii neurogennych	62

3.5. Badanie przewodzenia włókien nerwowych i czuciowych.....	62
3.6. Pozamedyczne zastosowania elektromiografii.....	64
4. Elektrodiagnostyka gałki ocznej.....	67
4.1. Metody pozyskiwania sygnału okoruchowego.....	68
4.1.1. Metoda elektryczna.....	69
4.1.2. Metoda magnetyczna.....	70
4.1.3. Metoda fotoelektryczna.....	72
4.1.4. Metoda wizyjna.....	74
4.1.5. Pojęcie sygnału okoruchowego.....	77
4.2. Diagnostyczne zastosowania sygnału okoruchowego.....	77
4.2.1. Przegląd zastosowań sygnału okoruchowego.....	77
4.2.2. Zastosowanie elektronystagmografii do diagnostyki narządu równowagi.....	79
4.2.3. Parametry diagnostyczne elektronystagmogramu.....	85
4.3. Obróbka numeryczna sygnału okoruchowego.....	89
4.3.1. Źródła zakłóceń sygnału elektronystagmograficznego.....	89
4.3.2. Metody filtracji sygnału elektronystagmograficznego i ich wpływ na jakość parametrów diagnostycznych.....	91
4.4. Elektroretinografia.....	96
4.4.1. Analiza elektroretinogramu.....	97
4.4.2. System stymulacji.....	99
4.4.3. System akwizycji sygnału.....	100
4.4.4. Zastosowania kliniczne elektroretinografii.....	101
5. Elektroencefalografia.....	103
5.1. Przedmiot elektroencefalografii.....	103
5.2. Technika zapisu EEG.....	105
5.2.1. Elektrody.....	105
5.2.2. Rozmieszczenie elektrod.....	106
5.2.3. Metody łączenia odprowadzeń (programy i montaże).....	106
5.2.4. Rejestrator elektroencefalograficzny – cechy charakterystyczne.....	108
5.2.5. Artefakty i zakłócenia zapisu EEG.....	109
5.3. Elementy zapisu EEG.....	110
5.3.1. Rytm i ich występowanie.....	110
5.3.2. Detekcja zjawisk padaczkowych.....	114
5.4. Standaryzacja i automatyzacja interpretacji zapisów EEG.....	115
5.4.1. Wspomaganie procedur i decyzji diagnostycznych.....	115
5.4.2. Projekt eksperymentu diagnostycznego EEG.....	116
5.4.3. Rejestracja sygnału.....	117
5.4.4. Detekcja i odrzucenie artefaktów.....	118
5.4.5. Analiza sygnału surowego.....	119
5.4.6. Wyodrębnienie cech.....	121
5.4.7. Testowanie hipotez.....	121
5.4.8. Weryfikacja.....	122

5.5. Analiza wzrokowych potencjałów wywołanych	122
5.6. Analiza słuchowych potencjałów wywołanych	126
6. Elektrokardiografia	131
6.1. Podstawy elektrokardiografii	131
6.1.1. Parametry diagnostyczne EKG	131
6.1.2. Fizjologia układu bódźcôtwórczo-bódźcoprzewodzącego serca	132
6.1.3. 12-odprowadzeniowe badanie EKG	136
6.2. Automatyczna analiza sygnału EKG	138
6.2.1. Określenie jakości sygnału EKG	139
6.2.2. Detekcja zespołów QRS	141
6.2.3. Określanie poziomu linii izoelektrycznej i stosunku sygnału do szumu	145
6.2.4. Klasyfikacja zespołów QRS	147
6.2.5. Określenie morfologii reprezentantów klas	150
6.2.6. Dokładne obliczanie rozmiarów załamków	152
6.2.7. Diagnostyka odcinka ST	155
6.2.8. Obliczenie dyspersji końca załamka T w poszczególnych odprowadzeniach (ang. <i>QT-dispersion</i>)	158
6.2.9. Stwierdzenie wystąpienia późnych potencjałów	159
6.2.10. Określanie osi elektrycznej serca	162
6.3. Elektrokardiografia próby wysiłkowej	164
6.4. Całodobowa rejestracja elektrokardiogramu metodą Holtera	171
6.4.1. Ocena zmienności rytmu serca (HRV)	174
6.4.2. Detekcja arytmii	180
6.4.3. Ocena pracy kardiostymulatora	182
6.4.4. Alternans załamka T	185
6.5. Wektokardiografia i elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości	186
6.5.1. Trójwymiarowa rejestracja pola elektrycznego pracującego serca	186
6.5.2. Elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości (HR-ECG)	192
7. Techniki polielektrograficzne	193
7.1. Polikardiografia	193
7.1.1. Fonokardiografia	194
7.1.2. Sfigmografia	195
7.1.3. Automatyczna obróbka sygnału polikardiograficznego	196
7.2. Kardiotokografia i elektrohisterografia	197
7.2.1. Techniki diagnostyki płodu	197
7.2.2. Diagnostyka aktywności skurczowej macicy	198
7.2.3. Wyznaczanie podstawowych parametrów skurczów	200
7.2.4. Analiza częstotliwościowa sygnału EHG	202

7.3. Polisomnografia	202
7.3.1. Cel diagnostyczny monitorowania snu	202
7.3.2. Przebieg snu	204
7.3.3. Kliniczne zastosowania polisomnografii	204
8. Przechowywanie i zarządzanie zapisami elektrodiagnostycznymi oraz wymiana danych i sygnałów biomedycznych	207
8.1. Lokalne i globalne architektury magazynu danych	207
8.1.1. Specyfika archiwów danych biomedycznych	207
8.1.2. Architektura globalnego magazynu danych	209
8.1.3. Architektura lokalnego magazynu danych	209
8.1.4. Przykłady formatów archiwizacji danych biomedycznych	210
8.2. Poufność informacji diagnostycznych	214
8.2.1. Problem ochrony informacji diagnostycznych	214
8.2.2. Podstawowe normy bezpieczeństwa danych	214
8.2.3. Realizacja poufności danych w rozproszonych systemach elektrodiagnostycznych	216
8.3. Metody kompresji sygnałów elektrodiagnostycznych	217
8.3.1. Algorytm punktu zwrotnego	219
8.3.2. Algorytm AZTEC	220
8.3.3. Algorytm CORTES	222
8.3.4. Algorytm <i>fan</i>	222
8.3.5. Algorytm kodowania Huffmana	223
8.3.6. Algorytm kodowania przyrostowego	225
8.4. Standaryzacja i metody weryfikacji algorytmów przetwarzania sygnałów biologicznych na przykładzie EKG	228
8.4.1. Standardowa arytmiczna baza danych EKG (MIT-BIH)	229
8.4.2. Standardowa wieloodprowadzeniowa baza danych EKG (CSE)	232
8.4.3. Metody testowania poprawności algorytmów automatycznego przetwarzania elektrokardiogramów	235
Wykaz wybranych skrótów	239
Literatura	243

*Panu Profesorowi dr. hab. inż. Ryszardowi Tadeusiewiczowi
z podziękowaniem za wprowadzenie w arkana elektroniki medycznej
oraz długoletnią opiekę naukową*

Autor

BG AGH

Wstęp

Już chwila uwagi poświęconej książce zatytułowanej *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych* jest wyrazem zainteresowania czytelnika metodami postępowania małych krzemowych krasnoludków, coraz częściej ostatnio pomocnych człowiekowi w różnych dziedzinach życia. Nie bez wysiłku człowieka udało się je nauczyć podstawowych zasad diagnozowania medycznego, szczególnie w tych dziedzinach, w których informacja w naturalny sposób przybrała strawną dla krzemowych krasnoludków formę prądu elektrycznego. I rzeczywiście, choć krasnoludki zawsze uczyły się od człowieka, trudno dziś wyobrazić sobie elektrodiagnostykę medyczną bez ich wsparcia. To nie tylko szybkość i powtarzalność postępowania (to potrafi nawet zwykły komputer) ale również wytworzenie więzi wymagającej od personelu medycznego algorytmicznego sposobu formułowania i rozwiązywania problemów diagnostycznych. Nauczyciel uczy się od ucznia? Tylko pozornie może taka sytuacja wydawać się postawieniem problemu na głowie.

Rozpoczynając przegląd medycznych zastosowań automatycznego przetwarzania sygnałów, kilka zdań należy poświęcić lokalizacji tej młodej dziedziny zarówno w aspekcie naukowym, jak i komercyjnym. Niespełna 40 lat po zaproponowaniu przez Normana Holtera metody **długoczasowej rejestracji biopotencjałów** można dziś mówić o upowszechnieniu się technik holterowskich, które nie tylko w zakresie elektrokardiografii, na stałe weszły do kanonu rutynowych badań diagnostycznych. Jeśli komuś ten okres mimo wszystko wyda się długi w porównaniu z dwoma epokami, jakie w tym czasie miały miejsce w elektronice lub trzema w informatyce, niech zechce uwzględnić anegdotyczny konserwatyzm świata lekarskiego wynikły z konieczności weryfikacji wszelkich nowinek technicznych na żywym materiale ludzkim. Dodatkowym czynnikiem niepewności jest też użycie, po raz pierwszy w historii medycyny, skomplikowanych urządzeń elektronicznych, zwłaszcza mikroprocesorów, których działanie polega na wykonywaniu ciągu poleceń zawierających cząstkę inteligencji programisty.

Należy w tym miejscu podkreślić, że dyscyplina, której zarys przedstawia ta praca, ma wszelkie cechy wiedzy i umiejętności interdyscyplinarnej. Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych jest bowiem owocem współpracy środowisk:

- medycznych (fizjologów i klinicystów wielu specjalności),
- inżynierskich (elektroników-konstruktorów i technologów oraz informatyków),
- przedstawicieli nauk podstawowych (matematyków, fizyków i informatyków).

Dwa aspekty zwracają w tym świetle szczególną uwagę. Pierwszym jest podziw dla wszystkich wynalazców, których dokonania wzbogaciły tę wiedzę przez lata i wzbogacają nadal. Podziw przede wszystkim dla ich rozległej wiedzy i wyobraźni, ale także dla niezłomnej woli porozumienia z przedstawicielami „innego świata”, porozumienia, które zawsze leży u podstaw nowej idei.

Drugim jest zastanawiająco proporcjonalna zależność pomiędzy zasobem szeroko rozumianej wiedzy i doświadczeń konstruktora a ilością trafnie przez niego podejmowanych decyzji układowych czy programowych. Zależność, która pobudza do pracy i samokształcenia zgodnie z zasadą: im więcej umiesz, tym bardziej skutecznie twoje rozwiązania będą służyły innym. Ta obowiązująca pierwotnie tylko w medycynie zasada stała się teraz udziałem przedstawicieli innych dyscyplin.

Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych to niewątpliwie ciekawy, ale i wymagający obszar leżący na styku wielkich dziedzin wiedzy, ale to właśnie sugeruje, że jest on wart zainteresowania, na podobieństwo styku wielkich płyt tektonicznych, gdzie sejsmolodzy upatrują obszarów podwyższonej aktywności.

W dziedzinie przetwarzania sygnałów elektrodiagnostycznych podwyższoną aktywność można interpretować dosłownie, co związane jest ze stale rosnącą liczbą zastosowań przedstawionych tu metod i rozwiązań w produkowanej aparaturze diagnostycznej. Nie od dziś wiadomo, choć w społeczeństwie polskim upowszechnienie tej świadomości wymaga zapewne jeszcze upływu czasu, że podwyższenie stopy życiowej obywateli jest następstwem wzrostu poziomu i dostępności usług medycznych w stopniu o wiele znaczniejszym niż np. ilości wytapianej stali, czy wartości sprzedaży nowych samochodów. Dobrobyt, w ten sposób rozumiany, jest przede wszystkim w społeczeństwach o wyższych wskaźnikach długości życia i wyższej średniej wieku, a więc uważanych za rozwinięte. W krajach takich dodatkowym czynnikiem wzrostu jest możliwość ludzi mających za sobą długie lata pracy, a więc i skłonność do korzystania z technologicznie bardziej zaawansowanych metod diagnostycznych. Stosowanie zaawansowanych metod diagnostycznych jest także w powszechnej opinii potencjalnych pacjentów uznawane za czynnik przewagi stosujących je klinik nad pozostałymi, co w aspekcie komercyjnym ma zasadnicze znaczenie. Argumentem jest nie tylko wyższa wiarygodność diagnozy, ale także domniemanie wyższych kwalifikacji personelu medycznego, co wspiera nadzieję na szybki i całkowity powrót do zdrowia i zasadniczo kształtuje preferencje pacjentów. Pochodną tych preferencji są zwykle środki finansowe przekazywane przez towarzystwa ubezpieczeniowe, co z kolei umożliwia bardziej staranny dobór kadry medycznej oraz stosowanie coraz bardziej zaawansowanych technologii diagnostycznych. Jeżeli do opisanej powyżej zależności dodać losowy (lub przynajmniej na razie nie do końca poznany) charakter zapadalności na groźne dla życia choroby układu sercowo-naczyniowego lub nerwowego, okaże się, że każdy – obdarzony choć minimalną wyobraźnią – człowiek zadeklaruje swe zainteresowanie stałym wzrostem technologii diagnostycznych.

Wyjaśnienia wymaga jeszcze pozycja, jaką zajmują techniki elektrodiagnostyczne wśród innych metod stosowanych w diagnostyce medycznej. Szczególnie interesująca

wyduje się przy tym rywalizacja z rozlicznymi technikami obrazowania w medycynie, znajdującymi coraz szerszy zakres zastosowań. Elektrodiagnostyka, a więc pozyskiwanie informacji użytecznych medycznie przez analizę zjawisk elektrycznych towarzyszących funkcjonowaniu organizmu, charakteryzuje się ścisłym związkiem wyjściowych parametrów diagnostycznych z fizjologią, czyli dynamiką działania narządów. W takim ujęciu diagnostyka obrazowa jest związana raczej z anatomią, a więc zmianami wyglądu diagnozowanych organów, natomiast diagnostyka analityczna ogranicza się do biochemicznych aspektów funkcjonowania organizmu. Uprzywilejowana pozycja elektrodiagnostyki medycznej jest związana z faktem współwystępowania zjawisk elektrycznych ze wszystkimi przejawami życia komórek (tak naprawdę istnieje nawet związek przyczynowo-skutkowy). Także przekaz informacji w organizmie dokonywany jest poprzez rozprzestrzenianie się zjawisk elektrycznych, a niewtajemniczony czytelnik zdziwi się na pewno, jeśli – upraszczając – stwierdzę, że informacje przekazywane są binarnie. Ponieważ wszystkim zjawiskom zachodzącym w organizmie towarzyszą zmiany równowagi ładunków, najbardziej naturalną drogą diagnozowania tych zjawisk jest obserwacja, rejestracja i analiza dynamiki pól elektrycznych wytwarzanych przez funkcjonujące tkanki. Niestety realizacja tego jakże trafnego postulatu metodologicznego napotyka na trudności spowodowane albo niedoskonałościami aparatury rejestrującej, albo niemożliwością umieszczenia elektrod pomiarowych w punktach, w których rejestrowane zjawiska elektryczne byłyby najbardziej reprezentatywne dla interesującego procesu. To z pewnością najistotniejsze ograniczenie metod elektrodiagnostycznych jest niemożliwe do wyeliminowania z uwagi na konieczność funkcjonowania organizmu jako całości. Obserwator musi więc pogodzić się z faktem, że oprócz interesującego go zjawiska, w tym samym czasie i przestrzeni zachodzą inne procesy, których reprezentacja elektryczna nie pozostaje bez wpływu na wypadkowy charakter rejestrowanego sygnału. Niemożliwość izolacji procesów zakłócających jest także podstawowym problemem automatycznej analizy sygnału. Informatyk podejmujący się konstrukcji algorytmu przetwarzającego musi bowiem wziąć pod uwagę możliwie najszersze spektrum sytuacji, w których program zostanie użyty i przewidzieć konsekwencje różnych zakłóceń, błędów obsługi oraz przypadków patologicznych na wiarygodność rezultatów diagnostycznych. Ta cecha programowego wspomaganie elektrodiagnostyki medycznej, mająca na pierwszy rzut oka charakter uciążliwości, jest w istocie – w połączeniu z zaszczepnym celem ratowania zdrowia i życia – wyzwaniem dla wielkiej rzeszy informatyków, elektroników, matematyków i biofizjologów. Najbliższe lata doprowadzą być może do wyłonienia nowej dyscypliny naukowej, której przedmiotem zainteresowań będzie właśnie elektrodiagnostyka medyczna.

Pomimo śmiałego wkraczania coraz bardziej zaawansowanych technologii obrazowania do diagnostyki medycznej, rola elektrodiagnostyki niezmiennie pozostaje znacząca. W diagnostyce niektórych patologii badania elektrodiagnostyczne mają charakter podstawowy, w innych tylko kontrolny bądź uzupełniający. Wielkie powodzenie metod diagnostycznych wykorzystujących zjawiska elektryczne towarzyszące funkcjonowaniu narządów jest związane nie tylko ze ścisłym związkiem elektrofizjologii

z każdym dosłownie przejawem życia, ale także z łatwością stosowania i powszechnością dostępu metod elektrodiagnostycznych. Fundamentalne znaczenie ma tu przede wszystkim niska inwazyjność związana z powszechną rejestracją zjawisk elektrycznych z powierzchni ciała. Niska inwazyjność, której ceną jest przeważnie niższa jakość sygnału z elektrod powierzchniowych, jest warunkiem powszechnego i powtarzalnego w odniesieniu do poszczególnych pacjentów stosowania elektrodiagnostyki w praktyce klinicznej.

Innym czynnikiem wyznaczającym dostępność opisywanych tu metod diagnostyki medycznej jest niska cena aparatury i materiałów eksploatacyjnych. Stosunek wiarygodności wyniku do kosztu jednostkowego jest w przypadku badań elektrodiagnostycznych bardzo korzystny, co wpływa nie tylko na rachunek ekonomiczny jednostek służby zdrowia, ale przede wszystkim na preferencje lekarzy i pacjentów.

Z powyższych rozważań wyłania się konkluzja, że przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostyki medycznej jest nową i niełatwą, ale wielce obiecującą dziedziną wiedzy o szerokich perspektywach zastosowań. Nakład pracy związany z projektowaniem, uruchamianiem, a przede wszystkim ze żmudnym testowaniem systemu elektrodiagnostycznego może zaowocować wielką satysfakcją z osiągniętego efektu, wdzięcznością użytkowników – lekarzy oraz poprawą poziomu diagnozowania pacjentów. Tego właśnie autor chciałby życzyć wszystkim, którzy swą działalność zawodową wiążą z przetwarzaniem sygnałów elektrodiagnostycznych, a także tym, którzy właśnie przystąpili do studiowania tego przedmiotu.

W pracy zostały przedstawione główne gałęzie elektrodiagnostyki medycznej z inżynierskiego punktu widzenia. Kolejność poszczególnych rozdziałów jest dostosowana do drogi poznawczej, jaka wydała się autorowi najbardziej naturalna: od łatwego do trudnego. Pewna odmiennność w porównaniu z licznymi publikacjami przeznaczonymi dla adeptów lub praktyków medycyny polega na wysunięciu na plan pierwszy zagadnienia automatycznego przetwarzania sygnałów elektrodiagnostycznych. Aspekty medyczne poruszane są tutaj jedynie przeglądowo i tylko w zakresie niezbędnym informatykowi do poznania procesu diagnostycznego stosowanego przez lekarza. Wyznaczenie drogi poznawczej także podlegało tym regułom: w rozdziałach wstępnych poruszano zagadnienia, w których stosowane są algorytmy przetwarzania sygnałów o najmniejszej złożoności, natomiast techniki elektrodiagnostyczne, które wykształciły własne, wysoko specjalizowane metody numeryczne zostały omówione na zakończenie. Zamysłem autora było ponadto, aby objętość materiału w poszczególnych rozdziałach była reprezentacją powszechności zastosowań i różnorodności metod komputerowego wspomaganie w odpowiednich dziedzinach elektrodiagnostyki medycznej. W konsekwencji, brak wzmianki o niektórych rzadziej wykorzystywanych technikach diagnostycznych, jak choćby elektrogastrografii, nie jest wynikiem przeoczenia, a jedynie rezultatem braku doniesień o algorytmach zastosowanych w komputerowym wspomaganie tych dziedzin.

Dwa rozdziały wstępne są próbą uprzystępnienia tej specjalistycznej książki możliwie szerokiemu gronu odbiorców. Osoby o wykształceniu technicznym z pewnością

znajdą wiele nowych informacji w rozdziale pierwszym, natomiast czytelników ukierunkowanych medycznie zainteresuje przegląd problemów związanych z akwizycją biopotencjałów.

Przesłanie rozdziału zamykającego pracę brzmi: „dane elektrodiagnostyczne są przedmiotem najwyższej troski”. Przeświadczenie takie wynika ze współpracy autora z kilkoma zagranicznymi ośrodkami naukowymi w zakresie przetwarzania sygnałów elektrodiagnostycznych. Bez wahania można stwierdzić, że wrażliwość sygnałów elektrodiagnostycznych zarówno z technicznego, jak i socjologicznego punktu widzenia jest bardzo wysoka. Wrażliwość w aspekcie technicznym obejmuje ogół wszystkich konsekwencji, jakie mogą wynikać z niewłaściwego pobrania, przetwarzania i interpretacji zapisu. Socjologiczne ujęcie wrażliwości nakazuje natomiast rozważyć konsekwencje niewłaściwego zarządzania danymi elektrodiagnostycznymi oraz niewłaściwego ich zabezpieczenia przed dostępem osób niepowołanych. Zarówno inżynier przystępujący do projektowania czy realizacji systemu elektrodiagnostycznego (tak części programowej jak i sprzętowej), jak i lekarz weryfikujący rezultaty pracy tego systemu są w istocie obarczeni wielką odpowiedzialnością za prawidłowość diagnoz postawionych kiedyś przez nieznanych im użytkowników wytworzonego sprzętu. W ich rękach spoczywa częściowo los nas wszystkich – jako przyszłych (niestety) pacjentów.

Kraków, lipiec 2000

BG AGH

1. Podstawy elektrofizjologii komórki

1.1. Błona komórkowa w stanie spoczynku

Najmniejsze niezależne struktury żywe – komórki – otoczone są błoną zapewniającą odrębność i separację od otaczającego środowiska. W odseparowanej błonie o grubości ok. $100\text{\AA}$ ($1\text{\AA} = 10^{-10}\text{ m}$) objętości panują warunki umożliwiające zachodzenie wszystkich procesów życiowych, z których najważniejsze to:

- przemiany energetyczne (metabolizm),
- rozmnażanie.

Elementem warunkującym powstanie i utrzymanie tego specyficznego środowiska jest błona komórkowa, wśród której licznych własności najistotniejsza jest wybiórcza przepuszczalność. Transport substancji przez błonę komórkową zapewnia gromadzenie składników niezbędnych dla komórki i usuwanie związków szkodliwych. Ponieważ cząsteczki mające największy udział w tym transporcie występują w postaci jonów, spoczynkowy gradient stężenia wynika z półprzepuszczalności błony powoduje powstanie gradientu koncentracji nośników ładunku, a więc różnicę potencjałów wewnątrz komórki względem jej otoczenia (tab. 1.1). W stanie ustalonym różnica ta wynosi ok. -90 mV (biegun ujemny we wnętrzu komórki) i jest nazywana „potencjałem spoczynkowym”.

Tabela 1.1

Stężenie wybranych substancji w płynie międzykomórkowym oraz we wnętrzu komórki wraz z różnicą potencjałów wynika z różnicy stężeń (dla mięśni ssaków ciepłokrwistych przy 37°C)

pierwiastek/związek	stężenie jonowe [mmol/l]		napięcie błonowe w stanie równowagi [mV]
	wewnątrz komórki	na zewnątrz komórki	
Na^+ (sód)	12	144	+41
K^+ (potas)	155	4	-94
Ca^{++} (wapń)	10	2	+133
Cl^- (chlor)	4	120	-41
HCO_3^-	8	27	

Oprócz opisanego wyżej biernego transportu jonów przez błonę komórkową istotną rolę w kształtowaniu napięcia błonowego pełni tzw. aktywny mechanizm transportu zwany też pompą jonową lub pompą sodowo-potasową. Enzymatyczna pompa jonowa wydala z komórki jony sodu Na^+ a wprowadza do komórki jony potasu K^+ w proporcji 3 : 2. Dzieje się to wbrew potencjałom ładunków elektrycznych i wbrew gradientowi stężeń tych jonów na błonie komórkowej kosztem energii przemiany dostarczonej z zewnątrz uwolnionej w wyniku hydrolizy ATP (kwasu adenozynotrójfosforowego) lub absorpcji kwantu światła. Ponieważ ilość jonów dodatnich wydalanych z komórki jest większa niż ilość jonów wprowadzanych, powstaje różnica potencjałów (napięcie) sumująca się z napięciem powstałym w wyniku biernego transportu jonów.

1.2. Depolaryzacja błony komórkowej

Bodziec, czyli zmiana stanu elektrycznego, mechanicznego, termicznego lub chemicznego otoczenia komórki, ma bezpośredni wpływ na zjawiska zachodzące na błonie komórkowej, w tym zwłaszcza na zjawiska elektryczne.

Ze względu na skutek oddziaływania można wyróżnić:

- bodźce podprogowe (np. bodziec elektryczny nie przekraczający progu – 65 mV) powodujący tylko miejscowe, niewielkie zmiany napięcia błonowego szybko uzupełniane przez pompę jonową;
- bodźce nadprogowe wywołujące lawinową depolaryzację błony komórkowej, zwaną „impulsem czynnościowym” – w przypadku komórki mięśniowej oznacza on zapoczątkowanie skurczu mechanicznego.

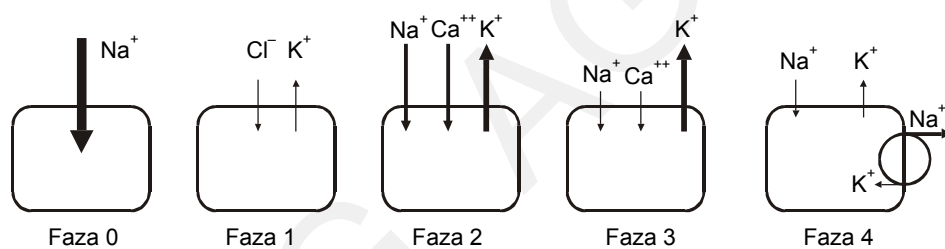
Mechanizm lawinowej depolaryzacji (rys. 1.1) polega na tym, że po podwyższeniu napięcia błonowego powyżej wartości –65 mV gwałtownie wzrasta przepuszczalność błony dla jonów sodu Na^+ . Wdzierają się one gwałtownie do wnętrza komórki powodując dalszą depolaryzację (faza 0). W ciągu krótkiego czasu (0,2–0,5 ms) błona komórkowa zostaje spolaryzowana do potencjału ok. +30 mV (biegun dodatni wewnątrz komórki), a więc zmiana w stosunku do potencjału spoczynkowego wynosi ok. 120 mV. Dodatnia część impulsu czynnościowego nazywana jest zwykle „nadstrzałem”. Bezpośrednio po całkowitej depolaryzacji rozpoczyna się proces repolaryzacji komórki, czyli przywracanie potencjału spoczynkowego. Jeszcze w fazie lawinowej depolaryzacji, po przekroczeniu potencjału około –65 mV, rozpoczyna się napływ jonów wapniowych Ca^{++} do wnętrza komórki. Uwalnianie się jonów wapnia z siateczki endoplazmatycznej zapoczątkowuje skurcz włókna mięśniowego (akcję mechaniczną).

Pierwszy etap, zwany fazą wstępnej szybkiej repolaryzacji (faza 1), charakteryzuje się napływem jonów chloru Cl^- do wnętrza komórki, a jonów potasu K^+ do płynu zewnątrzkomórkowego.

Kolejny etap to faza powolnej repolaryzacji (faza 2), w czasie której jony sodu Na^+ i wapnia Ca^{++} powoli napływają do wnętrza komórki, podczas gdy jony potasu K^+ nadal wypływają na zewnątrz.

Po okresie równowagi, odśrodkowy prąd związany z usuwaniem jonów potasu K^+ na zewnątrz komórki osiąga przewagę nad słabnącym prądem wapniowo-sodowym i rozpoczyna się faza szybkiej repolaryzacji (faza 3). Pod koniec fazy szybkiej repolaryzacji, po przekroczeniu mniej więcej wartości potencjału progowego (-65 mV) rozpoczyna pracę pompa sodowo-potasowa (aktywny mechanizm transportu), która ostatecznie kształtuje, a następnie utrzymuje potencjał spoczynkowy komórki (faza 4). W tym okresie komórka zaczyna reagować na bodźce zewnętrzne, początkowo zmniejszeniem ujemnego potencjału, a następnie wytworzeniem kolejnego impulsu czynnościowego. Praca enzymatycznej pompy jonowej prowadzi do ponownego wprowadzenia jonów potasu K^+ do wnętrza komórki, i jednocześnie wydalenia jonów sodowych Na^+ . Powstająca dysproporcja stężeń jonów sodowych Na^+ i potasowych K^+ sprzyja biernemu wypływowi potasu zgodnie z gradientem stężeń, natomiast bierny napływ sodu jest znikomy wskutek małej przepuszczalności będącej w stanie spoczynku błony dla tego jonu. Jednocześnie zachodzi usuwanie z komórki wapnia Ca^{++} w formie wymiany jednego jonu wapnia na dwa jony sodu Na^+ .

Schemat przepływu prądów jonowych w czasie depolaryzacji i repolaryzacji komórki przedstawia rysunek 1.1.

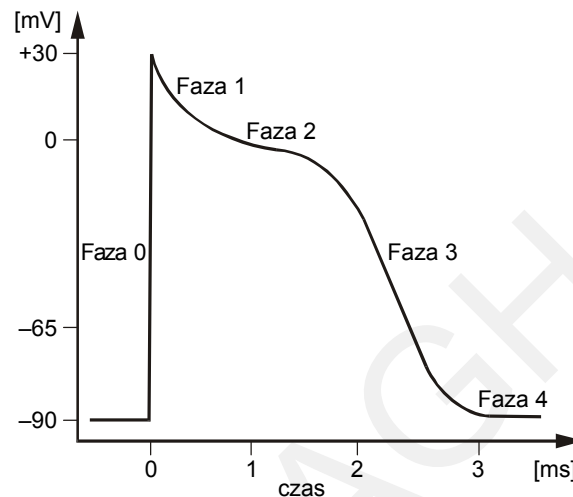


Rys. 1.1. Schemat przepływu prądów jonowych w czasie depolaryzacji i w poszczególnych fazach repolaryzacji komórki

Najważniejsze cechy procesu pobudzenia komórki można przedstawić następująco.

- Dowolna reakcja komórki na bodziec jest zjawiskiem elektrycznym, mającym niekiedy następstwa mechaniczne (np. kurczenie się włókien mięśniowych) – obserwowalne zjawiska elektryczne są przyczyną wszelkich innych zjawisk.
- Pobudzenie jest zjawiskiem lawinowym przebiegającym według zasady „wszystko albo nic” dzięki istnieniu dodatniego sprzężenia zwrotnego, jakim jest zwiększenie przepuszczalności błony dla jonów dodatnich Na^+ po przekroczeniu potencjału progowego; w konsekwencji komórka zachowuje się jak układ dwustanowy (binarny) – jest pobudzona albo nie pobudzona.
- W czasie, gdy potencjał na błonie komórkowej jest mniejszy od wartości progowej, komórka nie jest zdolna do reakcji na żadne bodźce, okres ten zwany okresem nieczułości (refrakcji) wynosi w komórkach mięśniowych 2–3 ms, ale w komórkach mięśnia roboczego przedsionków serca 150 ms, a komór serca nawet 300 ms, co nazywane jest „przedłużonym okresem refrakcji”.

- W ostatniej fazie repolaryzacji komórka może zareagować ponownie na bodziec zewnętrzny tym wcześniej, im większe jest natężenie bodźca, tworząc swoisty naturalny przetwornik analogowo-cyfrowy; jest to zasada działania receptorów przetwarzających natężenie bodźca (wielkość analogową) na częstotliwość impulsów czynnościowych (rys. 1.2).



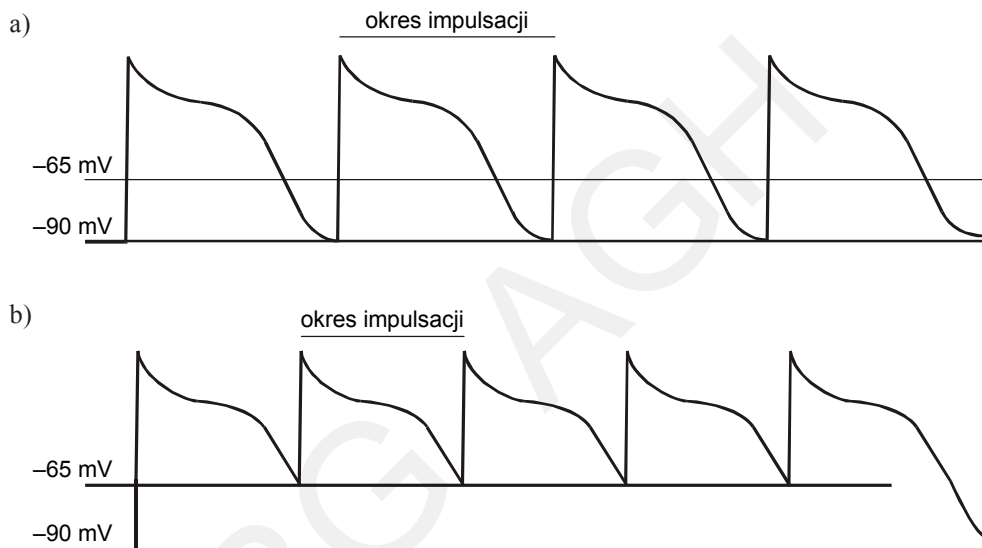
Rys. 1.2. Napięcie błonowe w kolejnych fazach depolaryzacji i repolaryzacji komórki

W odróżnieniu od komórek mięśniowych, które wymagają oddziaływania zewnętrznego bodźca depolaryzującego, komórki rozrusznikowe serca charakteryzuje zdolność do spontanicznej powolnej depolaryzacji. Przenikanie jonów sodu Na^+ i wapnia Ca^{++} do wnętrza komórki i zmniejszenie przepuszczalności błony komórkowej dla potasu K^+ prowadzi do samoistnej okresowej depolaryzacji komórki, co leży u podstaw cyklicznych skurczów serca. Zaburzenie mechanizmu samoczynnej depolaryzacji jest przyczyną poważnych chorób serca.

1.3. Przewodzenie bodźców

Podstawową drogą przekazywania informacji w organizmie jest przewodzenie bodźców. Depolaryzacja jednej komórki jest bodźcem mogącym spowodować depolaryzację komórek sąsiednich. Warunkiem przekazania pobudzenia jest przekroczenie potencjału progowego kolejnej komórki, co może, ale nie musi nastąpić, zależy to bowiem od skuteczności przewodzenia zjawisk elektrycznych oraz innych oddziaływań, pod wpływem których znajduje się komórka nie pobudzona. Przykładem sprawnego przekazywania pobudzeń jest system nerwowy, gdzie sąsiednie komórki połączone są węzłem synaptycznym transmitującym bodźce na drodze chemicznej. W ten sposób pobudzenie rozchodzi się w systemie nerwowym, przenosząc informacje w postaci częstotliwości kolejnych fal depolaryzacji (rys. 1.3). Pobudzenie przekazywane wzdłuż

komórki (długość komórek nerwowych może sięgać 1 m) po powierzchni błony komórkowej charakteryzuje się stałą amplitudą, co świadczy dobitnie o zachodzeniu zjawisk elektrochemicznych na powierzchni błony. Depolaryzacja fragmentu błony komórkowej (w miejscu zadziaływania bodźca) powoduje rozchodzenie się zaburzeń stanu równowagi elektrochemicznej (tzw. napięcie elektrotoniczne) i tam, gdzie przekroczona zostaje wartość potencjału progowego następuje depolaryzacja lawinowa. Niekiedy, odmiennie, komórki odizolowane są wzajemnie tak, że przekazywanie pobudzeń nie jest możliwe. Tak dzieje się na przykład pomiędzy sąsiednimi włóknami należącymi do tej samej grupy mięśniowej. Wzajemne odizolowanie włókien umożliwia niezależne pobudzanie ich skurczów w taki sposób, aby efektem działania mięśnia było rozwijanie stałej siły skurczu.



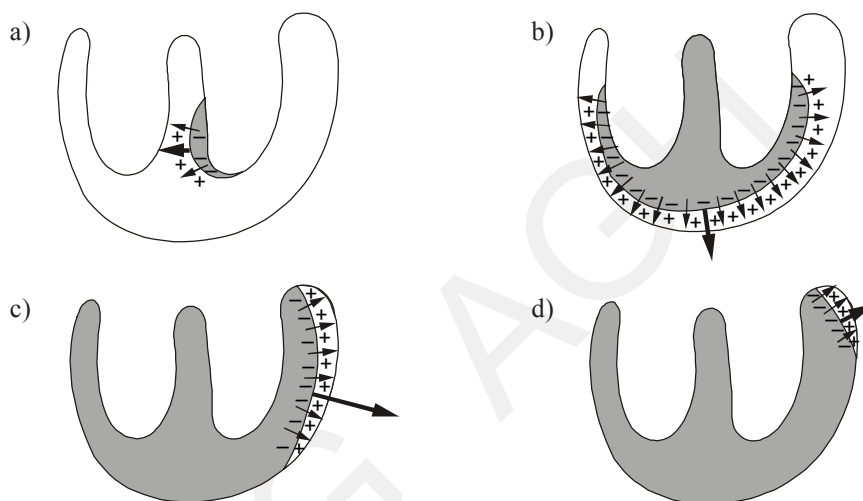
Rys. 1.3. Przetwarzanie intensywności bodźca na częstotliwość impulsów czynnościowych: a) bodziec o słabym natężeniu – niska częstotliwość impulsacji; b) bodziec o znacznym natężeniu – wysoka częstotliwość impulsacji

1.4. Front pobudzenia

Jeżeli przewodzenie bodźców następuje w sposób spontaniczny (tak dzieje się np. w komórkach mięśnia roboczego przedsionków i komór serca), to komórki spolaryzowane, do których nie dotarło jeszcze pobudzenie, dzieli od komórek już zdepolaryzowanych (znajdujących się w fazie refrakcji) front pobudzenia. Front pobudzenia przesuwa się w objętości mięśnia w miarę jak pobudzenie ogarnia coraz to nowe komórki. Z punktu widzenia otoczenia, komórki zdepolaryzowane charakteryzuje niższa wartość potencjału niż komórki w stanie spoczynku, zatem dzięki wytworzonej różnicy potencjałów front pobudzenia może być opisany przez pole elektryczne.

Opis jest tym łatwiejszy, że różnica potencjałów pojedynczej komórki w stanie spoczynku i komórki zdepolaryzowanej jest stała (ok. 90 mV). Wartość wypadkowego natężenia pola elektrycznego związanego z frontem pobudzenia jest więc proporcjonalna tylko do powierzchni tego frontu.

Jeżeli w pewnej izolowanej objętości mamy do czynienia ze sprawnym przekazywaniem pobudzeń (np. mięsień serca – rys. 1.4), w niedługim czasie pobudzone zostaną wszystkie nie zdepolaryzowane jeszcze komórki. Ponieważ wszystkie komórki w tej objętości znajdują się w okresie refrakcji (nieczułości), pobudzenie nie może być dalej przekazane i wygasa. Po przekazaniu pobudzenia ostatniej nie pobudzonej jeszcze komórce front pobudzenia kurczy się, a więc i pole elektryczne zanika.



Rys. 1.4. Front pobudzenia i związane z nim pole elektryczne (na przykładzie depolaryzacji mięśnia serca: a) wstępna faza depolaryzacji; b) maksimum frontu depolaryzacji; c) front depolaryzacji kurczy się; d) depolaryzacja obejmuje ostatnie komórki

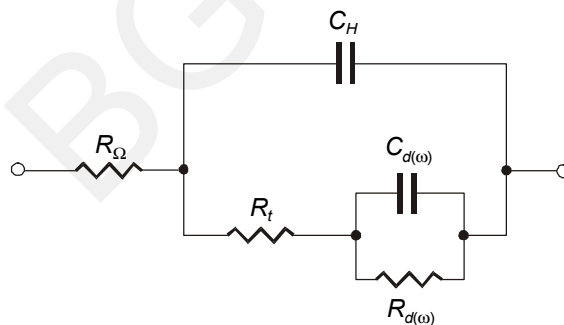
1.5. Pomiar zjawisk elektrycznych w organizmach żywych

Obserwacja zjawisk elektrycznych wymaga pobrania informacji w sposób właściwy dla pomiaru elektrycznego. Najczęściej wiąże się to z koniecznością pobrania energii z badanego obiektu i jest realizowane za pomocą elektrod pomiarowych. Obowiązująca przy wszelkich pomiarach zasada jak najmniejszego obciążania badanego obiektu w celu uzyskania rezultatów najbliższych prawdzie ma swoje zastosowanie także w pomiarach bioelektrycznych. Wymaga ona jednak uzupełnienia o kilka dodatkowych uwag wynikających z rozmiaru i charakteru badanego obiektu. Na wstępie zauważmy tylko, że wszelkie prądy elektryczne w organizmie żywym mają charakter jonowy, a przewodnictwo typu elektronowego – typowe dla metali i półprzewodników – nie występuje.

Elektrody są bardzo ważnym elementem łączącym źródło sygnału elektrofizjologicznego reprezentującego badane procesy i elektroniczny system pomiarowy. Podobieństwo do pomiarów elektrycznych wykonywanych w technice jest tylko powierzchowne, w pomiarach biologicznych występuje bowiem szereg czynników zniekształcających pobieraną informację o trudnym do określenia i zmiennym w czasie pomiaru wpływie.

Własności elektrod są od lat przedmiotem interdyscyplinarnych badań naukowych, a proces produkcji elektrod czołowych światowych firm stanowi pilnie strzeżoną tajemnicę.

Ponieważ na styku dwóch rodzajów przewodnictwa (jonowego i elektronowego) zachodzi wędrówka nośników właściwa dla warstwy granicznej, między metalem a elektrolitem – powstaje kontaktowa różnica potencjałów. Elektrody oddają jony metalu używając tym samym wolne elektrony. Z chemicznego punktu widzenia jest to zwykła równowaga chemiczna. Z elektrycznego punktu widzenia każdy styk metalu z elektrolitem jest półogniwem, gdyż metal – na skutek prężności roztwórczej jonów – wykazuje tendencję do oddawania swych kationów do roztworu. Prężność roztwórcza, charakteryzująca miarę łatwości oderwania elektronu walencyjnego, ma znacznie mniejszą wartość dla metali szlachetnych: Au, Pt, dlatego występują one na końcu szeregu elektrojemności. Zjawiskiem o przeciwnym skutku jest różnica stężeń kationów w roztworze i w metalu, wywołująca ciśnienie osmotyczne wtłaczające kationy w głąb sieci krystalicznej metalu. W wyniku współistnienia tych dwóch procesów, na styku metalu i elektrolitu ustala się różnica potencjałów zwana potencjałem elektrody. Istnienie dodatkowego źródła napięcia o trudnych do określenia właściwościach jest przyczyną, dla której różnica potencjałów pomiędzy dwoma punktami powierzchni organizmu nie może być przybliżona różnicą potencjałów między dwiema elektrodami pomiarowymi (rys. 1.5).



Rys. 1.5. Uproszczony elektryczny schemat zastępczy elektrody powierzchniowej dla napięć zmiennych o małych częstotliwościach

gdzie:

- R_{Ω} – polaryzacja elektrolitu, który jest reprezentowany przez substancję o określonej rezystywności,
- C_H – pojemność układu dwóch warstw przewodzących oddzielonych warstwą przejścia,
- R_t – rezystancja przejścia wyrażająca zjawiska dyfuzyjne na styku dwóch obszarów przewodnictwa,
- $R_d(\omega)$ – rezystancja dyfuzyjna odpowiadająca nachyleniu krzywej gęstości prądu w funkcji nadnapięcia,
- $C_d(\omega)$ – pojemność dyfuzyjna reprezentująca przesunięcie fazowe nadnapięcia i prądu dyfuzyjnego

Wprawdzie w warunkach laboratoryjnych napięcie kontaktowe jest możliwe do wyliczenia, ale w typowych warunkach akwizycji sygnałów elektrodiagnostycznych (ruch pacjenta, zmiana lokalnej temperatury ciała, aktywność wydzielnicza skóry itp.) nie udaje się skompensować jego znacznych wpływów na rejestrowaną wartość. Podczas typowych pomiarów powolne zmiany napięcia spowodowane zmiennymi warunkami kontaktu elektrod rejestrowane są jako wolnozmiennie wahania (pływanie) linii izoelektrycznej osiągające niekiedy znaczną amplitudę. Istotne jest więc zapewnienie wystarczającego zakresu dynamiki współpracujących układów elektronicznych.

Ze względu na własności elektryczne elektrody pomiarowe można podzielić na:

- elektrody spolaryzowane (nieodwracalne);
- elektrody odwracalne I rodzaju:
 - elektroda tlenowa (anionowa),
 - elektroda wodorowa (kationowa),
 - elektroda typu Me/Me^+ (składająca się z metalu i roztworu zawierającego odpowiednie kationy);
- elektrody odwracalne II rodzaju (elektroda kalomelowa Hg_2Cl_2 , lub srebro-chlorek srebra $Ag-AgCl$).

Elektrody odwracalne II rodzaju, zwane też elektrodami odniesienia, odgrywają istotną rolę w pomiarach elektrofizjologicznych dzięki stałości potencjału kontaktowego. Zawdzięczają one tę cechę reakcji chemicznej na styku metal–elektrolit, której produktem jest trudno rozpuszczalna sól metalu (chlorek srebra, chlorek rtęci itp.).

Z aplikacyjnego punktu widzenia elektrody pomiarowe można podzielić na:

- powierzchniowe (jedno- i wielokrotnego użytku) służące do nieinwazyjnych badań elektrofizjologicznych w szeroko pojętej praktyce klinicznej,
- mikroelektrody (endoelektrody, szklane lub metalowe) służące do bezpośrednich pomiarów inwazyjnych napięć wewnątrzkomórkowych i zewnątrzkomórkowych.

Stosowanie elektrod powierzchniowych, zwłaszcza w pomiarach długotrwałych, wymaga dodatkowych zabiegów mających na celu zmniejszenie wpływu skóry na wartość rejestrowanych napięć. Skóra stanowi naturalne (i – z wyjątkiem elektrod przepiękających – nieuniknione) środowisko pośredniczące w przewodzeniu zjawisk elektrycznych z głębi organizmu do elektrod powierzchniowych.

Skóra składa się z dwóch połączonych ze sobą warstw o odmiennej budowie:

- 1) cienkiego naskórka (epidermis), zbudowanego z nabłonka, zawierającego włosy, gruczoły skórne itp.;
- 2) grubej skóry właściwej (korium) o strukturze włóknistej – ma ona budowę jednolitą.

Parametry elektryczne skóry silnie zależą od jej lokalnych właściwości, takich jak:

- czynność gruczołów potowych,
- zrogowacenie,
- ukrwienie,
- temperatura.

W praktyce pomiarów elektrofizjologicznych stosuje się kilka sposobów przygotowania skóry do skontaktowania z elektrodą powierzchniową:

- usunięcie owłosienia (o ile występuje),
- odtłuszczenie,
- abrazja naskórka (ścieranie papierem ściernym lub gumką albo naklejanie i zrywanie przylepca),
- przygotowanie elektrolityczne.

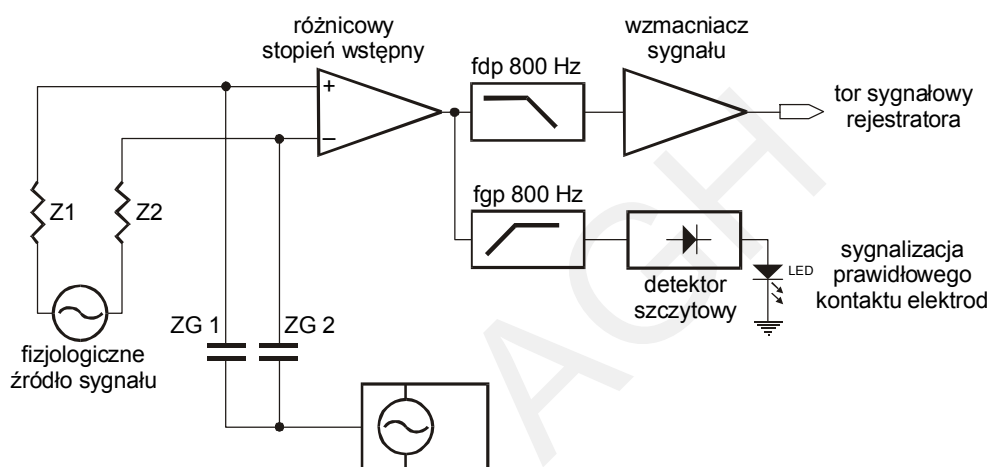
Pasta elektrolityczna (występująca niekiedy pod nazwą „żel EKG”), zawierająca zagęszczony elektrolit na nośniku glicerynowym, jest wcierana w warstwę rogową. Zmięczona warstwa rogową umożliwia wędrówkę jonów do głębszych warstw skóry, co wydatnie zmienia jej impedancję. W przypadku elektrod jednorazowych żel w odpowiedniej ilości jest zwykle częścią składową elektrody, co pozwala skomponować jego skład z uwzględnieniem parametrów zastosowanego metalu elektrody.

Niektóre procedury pomiarowe, wśród nich rejestracja najwrażliwszego na zakłócenia sygnału elektrodagnostycznego elektroencefalogramu (EEG) oraz długotrwała rejestracja elektrokardiogramu (EKG) metodą Holtera, wymagają określenia impedancji styku elektroda–skóra przed rozpoczęciem rejestracji. Przykładowo, dla badania holterowskiego norma Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego dopuszcza maksymalną wartość impedancji równą 10 k Ω .

Pomiar impedancji może być wykonany dwiema metodami.

- 1) Wykorzystanie własności tłumienia sygnału współbieżnego przez wejściowy wzmacniacz różnicowy – metoda ta polega na dołączeniu do elektrod generatora sygnału sinusoidalnego o częstotliwości np. 800 Hz i znacznej impedancji wyjściowej (jest ona *de facto* równoległa do impedancji elektrod). W przypadku dobrego i symetrycznego kontaktu elektrod sygnał testowy na obu wejściach będzie identyczny (z uwzględnieniem amplitudy oraz fazy), co spowoduje, że na wyjściu wzmacniacza pojawi się najwyżej znikoma składowa o częstotliwości testowej. Każda asymetria kontaktu elektrod jest zauważana jako wzrost amplitudy sygnału testowego na wyjściu wzmacniacza różnicowego. Jeśli tylko częstotliwość sygnału testowego jest odległa od pasma mierzonego sygnału, sprawdzenie impedancji może być przeprowadzane w czasie rejestracji (rys. 1.6). Przykładowo, sprawdzanie jakości kontaktu elektrod co 5 minut podczas rejestracji EKG metodą Holtera pozwala na automatyczne odrzucenie odcinków zawierających zakłócenia.

- 2) Zastosowanie typowego mostka zasilanego napięciem przemiennym, w którym impedancję można odczytać z pokrętła rezystora równoważącego albo z wyskalowanego przyrządu pomiarowego – użycie napięcia przemiennego do zasilania mostka ma podstawowe znaczenie, należy bowiem pamiętać, że co najmniej jedna z substancji w mierzonym układzie jest elektrolitem, a więc impedancja styku będąca przedmiotem pomiaru wykorzystuje odmienne typy przewodnictwa (elektronowe i jonowe). Metoda ta jest szeroko wykorzystywana przy ocenie przygotowania skóry do trwających ok. 30 minut zapisów EEG.



Rys. 1.6. Schemat blokowy układu do ciągłej kontroli kontaktu elektrod

2. Problemy techniczne rejestracji sygnałów elektrofizjologicznych

Rejestracja sygnałów elektrofizjologicznych jest niewątpliwie jednym z ciekawszych zagadnień pomiarowych, od prawie stu lat stanowiąc wyzwanie dla elektroników-konstruktorów. Napotykają oni problemy typowe dla elektrycznych układów pomiarowych, ale także na zagadnienia nowe, typowe dla diagnostyki medycznej, jak bezpieczeństwo pacjenta, niestałość warunków pomiarowych czy też osobnicza zmienność parametrów. Rozdział ten jest poświęcony opisowi niektórych problemów projektowych charakterystycznych dla rejestratorów biopotencjałów i wskazaniu możliwych dróg ich rozwiązania.

2.1. Charakterystyka amplitudowo-pasmowa biopotencjałów w typowych zastosowaniach diagnostycznych

Jak to zostało zaznaczone w poprzednim rozdziale, obserwowane na powierzchni skóry sygnały elektryczne reprezentują mniej lub bardziej wiernie procesy elektryczne, a więc i życiowe poszczególnych narządów organizmu. W praktyce elektrodiagnostycznej, wobec braku możliwości „przybliżenia” procesu pomiarowego do mierzonego obiektu, istnieje konieczność zaakceptowania dodatkowych źródeł sygnałów obocznych, rejestrowanych wspólnie z sygnałem będącym przedmiotem zainteresowania obserwatora. Wobec faktu współistnienia w organizmie żywym procesów aktualnie rejestrowanych i wielu innych jeszcze procesów życiowych, stworzenie właściwych warunków pomiaru – faworyzujących zjawiska elektryczne charakterystyczne dla obserwowanego procesu, przy jednoczesnej dyskryminacji wpływu pozostałych zjawisk – jest jedyną metodą pozyskania niezakłóconej informacji diagnostycznej. Mimo że proces depolaryzacji w pojedynczych komórkach przebiega podobnie niezależnie od ich funkcji, anatomia, a zwłaszcza fizjologia narządu oraz właściwie stworzone warunki pomiaru pozwalają zidentyfikować charakterystyczny dla niego sygnał elektrodiagnostyczny. Pomaga w tym także zestawienie charakterystycznych własności amplitudowo-pasmowych biopotencjałów (tab. 2.1).

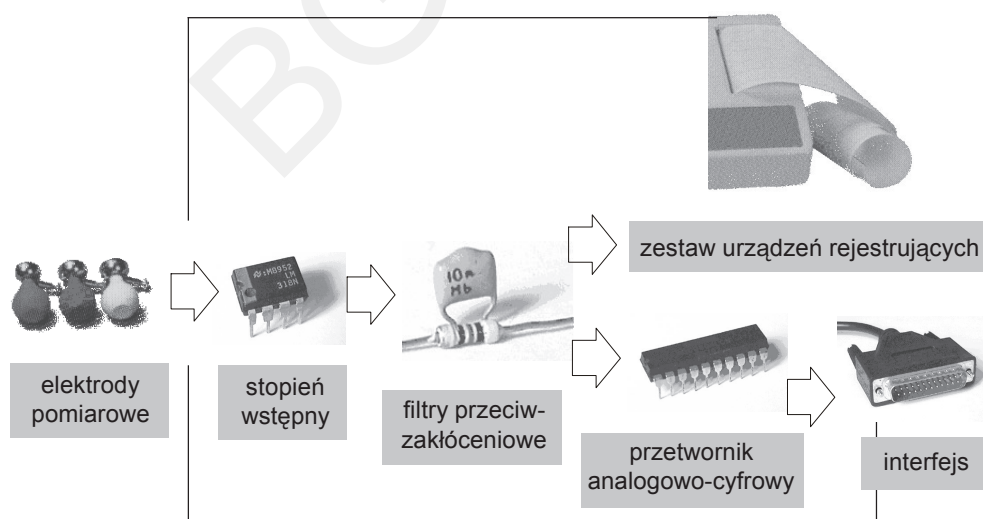
Tabela 2.1

Charakterystyczne własności amplitudowo-pasmowe biopotencjałów

nazwa sygnału	zakres amplitudy	zakres częstotliwości	uwagi
elektrokardiogram (EKG)	0,5–5 mV	0,05–250 Hz	HR-ECG 1000 Hz, strukturalny
elektroencefalogram (EEG)	2–100 μ V	0,5–100 Hz	BAEP nawet poniżej 0,2 μ V
elektromiogram (EMG)	0,05–10 mV	5 Hz–10 kHz	brak wyodrębnionych struktur
elektroretinogram (ERG)	0,5 μ V–1 mV	0,2–200 Hz	
elektronystagmogram (ENG)	3–5 μ V/ $^{\circ}$	0,1–100 Hz	sygnał piłokształtny
elektrogastrogram (EGG)	100–500 μ V	0,01–10 Hz	rejestracja przezprzetykowa
elektrohisterogram (EHG)	1–10 mV	0,1–500 Hz	

2.2. Schemat blokowy rejestratora biopotencjałów

Pomimo znacznych różnic charakterystyki amplitudowo-pasmowej poszczególnych sygnałów elektrodiagnostycznych można sformułować pokaźną grupę wspólnych cech rejestratorów używanych do akwizycji zapisów. Schemat blokowy rejestratora (rys. 2.1), dzięki bardzo ogólnemu opisowi, umożliwia zaprojektowanie rejestratora dowolnego sygnału elektrodiagnostycznego. Modyfikacjom, stosownie do własności mierzonego sygnału, ulegną jedynie wartości wzmocnień i charakterystyki filtrów.



Rys. 2.1. Schemat blokowy rejestratora sygnałów elektrodiagnostycznych

Postępowanie takie jest uzasadnione przykładami z historii medycyny – zazwyczaj pierwsze rejestracje sygnałów wykonywano z użyciem zaadaptowanych rejestratorów o pierwotnie innym przeznaczeniu. Powszechne było m.in. wykorzystywanie przerobionych elektrokardiografów (zmiana wzmocnienia) w pierwszych latach rejestracji zapisów elektronystagmograficznych.

2.3. Elementy stopnia wstępnego

Podobnie jak w przypadku większości urządzeń pomiarowych, jakość wykonania stopnia wstępnego (wejściowego) determinuje globalną jakość rejestratora sygnałów elektrodiagnostycznych. Tej części układu powierzone jest zadanie prawidłowego pobrania informacji i dopasowania jej formy do dalszego przetwarzania, ale także (w rejestratorach używanych klinicznie: przede wszystkim) zapewnienie bezpieczeństwa diagnozowanemu pacjentowi.

Stopień ten powinien zatem charakteryzować się następującymi cechami:

- zabezpieczenie przeciwporażeniowe pacjenta,
- odporność na impuls defibrylatora (dotyczy elektrokardiografów) i znaczne przesterowanie,
- dyskryminacja typowych zakłóceń,
- duża impedancja wejściowa/znikome obciążenie źródła sygnału,
- dopasowanie wzmocnienia i impedancji wyjściowej do następnego stopnia.

2.3.1. Realizacje zabezpieczeń przeciwporażeniowych

Zabezpieczenie przeciwporażeniowe pacjenta w rejestratorach o zasilaniu sieciowym jest realizowane przez zastosowanie bariery galwanicznej w analogowej części toru sygnałowego, separującej stopień wejściowy od pozostałej części układu zasilanej z sieci. Obecnie obowiązujące normy przeciwporażeniowe dla elektrokardiografów określają minimalną wartość odporności bariery galwanicznej na przebicie równą 5 kV. Normy rozróżniają cztery klasy ochrony przeciwporażeniowej urządzeń dopuszczonych do stosowania w elektrodiagnostyce medycznej, oznaczane literami: B, BF, C, CF. Urządzenia klasy C mają na płycie czołowej rysunek serca w kolorze czerwonym, a klasy – CF – rysunek serca w kwadracie, także czerwonym.

Aktualnie obowiązujące normy przeciwporażeniowej ochrony pacjenta mają następujące oznaczenia:

- IEC 601-1 (*Medical Electrical Equipment; General Requirements for Safety*),
- IEC 601-1-1 (*Collateral Standard; Safety Requirements for Medical Electrical Systems*).

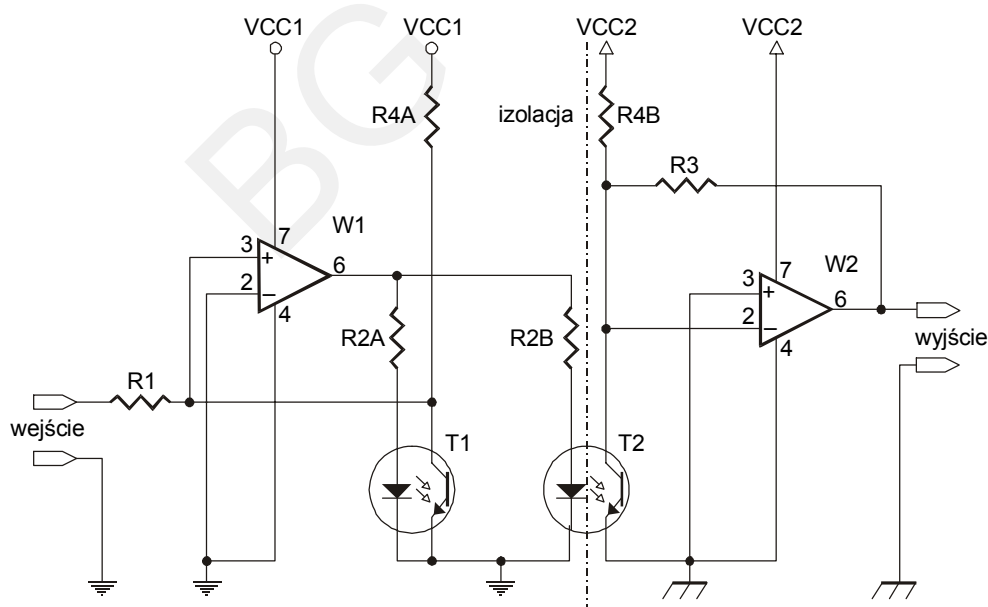
Norma IEC 601-1-1 dotyczy kilku urządzeń współpracujących jako system w warunkach szpitalnych. Niektóre części tego systemu mogą być zaklasyfikowane jako

sprzęt medyczny, a inne jako sprzęt niemedyczny. Jeżeli sprzęt medyczny jest połączony z innym systemem (np. drukarką lub lokalną siecią komputerową), to wszystkie urządzenia powinny również spełniać wymogi IEC-601-1 lub IEC-950 (EN 60950).

Bariera galwaniczna realizowana jest w praktyce na kilka sposobów:

- optoelektronicznie – nieelektrycznym medium transmitującym informację jest światło;
- magnetycznie – nieelektrycznym medium transmitującym informację jest pole magnetyczne;
- logicznie – urządzenie w czasie rejestracji zasilane jest z akumulatora, natomiast podłączenie go do sieci zasilającej uruchamia ładowanie akumulatora i uniemożliwia rejestrację.

Optoelektroniczna bariera galwaniczna (rys. 2.2) jest obecnie najpowszechniej stosowana. Podstawowy, ale zarazem jedyny problem, jaki musi rozwiązać konstruktor, to linearyzacja charakterystyki przejściowej transoptora. Można to zrobić na dwa sposoby, w obu przypadkach drugi, z założenia identyczny, transoptor włączony jest w pętlę ujemnego sprzężenia zwrotnego wzmacniacza operacyjnego. Ponieważ transoptor charakteryzuje się niewielką sprawnością energetyczną (typowo rzędu 1%), wymagana wartość wzmocnienia wzmacniacza operacyjnego jest znaczna, co wpływa na ograniczenie pasma przepustowego układu. Praktyka pokazuje jednak, że współcześnie produkowane elementy zapewniają pasmo rzędu 10 kHz, wystarczające do najbardziej wyszukanych zastosowań rejestracji sygnałów biologicznych.



Rys. 2.2. Schemat optoelektronicznej bariery galwanicznej w torze sygnału analogowego

Optoelektroniczna bariera galwaniczna może zostać zrealizowana również na łą-
czu cyfrowym równoległym lub szeregowym. Transmisja sygnałów binarnych nie
wymaga linearyzacji charakterystyki transoptora. Liczba zastosowanych elementów
może być znaczna zwłaszcza przy równoległej transmisji sygnału próbkowanego ze
znaczną rozdzielczością (np. 14 bitów). Zastosowanie multipleksowanego przetworni-
ka *a/c* o wyjściu szeregowym, co ze względu na niskie częstotliwości próbkowania nie
jest zadaniem trudnym, wydaje się szczególnie atrakcyjne, liczba elementów bariery
galwanicznej może być mniejsza niż w przypadku bariery zastosowanej na torach
sygnałów analogowych.

Konstruktor optoelektronicznej bariery galwanicznej powinien dodatkowo roz-
wiązać problem przekazywania energii zasilającej do układów mających kontakt z pa-
cjentem. Zwykle stosuje się transformatory pracujące przy częstotliwościach rzędu
100 kHz wyposażone w układy generatorów i prostowników. W wielu przypadkach
wystarczające parametry oferują scalone przetwornice DC-DC. W tym kontekście,
istotnym zagadnieniem staje się energochłonność układów mających kontakt z pacjen-
tem, projektowanie stopnia wstępnego wielokanałowego rejestratora wymaga staran-
nego doboru elementów z uwzględnieniem także zagadnień energetycznych. W niektó-
rych zastosowaniach, właśnie pobór energii jest czynnikiem decydującym o zastosowa-
niu bariery galwanicznej w torze sygnału analogowego.

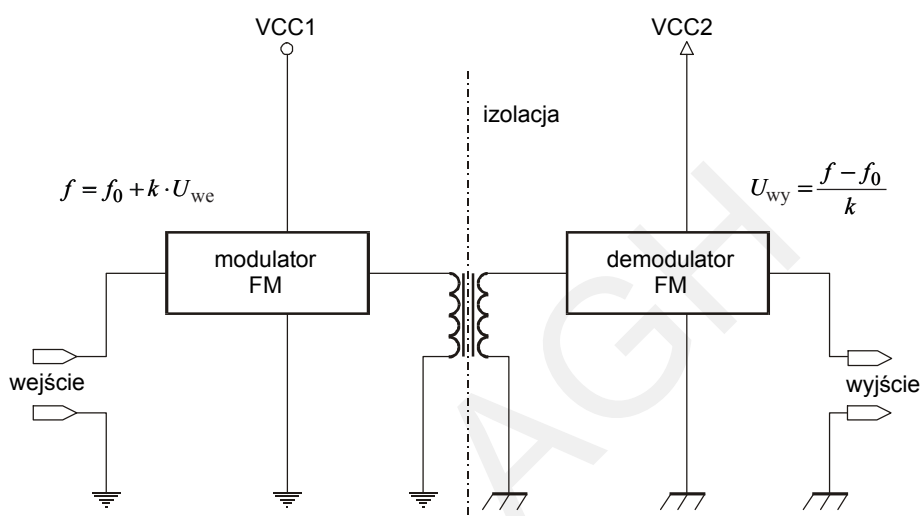
Realizacje bariery galwanicznej środkami optoelektronicznymi charakteryzuje
szereg istotnych zalet, spośród których najważniejsze to:

- brak emisji pola poza układ bariery i brak wrażliwości na pola zewnętrzne (ła-
twość spełnienia norm kompatybilności elektromagnetycznej);
- łatwość scalenia – niektórzy producenci oferują do zastosowań medycznych
wzmacniacze operacyjne zintegrowane z optoelektroniczną barierą galwanicz-
ną (np. Burr–Brown ISO 134);
- łatwość produkcji, powtarzalność parametrów i niezawodność typowa dla ele-
mentów półprzewodnikowych.

Łatwość scalenia bywa często mylnie utożsamiana z miniaturyzacją. Przy napięciu
przebiecia 5 kV wyprowadzenia układu znajdujące się po obu stronach bariery gal-
wanicznej muszą być odległe co najmniej o 15 mm. Odległość ta jest istotna przede
wszystkim dla zapewnienia odpowiedniej odporności na przebiecie, gdy układ jest wlu-
towany w płytkę drukowaną. Wzmacniacz zintegrowany z barierą jest wykonany
w dwóch strukturach krzemu odseparowanych światłowodem. Zastosowanie obudowy
o rozkładzie wyprowadzeń typowym dla układów scalonych nie oznacza w tym przy-
padku, zastosowania jednej struktury półprzewodnikowej.

Magnetyczna bariera galwaniczna (rys. 2.3) jest stosowana w starszych typach re-
jestratorów o niewielkiej liczbie kanałów. Ponieważ transformator nie przenosi składo-
wej stałej, a znaczna rozpiętość względnego pasma sygnału może powodować znie-
kształcenia, stosuje się modulację częstotliwościową (FM) nośnej (rzędu 50–100 kHz)
transmitowanym sygnałem. W pewnym zakresie niezależnie to zniekształcenia sygn-

łu od parametrów transformatora, ale dość istotnie zwiększa pobór energii zasilającej. Znaczne rozmiary (szczególnie przy większej ilości kanałów) wzajemny wpływ transformatorów na siebie oraz wrażliwość na zakłócenia z otoczenia, a także trudności technologiczne procesu produkcji transformatorów i mała powtarzalność parametrów oraz niskie wskaźniki niezawodności są powodami, dla których rzadko spotyka się ten rodzaj realizacji bariery galwanicznej we współcześnie projektowanych rejestratorach.



Rys. 2.3. Schemat magnetycznej bariery galwanicznej

Bariera galwaniczna zrealizowana jest w sposób logiczny w przenośnym sprzęcie starszej produkcji:

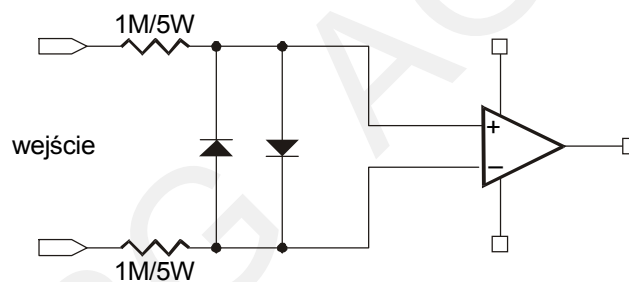
- jako rejestrator z wyjmowanym akumulatorem, ładowarka stanowi wówczas oddzielne urządzenie i tylko ona jest podłączona do sieci;
- jako rejestrator z akumulatorem i ładowarką wbudowanymi na stałe, włączenie urządzenia do sieci powoduje rozłączenie obwodów rejestratora i przełączenie akumulatora w stan ładowania.

2.3.2. Odporność układu wejściowego na impuls defibrylatora

Odporność na znaczne przesterowanie oznacza, że układ elektroniczny zaprojektowany do rejestracji sygnałów o amplitudach rzędu 10 mV powinien być zabezpieczony przed zniszczeniem w przypadku pojawienia się znacznych napięć. Szczególnie dotyczy to elektrokardiografów i urządzeń intensywnego nadzoru kardiologicznego, gdyż stosowane w kardiologii urządzenia zewnętrznego zatrzymywania i pobudzania akcji serca (defibrylatory) generują impulsy o znacznych napięciach. Typowy impuls defibrylatora charakteryzuje się napięciem 17 kV. Konieczność zabezpieczania rejestrato-

rów wynika z faktu, że wymagane jest podanie impulsu defibrylującego w ściśle określonym momencie względem akcji serca, a więc powinno nastąpić pod kontrolą przeprowadzaną za pomocą rejestratora.

Zabezpieczenia przed zniszczeniem w przypadku pojawienia się znacznych napięć wejściowych zwykle realizowane są przez dołączenie równolegle do wejścia diod półprzewodnikowych połączonych równolegle-przeciwsobnie (rys. 2.4). Ich zadaniem jest niedopuszczenie do wzrostu potencjału różnicowego ponad (typowo dla krzemu) 0,7 V. Dodatkowo, szeregowo z wejściem włączone są rezystory o wartościach na tyle dużych, że spodziewany impuls prądowy nie uszkodzi diod zabezpieczających, ale na tyle małych, że mogą zostać pominięte z punktu widzenia impedancji wejściowej. Wartość typowa to 0,5–1 M Ω . Istotnym parametrem jest także dopuszczalna moc strat tych rezystorów, to na nich wydzieli się większość energii impulsu. Konstruktor powinien zwrócić uwagę, że chociaż powszechnie spotykane są wzmacniacze operacyjne z nadnapięciowym zabezpieczeniem wejść, to jednak wbudowane zabezpieczenie (ze względu na małą dopuszczalną moc strat diod w strukturze układu scalonego) może okazać się niewystarczające.



Rys. 2.4. Schemat zabezpieczenia nadnapięciowego

2.3.3. Dyskryminacja zakłóceń przez stopień wejściowy

Dyskryminacja typowych zakłóceń polega na takim skonstruowaniu stopnia wejściowego rejestratora, żeby zminimalizować jego czułość na napięcia zakłócające. Wykorzystuje się powszechnie fakt, że ponieważ długość fali elektromagnetycznej zewnętrznych pól zakłócających jest znaczna w porównaniu z rozmiarami układu pomiarowego, właściwie poprowadzone przewody pomiarowe znajdują się w tym samym punkcie pola, a więc indukowana zakłócająca składowa napięcia jest identyczna. Powszechnie zatem przyjęto dokonywanie pomiarów w sposób różnicowy, tzn. różnica dwóch napięć wejściowych jest uważana za sygnał użyteczny, natomiast część wspólna dwóch napięć wejściowych jest uważana za zakłócenia. Takie podejście, typowe dla

pomiarów prowadzonych w technice, wymaga uzupełnienia w przypadku zastosowań do pomiarów sygnałów biomedycznych.

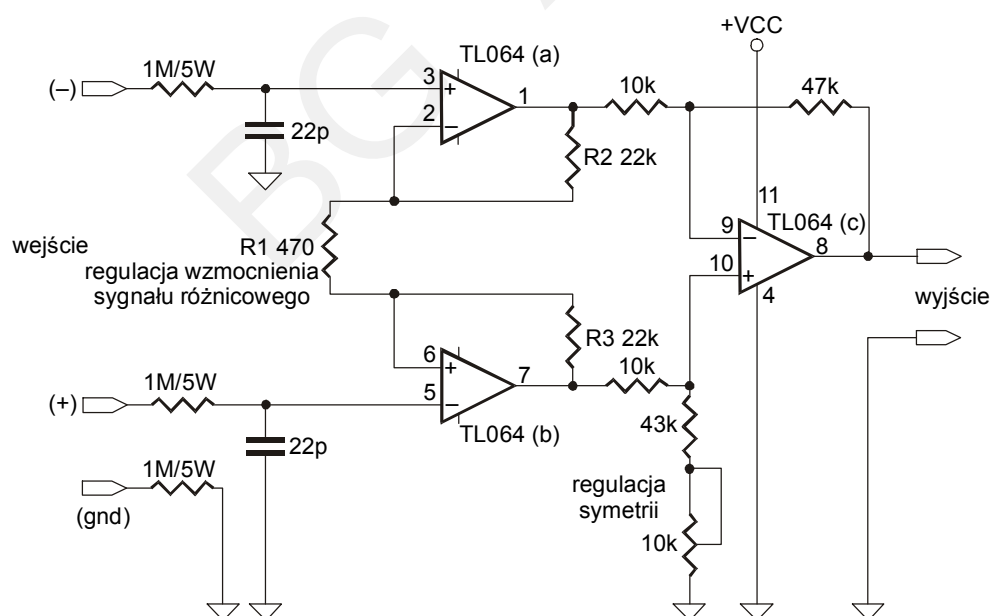
W tym przypadku warunki pomiaru wydają się szczególnie trudne, a w szczególności:

- charakterystyka źródła sygnału (amplituda, impedancja) jest trudna do ustalenia i zmienna podczas pomiaru,
- indukowane napięcia zakłócające mogą wielokrotnie (typowo 100 razy) przekraczać amplitudę sygnału użytecznego,
- część składowej zakłóceń jest reprezentacją innych procesów zachodzących równocześnie w organizmie.

Istnieje kilka konstrukcji stopni wejściowych rejestratorów, zaprojektowanych ze szczególnym uwzględnieniem dyskryminacji zakłóceń:

- wzmacniacz o podwyższonym współczynniku tłumienia sygnału wspólnego CMRR (ang. *Common Mode Rejection Ratio*),
- wzmacniacz z wyprzedzającym sprzężeniem zwrotnym,
- wzmacniacz z aktywnym ekranem.

Wzmacniacz o podwyższonym współczynniku tłumienia sygnału wspólnego (rys. 2.5) składa się w istocie z trzech wzmacniaczy operacyjnych. Dwa wzmacniacze wstępne skonfigurowane są w ten sposób, że wzmacniają tylko sygnał różnicowy – o wartość możliwą do ustalenia za pomocą rezystora – natomiast wzmocnienie dla sygnału sumacyjnego wynosi 1.



Rys. 2.5. Wzmacniacz o podwyższonym współczynniku tłumienia sygnału wspólnego

Jeżeli przyjąć założenia idealnego wzmacniacza operacyjnego:

- wartość impedancji wejściowej jest nieskończona i prąd wejściowy jest równy zero,
- wzmocnienie (w otwartej pętli sprzężenia zwrotnego) jest nieskończone i napięcie na wejściu odwracającym jest równe napięciu na wejściu nieodwracającym,
- impedancja wyjściowa jest równa zero,

to otrzymujemy (rys. 2.5):

- dla sygnałów różnicowych:
napięcia na wejściu odwracającym i nieodwracającym wzmacniacza operacyjnego są identyczne

$$U_{R1-R} = U_{WE-R},$$

prąd wejściowy wzmacniacza operacyjnego jest równy zero

$$I_{R1-R} = U_{R1-R} / R1 = I_{R3-R} = I_{R2-R},$$

napięcie wyjściowe i prąd gałęzi rezystorowej łączy prawo Ohma,

$$U_{R2-3-R} = I_{R1-R} \cdot (R1 + R2 + R3),$$

wzmocnienie wzmacniacza zależy tylko od elementów sprzężenia zwrotnego

$$k_R = U_{R2-3-R} / U_{WE} = (R1 + R2 + R3) / R1;$$

- dla sygnałów sumacyjnych:
składowa sumacyjna nie wpływa na wartość napięcia rezystora R1

$$U_{R1-S} = 0$$

ani nie powoduje dodatkowego przepływu prądu w gałęzi rezystorowej R1–R2–R3

$$I_{R1-S} = I_{R3-S} = I_{R2-S} = 0,$$

dlatego wartość dodatkowego napięcia na wyjściu wzmacniacza jest równa zero

$$U_{R2-3-S} = U_{WE-S},$$

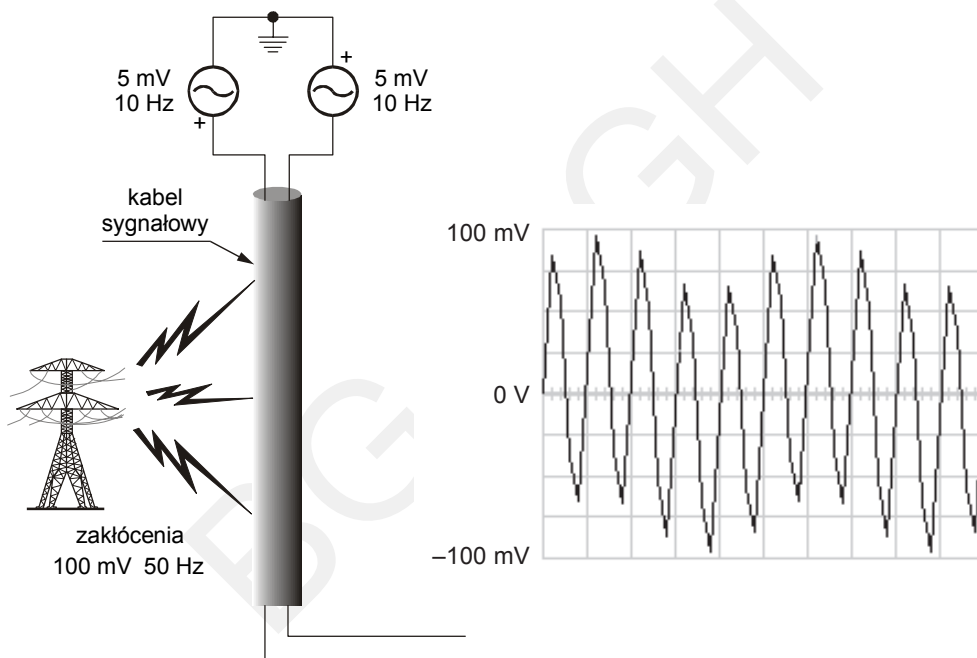
co jest równoznaczne, że wzmocnienie składowej sumacyjnej wynosi jeden

$$k_S = 1.$$

W ten sposób możliwe jest powiększenie wzmocnienia dla sygnału różnicowego przy niezmiennym wzmocnieniu dla sygnału sumacyjnego, a więc zwiększenie CMRR całego układu. Osiągane wartości współczynnika tłumienia sygnału współbieżnego wynoszą nawet 120 dB, co zapewnia właściwy odstęp sygnału od zakłóceń. Powiększanie współczynnika CMRR nie zawsze należy do zadań konstruktora, gdyż niektórzy producenci elementów półprzewodnikowych oferują w układzie scalo-

nym wzmacniacze operacyjne połączone według schematu przedstawionego już na rysunku 2.5 (Burr–Brown INA128, Analog Devices AD620 itp.). Regułą jest w tym przypadku montowanie na zewnątrz układu rezystora $R1$ ustalającego wzmacnienie składowej różnicowej. Niektóre typy wzmacniaczy umożliwiają cyfrowe ustalenie wzmacnienia składowej różnicowej – wyprowadzenia rezystora $R1$ są wówczas zastąpione przez wejściowe linie cyfrowe (najczęściej dwie) umożliwiające wybór wartości wzmacnienia (np. 1, 2, 4, 8 lub 1, 10, 100, 1000).

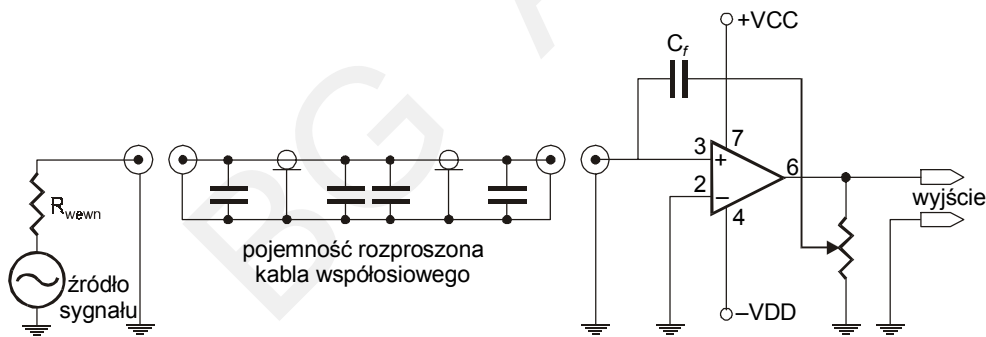
Założenie o identycznym wpływie pola zakłócającego na odprowadzenia pomiarowe jest spełnione (rys. 2.6) tak długo, dopóki zapewniona jest identyczność obu gałęzi pomiarowych, co w pewnych sytuacjach, występujących przy pomiarach sygnałów elektrodiagnostycznych, jest trudne do osiągnięcia.



Rys. 2.6. Schemat indukowania zakłóceń jako sygnału różnicowego

Powodem jest indywidualna zmienność impedancji elektrod pomiarowych. Ponieważ obwód pomiarowy przedstawia sobą układ RC o parametrach rozłożonych, wyindukowane napięcie zakłóceń jest przesunięte w fazie w stosunku do pola zakłócającego. Każda asymetria parametrów gałęzi pomiarowych, w pomiarach bioelektrycznych powodowana zwykle przez zmienne warunki kontaktu elektrod powoduje, że napięcia zakłóceń wyindukowane w obu gałęziach pomiarowych mają wprawdzie identyczne wartości amplitud, ale są nieco przesunięte w fazie. Nawet przesunięcia rzędu minut kątowych powodują przenikanie zakłóceń jako sygnału różnicowego do wejścia toru pomiarowego.

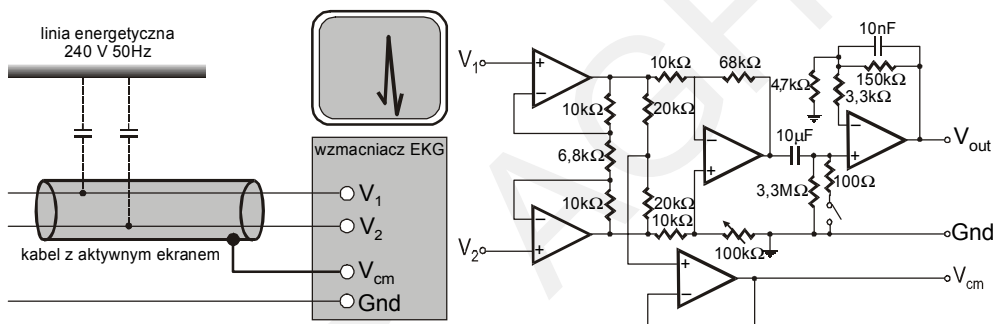
Ponieważ za przesunięcie fazy odpowiada część urojona impedancji, można zminimalizować jego wartość, jeżeli obwód złożony z impedancji elektrod, kabla i impedancji wejściowej wzmacniacza będzie miał charakter możliwie najbardziej rezystancyjny. Istnienie pojemności rozproszonej kabla wydaje się głównym źródłem szkodliwego przesunięcia fazy. Wzmacniacz z wyprzedzającym sprzężeniem zwrotnym jest przeznaczony do współpracy z kablem ekranowanym i ma za zadanie kompensację pojemności rozproszonej nieuchronnie związanej z konstrukcją kabla. Zabieg taki jest szczególnie przydatny wszędzie tam, gdzie pomimo stosowania stopni wejściowych o wysokim tłumieniu sygnału współbieżnego, znaczna ilość zakłóceń jest przenoszona do toru sygnałowego. Kompensacja „w przód” wzmacniacza operacyjnego (rys. 2.7) jest w istocie niewielkim, dodatnim sprzężeniem zwrotnym dla wysokich częstotliwości. Pojemność rozproszona kabla ładuje się ze źródła o niskiej impedancji, przez co proces ładowania przyspiesza się. Z punktu widzenia analizy układów wzmacniacz operacyjny z tak włączonym kondensatorem można uważać za kondensator o pojemności $C_f \cdot (1 - A)$, gdzie A jest wzmocnieniem wzmacniacza. Jeżeli tylko wzmocnienie to jest większe od jedności, układ reprezentuje ujemną wartość pojemności, która dołączona równolegle do pojemności rozproszonej kabla zmniejsza jej wartość. Oczywiście jeżeli wzmocnienie będzie zbyt duże i pojemność wypadkowa będzie ujemna układ stanie się niestabilny i będzie wytwarzał oscylacje.



Rys. 2.7. Schemat wzmacniacza ze sprzężeniem (kompensacją) w przód

Zastosowanie kabla o odpowiedniej konstrukcji lub sprzężenia „w przód” minimalizuje szkodliwy wpływ pojemności rozproszonej, jednak w przypadku, gdy zastosowanie prostych środków zaradczych okazuje się niewystarczające, celowe może się okazać zastosowanie wzmacniacza z aktywnym ekranem (ang. *driven shield*), którego schemat przedstawia rysunek 2.8. Wzmacniacz ten nie kompensuje wprowadzonej pojemności kabla, ale w znacznym stopniu neutralizuje jej wpływ, ekran ma bowiem potencjał zbliżony do potencjału żyły środkowej. Niewielka różnica potencjałów – równa

połowie napięcia różnicowego – pomiędzy okładkami „kondensatora rozproszonego” gwarantuje, że procesy ładowania i rozładowania tej pasożytnej pojemności nastąpią w możliwie najkrótszym czasie. Ekran jest zasilany napięciem średnim obu odprowadzeń pomiarowych (*de facto* napięciem sumacyjnym) pobranym z dzielnika rezystorowego za stopniem podwyższającym wzmocnienie sygnału różnicowego. Stopień ten dla sygnału sumacyjnego jest wtórnikami prądowymi, nie zmienia więc wartości napięcia, natomiast gwarantuje niską impedancję wyjściową. Sygnał sumacyjny uzyskany z dzielnika jest kierowany na wejście nieodwracającego wtórnika prądowego, który ma niską impedancję wyjściową. Wartość tej impedancji łączy do masy wszystkie sygnały zakłócające wyindukowane w ekranie, sam ekran jest jednak spolaryzowany napięciem o wartości średniej żył sygnałowych tworzących parę odprowadzeń różnicowych.



Rys. 2.8. Schemat wzmacniacza z aktywnym ekranem

2.3.4. Duża impedancja wejściowa stopnia wstępnego

Duża impedancja wejściowa, gwarantująca znikome obciążenie źródła sygnału, jest parametrem typowym dla wzmacniaczy pomiarowych. Poprawnie wykonany pomiar – dotyczy to szerokiego zakresu pomiarów, nie tylko elektrycznych – polega na obserwacji i zakłada brak wpływu procesu pomiarowego na obserwowane zjawisko. Obiekt „nie wie”, że jest obserwowany. Przeważnie jednak przepływ informacji od obiektu do urządzenia pomiarowego związany jest z przepływem energii (choć nie koniecznie w tym samym kierunku), co prowadzi do zmiany stanu obserwowanego obiektu. W dziedzinie pomiarów elektrycznych osiągnięto bardzo dobre przybliżenie idealistycznego założenia o braku oddziaływania na obserwowany obiekt. Dzięki stosowaniu elementów sterowanych polem elektrycznym (tranzystory FET – ang. *Field Effect Transistor*) pobór prądu ze źródła napięcia mierzonego jest znikomy, a impedancja wejściowa toru pomiarowego rzędu $10^{15} \Omega$ jest wartością typową.

2.3.5. Dopasowanie parametrów elektrycznych

Dobór wzmocnienia i impedancji wyjściowej do następnego stopnia jest najłatwiejszym do spełnienia postulatem warunkującym poprawne dopasowanie elektrycznych współpracujących stopni toru sygnałowego. Komentarza wymaga może jedynie wartość wzmocnienia napięciowego stopnia wstępnego. Zwykle projektuje się niewielką wartość tego wzmocnienia (co jest powodem, dla którego określenie „stopień wstępny” wydaje się bardziej trafne niż „wzmacniacz wstępny”). Elementy aktywne stopnia wstępnego (wyjście wzmacniacza operacyjnego) celowo pracują z małym sygnałem, nie wykorzystując pełnego zakresu dynamiki. Jest to sposób zabezpieczenia przed przesterowaniem na okoliczność pojawienia się znacznych zakłóceń. Dopiero następny stopień toru sygnałowego zawiera filtry umożliwiające kształtowanie jego charakterystyki w sposób zapewniający uzyskanie maksymalnej wartości stosunku sygnału użytecznego do zakłóceń.

2.4. Przeciwwzakłócenkowe filtry częstotliwościowe

Filtry częstotliwościowe w torze sygnałowym rejestratora służą poprawie stosunku sygnału do zakłóceń przy założeniu rozłączności pasm częstotliwościowych. Założenie to jest lepiej lub gorzej spełnione dla poszczególnych biopotencjałów.

Dlatego też zestaw filtrów ściśle zależy od przeznaczenia rejestratora:

- w elektroencefalografii można spotkać filtry dolnoprzepustowe o nachyleniu charakterystyki 12 dB/okt i częstotliwościach 70, 35, 20 i 15 Hz;
- w elektrokardiografii można spotkać filtr dolnoprzepustowy o nachyleniu charakterystyki 12 dB/okt i częstotliwości 35 Hz, oraz filtr pasmowo-zaporowy o częstotliwości środkowej 50 (60) Hz.

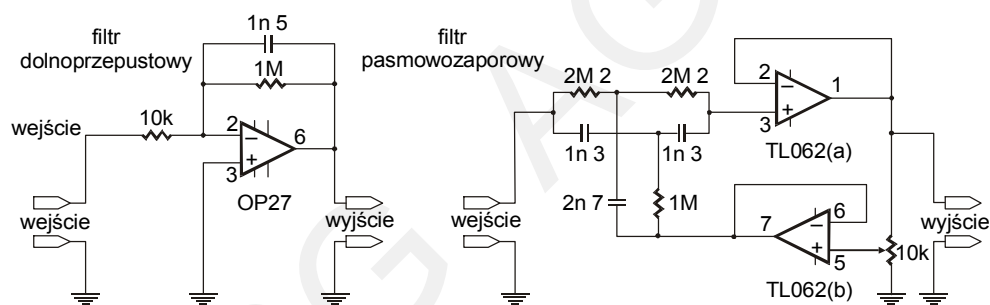
Stosowanie filtrów częstotliwościowych zwykle prowadzi do zubożenia informacji zawartej w sygnale i jest swoistym „złem koniecznym”. Z tego powodu stosowane filtry zwykle są wyłączone, a ich włączenie podyktowane jest wystąpieniem wyjątkowo złych warunków rejestracji.

Realizacja filtrów dolnoprzepustowych jest zwykle uzyskiwana przez włączenie elementów RC w obwodzie sprzężenia zwrotnego wzmacniacza operacyjnego. Niewielkie nachylenie charakterystyki jest metodą minimalizacji zniekształceń charakterystyki fazowej. Filtry wyższych rzędów, o bardziej stromej charakterystyce amplitudowej mają zwykle bardzo nierównomierną charakterystykę fazową.

W elektrokardiografii filtr dolnoprzepustowy (zwykle 35 Hz) jest nazywany „filtrem zakłóceń mięśniowych” i służy do redukcji składowych sygnału zawierających reprezentację aktywności mięśni znajdujących się na drodze sygnału kardioelektrycznego w ciele pacjenta (rys. 2.9). Przykładem mogą być napięcia generowane przez mięśnie przedramienia w odprowadzeniach kończynowych EKG. Charakterystyka ampli-

tudowo-pasmowa tych zakłóceń zawiera składowe o częstotliwościach wyższych niż 35 Hz, bez częstotliwości o przeważającej energii sygnału, przy amplitudzie zakłóceń porównywalnej z amplitudą sygnału EKG.

Filtr pasmowo zaporowy 50 (60) Hz ma za zadanie maksymalne stłumienie składowych sygnału o częstotliwości sieci zasilającej. Biorąc pod uwagę tolerancję elementów RC oraz tolerancję częstotliwości sieci, najodpowiedniejszy wydaje się filtr sprzętowy o konfiguracji „podwójne-T” włączony w gałąź ujemnego sprzężenia zwrotnego wzmacniacza operacyjnego. Filtr taki zapewnia tłumienie rzędu 50 dB, co jest wartością wystarczającą. Zniekształcenia fazowe (zwłaszcza w okolicach pasma zaporowego) są znaczne, ale energia sygnału użytecznego w tym zakresie częstotliwościowym jest już niewielka. Filtr „podwójne-T” najlepiej odpowiada charakterystyce amplitudowo-pasmowej zakłóceń: ściśle określona częstotliwość, amplituda znacznie przekraczająca amplitudę sygnału użytecznego. Wobec braku możliwości przestrojenia tego filtra istotne jest zwrócenie uwagi na wartość częstotliwości sieci zasilającej w kraju, w którym rejestrator będzie używany.



Rys. 2.9. Schemat sprzętowej realizacji filtrów elektrokardiografu

Poza filtrami poprawiającymi odstęp sygnału od zakłóceń, włączanymi opcjonalnie, w skład zespołu filtrów wchodzi często filtr anty-aliasingowy, włączony na stałe, którego zadaniem jest nie dopuszczenie na wejście przetwornika analogowo-cyfrowego składowych o częstotliwościach przekraczających połowę częstotliwości próbkowania. Pewną trudnością jest takie dobranie zapasu częstotliwości próbkowania i charakterystyki filtru, aby dla wartości połowy częstotliwości próbkowania tłumienie sygnału było rzędu zakresu dynamiki przetwornika (np. dla przetwornika 8-bitowego – 48 dB). W przeciwnym przypadku pojawienie się znacznych wartości sygnałów o częstotliwościach przewyższających połowę częstotliwości próbkowania, wskutek niedostatecznego tłumienia, doprowadzi do zdudnienia częstotliwości sygnału f_s i próbkowania f_p , a produkt zdudnienia (w tym przypadku różnica $f_p - f_s$) pojawi się w sygnale dyskretnym.

2.5. Stopień końcowy i urządzenia wyjściowe

Zadaniem stopnia końcowego jest zapewnienie wzmocnienia niezbędnego do wysterowania urządzeń wyjściowych, tak aby oferowany przez nie zakres dynamiki był w pełni wykorzystany. Dodatkowo, jeżeli urządzenie wyjściowe ma charakter indukcyjny (np. cewka odchylająca dyszy atramentowej lub pisaka termicznego), konieczne jest dokonanie konwersji napięcie–prąd. Wychylenie ustroju piszącego jest bowiem proporcjonalne do wartości prądu, a ta jest przesunięta w fazie względem napięcia, co wynika z indukcyjnego charakteru obciążenia.

W dawniej produkowanych, ale wciąż będących w użyciu analogowych rejestratorach biopotencjałów stosowano następujące rodzaje ustrojów piszących:

- galwanometr strunowy, bardzo czuły elektromagnetyczny ustrój pomiarowy obracający się wokół osi, którą jest sprężysta taśma stalowa (struna) i za pośrednictwem lusterka kierujący odbity strumień światła na przesuwaną się błonę światłoczułą;
- dysza atramentowa, obracana ustrojem elektromagnetycznym dysza podciśnieniowa rozpylająca strumień atramentu na papierze;
- pisak termiczny, napędzany ustrojem elektromagnetycznym pisak w kształcie rurki zawierającej wewnątrz spiralę grzejną, który pozostawia ślad w miejscu styku z przesuwanym się papierem termoczułym.

Urządzenia te charakteryzują się specyficznymi właściwościami. Galwanometr strunowy był przez lata ceniony za szerokie pasmo przenoszenia (zawdzięczane małej bezwładności i znikomym oporom ruchu), poza tym był dość uciążliwy w użyciu. Bardzo istotną wadą była konieczność chemicznej obróbki błony światłoczułej, co wykluczało interaktywny przebieg rejestracji. Dysza atramentowa jest tania w eksploatacji, co predestynuje ją do ciągłej pracy (20–30 zapisów dziennie). Niestety dłuższe przerwy w pracy powodują zasychanie atramentu, i przywrócenie sprawności wymaga skomplikowanych zabiegów konserwatorskich zwłaszcza przy większej ilości kanałów. Pisak termiczny jest łatwy w użyciu – wymaga tylko ok. 20 s rozgrzewania przed rejestracją, ale używany papier termiczny jest znacznie droższy, a ponadto zapis nie jest utrwalony, a więc jest wrażliwy na uszkodzenie. Pisak termiczny przeznaczony jest do pracy dorywczej (2–3 zapisy dziennie), dłuższa nieprzerwana eksploatacja może doprowadzić do przepalenia spirali grzejnej, gdyż pisaki zazwyczaj nie są wyposażone w termostat.

Od połowy lat osiemdziesiątych, w nowo produkowanych urządzeniach rejestrujących, ostatnim elementem toru sygnałowego jest przetwornik analogowo-cyfrowy. Najprostsze rejestratory dokonują zapisu pobieranego sygnału do bufora pamięci, skąd jest on bezpośrednio przesyłany do drukarki. Inne urządzenia oferują opcje automatycznej analizy sygnałów elektrofizjologicznych oraz możliwość współpracy z komputerem osobistym.

Zastosowanie cyfrowej postaci archiwizowania i przesyłania sygnałów znacznie zmniejsza ich wrażliwość na zakłócenia zewnętrzne, a także umożliwia wykorzystanie do zastosowań biomedycznych konwencjonalnych nośników informacji cyfro-

wych (pamięci stałe, dyskiety, dyski twarde, dyskiety archiwizacyjne – ZIP, dyski odległe – sieciowe, dyski optyczne jedno- i wielokrotnego zapisu, dyski magneto-optyczne, streamery i inne) oraz standardowych łącz cyfrowych (RS-232, RS-485, SCSI, Ethernet itp.).

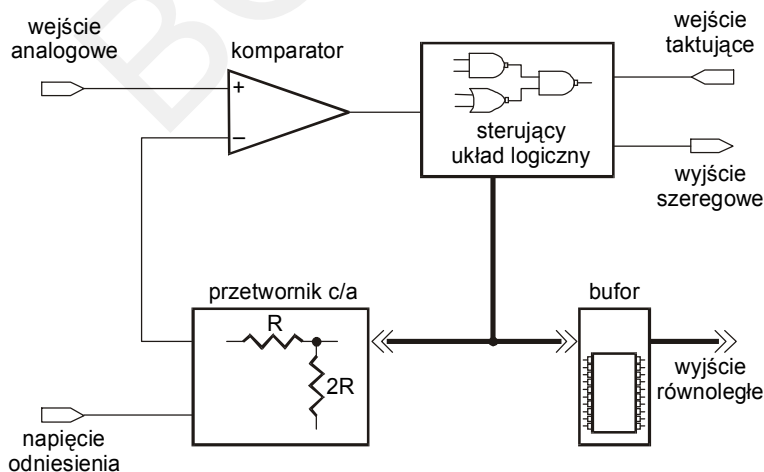
Zastosowanie przetwornika analogowo-cyfrowego otwiera także możliwości programowej realizacji filtrów przeciwzakłóceńowych oraz – co już wspomniano – galwanicznej bariery optoelektronicznej bez konieczności linearyzacji transoptorów. Jedynie filtr antyaliasingowy musi być zrealizowany sprzętowo – w zdyskretyzowanym sygnale nie występują częstotliwości wyższe niż połowa częstotliwości próbkowania.

2.6. Przetworniki analogowo-cyfrowe

Powszechnie rozróżniane są trzy zasady działania przetworników analogowo-cyfrowych:

- 1) bezpośrednie porównanie z zestawem wzorców – metoda charakteryzująca się najkrótszym czasem konwersji, ale – przy większych rozdzielczościach – znacznym skomplikowaniem układu;
- 2) wielokrotne całkowanie sygnału – metoda pozwalająca prostymi środkami uzyskać znaczne dokładności, niestety kosztem prędkości przetwarzania;
- 3) kolejne przybliżanie sygnału wzorcem o sumowanej wartości – metoda charakteryzująca się znacznymi dokładnościami, a jednocześnie umożliwiającą wykonanie do kilku milionów konwersji na sekundę.

W zastosowaniach przetwarzania sygnałów elektrofizjologicznych stosowane są przeważnie przetworniki analogowo-cyfrowe działające w oparciu o metodę kolejnych przybliżeń (rys. 2.10).



Rys. 2.10. Przetwornik analogowo-cyfrowy działający w oparciu o zasadę kolejnych przybliżeń

Oferowana przez nie prędkość konwersji – rzadko przekraczająca $10\ \mu\text{s}$ – oraz kilkunastobitowa rozdzielczość są w pełni wystarczające do wiernego przetwarzania sygnałów biomedycznych. Dodatkowo, w sposób naturalny kolejne bity reprezentacji cyfrowej sygnału analogowego ustawiane są w porządku malejącym, tj. najpierw MSB (ang. *most significant bit*), a na końcu LSB (ang. *least significant bit*) i jeżeli przetwornik ma wyjście szeregowo, mogą być na bieżąco sekwencyjnie udostępniane. Ta cecha przetwornika jest szczególnie atrakcyjna dla konstruktora zamierzającego zastosować galwaniczną barierę optoelektroniczną na linii sygnału cyfrowego, a także, gdy odbiornik sygnału (np. mikrokontroler lub procesor sygnałowy) ma wejście szeregowo. Obecnie przetworniki z wyjściem szeregowym można spotkać wyłącznie w rodzinie wykorzystującej metodę kolejnych przybliżeń.

Zasada działania przetwornika analogowo-cyfrowego dokonującego kolejnych przybliżeń zakłada, że podczas całego pomiaru sygnał wejściowy jest stały z dokładnością równą wartości najmniej znaczącego bitu. O ile założenie to łatwo spełnić przy niewielkich rozdzielczościach, zastosowanie dokładniejszych przetworników wymaga użycia układu próbkująco-pamiętającego (będącego komórką pamięci analogowej) w celu podtrzymania napięcia wejściowego na stałym poziomie na czas konwersji.

Jest to wskazane z dwóch powodów:

- 1) dokładniejszy przetwornik wykonuje więcej kroków przybliżeń, co trwa dłużej (przy stałej częstotliwości taktowania);
- 2) w przypadku dokładniejszego przetwornika zmiana napięcia odpowiadająca najmniej znaczącemu bitowi jest znacznie bardziej subtelna (przy stałym zakresie dynamiki).

Stosowanie układu próbkująco-pamiętającego jest zwykle poprzedzone analizą zjawisk występujących w tym układzie w stanie próbkowania, pamiętania i w stanach przejściowych.

Ponieważ układ próbkująco-pamiętający może być przybliżony przez:

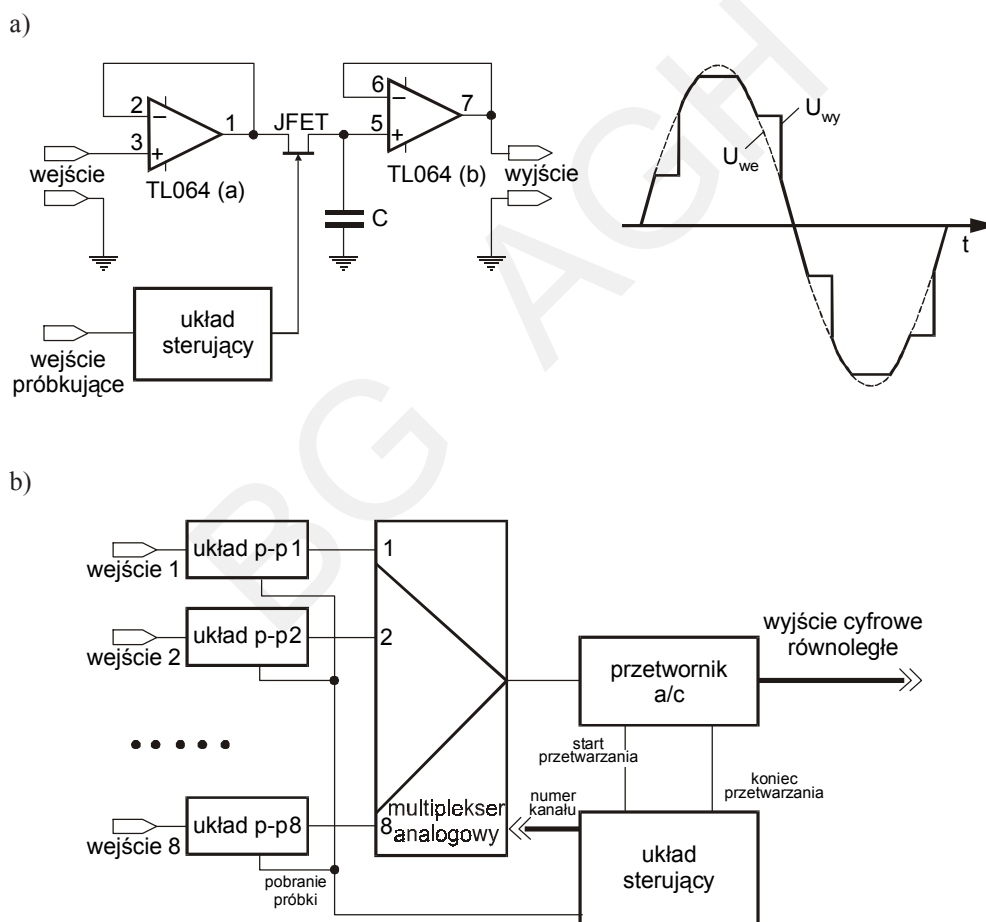
- źródło sygnału,
- pojemność równoległą,
- wyłącznik szeregowy (elektroniczny, np. FET),
- obciążający wtórnik napięciowy (rys. 2.11a),

należy spodziewać się:

- opóźnienia przy przejściu do stanu śledzenia (żądana dokładność wyznacza minimalny czas śledzenia) – związanego z procesem ładowania pojemności pamiętającej przez rezystancję wyjściową poprzedzającego stopnia i rezystancję zamkniętego wyłącznika;
- zwłoki przy przechodzeniu do stanu pamiętania – związanej z koniecznością usunięcia nośników z kanału tranzystora FET wyłącznika;

- oscylacji przy przechodzeniu do stanu pamiętania – związanych z indukcyjnością rozproszoną nagle przerywanego obwodu śledzącego;
- przesłuchów w stanie pamiętania dla składowych o wysokich częstotliwościach – pozbawiony nośników kanał tranzystora FET wyłącznika oraz jego źródło i dren tworzą kondensator;
- opadania napięcia w stanie pamiętania – związanego z powolnym rozładowywaniem się kondensatora przez jego upływność, impedancję wejściową wtórника i impedancję otwartego wyłącznika.

Ilościowa ocena wymienionych zjawisk definiuje parametry jakościowe układu próbkująco-pamiętającego.



Rys. 2.11. Zasada działania układu próbkująco-pamiętającego (a) i jego zastosowanie w wielotorowym systemie akwizycji sygnałów (b)

Podobną rolę, chociaż przy znacznie surowszych wymaganiach, pełni układ próbkująco-pamiętający w rejestratorach wielokanałowych. Istotną cechą takich rejestratorów jest próbkowanie równoczesne grupy sygnałów współbieżnych. Próbkowanie równoczesne oznacza, że we wszystkich sygnałach próbki o odpowiadających sobie numerach zostały pobrane w tej samej chwili czasu. Próbkowanie równoczesne jest często wymagane przez przekształcenia matematyczne stosowane na cyfrowej reprezentacji sygnału.

Próbkowanie równoczesne można zrealizować:

- przez zastosowanie odrębnego przetwornika analogowo-cyfrowego w każdym kanale;
- przez zastosowanie układów próbkująco-pamiętających w każdym kanale (zatrzymywanych równocześnie) i jednego przetwornika analogowo-cyfrowego z multiplekserem wejść (rys. 2.11b).

Drugi z wymienionych sposobów próbkowania równoczesnego jest znacznie tańszy, wymaga jednak zastosowania układów próbkująco-pamiętających zdolnych do utrzymania właściwej dokładności pamiętania (lepiej niż napięcie odpowiadające najmniej znaczącemu bitowi) przez czas będący sumą czasów przetwarzania we wszystkich kanałach.

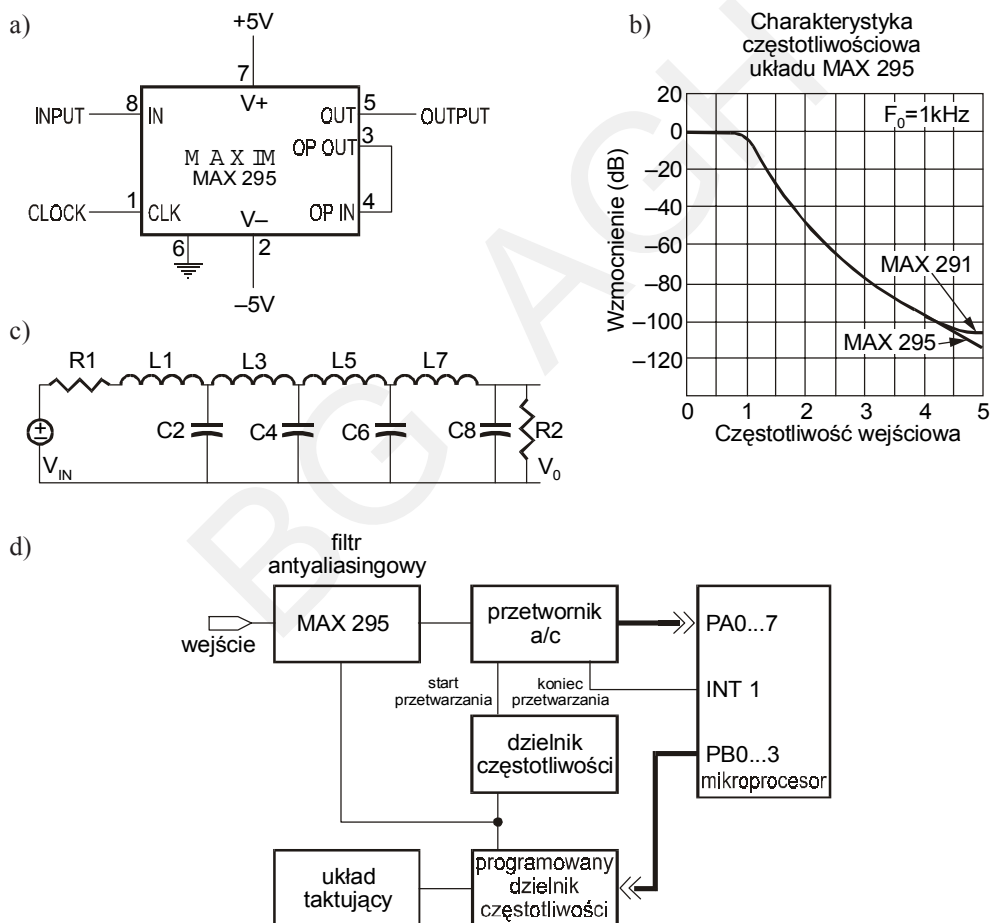
Stosowanie układów próbkująco-pamiętających na wejściu pojedynczych przetworników analogowo-cyfrowych oraz próbkowanie równoczesne przetworników wielokanałowych zostało w niektórych przypadkach zrealizowane przez producentów. Karta katalogowa układu scalonego zawiera odpowiednią informację, jeżeli przetwornik ma wbudowany układ próbkująco-pamiętający. W przypadku przetworników o wielu wejściach, zdolność do pracy w trybie równoczesnego próbkowania jest również wyeksponowana wśród parametrów katalogowych. Oznacza ona, że niezależnie od ilości rzeczywiście użytych kanałów przetwarzania, stosowanie dodatkowych układów próbkująco-pamiętających nie jest konieczne.

Jak już wspomniano, dobór częstotliwości próbkowania wynika z założonego pasma sygnału (twierdzenie Shannona), przy czym do konstruktora należy troska o to, aby na wejściu przetwornika nie pojawiły się sygnały o częstotliwości spoza pasma. Zwykle w tym celu stosowany jest dolnoprzepustowy filtr antyaliasingowy. W nielicznie spotykanych rejestratorach o zmiennej częstotliwości próbkowania istnieje konieczność zmiany częstotliwości odcięcia tego filtru. W takich przypadkach filtr antyaliasingowy jest przeważnie realizowany jako SC (ang. *switching capacity*) – filtr z przełączaną pojemnością. Odpowiedni dobór częstotliwości taktującej umożliwia ustawienie żądanej wartości częstotliwości odcięcia filtru. Jeżeli częstotliwość próbkowania jest przełączana przez nadzorujący mikroprocesor, należy zastosować układ generatora taktu dla filtrów przełączany cyfrowo. Jest to szczególnie łatwe, jeżeli częstotliwości próbkowania układają się w szereg kolejnych potęg dwójki (np. 250 Hz, 500 Hz i 1000 Hz). Zmiana częstotliwości taktowania filtru antyaliasingowego polega wówczas na wyborze właściwej sekcji dzielnika częstotliwości (rys. 2.12).

Wybór dokładności przetwarzania (rozdzielczości przetwornika) wynika z założonego zakresu napięć wejściowych, żądanej dokładności cyfrowej reprezentacji sygnału

analogowego oraz gęstości strumienia informacji wyjściowej – czyli wymaganej pojemności nośnika na jednostkę czasu. Dla większości zapisów sygnałów biomedycznych zakres zmienności sygnałów wejściowych powinien być poszerzony o zakres spodziewanych wahań linii izoelektrycznej, których przyczyną są napięcia kontaktowe na styku elektrod powierzchniowych ze skórą (podrozdział 1.5).

W najprostszych konstrukcjach rejestratorów odciecie linii izoelektrycznej dokonywane jest za pomocą szeregowego kondensatora o znacznej pojemności w torze sygnału analogowego. Jest to rodzaj filtru górnoprzepustowego eliminującego składowe o najniższych częstotliwościach i składową stałą. Efektem ubocznym stosowania filtru są zniekształcenia fazowe na skraju pasma przepustowego, które mogą być nie do przyjęcia w przypadku niektórych analiz (np. odcinek ST elektrokardiogramu).



Rys. 2.12. Przykład realizacji filtrów antyaliasingowych przy zmiennej częstotliwości próbkowania: a) rozkład wyprowadzeń; b) charakterystyka filtru; c) schemat zastępczy; d) zastosowanie w systemie akwizycji sygnału

W celu uniknięcia zniekształceń fazowych filtr izolacji projektuje się zwykle na bardzo niską częstotliwość odcięcia (dla EKG typowo 0,05 Hz), co z kolei powoduje długi czas ustalania poziomu napięcia w przypadku pobudzenia impulsowego lub skokowego.

Konstruktorzy bardziej zaawansowanych systemów rejestracyjnych zakładają zwykle przetworzenie całego zakresu napięć wejściowych, jakie mogą pojawić się w wyniku zsumowania mierzonych sygnałów elektrofizjologicznych i zakłóceń różnego pochodzenia. Postępowanie takie umożliwia późniejsze programowe wyznaczenie i odjęcie wolnozmiennych wahań linii izoelektrycznej i innych zakłóceń. Przyjęcie większego zakresu napięć wejściowych (zapasu dynamiki) odsuwa też niebezpieczeństwo przesterowania analogowego toru sygnałowego rejestratora, co prowadziłoby do bezpowrotnego utracenia informacji diagnostycznej. Chcąc zachować założoną wartość precyzji odwzorowania cyfrowej reprezentacji sygnału, przyjmując rozszerzony zakres napięć wejściowych należy równocześnie zwiększyć rozdzielczość przetwornika analogowo-cyfrowego. Oznacza to większą dokładność pomiaru względem rozszerzonego zakresu dynamiki, ale nie większą bezwzględną dokładność pomiaru.

Przykład 1

Rejestracja elektrokardiogramu o wartości międzyszczytowej 1 mV przetwornikiem 8-bitowym umożliwia uzyskanie dokładności bezwzględnej na poziomie $4 \mu\text{V}/\text{LSB}$. Jest to precyzja wystarczająca dla wielu konwencjonalnych zastosowań klinicznych. Uzyskanie takiej dokładności przy rozszerzonym zakresie napięć wejściowych do 10 mV (zapas dynamiki – 20 dB) wymaga użycia przetwornika o rozdzielczości 12-bitowej (faktyczny zapas dynamiki wyniesie 24 dB).

Zastosowanie przetwornika analogowo-cyfrowego o rozdzielczości dobranej „na wyrost” nie oznacza wcale konieczności składowania dużej ilości niewykorzystanych bitów. Bardzo proste sposoby określenia stopnia wykorzystania zakresu dynamiki, możliwe do zaprogramowania nawet w najprostszym mikrokontrolerze, stwarzają możliwość bieżącej zmiany „zakresu pomiarowego”. Odbywa się to przez zapis ciągłej podgrupy bitów dostarczanych przez przetwornik do słowa o standardowej długości. Oczywiście zmiana zakresu pomiarowego odbywa się kosztem precyzji, ale pozwala uniknąć przesterowań.

Przykład 2

Przetwornik 12-bitowy, zakres napięć wejściowych 16 mV, precyzja ok. $4 \mu\text{V}/\text{LSB}$, słowo docelowe o długości 8 bitów. Przy pomiarze elektrokardiogramu o wartości międzyszczytowej 1 mV, cztery najstarsze bity przetwornika (D8, D9, D10 i D11) pozostają niezmienione, do słowa wyjściowego zapisywane są bity D0–D7. W przypadku pojawienia się sygnału o amplitudzie przekraczającej 1 mV, bit D8 zacznie zmieniać stan, co zostanie zauważone przez mikrokontroler. W tej sytuacji do słowa wyjściowego przepisze on bity D1–D8 z przetwornika, zaznaczając jednocześnie fakt zmiany zakre-

su przetwarzania. Oczywiście zmiana zakresu odbyła się kosztem precyzji bezwzględnej, która teraz wynosi ok. $8 \mu\text{V/LSB}$. Zaletą takiego postępowania jest eliminacja przesterowań i ciągle wykorzystanie pełnego zakresu dynamiki słowa wyjściowego.

2.7. Dyskretna reprezentacja sygnału

Próbkowanie sygnału analogowego dokonywane przez przetwornik analogowo-cyfrowy jest związane z przekształceniem niektórych własności sygnału analogowego w odmienne własności sygnału dyskretnego. Odmienne własności sygnału analogowego oraz jego cyfrowej reprezentacji mogą być jednym z decydujących czynników konstrukcyjnych – zwłaszcza dotyczy to wyboru sprzętowej lub programowej realizacji niektórych etapów przetwarzania sygnałów elektrodiagnostycznych.

Do często przyjmowanych domyślnie (ale tutaj wymagających wyeksponowania) należą następujące założenia o dyskretyzacji sygnału ciągłego:

- próbkowanie sygnału analogowego jest dokonywane ze stałą precyzją amplitudową (choć niekiedy spotyka się systemy o zmiennej precyzji próbkowania);
- próbkowanie sygnału analogowego jest dokonywane ze stałym interwałem czasowym (choć niekiedy spotyka się systemy o zmiennej częstotliwości próbkowania – jest to wielce obiecująca, nowa gałąź nauki).

Warte uwagi jest przechowanie oprócz wynikowego ciągu liczb naturalnych także wartości interwału (lub częstotliwości) próbkowania i precyzji dyskretyzacji amplitudy [$\mu\text{V/LSB}$]. Są one jedynymi łącznikami pomiędzy ciągiem liczb niemianowanych a światem jednostek fizycznych (ms, mV itp.). Znane są przypadki, gdy zagubienie lub pomylenie jednej z tych liczb spowodowało, że setki megabajtów żmudnie zarejestrowanych sygnałów stały się bezużyteczne.

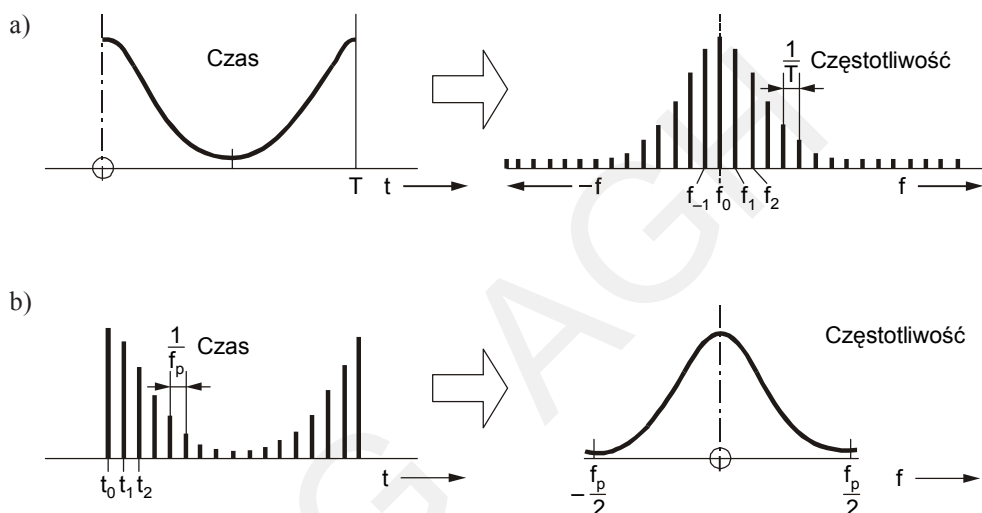
Proces dyskretyzacji sygnału analogowego potocznie kojarzony jest przede wszystkim z kwantyzacją wartości amplitudy tj. z przedstawieniem ciągłej wartości wejściowej za pomocą jednej z wartości ze zbioru skończonego (o liczbie elementów zdefiniowanej przez rozdzielczość przetwornika). Wielkość wejściowa może przyjąć dowolną wartość spomiędzy minimum i maksimum, liczba możliwych wartości jest więc nieskończona. Wyjściowa wielkość dyskretna to najmniej odległa od wielkości wejściowej cyfrowa jej reprezentacja. Niedoskonałość tego odwzorowania jest nazywana szumem kwantyzacji.

Dyskretyzacja sygnału analogowego to także dwa inne istotne zjawiska w dziedzinie czasu (rys. 2.13):

- 1) próbkowanie (dyskretyzacja w dziedzinie czasu) to zmiana ciągłej funkcji sygnału analogowego w funkcję istniejącą tylko w chwilach próbkowania, pomiędzy tymi chwilami przebieg reprezentacji sygnału jest nieznany;
- 2) ograniczanie to zmiana nieograniczonej w dziedzinie czasu funkcji sygnału analogowego w funkcję ograniczoną długością pomiaru.

Z punktu widzenia teorii i analizy sygnałów, zarówno próbkowanie, jak i ograniczanie jest utratą informacji występujących być może w reprezentowanym sygnale.

Próbkowanie jest spowodowane niewykonalnością techniczną odwzorowania sygnału w sposób ciągły. Najszybsze aktualnie dostępne przetworniki oferują zawrotną częstotliwość próbkowania 200 Gs/s (interwał próbkowania równy 5 ps), nie jest to jednak próbkowanie ciągłe – cyfrowa reprezentacja sygnału nadal jest dyskretna w dziedzinie czasu, czyli nieokreślona dla przedziałów czasu pomiędzy momentami próbkowania. W rzeczywistości istnieją także sygnały z natury dyskretne, wielu przykładów dostarczają zwłaszcza nauki ekonomiczne (np. indeksy giełdowe).



Rys. 2.13. Ilustracja graficzna zjawisk ograniczania (a) i próbkowania (b) sygnału

Próbkowanie związane jest z ograniczeniem pasma częstotliwości od góry, gdyż twierdzenie Shannona zapewnia pełną rekonstrukcję sygnału o częstotliwości sięgającej połowy częstotliwości próbkowania. Niejednoznaczność rekonstrukcji następuje już dla przypadku częstotliwości sygnału równej częstotliwości próbkowania, gdyż amplituda sygnału zrekonstruowanego wynika z wzajemnego przesunięcia w fazie sygnału i taktu próbkowania. Rzeczywiste sygnały charakteryzują się trudną do zdefiniowania szerokością pasma, jako że oprócz składowej użytecznej o przewidywalnych własnościach uwzględnienia wymagają także zakłócenia, które ze swej natury charakteryzuje przypadkowość. Wystąpienie w próbkowanym sygnale składowych o częstotliwościach wyższych niż połowa częstotliwości próbkowania prowadzi do zjawiska aliasingu, polegającego na odwzorowaniu (odbiciu) zakresu $(f_p/2 - f_p)$ w zakres $(0 - f_p/2)$. Dysponując jedynie ciągiem próbek, nie można już rozróżnić składowych obu zakresów, dochodzi więc do zniekształcenia informacji zawartych w paśmie często-

liwości ($0-f_p/2$). Wynika stąd konieczność stosowania filtrów dolnoprzepustowych (antialiasingowych) zapewniających skuteczne tłumienie składowych, których obecność mogłaby zagrozić jednoznaczności odwzorowania. Stosowanie tych filtrów jest ściśle zalecane nawet wtedy, gdy z charakterystyki źródła sygnału użytecznego wynika niemożliwość przekroczenia połowy częstotliwości próbkowania.

Ograniczanie jest spowodowane niewykonawalnością techniczną odwzorowania sygnału w sposób dowolnie długi. Z punktu widzenia procesu pomiarowego, sygnał u źródła istnieje od zawsze (od $-\infty$) i w nieskończoność (do $+\infty$). Rzeczywiście, 10-sekundowy zapis elektrokardiogramu istniejącego u źródła przez ok. 75 lat dobrze przybliża matematyczny ideał nieskończoności. Zjawisko ograniczania jest spowodowane skończoną pojemnością nośników informacji cyfrowej (pamięci, taśm, dysków itp.).

Ograniczanie długości zarejestrowanego sygnału jest związane z ograniczaniem od dołu zakresu rejestrowanych częstotliwości. Jest to bezpośrednia konsekwencja zasady nieoznaczoności Heisenberga, która mówi, że do określenia częstotliwości potrzebny jest odcinek sygnału o długości co najmniej odpowiadającej okresowi tej częstotliwości.

Określenie zawartości energii składowej widma możliwe jest tylko dla składowych będących wielokrotnością tej najniższej częstotliwości reprezentowanej w sygnale, gdyż dla wszystkich wartości pośrednich funkcja analizująca $e^{j\omega t}$ nie scala się do zera na odcinku równym długości sygnału. Wynika z tego, że widmo sygnału ograniczonego istnieje tylko dla pewnych częstotliwości, których okres zmieści się w długości sygnału całkowitą ilość razy, jest więc widmem dyskretnym. Najniższa częstotliwość reprezentowana w sygnale (równa odwrotności jego czasu trwania) jest jednocześnie równa kwantowi częstotliwości widma dyskretnego.

Zwraca uwagę wzajemna odwrotność opisanych zjawisk:

- rezultatem próbkowania (dyskretyzacji) sygnału jest ograniczenie widma,
- rezultatem ograniczania sygnału jest dyskretyzacja widma.

Wzajemną jednoznaczność reprezentacji sygnału w dziedzinie czasu i częstotliwości najlepiej ukazuje przekształcenie Fouriera w różnych odmianach (rys. 2.14):

- przekształcenie Fouriera dla sygnałów ciągłych (sygnał jest nieograniczony i ciągły, oraz widmo jest nieograniczone i ciągłe);
- szereg Fouriera dla sygnałów ciągłych (sygnał jest ograniczony i ciągły, a widmo jest nieograniczone i dyskretne);
- przekształcenie Fouriera dla sygnałów dyskretnych (sygnał jest nieograniczony i dyskretny, a widmo jest ograniczone i ciągłe);
- szereg Fouriera dla sygnałów dyskretnych (sygnał jest ograniczony i ciągły, oraz widmo jest ograniczone i ciągłe).

przekształcenie Fouriera
dla sygnałów ciągłych

$$G(f) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t) e^{-j2\pi f t} dt$$

$$g(t) = \int_{-\infty}^{\infty} G(f) e^{j2\pi f t} df$$

szereg Fouriera
dla sygnałów ciągłych

$$G(f_k) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} g(t) e^{-j2\pi f_k t} dt$$

$$g(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} G(f_k) e^{j2\pi f_k t}$$

przekształcenie Fouriera
dla sygnałów dyskretnych

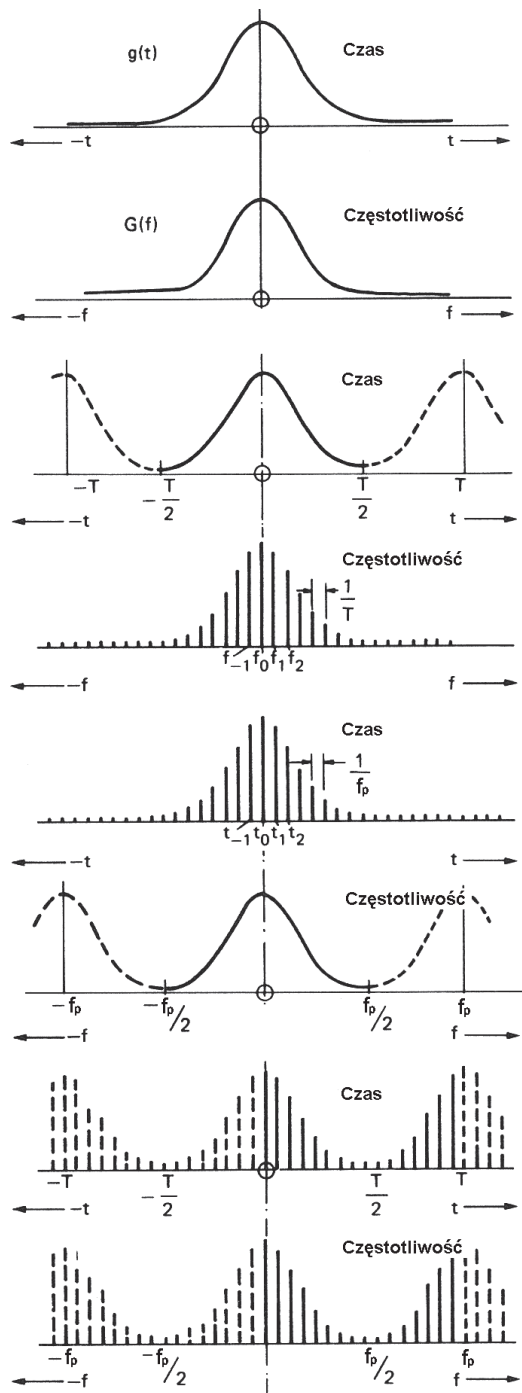
$$G(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g(t_n) e^{-j2\pi f t_n}$$

$$g(t_n) = \frac{1}{f_s} \int_{-\frac{f_s}{2}}^{\frac{f_s}{2}} G(f) e^{j2\pi f t_n} df$$

szereg Fouriera
dla sygnałów dyskretnych

$$G(f_k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} g(t_n) e^{-j\frac{2\pi n k}{N}}$$

$$g(t_n) = \sum_{k=0}^{N-1} G(f_k) e^{j\frac{2\pi n k}{N}}$$



Rys. 2.14. Ciągłe i dyskretne wersje transformacji Fouriera

Przetwarzanie cyfrowych reprezentacji sygnałów jest już obecnie dziedziną bardzo rozległą. Zazwyczaj, w klasycznym ujęciu tego terminu obejmuje ono:

- realizację filtrów cyfrowych różnych typów (dolnoprzepustowych, górnoprzepustowych, pasmowoprzepustowych i pasmowozaporowych), według różnych algorytmów (FIR – ang. *finite impulse response*, IIR – ang. *infinite impulse response*) oraz o różnych charakterystykach (Butterwortha, Czebyszewa, ...);
- uśrednianie próbek (należących do tego samego sygnału) i uśrednianie sygnałów, często stosowane są współczynniki wagowe różnicujące wpływ poszczególnych składników na rezultat uśredniania;
- całkowanie i różniczkowanie sygnałów;
- aproksymacja z wykorzystaniem różnych funkcji (wielomianów, funkcji trygonometrycznych, funkcji sklepanych itd.);
- przekształcenia widmowe (przekształcenie Fouriera), także z wykorzystaniem widm wyższych rzędów;
- badanie współzmienności sygnałów metodami regresji, korelacji wzajemnej, funkcji koherencji itd.

Przedstawione powyżej techniki doczekały się wielu opracowań zarówno na poziomie teoretycznym, jak i implementacji we wszystkich chyba językach programowania. Czytelnik zainteresowany szczegółami z łatwością znajdzie odpowiadającą mu pozycję.

Programiści zajmujący się przetwarzaniem sygnałów elektrodiagnostycznych kierują ostatnio swą uwagę w stronę przekształceń czasowo-częstotliwościowych oraz technik kompresji sygnału.

Przekształcenia czasowo-częstotliwościowe okazały się szczególnie przydatne do analizy sygnałów niestacjonarnych, w których istotna jest identyfikacja następstw czasowych poszczególnych komponentów częstotliwościowych sygnału. Jednowymiarowy sygnał (będący funkcją czasu) jest przekształcany do dziedziny dwuwymiarowej (czas, częstotliwość), gdzie identyfikacja poszczególnych jego komponentów może okazać się znacznie bardziej jednoznaczna.

Przekształcenia dokonuje się zwykle za pomocą:

- krótkookresowej transformacji Fouriera,
- transformacji Wignera–Ville’a
- transformacji falkowej,
- dekompozycji z użyciem filtrów Wavelet Packets.

Przekształcenia czasowo-częstotliwościowe i ich zastosowanie w przetwarzaniu sygnałów biomedycznych są tematem bardzo rozległym, wartym opracowania odrębnej monografii.

Techniki kompresji sygnału stosowane są w celu zmniejszenia zajętości nośnika (w przypadku archiwizacji) lub kanału transmisyjnego przez zarejestrowany sygnał.

Interesujące jest przy tym, aby zawartość informacyjna sygnału była zbieżna, a najchętniej (w niektórych zastosowaniach – koniecznie) – identyczna z oryginałem.

Podstawowy podział technik kompresji sygnałów reprezentuje stopień spełnienia tego postulatu:

- techniki kompresji stratnej (zapewniające wysoki stopień kompresji, kosztem nieidentyczności sygnału oryginalnego i zrekonstruowanego);
- techniki kompresji bezstratnej (zapewniające identyczność sygnału oryginalnego i zrekonstruowanego, osiągające jednak znacznie mniejsze współczynniki redukcji strumienia informacji).

Techniki kompresji stosowane do sygnałów biomedycznych są opisane w rozdziale 8.

BG AGH

3. Elektromiografia

Przedmiotem elektromiografii (EMG) jest badanie czynności elektrycznej mięśni. Pomimo potencjalnej możliwości rejestracji impulsów czynnościowych dowolnej komórki mięśniowej elektromiografia interesuje się wyłącznie mięśniami poprzecznie prążkowanymi zwanymi też mięśniami szkieletowymi.

Z punktu widzenia zainteresowania diagnostycznego, a co za tym idzie – sposobu pobierania sygnału elektrycznego, rozróżniane są dwie gałęzie elektromiografii:

- 1) elektromiografia globalna – posługująca się odbiorem biopotencjałów sponad powierzchni mięśni elektrodami zewnętrznymi;
- 2) elektromiografia elementarna (ilościowa) – będąca analizą stanu funkcjonalnego poszczególnych jednostek motorycznych i posługująca się wkłuwanymi elektrodami igłowymi.

Nieinwazyjność elektromiografii globalnej jest okupiona możliwością rejestrowania jedynie sumarycznych odpowiedzi elektrycznych wielu włókien mięśniowych – nadaje się więc jedynie do ogólnej oceny:

- współdziałania mięśni synergistów i antagonistów,
- ośrodkowej kontroli pracy mięśni,
- poprawy czynności bioelektrycznej grup mięśniowych podczas rehabilitacji,
- napięcia mięśniowego.

Elektromiografia elementarna pozwala na pomiar i ocenę ilościową poszczególnych parametrów jednostki motorycznej, co jest istotne w diagnostyce chorób nerwowo-mięśniowych. Pomimo inwazyjności związanej ze stosowaniem elektrod wkłuwanych istnieje szereg argumentów uzasadniających stosowanie tej metody także w praktyce klinicznej.

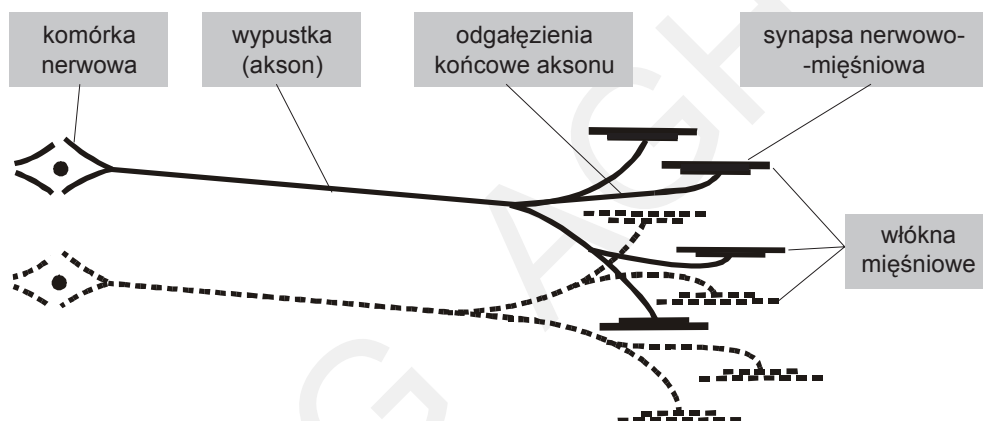
Elektromiografia jest ściśle związana z diagnostyką nerwów obwodowych (neuro-miografia). Możliwości diagnostyczne elektromiografii są dość szerokie:

- odróżnienie mięśnia zdrowego od zmienionego procesem chorobowym,
- określenie pierwotnej przyczyny uszkodzenia mięśnia jako neurogennej lub miogennej,
- określenie zasięgu zmian chorobowych (zmiany uogólnione lub lokalne),
- wyznaczanie kierunku zmian i monitorowanie (ang. *follow up*) procesu rehabilitacji.

3.1. Fizjologia transmisji neuromięśniowej

Transmisja neuromięśniowa polega na przekazywaniu bodźców skurczowych z systemu nerwowego do mięśnia. Połączenie systemu nerwowego z mięśniem człowieka można w znacznym uproszczeniu przedstawić następująco (rys. 3.1):

- neuron ośrodkowy (droga piramidowa) zaczyna się w korze ruchowej mózgu i przebiega w rdzeniu kręgowym;
- w różnych segmentach rdzenia nerw ośrodkowy styka się z nerwem obwodowym za pomocą tzw. komórki ruchowej rogu przedniego rdzenia;
- akson nerwu obwodowego, po opuszczeniu rdzenia, przebiega w korzeniu rdzeniowym przednim, a następnie po wejściu do mięśnia tworzy liczne odgałęzienia (motoneurony) zakończone synapsami nerwowo-mięśniowymi.



Rys. 3.1. Schemat transmisji neuromięśniowej

Złącze nerwowo-mięśniowe składa się z należącej do nerwu części presynaptycznej oraz z wchodzącej w skład mięśnia części postsynaptycznej. Części te oddzielone są tzw. szczeliną synaptyczną. W części presynaptycznej zmagazynowany jest związek pełniący rolę przekaźnika chemicznego – acetylocholina. Pod wpływem depolaryzacji błony komórkowej części presynaptycznej, związek ten jest uwalniany do szczeliny synaptycznej. Prowadzi to do zmian przepuszczalności jonowej błony komórkowej części postsynaptycznej i jej depolaryzacji. Fala depolaryzacji rozprzestrzenia się i dociera do elementów kurczliwych włókna mięśniowego powodując skurcz mięśnia. Jednocześnie acetylocholina jest neutralizowana przez enzym – cholinesterazę. Jest to warunkiem repolaryzacji błony komórkowej części postsynaptycznej i gotowości reakcji na następny bodziec.

Pojedynczy motoneuron unerwia grupę włókien mięśniowych zwanych jednostką ruchową. Ilość włókien wchodzących w skład grupy waha się od 4 (w mięśniach okoruchowych) do 4000 (w mięśniu pośladka). Należy zwrócić uwagę, że topologicznie są-

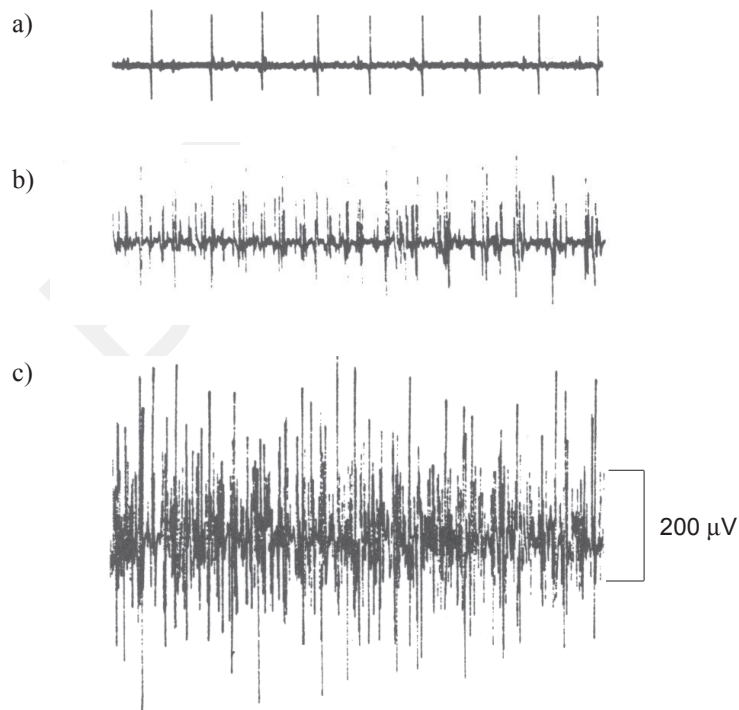
siednie włókna mięśniowe mogą wchodzić w skład różnych jednostek ruchowych. Podobnie, włókna należące do danej jednostki ruchowej mogą być odległe i przedzielone włóknami należącymi do innych jednostek ruchowych. Umożliwia to rozwijanie pozornie ciągłej siły skurczu mięśnia, podczas gdy w rzeczywistości jednostki ruchowe wchodzące w jego skład pobudzone są naprzemiennie.

3.2. Elektrodiagnostyka jednostki ruchowej

W zastosowaniach diagnostycznych ocenie miograficznej podlegają parametry jednostki ruchowej w następujących sytuacjach (rys. 3.2):

- w spoczynku (tzw. cisza bioelektryczna),
- podczas słabego wysiłku,
- podczas maksymalnego wysiłku przeciw oporowi.

Te trzy odmienne stany kontroli napięcia mięśni przez system nerwowy pozwalają dokonać oceny większości parametrów diagnostycznych mięśnia i współpracującego z nim motoneuronu. Sposób pozyskiwania parametrów diagnostycznych jest opisany wraz z algorytmami automatycznej obróbki sygnału (podrozdział 3.3.3).



Rys. 3.2. Zapis aktywności elektrycznej jednostki ruchowej: a) w spoczynku; b) podczas słabego wysiłku; c) podczas maksymalnego wysiłku

3.3. Aparatura elektromiograficzna

3.3.1. Rejestrator EMG

Rejestrator użyty do zapisów elektromiograficznych, oprócz cech typowych dla urządzeń elektrodiagnostycznych charakteryzuje się następującymi parametrami:

- szeroki zakres częstotliwości (typowo 2–10 000 Hz);
- wysoka impedancja wejściowa przystosowana do współpracy z elektrodami igłowymi, których impedancja (na skutek małej powierzchni styku) niejednokrotnie przekracza 1 M Ω ;
- zastosowaniem głośnika do słuchowej kontroli rejestrowanych potencjałów;
- znaczną ilością kanałów (w niektórych zastosowaniach z multielektrodami do 64).

Typowy tor sygnałowy elektromiografu zawiera dodatkowo zestaw filtrów przeciwwzakłóceń i zestaw filtrów umożliwiających analizę w pasmach częstotliwościowych.

Przed upowszechnieniem metod cyfrowej rejestracji biopotencjałów zapis elektromiogramu uważany był za bardzo trudny. Głównym powodem był bardzo szeroki zakres częstotliwości sygnału użytecznego wykluczający stosowanie tradycyjnych pisaków termicznych czy dysz atramentowych. Sytuację ratowało jedynie fotografowanie ekranu oscyloskopu i dziś jeszcze w literaturze znaleźć można opisy procedur badań EMG z wykorzystaniem kliszy światłoczułej. Ten zastój, chociaż obecnie nie znajdujący usprawiedliwienia stał się przyczyną niewielkiej skali klinicznych zastosowań elektromiografii oraz niewielkiego zapotrzebowania na procedury komputerowego wspomagania analizy EMG.

3.3.2. Stymulator

W skład aparatury elektromiograficznej wchodzi niekiedy również urządzenie do stymulacji motoneuronów za pomocą impulsu elektrycznego lub magnetycznego. Impulsy stymulatora mają kształt prostokątny o następujących parametrach:

- amplituda impulsu napięciowego do 500 V,
- amplituda impulsu prądowego do 100 mA,
- czas trwania 50–1000 μ s,
- częstotliwość powtórzeń 0,1–500 Hz.

Impulsy mogą występować pojedynczo, parami lub być programowane w dowolnych ciągach. Istotna jest synchronizacja rozpoczęcia zapisu z impulsem stymulującym, niekiedy rozpoczęcie zapisu wyprzedza stymulację o kilkaset milisekund (ang. *pre-trigger*). W niektórych rejestratorach możliwe jest zapisywanie impulsów stymulujących w dodatkowym kanale równoległe do sygnału EMG, co ułatwia automatyczną

synchronizację podczas uśredniania oraz obliczanie parametrów czasowych. Oczywiście w przypadku stymulatora również konieczne jest spełnienie norm bezpieczeństwa i ochrony przeciwporażeniowej pacjenta.

3.3.3. Automatyzacja diagnostyki elektromiograficznej

Automatyczna analiza elektromiogramu w większości urządzeń dokonywana jest przez procesor wbudowany do rejestratora, rzadziej przez współpracujący komputer PC. Rezultaty diagnostyczne w postaci liczbowej oraz graficznej (histogramy) są w takim przypadku drukowane przez drukarkę termiczną bezpośrednio za zapisem sygnału. Przetwarzanie sygnału jest dokonywane przez program zawarty w pamięci stałej współpracującej z mikroprocesorem.

Przeważnie składa się on z trzech podstawowych procedur realizujących:

- 1) uśrednianie sygnału (faworyzujące składowe skorelowane czasowo z bodźcem);
- 2) porównywanie metodą maksymalizacji korelacji wzajemnej lub metodą minimalizacji błędu średniokwadratowego – niektóre najbardziej zaawansowane systemy dokonują rozpoznawania wzorców wyładowań;
- 3) obliczanie ilościowych parametrów czasowych i zestawienie ich z użyciem prostych statystyk.

Stosowane częściej naukowo niż klinicznie rozbudowane systemy diagnostyki elektromiograficznej wykorzystują komputer klasy PC do celów analizy sygnałów. Jest to związane ze specyfiką prowadzonych badań i z możliwościami łatwej adaptacji oprogramowania do konkretnych potrzeb. Ponieważ nawet zaawansowane systemy analizy nie używają specjalistycznych algorytmów (jak to ma miejsce np. w elektrokardiografii) ograniczając się do kanonu metod cyfrowego przetwarzania sygnałów, w dalszej części tego rozdziału omówione zostaną jedynie metodologiczne aspekty pomiarów parametrów ilościowych elektromiogramu uzupełnione rozważaniami na temat fizjologicznej interpretacji zjawisk reprezentowanych w sygnale.

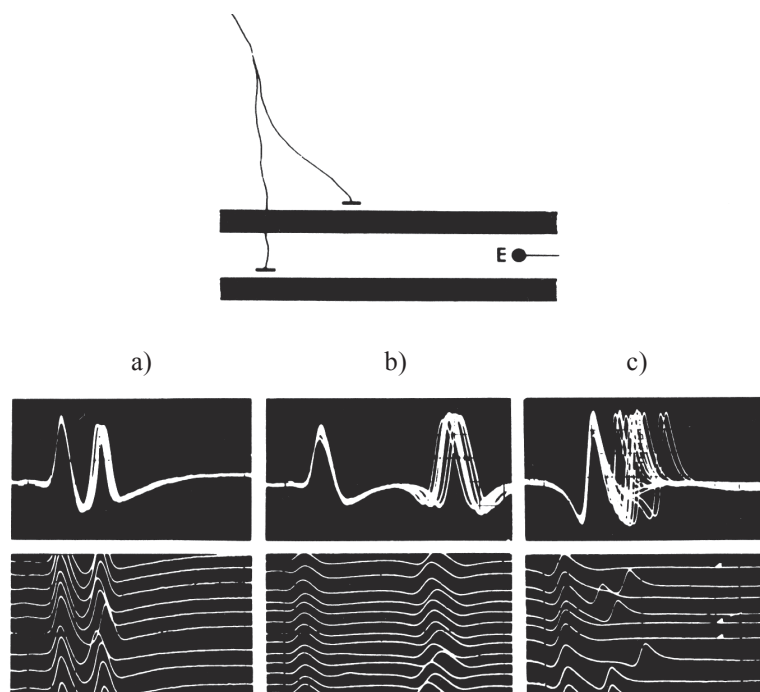
W badaniach rutynowych podczas słabego wysiłku podawane są w postaci histogramów:

- czas trwania,
- liczba faz,
- amplituda pojedynczych wyładowań.

W badaniach wysiłku maksymalnego niemożliwe jest odróżnienie wyładowań pojedynczych jednostek ruchowych, więc ilość parametrów jest ograniczona do dwóch:

- 1) gęstości (ilość przekroczeń wartości zerowej),
- 2) średniej amplitudy w ruchomym oknie o ustalonej długości.

Powyższe parametry zwykle są obliczane na bieżąco i podawane na ekranie monitora. Podobne algorytmy mogą być również zastosowane przy powtórnej analizie zapisanego sygnału (ang. *off-line*) – rysunek 3.3.



Rys. 3.3. Przykład komputerowej obróbki sygnału EMG – zmienność interwału kolejnych pobudzeń po jednokrotnej stymulacji: a) zapis prawidłowy; b), c) patologiczny (miastenia)

3.4. Parametry ilościowe elektromiogramu

Pomiaru parametrów jednostki ruchowej (zwykle kończyn) dokonuje się po wyodrębnieniu jej z elektromiogramu. Zapis EMG jest wykonywany w czasie 25–50 powtórzeń ruchu przeciwko oporowi (lekki wysiłek). Kolejne powtórzenia zapamiętywane są w pamięci wraz z sygnałem goniometrycznym reprezentującym bieżącą pozycję kończyny. Każde powtórzenie charakteryzuje się bowiem nieco odmiennymi parametrami ruchu. Przeskalowanie zapisu EMG w osi czasu stosownie do wskazań goniometru umożliwia sformułowanie zależności aktywności elektrycznej od pozycji. Jest to równoznaczne ze standaryzacją czasową stopnia skurczu mięśnia. W tak wystandaryzowanym sygnale poszukiwane są metodami korelacyjnymi wartości przesunięć sygnałów względem siebie zapewniających maksymalne podobieństwo zapisów dla kolejnych powtórzeń ruchu. Następnie zapisy wszystkich powtórzeń są uśredniane, co faworyzuje składowe skorelowane z pozycją kończyny. Wykonanie serii powtórzeń kilkakrotnie przy zmianach obciążenia umożliwia porównanie uśrednionych odpowiedzi i wskazanie reprezentacji włączających się kolejno jednostek ruchowych. Poprzez różnicowanie można otrzymać zapis aktywności pojedynczej jednostki motorycznej. Do-

piero po wyodrębnieniu elektrycznej reprezentacji aktywności pojedynczej jednostki motorycznej dokonywany jest pomiar czasu trwania, kształtu oraz amplitudy sygnału.

Pomiar terytorium jednostki ruchowej może być przeprowadzony za pomocą dwóch multielektrod igłowych wbitych pod kątem prostym. Elektrody takie zawierają pola kontaktowe umieszczone w jednakowych odstępach na długości ok. 10 mm. Długość ta odpowiada największym wartościom przekroju poprzecznego jednostki ruchowej. Synchronicznie z największym obserwowanym wyładowaniem dokonywany jest pomiar amplitudy wyładowań we wszystkich torach sygnałowych. Umożliwia to określenie odsetka włókien mięśniowych biorących udział w skurczu i proporcji rozwijanej przez nie siły. Metoda ta pozwala na zidentyfikowanie dolegliwości neurogennych (reprezentowanych przez niewielki odsetek włókien rozwijających pełną siłę, podczas gdy – na skutek odnerwienia – pozostałe włókna nie funkcjonują) od dysfunkcji o podłożu pierwotnie mięśniowym (reprezentowanych przez znaczny odsetek włókien biorących udział w skurczu, rozwijających jednak tylko część prawidłowej siły skurczu).

Analiza elektromiogramu w dziedzinie częstotliwościowej umożliwia również identyfikację pierwotnej przyczyny zaburzeń czynnościowych mięśnia.

Do analizy widmowej zapisu maksymalnego wysiłku przeciw oporowi (uaktywniane są wszystkie sprawne włókna mięśniowe) stosowane są dwie metody:

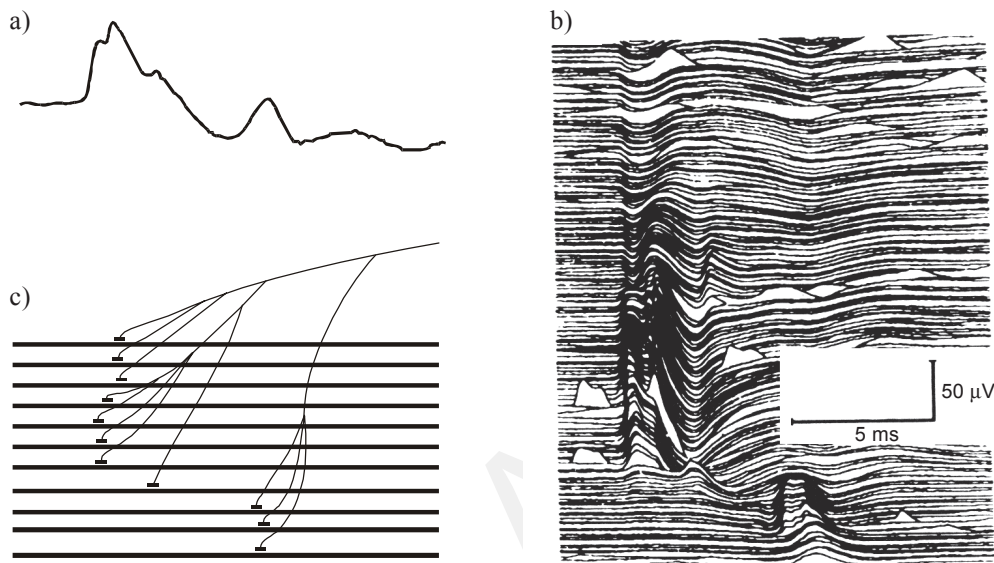
- 1) porównanie wartości widmowej gęstości mocy dla pasma częstotliwości 40–400 Hz z wartością w paśmie 400–16 000 Hz umożliwia wykrycie przewagi wysokich częstotliwości w przypadkach miopatii;
- 2) wyznaczenie położenia częstotliwości dominującej, która u osób zdrowych jest ulokowana w przedziale 100–200 Hz, natomiast w przypadku miopatii ma wartość znacząco wyższą.

Sztuczna stymulacja motoneuronów za pomocą bodźca elektrycznego lub magnetycznego o ściśle dobranej sile oddziaływania pozwala na określenie liczby jednostek ruchowych. Stymulacji dokonuje się początkowo tak, aby uzyskać zapis prosty, zawierający reprezentację aktywności jednej jednostki ruchowej. Po odpowiednim dobraniu bodźca, prowadząc rejestrację za pomocą elektrod powierzchniowych określa się moc sygnału w wybranym oknie czasowym (zwykle ok. 1 s). Następnie, określenie mocy ponawia się dla stymulacji maksymalnej (odpowiadającej maksymalnemu wysiłkowi przeciw oporowi). Po podzieleniu mocy otrzymanej w wyniku stymulacji maksymalnej przez moc odpowiadającą działaniu jednej jednostki ruchowej można otrzymać przybliżoną ilość czynnych jednostek ruchowych. Ta metoda również może służyć do odróżnienia dolegliwości o podłożu pierwotnie mięśniowym od dolegliwości, których przyczyną jest uszkodzenie układu nerwowego. Istotną zaletą opisywanej metody jest jej nieinwazyjność – używane są wyłącznie elektrody powierzchniowe.

Różne warianty rejestracji elektromiograficznych są wykorzystywane w badaniach naukowych (rys. 3.4). Analiza tych specjalnych zapisów jest zwykle prowadzona pod kątem otrzymania parametrów ilościowych najlepiej dyskryminujących określoną przyczynę wad mięśni.

Do specjalnych technik rejestracji należą:

- elektromiografia pojedynczego włókna,
- makroelektromiografia,
- elektromiografia skaningowa.



Rys. 3.4. Analiza przestrzenno-czasowa zapisu EMG otrzymanego podczas wysiłku przeciw obciążeniu (2 kg) z użyciem multielektrody: a) sygnał zapisany z pojedynczego włókna mięśniowego; b) zasada zapisu aktywności wielu topologicznie sąsiednich włókien mięśniowych (tzw. EMG skaningowa); c) interpretacja czasowo-przestrzenna elektromiogramu skaningowego

3.4.1. Cechy zapisu prawidłowego

W spoczynku, poza tzw. potencjałami wkłucia, nie obserwuje się czynności bioelektrycznej mięśnia. Potencjały wkłucia o czasie trwania rzędu kilku milisekund i amplitudzie do 200 μV występują bezpośrednio po mechanicznym podrażnieniu włókien mięśniowych przez elektrodę igłową. Ich dłuższe utrzymywanie się jest interpretowane jako patologia.

Czynność elektryczna jednostek ruchowych podczas słabego wysiłku jest określana jako zapis prosty, będący obrazem wyładowań jednej lub kilku jednostek ruchowych o częstotliwości 10–20 Hz.

Podstawowymi parametrami diagnostycznymi są:

- długość, czyli czas trwania wyładowania,
- kształt (liczba faz, czyli przejść przez poziom linii izoelektrycznej),
- amplituda.

Wyładowania obserwowane w zdrowym mięśni przy słabym wysiłku trwają zwykle od 2 do 15 ms (zależy to od mięśnia, temperatury, wieku badanego itp.) i są zwykle dwu- lub trzyfazowe. Wystąpienie do 12% potencjałów wielofazowych (5 faz i więcej) jest uważane za prawidłowe w mięśniach kończynowych. Jest to związane ze znacznymi różnicami dystansu, jaki musi przebyć pobudzenie od połączenia nerwowo-mięśniowego do elektrody dla poszczególnych włókien tej samej jednostki ruchowej. Amplituda sygnału jednostki motorycznej w przypadku prawidłowym zawiera się w zakresie od 0,2 do 3 mV. Zależy ona od wielu czynników zewnętrznych (temperatury, wieku, odległości od elektrody), jednak znaczne wahania amplitudy kolejnych wyładowań są uważane za patologię.

Wzrost obciążenia mięśnia, a co za tym idzie – wzrost siły rozwijanej przez mięsień przeciwko oporowi, powoduje początkowo zwiększenie częstości depolaryzacji, a więc zwiększenie częstotliwości wyładowań obserwowanych na elektromiogramie. Po osiągnięciu wartości częstotliwości granicznej, zaczyna się tzw. rekrutacja przestrzenna, czyli włączanie się innych jednostek ruchowych. Zapis czynności elektrycznej staje się znacznie bardziej bogaty (zapis pośredni). Przeważają w nim składowe o częstotliwości 50–80 Hz. Przy zwiększaniu obciążenia do granicy siły skurczu otrzymuje się zapis interferencyjny reprezentujący maksymalny stopień uruchomienia mięśnia. Zapis interferencyjny zawiera wyładowania zachodzące we wszystkich jednostkach ruchowych znajdujących się w zasięgu elektrody pomiarowej. Gęstość tych wyładowań uniemożliwia identyfikację linii izoelektrycznej. Stopniowe zwiększanie obciążenia należy do standardowego protokołu badania elektromiograficznego. Prawidłowość zjawisk elektrycznych polegająca na obserwacji coraz większej liczby składników zapisu w miarę wzrostu obciążenia nosi nazwę gradacji.

3.4.2. Przykłady patologii miogennych

Patologie o podłożu mięśniowym charakteryzują się redukcją ilości włókien mięśniowych przypadających na jednostkę ruchową. Liczba jednostek ruchowych jest zachowana, ale każda z nich rozwija niewielki procent fizjologicznej siły skurczu. Wyładowanie pochodzące z jednostki ruchowej o zredukowanej liczbie włókien ma skrócony czas trwania i obniżoną amplitudę. Zmiany anatomiczne (np. rozrost tkanki łącznej) w uszkodzonym mięśniu prowadzą do desynchronizacji zjawisk elektrycznych jednostki ruchowej, co manifestuje się wzrostem odsetka wyładowań wielofazowych. Zapis wysiłkowy wykazuje cechy zapisu interferencyjnego (o częstotliwościach przekraczających 500 Hz) już po niewielkim wzroście obciążenia, co jest spowodowane nadmierną rekrutacją przestrzenną na skutek redukcji siły skurczu pojedynczej jednostki ruchowej.

Badanie elektromiograficzne może być rozstrzygające w zaklasyfikowaniu przyczyny dysfunkcji mięśnia jako miogennej, nie daje jednak bardziej szczegółowych informacji na temat źródła zmian chorobowych.

Spośród wielu możliwości najczęściej spotykane to:

- dystrofia mięśniowa (zanik mięśni),
- dystrofia miotoniczna,
- miopatie metaboliczne,
- zapalenie wielomięśniowe,
- miopatie o podłożu alkoholowym lub wywołane lekami.

3.4.3. Przykłady patologii neurogennych

Uszkodzenia systemu nerwowego powodują wypadanie funkcji całych jednostek ruchowych, do których bodźce nie są transmitowane. Odnerwienie wielu włókien nerwowych prowadzi do zmian fizjologicznych i morfologicznych. Następstwem częściowego odnerwienia jest proces reinerwacji – aktywne motoneurony obejmują swym wpływem odnerwione włókna, co powoduje powstanie mniejszej ilości bardzo rozległych jednostek ruchowych.

Charakterystyczne zmiany w rejestrowanym sygnale elektromiograficznym to:

- pojawienie się w sygnale spoczynkowym fazy fibrylacji – spowodowanych nadwrażliwością odnerwionego włókna na acetylocholinę wydzielaną w niewielkich ilościach również w spoczynku;
- zmianami zapisu wysiłkowego – nawet przy znacznym obciążeniu zapis pozostaje prosty, co jest bezpośrednim następstwem niewielkiej ilości aktywnych jednostek ruchowych.

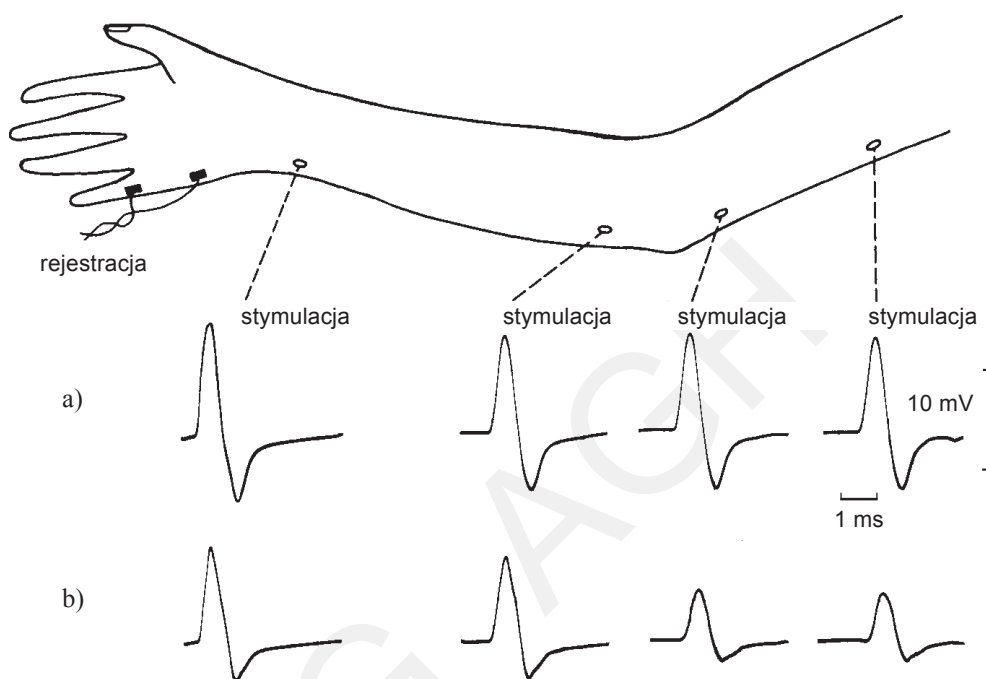
W przypadku patologii neurogennych zapis elektromiograficzny daje możliwość bardziej precyzyjnego wskazania źródła zmian chorobowych:

- w uszkodzeniach na poziomie rdzenia kręgowego dochodzi do znacznego powiększenia objętości jednostek ruchowych (na skutek reinerwacji), co jest przyczyną znacznego wzrostu amplitudy obserwowanych wyładowań i zwiększenia czasu ich trwania ponad 20 ms; szybkość przewodzenia włókien nerwów obwodowych jest prawidłowa, lub tylko nieznacznie obniżona;
- w uszkodzeniach na poziomie nerwów obwodowych obszar jednostki ruchowej (a zatem i amplituda) nie wzrasta tak znacznie, charakterystyczna jest natomiast wielofazowość obserwowanych wyładowań związana z desynchronizacją uszkodzonych jednostek ruchowych; inną ważną cechą jest znaczne spowolnienie przewodzenia włókien nerwów obwodowych.

3.5. Badanie przewodzenia włókien nerwowych i czuciowych

Określenia szybkości przewodzenia nerwów obwodowych dokonać można poprzez stymulację badanego nerwu w dwóch punktach leżących wzdłuż jego przebiegu i pomiar opóźnień impulsu odpowiedzi mięśnia unerwionego przez ten nerw (rys. 3.5).

Sygnалу odpowiedzi nie pobiera się bezpośrednio z nerwu ze względu na niską amplitudę, znaczne zakłócenia i trudności techniczne rejestracji. Do stymulacji oraz odbierania odpowiedzi stosuje się elektrody powierzchniowe, co zmniejsza inwazyjność badania.



Rys. 3.5. Pomiar prędkości przewodzenia włókna nerwowego poprzez zmianę lokalizacji bodźca i rejestrację odpowiedzi elektromotorycznych: a) zapis – ręka lewa; b) zapis – ręka prawa

Stosowany bodziec ma kształt prostokątny o czasie trwania 0,2–0,7 ms i częstotliwości powtórzeń 1–4 Hz. Amplituda bodźca powinna być jak najmniejsza, ale wystarczająca do pobudzenia całej grupy włókien mięśniowych. Praktycznie realizuje się to przez stopniowe zwiększanie amplitudy bodźca aż do wartości, która nie powoduje już zwiększania się amplitudy odpowiedzi. Uzyskaną wartość bodźca zwiększa się następnie o ok. 30% (bodziec supramaksymalny). Odpowiedź mięśniowa o amplitudzie rzędu 10 mV powinna mieć ostry kształt dwufazowy, co ułatwia znalezienie jej początku i obliczenie opóźnienia (latencji).

Zmierzone wartości latencji L_1 i L_2 w punktach p_1 i p_2 odległych o d [m] pozwalają wyznaczyć prędkość przewodzenia nerwu V jako

$$V = \frac{d}{L_2 - L_1}.$$

Stosowanie opisanej metody różnicowej pozwala wyeliminować wpływ niektórych czynników zakłócających.

Należą do nich:

- czas reakcji nerwu na bodziec (który przyjmuje się jednakowy w punktach p_1 i p_2),
- czas opóźnienia w złączy nerwowo-mięśniowym,
- czas przewodzenia w samym mięśniu.

Choć pierwszy z opisanych czynników zakłócających ma nieistotnie małe wartości, to czas opóźnienia w złączy nerwowo-mięśniowym (latencja końcowa) może mieć dość znaczne wartości – jego wydłużenie od ponad 6 do 7 ms jest traktowane jako objaw patologiczny. Również czas przewodzenia pobudzenia w samym mięśniu ma znaczne wartości, ale nie jest parametrem diagnostycznym. Porównując typowe wartości prędkości przewodzenia pobudzeń w mięśniu (0,4 m/s) i w nerwie (50 m/s) można zauważyć, jak bardzo istotne jest wyeliminowanie dodatkowej nieznannej wartości opóźnienia bodźca spowodowanego przewodzeniem go w mięśniu.

Podobny sposób pomiaru jest stosowany do wyznaczenia szybkości przewodzenia bodźców przez nerwy czuciowe. Zasadnicza różnica polega na konieczności odbioru odpowiedzi z nerwu, co automatycznie prowadzi do zmniejszenia dokładności pomiaru opóźnień. Należy jednak zwrócić uwagę, że stymulacja nerwów czuciowych zwykle nie powoduje skurczu mięśni, a więc aktywność elektryczna zakłócająca pomiar jest mniejsza niż w przypadku stymulacji mięśni ruchowych.

W przypadku pomiaru przewodzenia nerwów czuciowych, do odbioru zjawisk elektrycznych stosuje się też przeważnie elektrody igłowe umożliwiające precyzyjną lokalizację zjawisk elektrycznych będących przedmiotem zainteresowania.

3.6. Pozamedyczne zastosowania elektromiografii

Elektromiografia stanowi bardzo wygodne nieinwazyjne narzędzie do pomiaru ilościowego zjawisk elektrycznych związanych z motoryką (poruszaniem się) człowieka. Ponieważ w przypadku fizjologicznym gradacja wyładowań elektrycznych jest proporcjonalna do siły rozwijanej przez mięsień, trafne okazało się wykorzystanie zapisów elektromiograficznych do oceny siły skurczu mięśnia w funkcji czasu.

Pomiar taki jest od dłuższego czasu przedmiotem zainteresowania ze strony sportowców i trenerów, którzy przy zastosowaniu elektromiografii globalnej połączonej z ciągłą rejestracją cyfrową lub przekazem telemetrycznym potrafią w sposób obiektywny oceniać technikę:

- startu sprintera,
- pokonywania zakrętu slalomu przez narciarza,
- wyskoku koszykarza i inne.

Obiektywna ocena rozkładu siły określonych mięśni w funkcji czasu oraz ocena synchronizacji pracy poszczególnych mięśni podczas wykonywania złożonych ewolucji stały się w niektórych środowiskach (np. narodowa reprezentacja narciarska Austrii) narzędziem oceny postępów zawodników, kwalifikacji ich do dalszego szkolenia czy wreszcie ustalania indywidualnych programów szkolenia.

Podobne techniki są stosowane na szerszą skalę przez niektóre najbardziej zaawansowane ośrodki rehabilitacji narządów ruchu. Osobom po przebytych chorobach lub wypadkach związanych z częściową utratą zdolności poruszania się proponowane są indywidualne zestawy ćwiczeń, a czynione postępy są oceniane w sposób obiektywny. W przypadku takich osób elektromiografia ma również niebagatelne znaczenie prognostyczne, umożliwiając minimalizację wysiłku i kosztów niezbędnych do całkowitego odzyskania zdolności ruchowej.

Odminną grupą zastosowań technik elektromiograficznych jest projektowanie przedmiotów użytku codziennego z uwzględnieniem czynnika łatwości i wygody obsługi. Jest to dynamicznie rozwijająca się dziedzina wiedzy, zdobywająca swą popularność pod hasłem techniki sprzyjającej człowiekowi. Ponieważ werbalne wyrażenie preferencji użytkownika nie zawsze jest możliwe, zapis elektromiograficzny jest wykorzystany jako źródło informacji o stopniu skomplikowania „obsługi” przedmiotu. Zakres zastosowań jest bardzo szeroki, od typowych dla ergonomii zastosowań, jak np. projektowanie tablic sterujących samochodów, do bardziej prozaicznych (ale nie mniej ważnych), jak np. projektowanie obuwia. Pierwsze przedmioty, przy których projektowaniu wykorzystano informacje pozyskane na drodze elektromiograficznej, charakteryzują się istotną poprawą walorów użytkowych: wygody, łatwości użycia, dostosowania do potrzeb człowieka i tym podobnych.

BG AGH

4. Elektrodiagnostyka gałki ocznej

Rozdział ten jest poświęcony technikom przetwarzania sygnałów w grupie metod elektrodiagnostycznych, których przedmiotem zainteresowania jest:

- spontaniczny ruch gałki ocznej (elektronystagmografia),
- wymuszony ruch gałki ocznej (elektrookulografia),
- elektryczna reprezentacja procesu postrzegania (elektroretinografia).

Uzupełnieniem tej grupy technik elektrodiagnostycznych jest elektropupilografia – rzadko stosowana, a w tym opracowaniu pominięta ze względu na brak doniesień o automatycznym przetwarzaniu jej zapisów – zajmująca się zjawiskami elektrycznymi związanymi z zamykaniem żrenicy oka.

Spośród wszystkich narządów człowieka gałka oczna jest tym, który w procesie ewolucyjnego dostosowania do warunków życia wykształcił największą precyzję ruchu. Gałka oczna poruszana jest przez trzy pary mięśni okoruchowych umożliwiających jej poruszanie się w zakresie ponad 90° w trzech stopniach swobody (ruchy pionowe, poziome i torsyjne). Jednocześnie, stosunkowo nieduży moment bezwładności gałki ocznej i miękkie – zapewniające znikome tarcie – zawieszenie w tkance łącznej w głębi oczodołu, gwarantują jej zdolność uzyskiwania znacznych przyspieszeń kątowych.

Orientacja przestrzenna gałki ocznej jest przedmiotem zainteresowania wielu dziedzin:

- nauk medycznych i praktyki klinicznej,
- biocybernetyki,
- automatyki.

W związku z tym, opracowano szereg metod pobierania i zapamiętywania informacji o pozycji gałki ocznej, w celu jej późniejszej analizy. W przeciwieństwie do sygnałów wykorzystywanych w elektrofizjologii (np. elektrokardiografii), których źródłem jest elektryczna aktywność narządów, sygnał okoruchowy (informacja o położeniu gałki ocznej i jej ruchach) może być formowany na bazie różnych zjawisk towarzyszących ruchowi gałki ocznej (tab. 4.1).

Tabela 4.1

Zestawienie rodzajów ruchów gałki ocznej wg przyczyn i prędkości

nazwa (rodzaj ruchu)	przyczyna	cel	prędkość kątowna gałki ocznej
sakkada	nagła zmiana kierunku patrzenia związana np. ze zmianą celu obserwacji	poszukiwania wzrokowe	bardzo duża, do 1000 °/s
śledzenie wzrokowe	poruszanie się obiektu będącego przedmiotem obserwacji	śledzenie wolno poruszającego się obiektu	mała, do 60 °/s
konwergencja	zmiana kąta osi optycznych oczu w zależności od odległości obserwowanego przedmiotu	obuoczna fiksacja wzroku na tym samym obiekcie	bardzo mała, do 4 °/s (bardzo mała amplituda)
odruch przedsionkowo-okoruchowy	zmiana położenia głowy i tułowia – bodziec przedsionkowy	utrzymanie kierunku patrzenia niezależnie od zmian położenia głowy i tułowia	duża, do 150 °/s
oczopląs optokinetyczny	zmiana położenia obserwowanej rzeczywistości – bodziec optyczny	umożliwienie fiksacji wzroku na poruszającym się obiekcie	średnia, do 80 °/s

W zależności od zastosowanej metody akwizycji sygnał reprezentujący ruch gałki ocznej charakteryzuje się odmiennymi cechami elektrycznymi oraz różną odpornością na zakłócenia. Jednakże wybór metody pozyskania sygnału okoruchowego jest zazwyczaj podyktowany przez wymagania zewnętrzne, jak np. nieinwazyjność (w przypadku zastosowań klinicznych), czy też konieczność ograniczenia procesu świadomego śledzenia wzrokowego (badanie przy zamkniętych oczach).

W rozważanych tu systemach technicznych następujące kolejno po sobie informacje o pozycji gałki ocznej przetwarzane są na postać elektryczną w sposób ciągły lub ze stałą (dobraną w zależności od wymagań) częstotliwością i tworzą **sygnał okoruchowy**. Warunki fizjologiczne napędu gałki ocznej oraz jej niewielka masa – umożliwiając występowanie znacznych przyspieszeń kątowych – determinują szerokość pasma częstotliwościowego sygnału okoruchowego, sięgającą od 0 do 70 Hz.

4.1. Metody pozyskiwania sygnału okoruchowego

Pobranie informacji dotyczącej pozycji gałki ocznej może być dokonane na szereg różnych sposobów, wykorzystujących jej własności elektryczne, optyczne, lub własności przetworników związanych mechanicznie z gałką oczną.

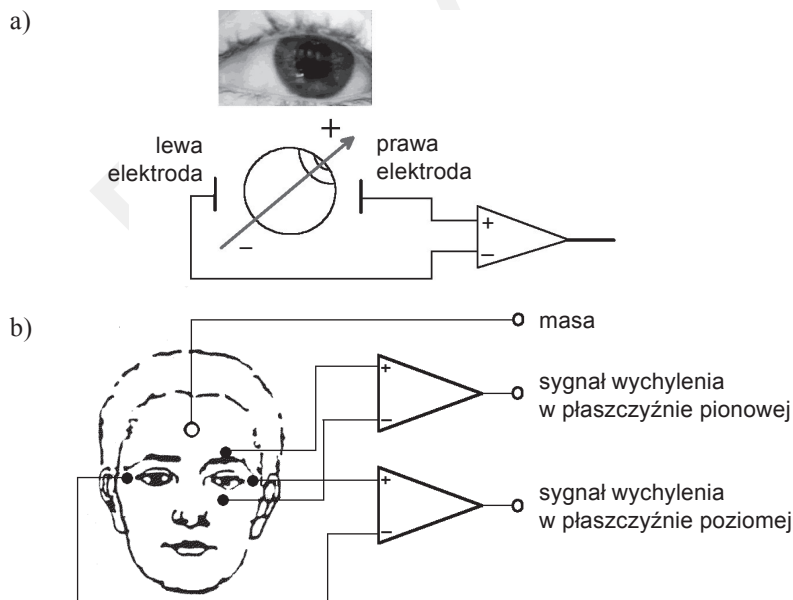
Wśród metod pozyskiwania sygnału okoruchowego można wyróżnić co najmniej cztery (najczęściej stosowane):

- 1) metoda elektryczna (elektrookulografia, elektronystagmografia),
- 2) metoda magnetyczna (ang. *search coil*),
- 3) metoda fotoelektryczna,
- 4) metoda wizyjna (wideookulografia).

Wymienione metody różnią się między sobą zasadą fizyczną, zakresem stosowności, inwazyjnością i postacią uzyskiwanego sygnału. Wszystkie te własności oraz zalety i wady poszczególnych metod zostaną przedstawione poniżej.

4.1.1. Metoda elektryczna

Swą zasadę fizyczną ta najwcześniej stosowana metoda rejestracji pozycji gałki ocznej opiera na doświadczeniu Du Bois-Raymonda wykonanym w 1849 r. Dowiedziano wówczas, że istnieje różnica potencjałów między siatkówką (*retina*) a rogówką (*cornea*), nadająca gałce ocznej charakter dipola elektrycznego. Różnica potencjałów wynosi ok. 18–20 mV, i jest zależna (w zakresie 20% swej wartości) od takich czynników jak oświetlenie, zmęczenie wzroku czy wilgotność powierzchni gałki ocznej. Poruszająca się w oczodole gałka oczna wywołuje obserwowalne na jego krawędziach zmiany pola elektrycznego (rys. 4.1). Wskutek bocznikującego charakteru otaczających tkanek i zakłóceń ze strony innych biopotencjałów, praktyczna wartość napięcia sygnału okoruchowego mierzonego elektrodami naklejanymi na krawędziach oczodołu nie przekracza 7 mV⁰.



Rys. 4.1. Pobranie informacji okoruchowej metodą elektryczną: a) zasada pomiaru; b) umiejscowienie elektrod

Wśród wad metody elektrycznej należy wymienić niewielką wartość pozyskiwanego napięcia oraz pośrednictwo naskórka przy jego przekazywaniu. Powodują one konieczność stosowania stopnia wstępnego urządzenia rejestrującego o znacznej impedancji wejściowej, wynikającą z dążenia do jak najmniejszego obciążenia źródła sygnału. Jest to przyczyną znacznej podatności sygnału okoruchowego na zakłócenia, co stanowi najistotniejszą wadę opisywanej metody. Amplituda zakłóceń różnej natury niejednokrotnie znacznie przekracza amplitudę sygnału, stwarzając trudności interpretacyjne nawet doświadczonemu personelowi medycznemu. W praktyce klinicznej redukcję zakłóceń uzyskuje się głównie poprzez znaczne ograniczenie pasma przenoszenia rejestratorów i stosowanie filtrów pasmowozaporowych (50 Hz, 35 Hz) o znacznym tłumieniu, co powoduje jednak zauważalne zubożenie sygnału. Odwzorowanie położenia oka jest także znacznie zakłócanie przez zjawiska zachodzące na styku elektrod ze skórą, będące źródłem sygnałów wolnozmiennych o znacznych amplitudach, sięgających nawet 20 mV. Powoduje to konieczność odcięcia również składowej stałej sygnału (poniżej 0,1 Hz) lub częstej kalibracji aparatury, co nie rekomenduje sygnału uzyskanego metodą elektryczną do użycia w systemach sterowania (z wyjątkiem sterowania przyrostowego).

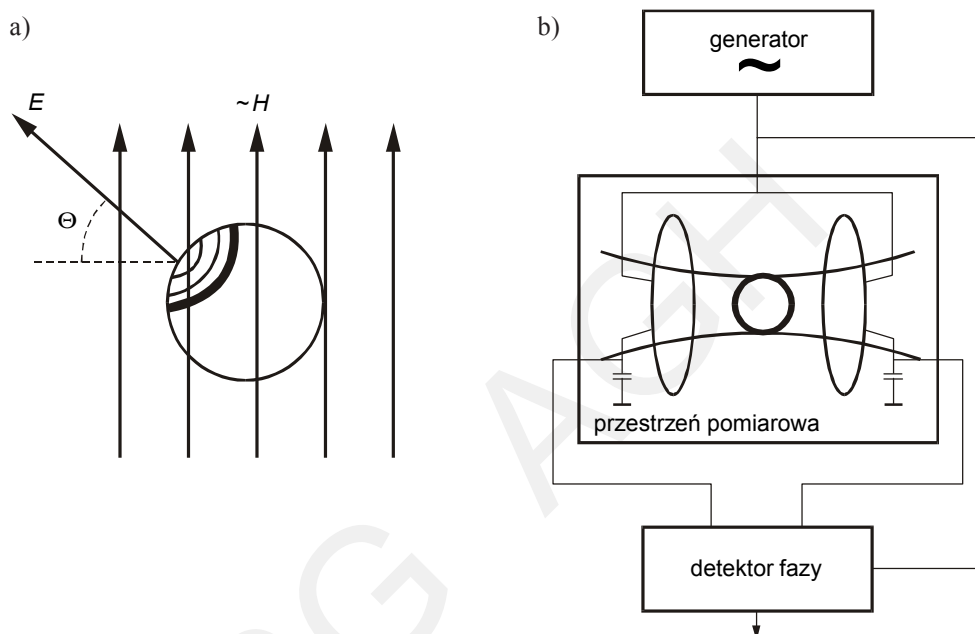
Do najistotniejszych zalet akwizycji sygnału okoruchowego metodą elektryczną zaliczyć należy całkowitą nieinwazyjność oraz możliwość pobierania informacji okoruchowej przy zamkniętych powiekach (eliminacja zjawiska fiksacji wzroku). Inną zaletą opisywanej tu metody jest niewysoki koszt stosowanej aparatury przy wysokiej dokładności odwzorowania przemieszczeń gałki ocznej. Dzięki połączeniu tych zalet metoda elektryczna jest powszechnie stosowana w diagnostyce klinicznej narządu równowagi (tzw. próba kaloryczna Hallpike'a) opisaną w podrozdziale 4.2.2.

Stosowana wyłącznie na skalę laboratoryjną modyfikacja akwizycji sygnału okoruchowego metodą elektryczną, polegająca na zastosowaniu elektrod implantowanych, pozwala wyeliminować znaczną podatność sygnału na zakłócenia. Amplituda sygnału, możliwa do uzyskania z platynowych elektrod implantowanych, sięga 100 mV/^o. Dodatkowo, dzięki wyeliminowaniu kontaktu elektroda – skóra, sygnał ten charakteryzuje się stałością amplitudy w czasie, przez co znacznie wzrasta wierność odwzorowania położenia gałki ocznej. Niestety, na skutek inwazyjności (elektrody są operacyjnie implantowane w kości skroniowej), zakres stosowalności tak zmodyfikowanej metody elektrycznej jest ograniczony do laboratoryjnych badań naukowych wykonywanych na zwierzętach doświadczalnych.

4.1.2. Metoda magnetyczna

Metoda magnetyczna rejestracji położenia i ruchu gałki ocznej polega na wytworzeniu strumienia przemiennego pola magnetycznego związanego z układem odniesienia. W wytworzonym strumieniu znajduje się badana gałka oczna, której położenie jest mechanicznie związane z położeniem odbiorczej pętli indukcyjnej. Wytworzony w tej pętli sygnał składa się z fali o częstotliwości wytwarzanego strumienia magnetycznego.

go, zmodulowanej amplitudowo przez położenie gałki ocznej. Sygnał ten, po demodulacji, zawiera właściwą informację okoruchową (rys. 4.2). Zwraca uwagę fakt, że w przeciwieństwie do metody elektrycznej wykorzystującej naturalne własności dipolowe gałki ocznej, metoda magnetyczna polega na wytworzeniu pewnego rodzaju „sztucznego środowiska”, w którym możliwy jest wygodny dobór szeregu parametrów, takich jak natężenie i częstotliwość strumienia magnetycznego w taki sposób, by uzyskać optymalną jakość otrzymywanego sygnału.



Rys. 4.2. Pobieranie informacji okoruchowej metodą magnetyczną (metoda podwójnej indukcji – zwarte uzwojenie związane z gałką oczną nie ma odprowadzeń sygnału, a jego położenie w polu magnetycznym powoduje zmianę indukcji wzajemnej pętli wytwarzających pole magnetyczne i jest reprezentowane przez przesunięcie fazy napięć na kondensatorach): a) zasada fizyczna; b) schemat układu pomiarowego

Głównym problemem ograniczającym stosowanie metody magnetycznej jest konieczność zapewnienia sztywnego mechanicznego połączenia pętli odbiorczej z gałką oczną. W zastosowaniach laboratoryjnych, wyłącznie w odniesieniu do zwierząt doświadczalnych, stosuje się operacyjną implantację uprzednio skalibrowanej pętli indukcyjnej wokół gałki ocznej. Odprowadzenia o odpowiedniej giętkości przeprowadzane są przez skórę zwierzęcia. Pętla zawierająca kilka zwojów cienkiego przewodu obrasta tkanką łączną i nie krępuje ruchów gałki ocznej w oczodole. Mimo to, ewentualne zastosowania kliniczne metody magnetycznej wymagają daleko idącej redukcji jej inwazyjności. Prowadzone były próby polegające na zastosowaniu pętli indukcyjnych zespolonych z soczewką kontaktową, co jednak w praktyce stało się źródłem

kolejnych problemów. Są one związane z koniecznością odprowadzenia sygnału oraz poślizgami soczewki względem gałki ocznej, towarzyszącymi szczególnie znacznym przyspieszeniom kątowym gałki ocznej przy zamkniętych powiekach.

Obecnie prowadzone badania koncentrują się w aspekcie technicznym na próbach zastosowania bezprzewodowej transmisji sygnału z pętli zespolonej z soczewką, natomiast w aspekcie medycznym – na poszukiwaniu nieszkodliwych i niedrażniących substancji przeciwpoślizgowych. Znaczna liczba prac publikowanych w tym zakresie świadczy o dużych nadziejach wiązanych nadal z możliwością klinicznych zastosowań metody magnetycznej.

Metoda magnetyczna rejestracji ruchu i położenia gałki ocznej charakteryzuje się szeregiem zalet, takich jak możliwość pobierania informacji okoruchowej przy zamkniętych powiekach, oraz wygodnie duża wartość uzyskiwanego sygnału okoruchowego. Odbiór i transmisja sygnału okoruchowego w postaci fali o znacznej częstotliwości zmodulowanej amplitudowo sprzyjają utrzymaniu korzystnej wartości stosunku sygnału do zakłóceń, przy czym nie jest konieczne ograniczanie pasma transmisji sygnału. Odwzorowanie położenia i przemieszczenia gałki ocznej w sygnale okoruchowym jest, w opisywanej tu metodzie, jednoznaczne i pozbawione wpływu czynników zewnętrznych. Dla kierunków osi optycznej oka E prostopadłych do kierunku linii sił pola magnetycznego H (małe wartości Q) mogą jednak występować znaczne niedokładności pomiaru położenia gałki ocznej – przekraczające 1° . Warto dodać, że kalibrację pętli indukcyjnej wykonuje się jednokrotnie przed jej implantacją.

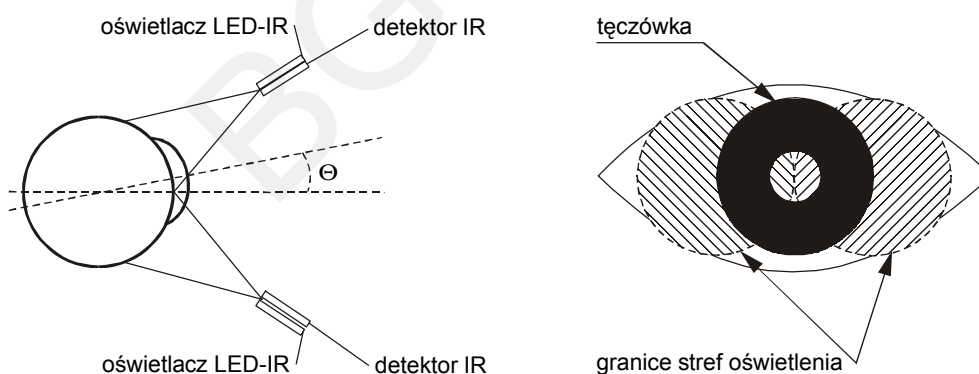
Przy zastosowaniu omawianej tu metody możliwa jest rejestracja ruchu gałki ocznej w kilku stopniach swobody (w szczególności – trzech, wzajemnie prostopadłych). Wymaga to jedynie wytworzenia odpowiednio skierowanych strumieni magnetycznych o różnych częstotliwościach pola. Przy zastosowaniu metody magnetycznej możliwa jest także rejestracja ruchu gałki ocznej w dowolnym układzie odniesienia (w metodzie elektrycznej układem odniesienia był zawsze oczodół). Umożliwia to np. ustalenie kierunku spojrzenia, niezależnie od tego, czy jest on wynikiem ruchu gałki ocznej, czy ruchu głowy. W laboratoriach stosowane są niekiedy układy odniesienia wirujące wraz z badanym zwierzęciem (pobudzenie rotacyjne sinusoidalne), a także niezależna rejestracja położenia gałki ocznej i głowy (również zaopatrzonej w pętlę indukcyjną).

4.1.3. Metoda fotoelektryczna

Zasada fizyczna metody fotoelektrycznej polega na pomiarze efektów odbicia światła w układzie optycznym oka. Najwcześniej stosowana metoda polegała na pomiarze tzw. refleksu rogówkowego i wykorzystywała światło widzialne. Mimo niezbyt dużej precyzji i wymagania ustalonej pozycji głowy jest ona używana do dziś, także w powszechnie dostępnych prostych systemach sterowania. Kolejna opracowana metoda wymaga wyliczenia różnicy kąta tzw. pierwszego refleksu Purkiniego i czwartego refleksu Purkiniego, będących odbiciami odpowiednio skierowanej wiązki światła w układzie optycznym oka. Jednakże obok znacznej komplikacji obliczeń, źródłem po-

ważnych problemów w tej metodzie była znaczna dysproporcja obu refleksów – natężenie światła refleksu czwartego wynosi ok. 1% wartości natężenia refleksu pierwszego. Zaletą metody fotoelektrycznej okazała się natomiast, uzyskana dzięki jej zastosowaniu, swoboda ruchów głowy. Dalsze usprawnienie polega na zastąpieniu refleksów „naturalnych” – „sztucznymi”, poprzez zastosowanie soczewek kontaktowych zespolonych ze zwierciadłami. Oprócz znacznego zwiększenia dokładności uzyskano w ten sposób możliwość rejestracji ruchu gałki ocznej w trzech stopniach swobody, dzięki stosowaniu dwu zwierciadeł w płaszczyznach wzajemnie prostopadłych. Jest to najdokładniejsza ze znanych metod, jednak nie doczekała się ona klinicznych zastosowań z powodu problemów stwarzanych przez drażniące właściwości soczewek kontaktowych i ich poślizgi po powierzchni gałki ocznej.

Powszechne, nie tylko kliniczne uznanie zyskała natomiast metoda wykorzystująca zjawisko odbicia promieniowania podczerwonego przez tęczówkę (*iris*). Stosowane są dwa oświetlacze typu LED (ang. *light emitting diode*) oświetlające tęczówkę symetrycznie po obu stronach osi optycznej patrzenia na wprost w płaszczyźnie poziomej i odpowiednio dwa fotoelementy rejestrujące intensywność promieniowania odbitego. Wobec dużego kontrastu na zewnętrznym obrzeżu tęczówki (tęczówka jest ciemna, twardówka (*sclera*) – jasna) rejestrowana intensywność promieniowania odbitego jest funkcją kąta obrotu gałki ocznej. Istotną zaletą tej metody jest możliwość stosowania dwóch zaledwie receptorów promieniowania (lub czterech dla rejestracji dwuwymiarowej), zamiast drogich matryc fotoelementów lub przetworników CCD (ang. *charge coupled device*), przy zachowaniu dokładności rejestracji porównywalnej z metodami opartymi na refleksach Purkiniego (rys. 4.3).



Rys. 4.3. Fotoelektryczna metoda akwizycji informacji okoruchowej z użyciem promieniowania podczerwonego: a) zasada pomiaru; b) sposób oświetlenia tęczówki

Jako podstawowa wada metody fotoelektrycznej wymieniane jest ograniczenie jej zastosowań do badań oczu otwartych. W przypadku konieczności śledzenia spontanicznych ruchów gałek ocznych (oczopląsów) stanowi to utrudnienie, gdyż pacjent

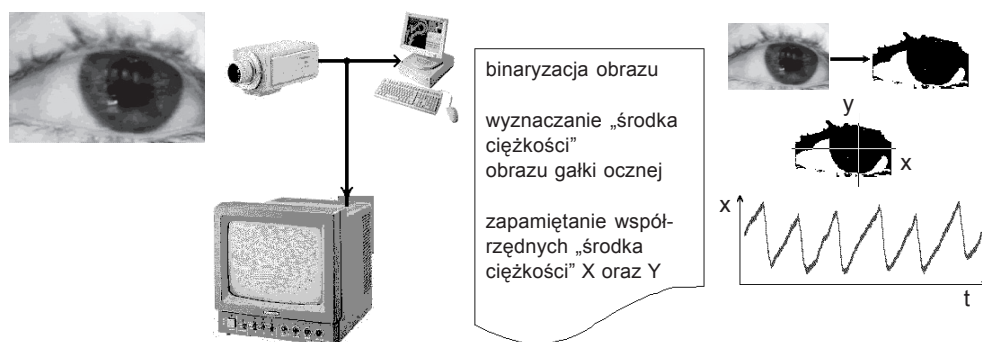
może mimowolnie zatrzymywać wzrok na widzianych przedmiotach i zniekształcać wyniki pomiaru. Fiksacja może być w tej sytuacji ograniczana jedynie przez całkowite zaciemnienie pomieszczenia i prowadzenie pomiaru przy wykorzystaniu promieniowania podczerwonego. Inną wadą, eliminującą metodę fotoelektryczną z powszechnego użycia, jest znaczny koszt matryc używanych fotoelementów (nie dotyczy to metody wykorzystującej proporcje odbić), zwłaszcza w przypadku, gdy żądane są duże dokładności pomiaru. Zastosowanie matryc CCD używanych standardowo w kamerach zmniejsza nieco koszty, obniżając jednak zakres możliwych do zarejestrowania częstotliwości, matryce te są bowiem przystosowane do odczytu z częstotliwościami 50–60 Hz typowymi w zastosowaniach telewizyjnych. Do wad należy również brak możliwości akwizycji sygnału ruchu gałki ocznej za zamkniętą powieką, a więc podczas snu fizjologicznego.

Podstawową zaletą metody fotoelektrycznej jest natomiast możliwa do uzyskania duża dokładność odwzorowania ruchu gałki ocznej w pełnym zakresie częstotliwości w trzech stopniach swobody. Metoda wykorzystująca promieniowanie podczerwone charakteryzuje się dokładnością i kosztem porównywalnym z elektrookulografią, przy zdecydowanie mniejszej wrażliwości na zakłócenia sygnału. W praktyce klinicznej częste jest stosowanie wymienne tych metod, przy czym elektrookulografia stosowana jest tylko do badań przy oczach zamkniętych. Inną zaletą metody fotoelektrycznej jest jej nieinwazyjność, co predestynuje ją do zastosowań naukowych, klinicznych oraz do wykorzystania w systemach sterowania. Sygnał otrzymywany w metodzie fotoelektrycznej zależy od rodzaju stosowanego fotodetektora, a w przypadku matryc – także od algorytmu ich odczytu. Znane są zjawiska szkodliwego dryftu temperaturowego fotoelementów oraz przekłamań wynikających z przypadkowych rejestracji refleksów pochodzących spoza układu optycznego badanej gałki ocznej. Wrażliwość na zakłócenia pochodzenia fizjologicznego jest jednak we wszystkich odmianach metody fotoelektrycznej niewielka, gdyż podlegający rejestracji i analizie przebieg elektryczny nie jest, w tej metodzie, sygnałem pochodzenia biologicznego.

4.1.4. Metoda wizyjna

Metoda wizyjna funkcjonuje w oparciu o obserwację gałki ocznej za pomocą kamery wizyjnej (videookulografia). Tor akwizycji informacji okoruchowej metodą wizyjną składa się z kamery CCD o odpowiednio dostosowanej optyce, opcjonalnego rejestratora sygnału analogowego wizji (magnetowidu), układu konwersji analogowo-cyfrowej i pamięci do magazynowania sekwencji obrazów w postaci cyfrowej oraz oprogramowania do analizy sekwencji obrazów w celu określania pozycji gałki ocznej (rys. 4.4). Obserwacja może być dokonywana zarówno w świetle widzialnym jak i – po zastosowaniu odpowiedniego sprzętu – w promieniowaniu podczerwonym. Obserwacja z zasady wykonywana jest przy oczach otwartych, jednakże w przypadku używania promieniowania podczerwonego i światłoszczelnej maski możliwe jest – również w tej metodzie – wyeliminowanie fiksacji wzroku. Przy zastosowaniu takiej maski możliwa jest także stymulacja optokinetyczna za pomocą miniaturowego monitora.

Pierwsze obserwacje gałki ocznej za pomocą kamery służyły określeniu rozmiarów źrenicy (pupilometria) i badaniu procesu akomodacji. Rozwój technicznych możliwości rejestracji i cyfrowej analizy sekwencji obrazów doprowadził do powstania wizyjnych metod akwizycji informacji okoruchowej w dwóch oraz trzech stopniach swobody. Zaznaczyć należy, iż modyfikacje metody wizyjnej, polegają głównie na stosowaniu różnej prędkości odczytu matrycy CCD oraz opierają się na stosowaniu istotnie różnych algorytmów do przetwarzania sekwencji obrazów na informację okoruchową.



Rys. 4.4. Tor akwizycji informacji okoruchowej metodą wizyjną (videokulografia)

Podstawową wadą metody wizyjnej jest znaczny koszt używanej aparatury – zdecydowanie największy ze wszystkich metod pozyskiwania informacji okoruchowej – przy braku znaczącej poprawy parametrów jakościowych pomiaru, takich jak dokładność czy zakres prędkości kątowych. Zastosowanie typowej kamery CCD jako sensora wejściowego prowadzi do powstania bardzo dużego strumienia informacji (dla matrycy o rozmiarach 768×512 pikseli i częstotliwości 50 półobrazów na sekundę – 79 Mbit/s), który należy przetworzyć na postać cyfrową (pasmo 5 MHz) i zapamiętać, a następnie przetworzyć i zanalizować. Wymienione parametry przekazywanego obrazu, zgodne m.in. ze standardem PAL, umożliwiają wyliczenie zakresu prędkości kątowej i dokładności odwzorowania pozycji gałki ocznej.

Zakładając rejestrację ruchu gałki ocznej w zakresie 30° od położenia środkowego otrzymujemy następujące wartości:

- dokładność odwzorowania pozycji gałki ocznej w płaszczyźnie poziomej jest równa $0,08^\circ$ w sąsiedztwie położenia środkowego i spada do ok $0,09^\circ$ na skrajach zakresu rejestracji;
- dokładność odwzorowania pozycji gałki ocznej w płaszczyźnie pionowej jest równa $0,12^\circ$ w sąsiedztwie położenia środkowego i spada do ok $0,14^\circ$ na skrajach zakresu rejestracji;
- maksymalna możliwa do zarejestrowania prędkość ruchu gałki ocznej wynika z częstotliwości odczytu matrycy CCD (otrzymywania pełnego obrazu) wynoszącej 25 Hz.

Użycie zwykłej kamery CCD zapewnia rejestrację prędkości kątowych do 2°/s – rejestrowaniu wyższych prędkości ruchu gałki ocznej towarzyszy spadek dokładności odwzorowania pozycji spowodowany znanym z fotografii „efektem poruszenia”. Rejestracja znacznych prędkości ruchu gałki ocznej bez jednoczesnej utraty dokładności wymaga użycia kamery wyposażonej w migawkę (ang. *shutter*), której czas otwarcia determinuje granicę dokładnej rejestracji. Przykładowo, przy czasie otwarcia równym 1/1000 s, maksymalna prędkość kątowa ruchu gałki ocznej rejestrowana bez strat dokładności wynosi ok. 80°/s. Poważnym ograniczeniem wykluczającym stosowanie ultraszybkich migawek jest konieczność zwiększania czułości matrycy CCD proporcjonalnie do skracania czasu ich naświetlania. Warto zauważyć, że matryca CCD zaopatrzona w migawkę jest odmianą układu próbkująco-pamiętającego. Rejestracja ruchu gałki ocznej w zakresie widmowym bliskiej podczerwieni (niewidzialnym już dla człowieka) może być z powodzeniem wykonana standardową kamerą CCD. Nawet kamery monochromatyczne charakteryzują się wystarczającą czułością dla takiego światła.

Innym rozwiązaniem zmierzającym do rejestracji i przetwarzania pełnego zakresu prędkości gałki ocznej jest zwiększenie częstotliwości odczytu matrycy CCD do około 200 półobrazów na sekundę, co jest jednak bardzo kosztowne i powoduje dalszy wzrost strumienia informacji.

Niektóre z metod zakładają wstępną redukcję strumienia informacji przez odczyt matrycy CCD (kamery) z częstotliwością 2–3 półobrazów na sekundę, przy jednoczesnej akceptacji ograniczenia rejestrowanego zakresu prędkości gałki ocznej. Innym sposobem ograniczenia objętości informacji wizyjnej jest redukcja rozmiarów matrycy CCD do wielkości 190 × 244 piksele, czego następstwem jest jednak obniżenie dokładności lokalizacji geometrycznej gałki ocznej. Dalsza redukcja objętości informacji wizyjnej może być dokonana poprzez ograniczenie ilości rozróżnianych poziomów szarości do 14. Nawet przy zastosowaniu sprzętu oraz algorytmów zoptymalizowanych pod względem prędkości działania uzyskano czas analizy informacji okoruchowej rzędu 0,5 s/półobraz. Jest to wartość ok. 25-krotnie przekraczająca limit czasowy wymagany do analizy sygnału na bieżąco (ang. *on-line*). Omawiana metoda nie nadaje się więc do wykorzystania w procesie sterowania wymagającym bieżącego przetwarzania informacji.

Niewątpliwą zaletą metody wizyjnej jest jej nieinwazyjność. Niektórzy konstruktorzy proponują wprawdzie używanie także i w tej metodzie soczewek kontaktowych, większość jednak poprzestaje na analizie obrazów naturalnych refleksów pochodzących od układu optycznego oka lub środka ciężkości czy też konturu tęczówki. Inną, ważną zaletą tej metody jest możliwość eliminacji efektów fiksacji wzroku dzięki stosowaniu podczerwieni i masek światłoszczelnych, które dodatkowo umożliwiają optokinetyczną stymulację oczopląsu. Wśród zalet metody wizyjnej wymienić jeszcze należy niewrażliwość otrzymywanego sygnału (który właściwiej byłoby nazywać strumieniem informacji) na zakłócenia oraz łatwość jego przechowywania w postaci analogowej (magnetowid – przynajmniej dopóki częstość odświeżania obrazu jest standardowa) i cyfrowej (dysk magnetyczny lub magnetoptyczny).

Wizyjna metoda analizy ruchu gałki ocznej ma szereg zalet (m.in. jako jedyna łączy cechę nieinwazyjności z możliwością analizy ruchów w trzech stopniach swobody) i pomimo faktu, że wymaga znacznych nakładów obliczeniowych, a co za tym idzie – kosztów, jest metodą ostatnio najefektywniej rozwijaną. Mała podatność na zakłócenia, a w konsekwencji duża wiarygodność informacji okoruchowej w połączeniu z nieinwazyjnością jest przyczyną, dla której metoda wizyjna bywa coraz częściej stosowana w praktyce klinicznej. Jej znaczny jak dotychczas koszt – stanowiący główną barierę w wielu zastosowaniach – jest w znacznej mierze podyktowany wysokimi wymaganiami sprzętowymi i powinien ulec redukcji wraz z postępem technologii elektronicznej. Warto zauważyć fakt, iż opisana metoda wizyjnej akwizycji i analizy ruchu gałki ocznej jest szczególnym przypadkiem stosowanej w wielu dziedzinach analizy ruchu prowadzonej w oparciu o sekwencję próbek w postaci obrazów kontrolowanego obiektu.

4.1.5. Pojęcie sygnału okoruchowego

Zestawienie najczęściej spotykanych rodzajów ruchów gałki ocznej w aspekcie technicznym, tj. bez wchodzenia w fizjologiczne mechanizmy ich powstawania, a następnie zestawienie metod śledzenia pozycji i parametrów ruchu gałki ocznej, prowadzi do wniosku, iż pojęcie sygnał okoruchowy obejmuje w istocie cały szereg sygnałów o różnych własnościach. Są one ściśle zależne od zastosowanej metody akwizycji pozycji oka i charakteryzują się różną wiernością i wiarygodnością zawartych w nich informacji okoruchowych. Z punktu widzenia zastosowań sygnału okoruchowego pewne cechy tego sygnału oraz pewne fragmenty ruchu gałki ocznej stają się szczególnie istotne. Wobec tego, ogólnie pojęty sygnał okoruchowy może być w konkretnych zastosowaniach scharakteryzowany kilkoma zaledwie parametrami, wynikającymi przede wszystkim z fizjologicznych uwarunkowań ruchu gałki ocznej. Pozostałe parametry sygnału, w tym wszystkie wielkości „elektryczne” jak napięcie, impedancja źródła, zakres częstotliwości sygnału itp., są właściwe dla zastosowanych metod akwizycji, a nie dla sygnału jako takiego.

Bogaty wachlarz stosowanych metod akwizycji wymaga wprowadzić odmiennego potraktowania własności sygnału w każdej metodzie, pozwala jednak znacznie bardziej elastycznie dopasować sposób pobrania informacji okoruchowej do celu, w jakim zostanie ona wykorzystana w konkretnym zastosowaniu.

4.2. Diagnostyczne zastosowania sygnału okoruchowego

4.2.1. Przegląd zastosowań sygnału okoruchowego

Przyczyny przyjmowania określonych pozycji przez gałkę oczną są bardzo zróżnicowane. W przeważającej większości przypadków dominującym czynnikiem jest świadomy proces śledzenia wzrokowego. Niektóre z ruchów gałki ocznej wymykają się jednak spod kontroli świadomości (oczopląsy) i w szczególnych warunkach bywają

reprezentatywne dla stanu czynnościowego innych narządów (np. narządu równowagi). Dzięki temu, zainteresowanie rejestracją i analizą sygnału okoruchowego okazuje wiele dziedzin nauki, medycyny i techniki.

Wśród zastosowań sygnału okoruchowego, wymienić należy:

- badania naukowe w szerokim zakresie dyscyplin,
- diagnostykę medyczną,
- automatykę i sterowanie.

Dalsza część tego paragrafu jest krótkim przeglądem ukazującym różnorodność sposobów wykorzystania sygnału okoruchowego. Zestawienie to nie pretenduje do tego, by być próbą wyczerpania listy wszystkich możliwych zastosowań.

Badania naukowe

Za pomocą sygnału okoruchowego prowadzone są prace badawcze w następujących dziedzinach:

- badanie anatomii i fizjologii układu równowagi;
- badanie udziału poszczególnych ośrodków receptorów równowagi;
- badanie procesu habituacji – przebieg przyzwyczajania do przyspieszeń kątowych w płaszczyznach pionowej i poziomej;
- badanie zdolności koncentracji uwagi – rejestracja śledzenia wzrokowego w różnych warunkach, pod wpływem alkoholu, środków farmakologicznych, zmęczenia, oświetlenia itp.;
- badania nad ruchem gałek ocznych w poszczególnych fazach snu;
- badanie wpływów otoczenia na dokładność śledzenia wzrokowego – np. wpływu reklam przydrożnych na bezpieczeństwo prowadzenia pojazdu, ergonomii tablic rozdzielczych w centrach sterowania itp.

Diagnostyka medyczna

W celach diagnostycznych rejestruje się sygnał okoruchowy w następujących typach badań medycznych:

- badanie stanu i określanie przyczyn zaburzeń funkcjonowania układu równowagi przez wywoływanie oczopląsów metodą kaloryczną, rotacyjną bądź optokinetyczną i porównywanie ich symetrii;
- badanie odporności organizmu na trudne warunki pracy związane z dużymi lub rytmicznymi przyspieszeniami (kosmonauci, lotnicy, marynarze, tancerze);
- badanie refleksu – szybkości i przebiegu czasowego reakcji gałki ocznej na wymuszenie (np. błyskowe) skierowane kątowno do poprzedniej osi fiksacji oczu;
- jako element składowy polisomnografii do wyznaczenia czasu trwania fazy snu aktywnego REM (ang. *rapid eye movements*).

Automatyka i sterowanie

Za pomocą odbioru i odpowiedniej interpretacji sygnału okoruchowego można realizować wybrane zadania automatyki i sterowania. Są to między innymi:

- sterowanie raket samonaprowadzających poprzez odczyt i analizę pozycji gałki ocznej strzelca w momencie odpalenia;
- wybór obiektu w obrębie kadru, na który skierowana jest oś optyczna gałki ocznej fotografującego, w celu automatycznego ustawienia ostrości przez aparat fotograficzny (np. Canon 50E, Canon 5E);
- sterowanie robotem obsługującym osobę niepełnosprawną lub częściowo sparaliżowaną za pomocą systemu wyświetlanego menu poleceń i odczytu położenia gałki ocznej użytkownika;
- poruszanie kursora na ekranie monitora komputerowego (tzw. „mysz optyczna”) – pozwala przemieszczać kursor bez angażowania dłoni operatora, co zwiększa szybkość, komfort i efektywność pracy.

4.2.2. Zastosowanie elektronystagmografii do diagnostyki narządu równowagi

Spośród wymienionych w podrozdziale 4.2.1. sposobów wykorzystania sygnału okoruchowego interesujące z punktu widzenia lekarza klinicysty jest badanie stanu i określanie przyczyn zaburzeń funkcjonowania układu równowagi (rys. 4.5) przez wywoływanie oczopłásów i porównywania ich parametrów.

Według obecnego stanu wiedzy lekarskiej stymulacja fizjologiczna lub sztuczna choćby jednego z trzech podstawowych ośrodków równowagi doprowadza do złożonych reakcji organizmu, wyrażających się:

- zawrotami głowy,
- oczopłássem,
- zaburzeniami równowagi statycznej i dynamicznej,
- objawami wegetatywnymi.

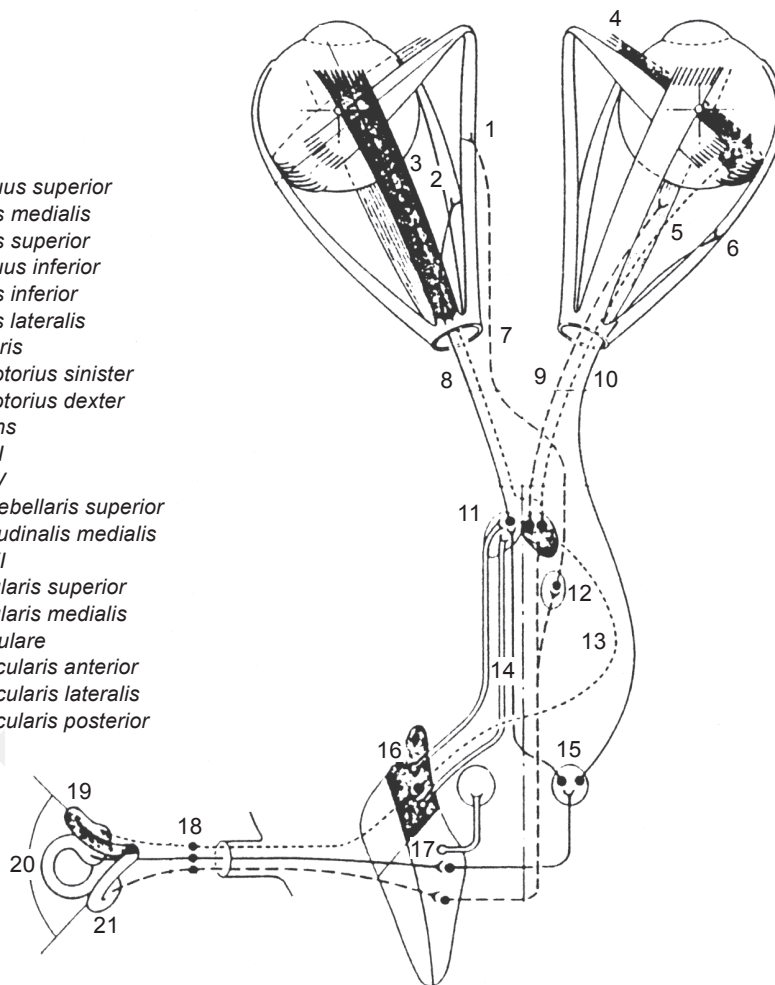
Proporcje występowania wymienionych zjawisk są uzależnione przede wszystkim od sposobu stymulacji oraz fizjologicznej sprawności narządu przedsionkowego, narządu wzroku i czucia proprioceptywnego. Najczęstszym objawem zakłóceń równowagi jest oczopłás, który choć nie jest jedyną odpowiedzią na zadany bodziec, zawiera wiele cennych informacji diagnostycznych pozwalających na obiektywną ocenę reakcji układu równowagi, a przez to – jego stanu klinicznego. Przez oczopłás rozumiane są poziome, pionowe lub elipsoidalne ruchy gałek ocznych. Podstawową cechą klasycznego oczopłásu jest występowanie w tym zjawisku faz: szybkiej i wolnej, rozróżnialnych na podstawie prędkości kątowej ruchu gałki ocznej. Przedmiotem badań jest kilkanaście rodzajów oczopłásów rozróżnianych w oparciu o przyczyny powstawania.

W praktyce klinicznej do diagnostyki narządu równowagi wykorzystuje się trzy oczopląsy:

- 1) przedsionkowy poobrotowy,
- 2) przedsionkowy postkaloryczny,
- 3) optokinetyczny.

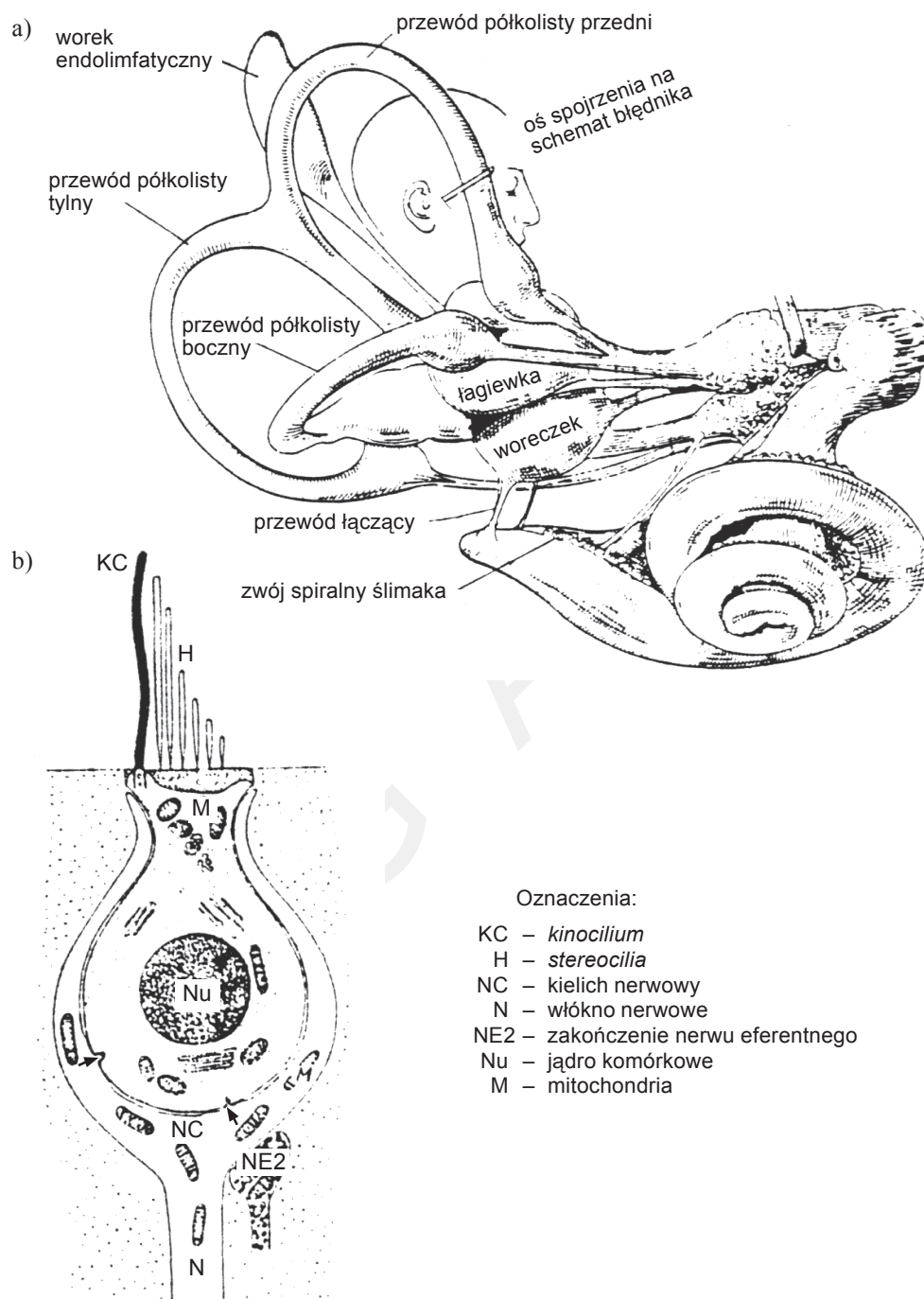
Oznaczenia:

1. *Musculus obliquus superior*
2. *Musculus rectus medialis*
3. *Musculus rectus superior*
4. *Musculus obliquus inferior*
5. *Musculus rectus inferior*
6. *Musculus rectus lateralis*
7. *Nervus trochlearis*
8. *Nervus oculomotorius sinister*
9. *Nervus oculomotorius dexter*
10. *Nervus abducens*
11. *Nucleus nervi III*
12. *Nucleus nervi IV*
13. *Pedunculus cerebellaris superior*
14. *Fasciculus longitudinalis medialis*
15. *Nucleus nervi VI*
16. *Nucleus vestibularis superior*
17. *Nucleus vestibularis medialis*
18. *Ganglion vestibulare*
19. *Canalis semicircularis anterior*
20. *Canalis semicircularis lateralis*
21. *Canalis semicircularis posterior*



Rys. 4.5. Budowa anatomiczna sprzężeń układu okoruchowego i układu równowagi

Wywoływanie oczopląsu poobrotowego jest najbardziej zbliżone do fizjologicznych warunków pracy układu równowagi. Na skutek występujących w ruchu obrotowym przyspieszeń następuje przemieszczanie się endolimfy zawartej w trzech wzajemnie prostopadłych kanałach półkolistych błędnika (rys. 4.6), związane z jej bezwładnością (tzw. limfokineza).



Rys. 4.6. Szczegóły anatomiczne narządu przedsionkowego: a) budowa anatomiczna błędnika;
 b) budowa komórki nabłonka zmysłowego przedsionka

Prędkość ruchu endolimfy reprezentuje wartość doznanego przyspieszenia, a proporcje prędkości w trzech kanałach – jego kierunek. Wewnątrz kanałów półkolistych znajdują się rzęski nabłonka zmysłowego (stereocilia) (rys. 4.6), których wychylenia – powodowane ruchem endolimfy – powodują pobudzenie lub hamowanie aktywności bioelektrycznej kanałów, co wyraża się wzrostem lub spadkiem częstotliwości impulsacji włókien nerwu przedsionkowego. Informacja o doznanym przyspieszeniu jest przetwarzana w mózdzku na sygnały sterujące mięśniami poruszającymi gałką oczną (sygnały okulomotoryczne) w taki sposób, aby zapewnić niezmienną oś optyczną patrzenia. Zjawisko to umożliwia np. zatrzymanie wzroku na nieruchomym celu podczas obrotu głowy. Występuje ono nawet w przypadku braku postrzeganego celu (tj. przy zamkniętych oczach), co dowodzi iż przyczyną ruchu gałek ocznych jest bodziec pochodzenia błędnikowego. Ruch „śledzenia” tworzy fazę wolną oczopląsu. Wobec ograniczonego zakresu ruchu gałki ocznej w oczodole (zwykle ok. 90°), naprzemian z opisanymi wyżej ruchami „śledzenia” muszą występować tzw. ruchy kompensacyjne, przemieszczające gałkę oczną w kierunku przeciwnym. Ruchy te tworzą fazę szybką oczopląsu. Prędkość kątowna ruchu gałki ocznej zależy od doznawanego przyspieszenia wyłącznie w fazie wolnej (bodziec błędnikowy), natomiast w fazie szybkiej jest stała. Dla celów diagnostycznych stosuje się przyspieszenia chwilowe (nagła zmiana prędkości obrotowej) i sinusoidalne. Fotel obrotowy przeważnie umieszczany jest w ciemni w celu eliminacji efektu fiksacji wzroku, a zatem ograniczenia wpływu bodźców okoruchowych pochodzenia pozabłędnikowego. Wadą metody obrotowej jest poddawanie obu błędników takim samym przyspieszeniom, co wynika ze sztywności ich mechanicznego połączenia przez kości czaszki. Wobec powyższego metoda ta nie umożliwia precyzyjnej lokalizacji źródła zaburzeń równowagi.

Kaloryczna (cieplna) metoda wywoływania oczopląsu polega na wprowadzaniu w ruch endolimfy w kanale półkolistym poziomym (w pozycji leżącej pacjenta usytuowanym pionowo) poprzez pośrednie miejscowe ogrzanie lub ochłodzenie. Konwekcyjny ruch endolimfy powoduje – podobnie jak w przypadku użycia przyspieszenia – reakcję systemu nerwowego i ruch gałek ocznych typu oczopląsu. Choć reakcja ta nie jest typowo fizjologiczna, jej powszechne wykorzystanie do diagnostyki układu równowagi wynika z unikalnej możliwości pobudzenia tylko jednego kanału. Pobudzenia kalorycznego dokonuje się zazwyczaj poprzez wprowadzenie do przewodu słuchowego wody o temperaturze różniącej się od temperatury ciała. Powszechnie przyjętym w praktyce klinicznej testem układu równowagi człowieka jest tzw. próba cieplna Hallpike’a, uważana za jedno z najlepszych kryteriów oceny narządu równowagi. Polega ona na podrażnieniu układu równowagi określonymi bodźcami i rejestracji, a następnie analizie jego odpowiedzi. Próba ta pozwala określić jako źródło niesprawności obwodową lub ośrodkową część przedsionka, co ma istotne znaczenie dla leczenia pacjenta.

Powszechnie do drażnienia błędnika stosuje się wodę o temperaturze 30°C i 44°C, zwaną dalej „zimną” i „ciepłą”. Tak dobrane wartości temperatur są wystarczająco odległe od średniej temperatury ciała badanego, która wynosi 37°C, aby na skutek limfokinezy spowodować oczopląs. Oczopląs ten traktowany jest jako mierzalna reakcja badanego systemu. Bezpośrednio po rozpoczęciu pobudzenia cieplnego pojawia się reakcja w postaci oczopląsu, której szczyt (maksimum amplitudy) przypada zazwyczaj ok. od 60 do 80 s później.

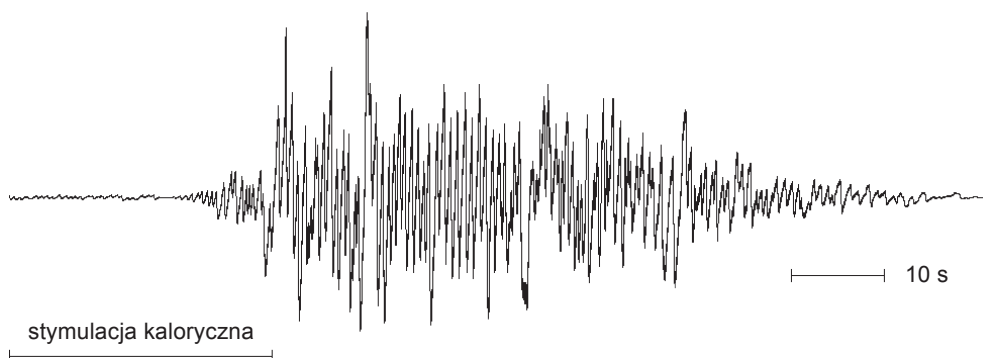
W badaniach klinicznych stosowany jest zatem następujący protokół badania:

- 30 s – pobudzenie (0,25 l wody),
- 30 s – przerwa,
- 30 s – rejestracja ruchu gałek ocznych.

Taki protokół badania pozwala uzyskać za każdym razem najwłaściwszy do diagnozy zapis na szczycie reakcji.

Reakcja oczopląsowa na wlanie ciepłej wody do prawego ucha (lub zimnej wody do lewego ucha) jest następująca (rys. 4.7): wolny ruch gałki ocznej w prawo, a następnie szybki ruch w lewo, określane odpowiednio jako faza wolna i szybka oczopląsu.

Reakcja oczopląsowa na wlanie zimnej wody do prawego ucha (lub ciepłej wody do lewego ucha) jest przeciwna. W przypadku fizjologicznie prawidłowym prędkość kątowa ruchu gałki ocznej w fazie wolnej oczopląsu jest jednakowa we wszystkich czterech wymienionych przypadkach. Pojawienie się asymetrii reakcji stanowi podstawową przesłankę diagnostyczną.



Rys. 4.7. Reakcja oczopląsowa podczas próby kalorycznej

Według opisanego wyżej schematu przeprowadzane są u każdego pacjenta cztery tzw. próby kaloryczne, a następnie na podstawie analizy statystycznej zarejestrowanych sygnałów, obliczane są dwa współczynniki:

- 1) CP (ang. *canal paresis*) określający symetrię pobudzenia błędników,
- 2) DP (ang. *directional preponderance*) określający przewagę kierunkową oczopląsu.

$$CP = \frac{(V_{zl} + V_{cl}) - (V_{zp} + V_{cp})}{V_{zl} + V_{cl} + V_{zp} + V_{cp}} \cdot 100\%,$$

$$DP = \frac{(V_{zl} + V_{cp}) - (V_{zp} + V_{cl})}{V_{zl} + V_{cl} + V_{zp} + V_{cp}} \cdot 100\%,$$

gdzie:

- V – szybkość fazy wolnej w poszczególnych badaniach,
- zl – zimna woda lewe ucho,
- zp – zimna woda prawe ucho,
- cl – ciepła woda lewe ucho,
- cp – ciepła woda prawe ucho.

Podane wzory, zaproponowane przez Jongkeesa, są biologiczną podstawą ilościowej oceny elektronystagmogramów. Warto zauważyć, że współczynnik CP w sposób istotny zależy tylko od asymetrii reakcji oczopląsu na pobudzenia – z punktu widzenia kierunku pobudzeń (ucho prawe, ucho lewe), natomiast współczynnik DP – tylko od asymetrii reakcji na pobudzenia – z punktu widzenia kierunku fazy wolnej oczopląsu (w prawo, w lewo).

Z literatury przedmiotu wynika, że maksymalne, uważane jeszcze za fizjologicznie prawidłowe, wartości tych współczynników wynoszą odpowiednio:

- dla CP – 22%,
- dla DP – 28%.

Każde istotne przekroczenie tych granic wskazuje na obecność patologii i stanowi podstawową informację, interesującą prowadzącego badania lekarza.

Użycie wody do irygacji ucha zewnętrznego nastręcza wiele trudności technicznych. Trudny jest dokładny pomiar prędkości strumienia wody oraz utrzymanie jej temperatury, wzrasta również ryzyko porażenia elektrycznego. Podjęto więc próby zastąpienia wody powietrzem w charakterze medium transportującego energię cieplną. Ponieważ wymiana energetyczna pomiędzy powietrzem a tkanką jest znacznie mniej efektywna (na skutek niższego ciepła właściwego powietrza), konieczne jest w tym przypadku użycie znacznie większej objętości powietrza o temperaturach bardziej odległych od temperatury ciała pacjenta. Równoważnikiem 30 sekundowej irygacji z użyciem 0,25 l wody o temperaturze 30°C (dla wody ciepłej 44°C) jest trwająca 60 s stymulacja powietrzem (8 litrów) o temperaturze 24°C (odpowiednio dla ciepłej wody 50°C).

Fakt, że analiza oczopląsu podczas próby cieplnej Hallpike'a polega wyłącznie na obróbce geometrycznej (pomiar nachyleń linii, będących miarą prędkości), a później na analizie statystycznej wprowadzonych danych, szczególnie predestynuje ją do

przeprowadzenia za pomocą komputera oraz pozwala spodziewać się znacznych wyników z tego korzyści. Mimo to, powszechnie spotyka się jeszcze manualną metodę oceny elektronystagmogramów poprzez mierzenie amplitud linijką i kątów nachylenia wykresów faz wolnych – kątomierzem, następnie uśrednianie i podstawianie do wzoru Jongkeesa.

Metoda optokinetyczna wywoływania oczopląsu jest stosowana jako badanie uzupełniające przy badaniu narządu równowagi. Polega ona na wytworzeniu szybko przesuwających się obrazów przed oczami nieruchomego obserwatora. Ponieważ narząd wzroku współuczestniczy w wytwarzaniu bodźców równowagi, optokinezę można uznać za fizjologiczną stymulację narządu równowagi. Podczas tego rodzaju stymulacji układ wzrokowo-okulomotoryczny dąży do zatrzymania nieruchomych obrazów na siatkówce oka, oczywiście w zakresie dopuszczalnego ruchu gałki ocznej. Na skraju tego zakresu gałka oczna zostaje skokowo przemieszczona w położenie przeciwne. Mamy więc do czynienia z klasycznym oczopląsem, charakteryzującym się występowaniem fazy wolnej i szybkiej. Występuje on w wielu przypadkach podświadomie, bez celowego patrzenia na przesuwające się otoczenie, np. podczas jazdy środkami lokomocji. Badanie oczopląsu optokinetycznego pozwala także stwierdzić niesprawności układu okulomotorycznego jako ewentualnej przyczyny zaburzeń równowagi.

4.2.3. Parametry diagnostyczne elektronystagmogramu

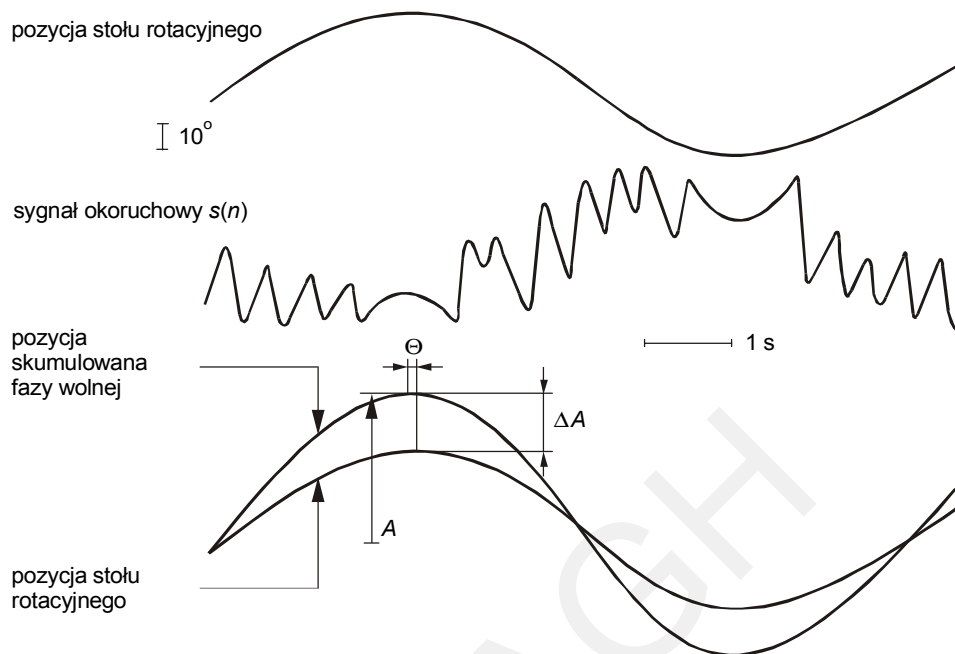
W zależności od zastosowanego bodźca sygnał okoruchowy może nieść różnorodne informacje. Niemożliwe jest więc utworzenie jednolitego systemu parametrów diagnostycznych dla elektronystagmografii. Przykładowo współczynniki CP i DP zaproponowane przez Jongkeesa mają sens kliniczny tylko w odniesieniu do prób kalorycznych. Analogicznie, pewne inne parametry elektronystagmogramu nabierają klinicznej istotności w przypadku prób obrotowych, jeszcze inne dla optokinezy.

Poniższe zestawienie parametrów diagnostycznych możliwych do obliczenia na podstawie elektronystagmogramu jest zbiorem wielkości najczęściej używanych w różnych próbach, przy czym jako kryterium selekcji przyjęto przydatność w ocenie narządu równowagi.

Parametry diagnostyczne oczopląsu dla pobudzeń rotacyjnych sinusoidalnych

Parametrami diagnostycznymi typowymi dla oczopląsów wywołanych rotacyjnym pobudzeniem sinusoidalnym są (rys. 4.8):

- ΔA – współczynnik niedopasowania amplitudy,
- A – amplituda sinusoidy dopasowanej do pozycji skumulowanej fazy wolnej,
- Θ – przesunięcie fazy pomiędzy sinusoidą dopasowaną do pozycji skumulowanej fazy wolnej a pozycją stołu rotacyjnego,
- H – zniekształcenia harmoniczne wyrażające rezonanse w układzie okulomotorycznym.



Rys. 4.8. Parametry diagnostyczne typowe dla oczopląsów wywołanych rotacyjnym pobudzeniem sinusoidalnym

Parametry diagnostyczne oczopląsu dla pobudzeń rotacyjnych skokowych

Na podstawie obliczanych z sygnału okoruchowego $s(n)$ funkcji:

$V_S(n)$ – prędkości fazy wolnej,

$P_S(n)$ – skumulowanej pozycji fazy wolnej,

wyznaczane są parametry diagnostyczne typowe dla oczopląsów wywołanych rotacyjnym pobudzeniem skokowym (rys. 4.9):

m_V, m_P – wartości maksymalne skumulowanej prędkości i skumulowanej pozycji,

t_V, t_P – czasy od zadania przyspieszenia do osiągnięcia wartości maksymalnych.

Parametry diagnostyczne oczopląsu dla pobudzeń kalorycznych

Parametrami diagnostycznymi oczopląsów wywołanych pobudzeniem kalorycznym są (rys. 4.10):

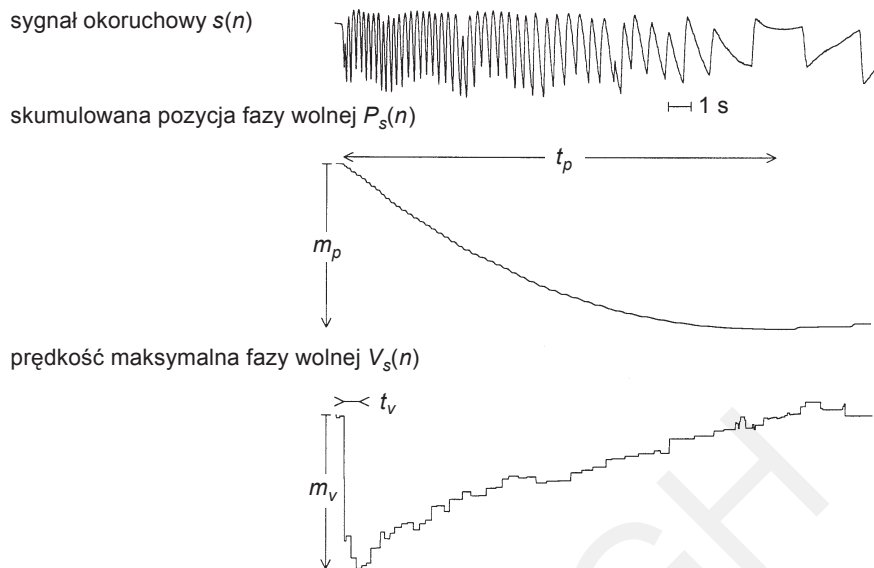
A – amplituda (wartość średnia i odchylenie standardowe oraz wartość maksymalna),

V_S – prędkość kątowna fazy wolnej oczopląsu,

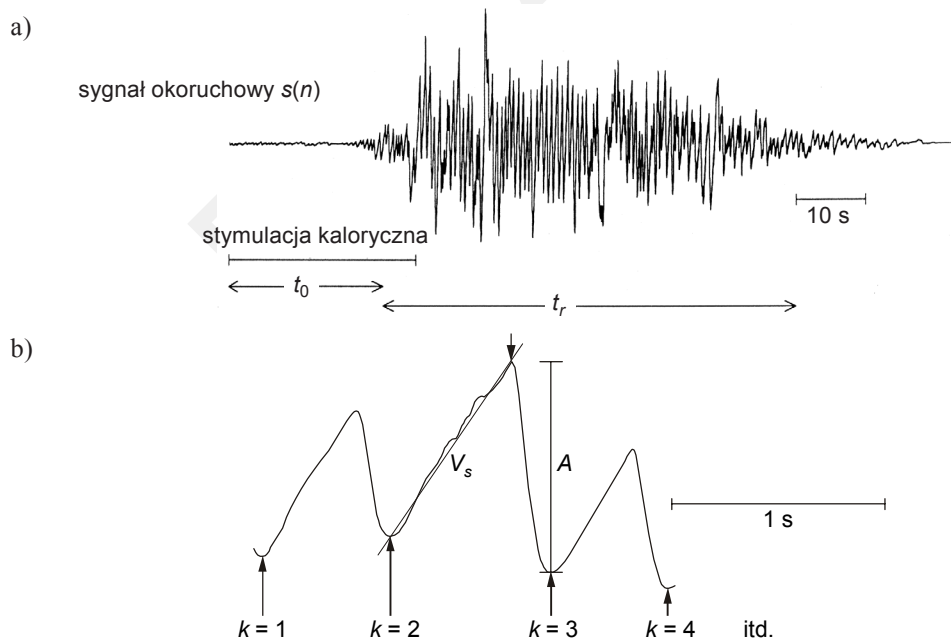
t_R – czas trwania reakcji oczopląsu,

t_0 – czas utajenia reakcji,

k – liczba wychyleń gałek ocznych (częstotliwość podstawowa oczopląsu).



Rys. 4.9. Parametry diagnostyczne typowe dla oczopłásów wywołanych rotacyjnym pobudzeniem skokowym



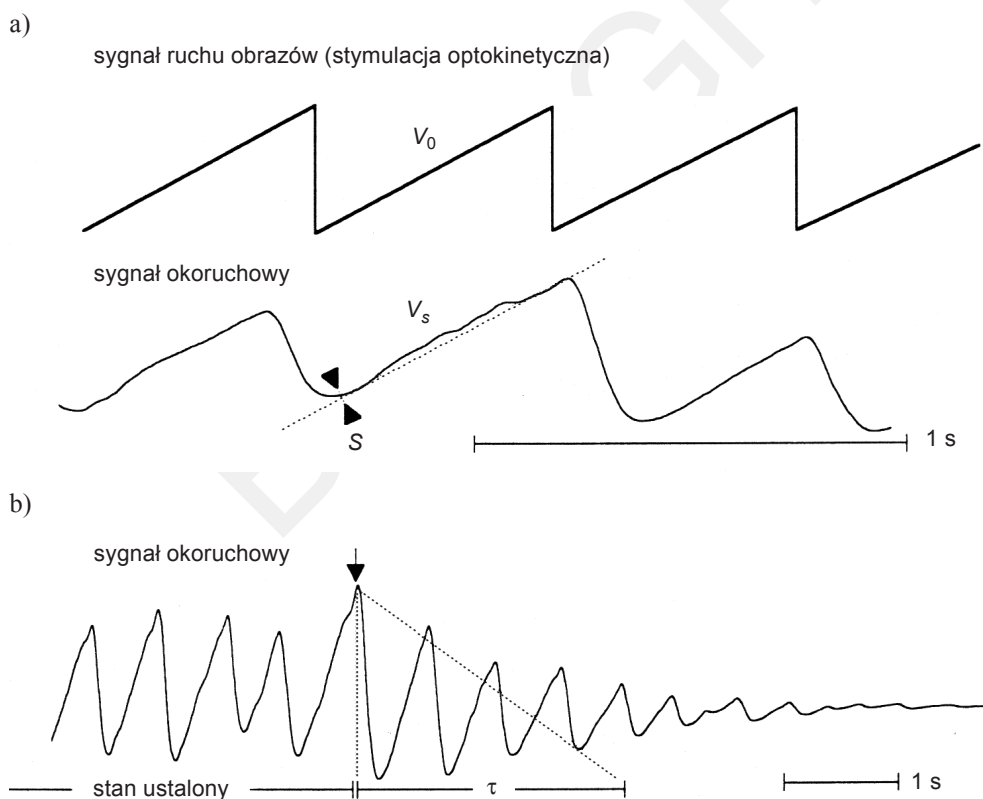
Rys. 4.10. Parametry diagnostyczne typowe dla oczopłásów wywołanych pobudzeniem kalorycznym: a) rejestracja odpowiedzi na bodziec kaloryczny; b) fragment zawierający trzy cykle oczopłásu

Parametry diagnostyczne oczopląsu dla pobudzeń optokinetycznych

Parametrami diagnostycznymi typowymi dla oczopląsów wywołanych optokinetycznie są (rys. 4.11):

- τ – stała czasowa odpowiedzi (prędkość zanikania amplitudy oczopląsu po wyłączeniu przesuwających się obrazów),
- DV – stosunek prędkości pobudzenia (przesuwających się obrazów) V_0 do prędkości kątowej fazy wolnej V_s w stanie ustalonym,
- s – nieliniowość fazy wolnej w stanie ustalonym.

Powyższa lista nie wyczerpuje wszystkich informacji możliwych do uzyskania w wyniku analizy sygnału okoruchowego. Nie podano również metod klinicznej interpretacji poszczególnych parametrów – są one szeroko opisane w fachowej literaturze medycznej.



Rys. 4.11. Parametry diagnostyczne typowe dla oczopląsów wywołanych pobudzeniem optokinetycznym (opis w tekście): a) korelacja bodźca i odpowiedzi okoruchowej; b) zanikanie oczopląsu po ustaniu bodźca

4.3. Obróbka numeryczna sygnału okoruchowego

4.3.1. Źródła zakłóceń sygnału elektronystagmograficznego

W celach klinicznej diagnostyki układu równowagi stosuje się przeważnie metodę elektryczną pozyskiwania sygnału okoruchowego. Sygnał pozyskany za pomocą tej metody nazywany jest **sygnałem elektronystagmograficznym** (w skrócie ENG).

Zaletami elektronystagmografii w tym konkretnym zastosowaniu są:

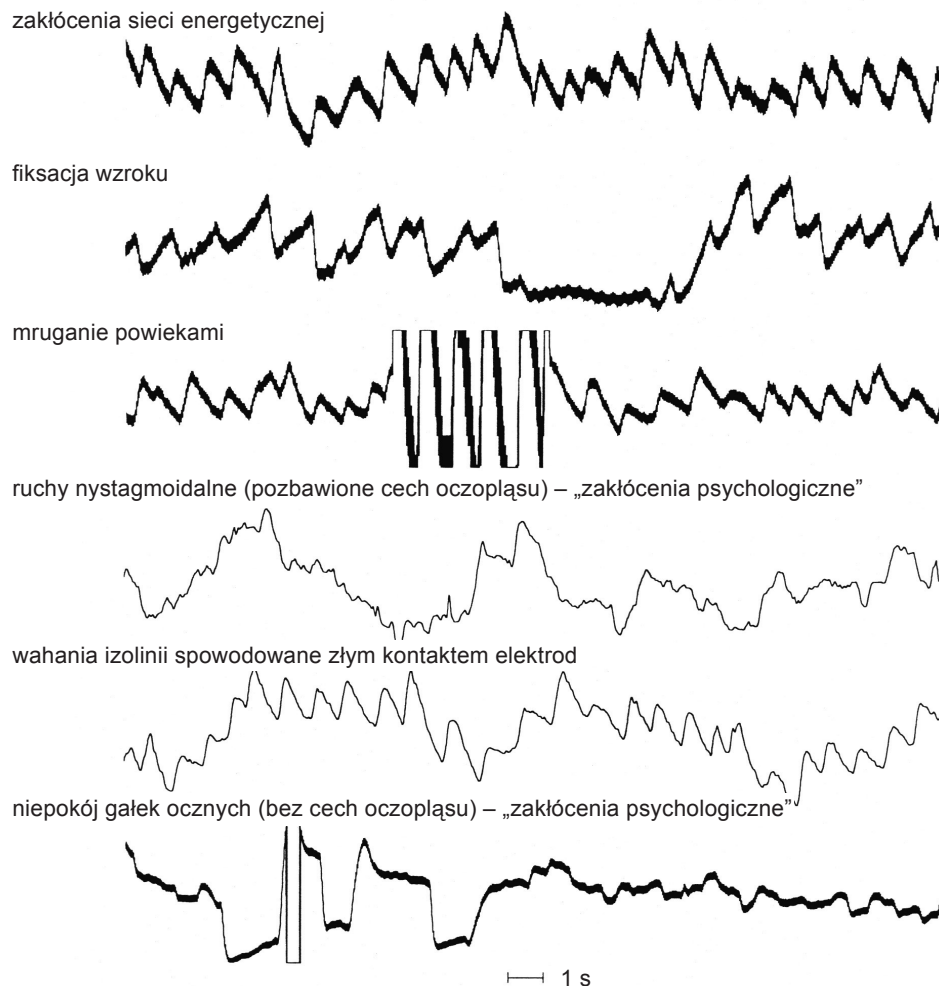
- nieinwazyjność,
- możliwość rejestracji ruchu gałek ocznych za zamkniętymi powiekami (nie ma konieczności stosowania ciemni),
- niski koszt aparatury,
- wystarczająca dokładność.

Zbliżonymi cechami charakteryzuje się również metoda oparta na naturalnych refleksach układu optycznego oka w promieniowaniu podczerwonym (dodatkowo jest ona znacznie odporniejsza na zakłócenia). Pomimo tego, na skutek konieczności stosowania ciemni w celu eliminacji fiksacji wzroku, metoda ta nie przyjęła się w praktyce klinicznej.

Najpoważniejszą wadą metody elektrycznej jest jej znaczna podatność na zakłócenia, których źródła rozproszone są w całym praktycznie torze pozyskiwania sygnału (patrz rys. 2.1). Jest to spowodowane przede wszystkim niską amplitudą pozyskiwanego sygnału, a także występowaniem w sąsiedztwie lub w samej gałce ocznej organów charakteryzujących się aktywnością elektryczną w podobnym zakresie napięć i częstotliwości.

Źródłami zakłóceń są (por. rys. 4.12):

- szумы układów elektronicznych toru wzmocnienia;
- iskrzenie styków połączeń komutowanych w obrębie aparatury;
- przydźwięk sieci wynikający z niedostatecznej filtracji tętnień zasilacza;
- przebiegi wolnozmiennie związane z temperaturowymi zmianami własności elementów elektronicznych toru wzmocnienia;
- zakłócenia impulsowe i przydźwięk sieci indukowane w doprowadzeniach elektrod i ciele pacjenta przez pole elektromagnetyczne z otoczenia;
- przebiegi wolnozmiennie związane ze zjawiskami elektrolitycznymi występującymi na styku elektrod z naskórkiem oraz ze zmienną w czasie impedancją naskórka;
- przebiegi biologiczne wynikające z aktywności mięśni okoruchowych, mięśni powiek, mięśni twarzy, a także elektroretinogramy, elektrokardiogramy oraz elektroencefalogramy nakładające się na sygnał ENG;
- wahania potencjału rogówkowego w zależności od natężenia padającego światła i innych czynników zewnętrznych.



Rys. 4.12. Przykłady zakłóceń sygnałów okoruchowych

Wpływ niektórych z wymienionych rodzajów zakłóceń może zostać ograniczony poprzez:

- stosowanie niskoszumnej aparatury najwyższej jakości,
- stosowanie ekranów elektromagnetycznych,
- odpowiednie przygotowanie naskórka w miejscu kontaktu elektrod.

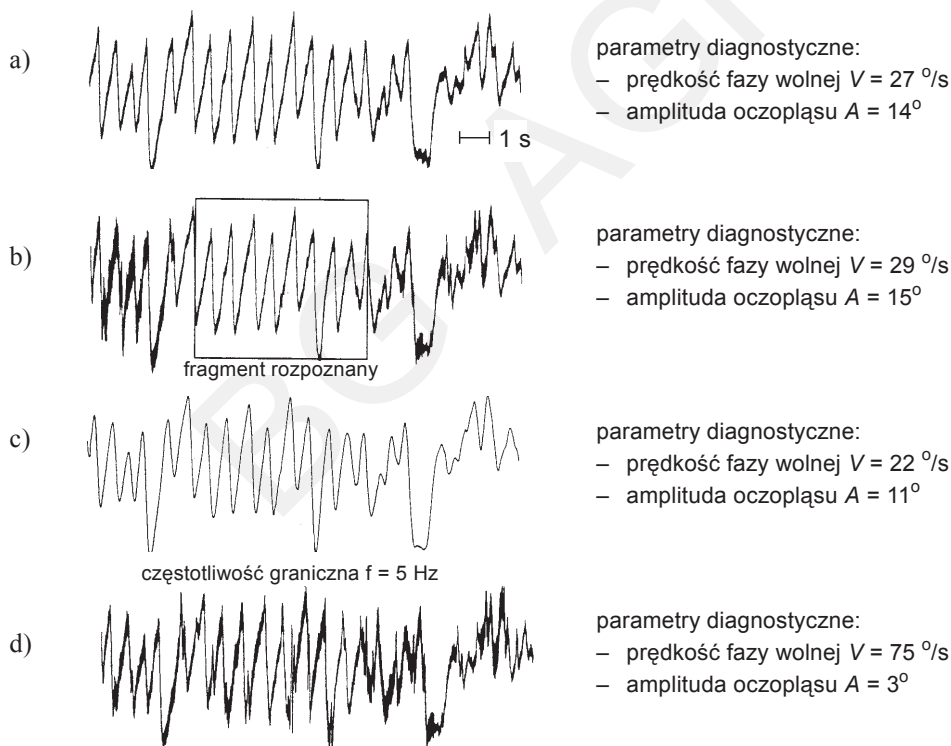
Są to obecnie czynności rutynowe przy rejestracji biopotencjałów. Pozwalają one jednak na redukcję wyłącznie zakłóceń pochodzenia „technicznego”. Zakłócenia elektronystagmogramu, których przyczyną jest aktywność organizmu spoza zakresu zainteresowań diagnostyki układu równowagi, mogą być wprowadzić częściowo zminimalizowane poprzez staranny dobór warunków badania, jednakże sama natura tych zakłóceń nie pozostawia nadziei na ich całkowitą eliminację.

4.3.2. Metody filtracji sygnału elektronystagmograficznego i ich wpływ na jakość parametrów diagnostycznych

Jak wspomniano, obróbka sygnału elektronystagmograficznego w celu pozyskania parametrów diagnostycznych może być przeprowadzona automatycznie za pomocą maszyny cyfrowej. Warunkiem poprawności tak prowadzonej analizy jest, aby sygnał wejściowy był możliwie najwierniejszą reprezentacją pozycji gałki ocznej.

Konsekwencje występujących zakłóceń mogą być następujące (rys. 4.13):

- brak wpływu na parametry diagnostyczne (mały poziom zakłóceń),
- brak wpływu na parametry diagnostyczne (obliczanie parametrów diagnostycznych z wycinków sygnału uznanych za niezakłócone),
- obniżenie dokładności parametrów diagnostycznych związane z drobnymi pomyłkami interpretacji lub agresywną filtracją elektronystagmogramu,
- utrata znaczenia diagnostycznego obliczanych parametrów związana z grubymi pomyłkami interpretacji elektronystagmogramu.

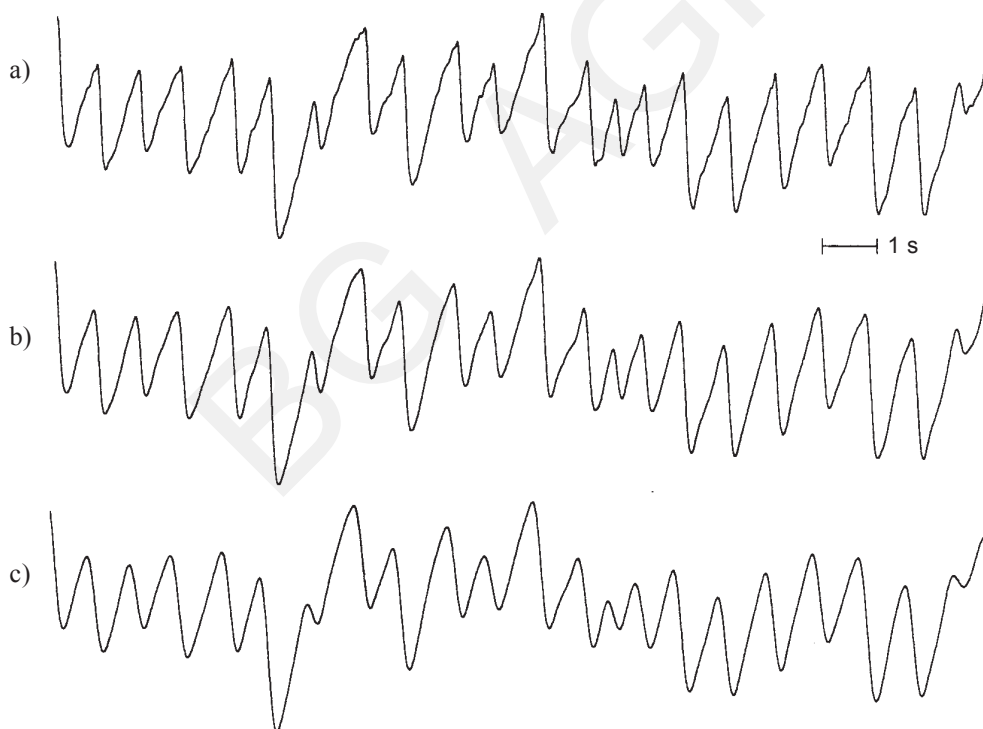


Rys. 4.13. Konsekwencje występujących zakłóceń sygnału ENG: a) brak wpływu na parametry diagnostyczne (mały poziom zakłóceń); b) brak wpływu na parametry diagnostyczne (obliczanie parametrów diagnostycznych z wycinków sygnału uznanych za niezakłócone – „rozpoznawanie” sygnału ENG); c) obniżenie dokładności parametrów diagnostycznych związane z drobnymi pomyłkami interpretacji lub agresywną filtracją elektronystagmogramu; d) utrata znaczenia diagnostycznego obliczanych parametrów związana z grubymi pomyłkami

Operacje mające na celu zmniejszenie wpływu zakłóceń na analizowany sygnał można podzielić na dwie grupy:

- 1) modyfikacja pasma rejestrowanych częstotliwości (filtracja),
- 2) wybór najmniej zakłóconych partii zapisu (rozpoznawanie).

Filtracja częstotliwościowa rejestrowanego sygnału elektronystagmograficznego jest podstawową i powszechnie stosowaną metodą poprawy stosunku sygnału do zakłóceń. Wykorzystuje ona fakt znacznego odstępu częstotliwości podstawowej sygnału okoruchowego (0,5–3 Hz) zarówno od zakłóceń sieciowych (50 Hz), jak i od zakłóceń wolnozmiennych (poniżej 0,1 Hz). W zależności od potrzeb stosuje się filtry pasmowoprzepustowe o dolnej częstotliwości odcięcia rzędu 0,2 Hz i górnej – rzędu 5–25 Hz oraz nachyleniu charakterystyk 12–18 dB/oct. Stopień ingerencji filtracji w sygnał jest zazwyczaj dobierany eksperymentalnie dla danych warunków rejestracji (pracowni) z punktu widzenia minimalizacji grubych pomyłek interpretacji (rys. 4.14).



Rys. 4.14. Sygnał elektronystagmograficzny filtrowany dolnoprzepustowo przy częstotliwościach odcięcia: a) 25 Hz; b) 12 Hz; c) 5 Hz. Agresywna filtracja prowadzi do minimalizacji grubych pomyłek interpretacji, lecz jednocześnie jest przyczyną zaniku istotnych szczegółów sygnału, a w konsekwencji utraty dokładności parametrów diagnostycznych

Szczegółowa analiza częstotliwościowa sygnału elektronystagmograficznego prowadzi jednak do wniosku, że widmo jest skupione wokół częstotliwości podstawowej dla niewielkich dysproporcji prędkości ruchu gałki ocznej pomiędzy fazą wolną i szybką. W miarę wzrostu prędkości fazy szybkiej widmo sygnału zawiera coraz więcej składowych wysokoczęstotliwościowych o istotnej energii. Wykazano, że wierna reprezentacja wszystkich fizjologicznie spotykanych ruchów gałki ocznej (w tym sakkad) zawiera częstotliwości do ok. 70 Hz (przy częstotliwości podstawowej oczopląsu rzędu 1–2 Hz). Dobór górnej częstotliwości granicznej filtracji pasmowoprzepustowej jest więc zwykle kompromisem pomiędzy częstością występowania grubych pomyłek interpretacji a dopuszczalnymi zniekształceniami sygnału, spowodowanymi pozbawieniem go składowych wysokoczęstotliwościowych. Zniekształcenia te są przyczyną niedokładności obliczeń parametrów diagnostycznych. Prowadzi to do zaniechania automatycznego wyznaczania niektórych parametrów lub do stosowania tabel korekcyjnych dostosowanych do częstotliwości odcięcia.

Interesującą alternatywę dla filtracji częstotliwościowej stanowi proces nazwany „rozpoznawaniem”. Wykorzystuje on fakt, że zakłócenia w przeważającej większości przypadków pojawiają się przypadkowo, a ich czas trwania jest ograniczony. Rozpoznawanie polega na wydzieleniu z nie filtrowanego sygnału okoruchowego fragmentów spełniających określone kryteria podobieństwa do wzorca. Proces ten wykorzystuje szczególne własności formy sygnału elektronystagmograficznego oraz statystyczny charakter większości parametrów diagnostycznych. Własności procesu rozpoznawania pozwalają uznać go za rodzaj filtracji sygnału w dziedzinie czasu. Większość parametrów diagnostycznych obliczanych jest w oparciu o nie zniekształcone fragmenty sygnału, a więc bez straty dokładności. Jest to okupione brakiem możliwości obliczania parametrów wymagających ciągłości sygnału. Dodatkowo, utrudnione jest obliczanie długości interwałów czasowych zawierających nieciągłości.

Inna interesująca propozycja, niestety możliwa do wykorzystania tylko przy pobudzeniu bodźcem rotacyjnym sinusoidalnym, polega na wykorzystaniu oczekiwanej formy oczopląsu. Pozycja skumulowana fazy wolnej ma w tym wypadku również postać sinusoidy o częstotliwości i amplitudzie możliwej do przewidzenia na podstawie sygnału pozycji stołu rotacyjnego. Wykorzystując teorię przynależności, dokonuje się wyboru tych partii sygnału okoruchowego, które odpowiadają fazom wolnym, a brakujące fragmenty (zbyt niepodobne do postaci oczekiwanej na skutek np. zakłóceń) uzupełnia się wycinkiem sinusoidy. Metoda ta posiada zalety „rozpoznawania” nie wykazując jej wad, choć odcinkowe zastąpienie sygnału rzeczywistego przebiegiem sztucznym może budzić wątpliwości. Niestety, poza przypadkiem oczopląsów wywołanych rotacjami sinusoidalnymi, forma wywołanego oczopląsu nie jest ściśle przewidywalna.

Analiza własności opisanych metod pozwala na sformułowanie następujących spostrzeżeń:

- sygnał składa się z występujących przemiennie faz: wolnej i szybkiej, w sygnale rzeczywistym występują dodatkowo zakłócenia;
- głównym źródłem grubych pomyłek interpretacji jest uznanie fazy szybkiej lub zakłócenia za fazę wolną albo uznanie fazy wolnej lub zakłócenia za fazę szybką;
- głównym źródłem niedokładności parametrów diagnostycznych jest nieprecyzyjne określanie punktów zwrotnych rozgraniczających fazy, co jest naturalną konsekwencją agresywnej filtracji sygnału;
- zakłócenia impulsowe i wysokoczęstotliwościowe na zboczu fazy wolnej powodują znacznie poważniejsze konsekwencje niż identyczne zakłócenia na zboczu fazy szybkiej;
- zakłócenia impulsowe i wysokoczęstotliwościowe w środkowej części zboczy faz powodują znacznie poważniejsze konsekwencje niż identyczne zakłócenia w pobliżu punktów zwrotnych;
- silnie zakłócone fragmenty sygnału mogą być odrzucane, zastępowane przebiegiem sztucznym itp., najwłaściwsze jednak wydaje się zastąpienie ich sygnałem filtrowanym w sposób zapewniający eliminację grubych pomyłek interpretacji.

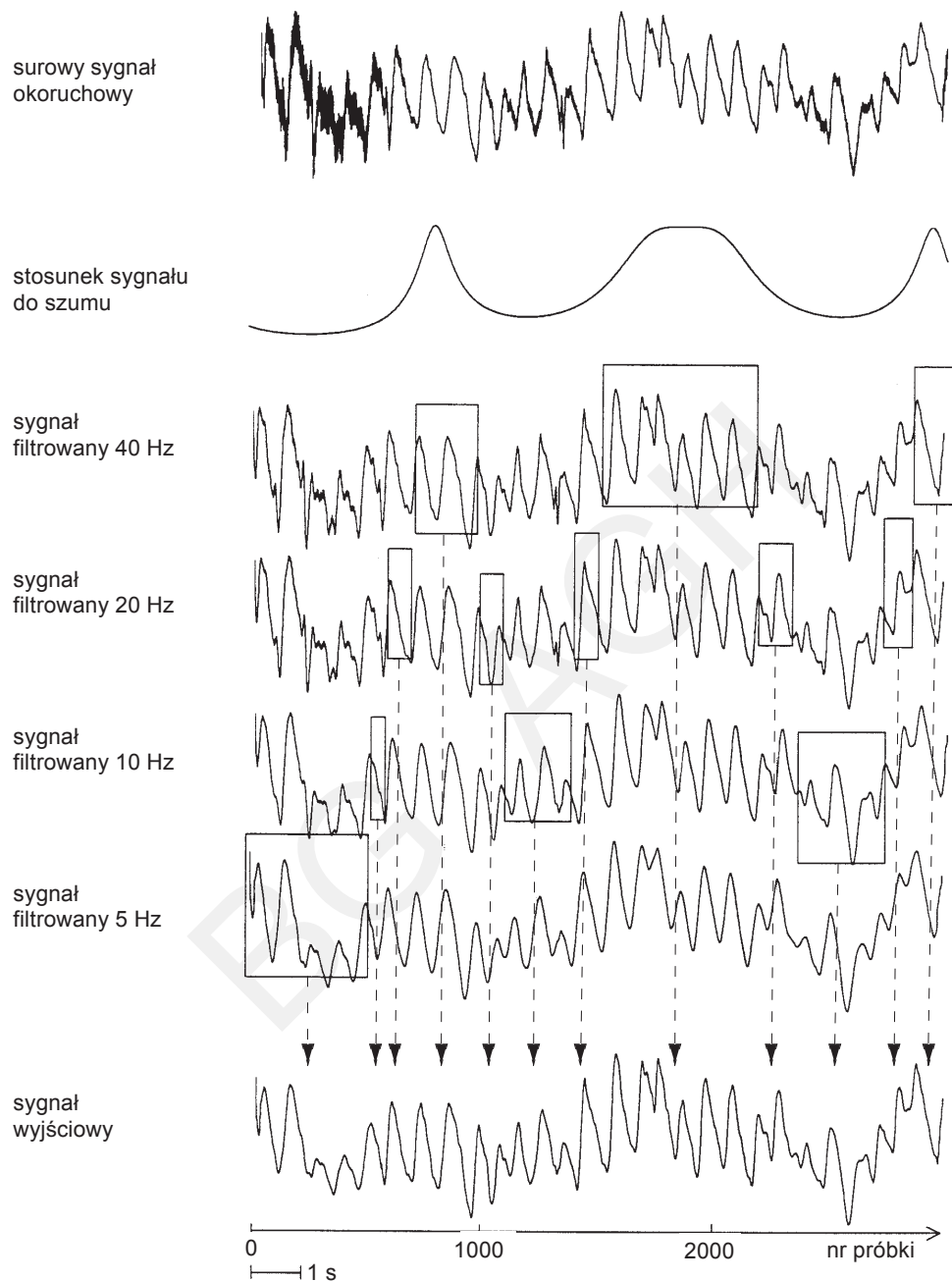
Pomimo korzyści oferowanych przez filtrację częstotliwościową oraz rozpoznawanie żadna z tych metod nie może być uznana za wystarczająco precyzyjne narzędzie obróbki sygnału.

Próba połączenia wyłącznie zalet obu opisanych metod prowadzi do wniosku, że najkorzystniejszy z punktu widzenia jakości parametrów diagnostycznych jest następujący schemat filtracji:

- utworzenie na podstawie sygnału wejściowego kilku sygnałów filtrowanych filtrami dolnoprzepustowymi o różnej częstotliwości granicznej (jest to tzw. bank filtrów);
- rekonstrukcja sygnału wyjściowego poprzez wybór najkorzystniejszego w danej chwili sygnału filtrowanego.

Schemat taki, przedstawiony na rysunku 4.15, jest przykładem filtracji sygnału w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej.

Filtracja sygnału elektronystagmograficznego w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej o charakterystykach dobieranych adaptacyjnie (tj. na bieżąco dopasowywanych do sygnału) jest logicznym rozwinięciem powyższego schematu (rys. 4.15). Zastosowanie najnowocześniejszych narzędzi matematycznych zapewnia bezstratną konwersję sygnału z dziedziny czasu do dziedziny czasowo-częstotliwościowej i *vice versa*. Taka metoda filtracji pozwala na precyzyjne wyznaczenie parametrów diagnostycznych z jednoczesnym uniknięciem grubych pomyłek interpretacji.

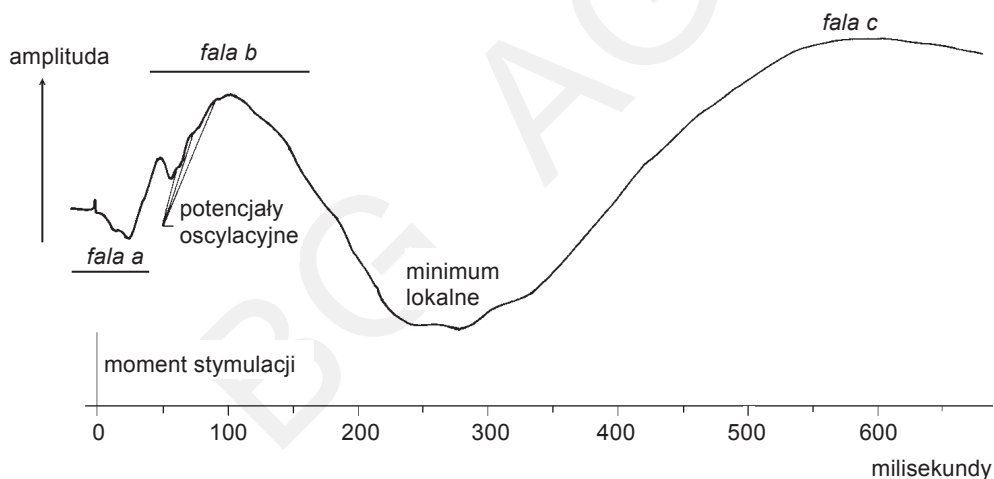


Rys. 4.15. Przykład filtracji sygnału elektronystagmograficznego w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej. Rekonstrukcja sygnału wyjściowego, poprzez wybór najkorzystniejszego w danej chwili sygnału filtrowanego, jest dokonywana w oparciu o pomiar lokalnej wartości stosunku sygnału do szumu. Podejście takie wymaga wcześniejszego zdefiniowania pojęć sygnału i szumu oraz sposobu ich rozróżniania z wykorzystaniem wiedzy o sygnale *a priori*

4.4. Elektroretinografia

Elektroretinografia jest techniką rejestracji zjawisk elektrycznych generowanych przez światłoczułe tkanki siatkówki w odpowiedzi na bodziec stymulujący (światło). Analiza zapisu ERG jest rzadko wykorzystywana, tym niemniej wartościową i obiektywną metodą diagnostyki zaburzeń widzenia. Sygnał ERG jest jedyną reprezentacją wczesnej reakcji receptorów i ich połączeń z centralnym systemem nerwowym. Sygnał ten może być wygodnie i nieinwazyjnie odbierany z powierzchni oka, a następnie analizowany w odniesieniu do standardowego bodźca. Analiza ERG jest niekiedy łączona z analizą wzrokowych potencjałów wywołanych, co umożliwia lepszą lokalizację przyczyn zaburzeń widzenia. Składowe typowe dla elektroretinogramu zawierają reprezentacje procesów zachodzących w tkankach światłoczułych siatkówki na skutek zadziałania bodźca świetlnego.

Rysunek 4.16 przedstawia schematycznie poszczególne składowe elektroretinogramu.



Rys. 4.16. Schemat poszczególnych składowych elektroretinogramu

Typowy elektroretinogram wykazuje spadek napięcia sygnału, osiągając minimum po ok. 15 ms od momentu wystąpienia bodźca. Ujemna wartość napięcia oznacza ujemną polaryzację przedniej części oka względem tylnej. Minimum to, nazwane *falą a*, jest reprezentacją zjawisk zachodzących w zewnętrznej (dystalnej) warstwie fotoreceptorów (postrzeganie fotonowe – olśnieniowe). Kolejnym ekstremum jest maksimum *fali b*, przypadające typowo po ok. 70 ms od wystąpienia bodźca, poprzedzone nieregularnym ramieniem wznoszącym, na którym można zaobserwować liczne oscylacje.

Oscylacje reprezentują następujące po sobie dyskretne procesy zachodzące w centralnych warstwach siatkówki na różnych głębokościach (warstwa bipolarna). Procesy te związane są z analizą obrazu – wielkość ich opóźnienia w stosunku do bodźca (latencja) jest przyczyną odbierania nadchodzących w międzyczasie zmian jako płynnych (postrzeganie skotopowe – obrazowe). Zostało to wykorzystane do stworzenia wrażenia obrazu ruchomego (w kinie i telewizji) po przekroczeniu częstości pokazu przekraczającej odwrotność 70 ms, czyli 15 na sekundę. Ostatni element elektretinogramu stanowi dodatnia *fala c* (oddzielona od *fali b* przez minimum lokalne), która jest reprezentacją procesów zachodzących w komórkach pigmentowych epithelium na tylnej powierzchni siatkówki. *Fala c* jest wynikiem zmian w międzykomórkowej koncentracji jonów potasu wynikłych z akcji komórek receptorowych.

4.4.1. Analiza elektretinogramu

Analiza elektretinogramu prowadzi do wyodrębnienia dwóch składowych procesu postrzegania:

- 1) aktywności fotonowej, która następuje bez opóźnienia i jest charakteryzowana przez niewielką amplitudę;
- 2) aktywności skotopowej, która następuje z opóźnieniem, a amplituda sygnału zwykle jest znaczna.

Aktywności te zwykle występują razem, ale dzięki ich własnościom – przy celowym doborze charakterystyki bodźca – możliwe jest ich rozróżnienie.

Wyodrębnienie rodzajów aktywności zwykle osiągane jest przez stosowanie różnych bodźców:

- bodźca olśnieniowego – tzn. bezpośredniego błysku światła o określonym kącie bryłowym,
- bodźca obrazowego – związanego z treścią obserwowanego pola przy stałym natężeniu oświetlenia.

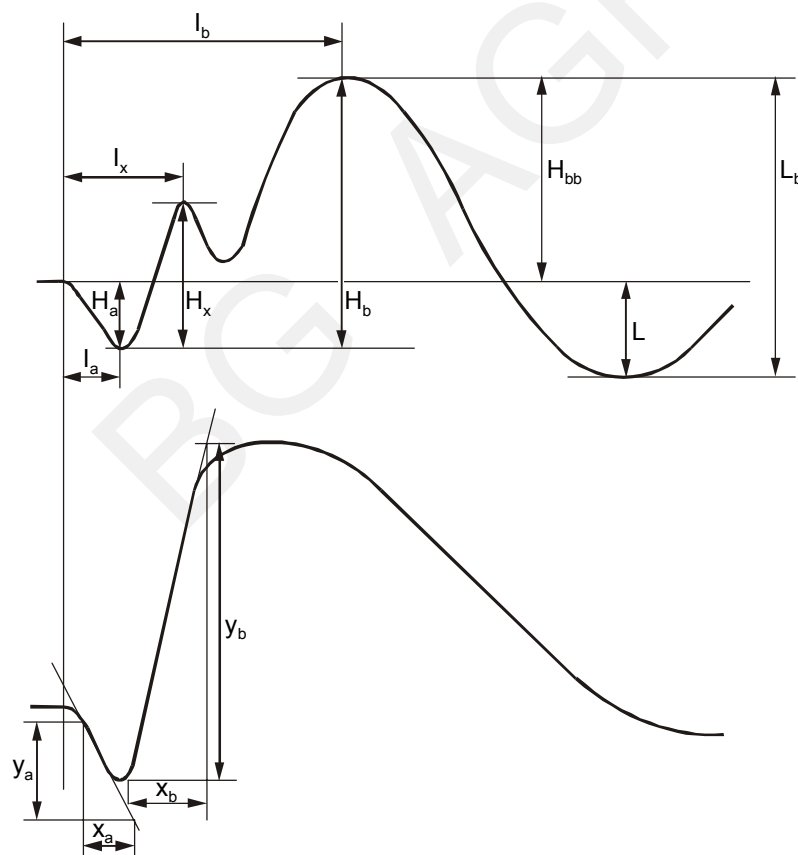
Wybór pożądanej charakterystyki bodźca może być zrealizowany także przez zmianę powierzchni błysku stymulującego (a właściwie kąta bryłowego, pod jakim jest widziany):

- wąski snop światła zogniskowany na plamce ślepej może być w ogóle nie zauważony, wywołuje jednak odpowiedź o znacznej amplitudzie; jeśli istnieje już składowa związana z obserwowanym obrazem, zostaje ona zdominowana przez składową olśnienia, która nie została w ogóle odzwierciedlona w obserwowanym obrazie;
- stopniowe rozszerzanie snopa światła powoduje przyrost składowej obrazowej kosztem olśnieniowej – przyjmuje się, że jeśli bodziec jest widziany pod kątem 60° , to obie składowe mają podobny udział.

Całkowitą eliminację składowej olśnieniowej można osiągnąć poprzez stymulację zmiennym wzorcem PS (ang. *pattern stimulation*) o stałej luminancji. Powszechnie stosowana jest szachownica (lub naprzemienne pasy) o jednakowej powierzchni pól czarnych i białych. Bodziec polega na zmianie kolorów pól czarnych na białe i *vice versa*, co zapewnia całkowitą zmianę zawartości obrazu przy niezmienniej wartości natężenia oświetlenia.

Wyodrębnienie aktywności fotonowej i skotopowej można osiągnąć także poprzez zmianę intensywności stosowanego bodźca:

- postrzeganie skotopowe odpowiada za widzenie przy niskich wartościach oświetlenia,
- postrzeganie fotonowe odpowiada za widzenie przy wysokich wartościach oświetlenia.



Rys. 4.17. Parametry diagnostyczne elektroretinogramu – przykłady

W praktyce stosuje się także stymulacje różnobarwne:

- kiedy oko jest zaadaptowane do promieniowania o krótkiej fali (niebieskiego) – wpływ postrzegania skotopowego jest zredukowany, a w obserwowanej odpowiedzi przeważa składowa fotopowa;
- kiedy oko jest zaadaptowane do promieniowania o długiej fali (czerwonego) – wpływ postrzegania fotopowego jest zredukowany, a w obserwowanej odpowiedzi przeważa składowa skotopowa.

Inna technika wymaga użycia stroboskopu i jest związana z odmiennym czasem latencji (opóźnienia odpowiedzi) dla obu składowych. Przewaga odpowiedzi skotopowej wiąże się z powtarzaniem błysków z częstotliwością poniżej 4 Hz, podczas gdy stosując błyski o częstotliwościach przekraczających 20 Hz, można uzyskać praktycznie izolowaną składową fotopową.

Amplituda odpowiedzi jest funkcją natężenia oświetlenia – w przypadku wymuszeń o małej powierzchni (widzianych pod niewielkim kątem) ma ona postać sigmoidy, natomiast stymulacja całego pola widzenia charakteryzuje się prostą proporcjonalnością amplitudy do luminancji. Przyrost luminancji powoduje także skrócenie czasu latencji. Amplituda odpowiedzi wzrasta również ze wzrostem rozmiarów bodźca. Przyrost składowej obrazowej, a więc wzrost liczebności aktywnych receptorów powoduje zwiększenie wypadkowego napięcia obserwowanego na powierzchni. Amplituda odpowiedzi zależy też od czasu błysku i wzrasta wraz z jego wydłużeniem aż do osiągnięcia wartości granicznej (dla aktywności fotopowej – 25 ms).

Parametry diagnostyczne elektretinogramu przedstawia rysunek 4.17.

4.4.2. System stymulacji

Systemy stymulacji narządu wzroku stosowane w elektretinografii zapewniają zwykle:

- stymulację całego pola postrzegania (ang. *full-field*),
- stymulację lokalną,
- stymulację zmiennym wzorcem.

Stymulacja całego pola postrzegania może być uzyskana stosunkowo prostymi środkami przez zastosowanie ekranu sferycznego umieszczonego dookoła głowy osoby badanej. Powierzchnia ekranu jest matowa, co zapewnia dotarcie bezpośredniego światła do każdej części siatkówki. Wewnątrz sfery umieszczony jest zwykle punkt, będący celem fiksacji wzroku, co ogranicza ruchy gałki ocznej.

Poważnym mankamentem stymulacji całego pola postrzegania jest brak informacji o położeniu fragmentów siatkówki będących źródłem obserwowanej aktywności. Informacja taka może być pozyskana dopiero dzięki stymulacji lokalnej.

Zastosowanie tej informacji wymaga jednak rozwiązania następujących problemów:

- ogniskowania i natężenia bodźca (bodziec za silny powoduje powstanie dodatkowych refleksów wewnątrz gałki ocznej, natomiast za słaby nie wyodrębnia skorelowanej odpowiedzi na skutek aktywności adaptacyjnej pozostałych partii siatkówki);
- pozycjonowania gałki ocznej względem źródła bodźca.

Stymulacja lokalna może polegać na użyciu pojedynczego wąskiego snopa światła (jasna plama), albo na stymulacji całego pola postrzegania z wyjątkiem zacienionego regionu (ciemna plama). Druga z wymienionych metod, zwana także stymulacją negatywową, charakteryzuje się mniejszym wpływem składowej olśnieniowej.

Stymulacja zmiennym wzorcem pozwala całkowicie wyeliminować składową fotonową dzięki stałości natężenia oświetlenia. Ten rodzaj stymulacji również wymaga ścisłego pozycjonowania gałki ocznej. Do stymulacji często używa się wahadłowych lub obrotowych luster, a ostatnio coraz częściej monitorów ekranowych sterowanych komputerem.

4.4.3. System akwizycji sygnału

Sygnał ERG jest zapisywany z pojedynczego kanału rejestracji, pomiędzy aktywną elektrodą umieszczoną na powierzchni rogówki a elektrodą odniesienia typowo umieszczaną na policzku.

Różne typy elektrod naocznych odpowiadają różnym zastosowaniom:

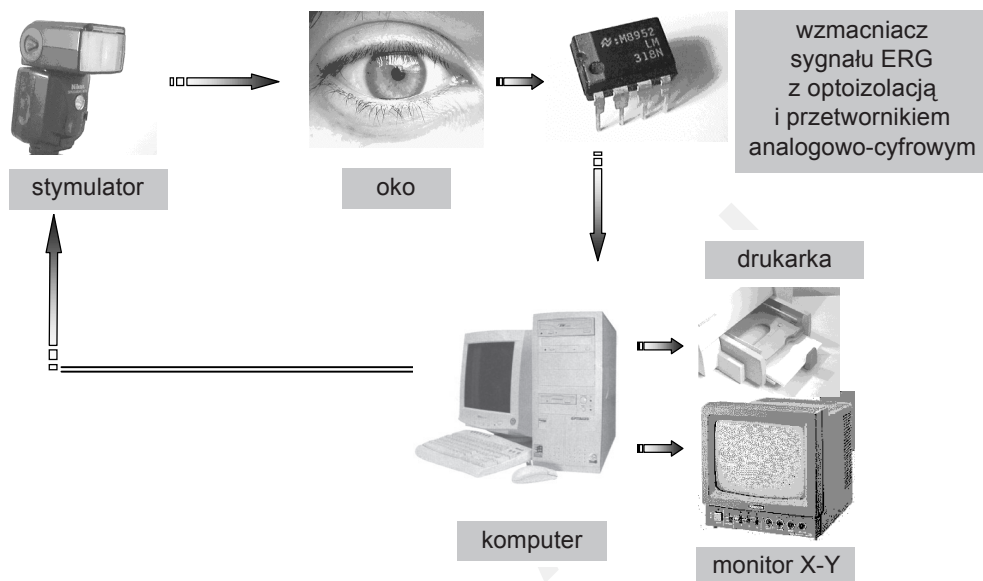
- elektrody knotowe lub z folii metalowej zaczepione pod dolną powieką i bezpośrednio kontaktujące się z rogówką pozwalają uzyskać zapisy o bardzo wysokiej amplitudzie, ale stabilność wytworzonego połączenia jest niewielka;
- elektrody umieszczone w soczewce kontaktowej wykorzystujące przewodzące pośrednictwo płynu o składzie podobnym do łzy, są stosowane powszechnie w kilku odmianach różniących się konstrukcją; ich wadą jest konieczność miejscowego znieczulenia przy zakładaniu, co ma wpływ na otrzymywany zapis elektroretinograficzny.

Zarejestrowany sygnał jest zazwyczaj wyświetlany w postaci surowej na wykresie czasowym. Częstość dodatkami są znaczniki momentów wystąpień bodźca, co ułatwia interpretację. Wymagane pasmo zapisywanych częstotliwości, zapewniające rejestrację dynamiki procesu postrzegania, wynosi 0–120 Hz. Obróbka sygnału ERG w stosowanym obecnie zakresie jest możliwa do wykonania w sposób automatyczny.

Składa się na nią (rys. 4.18):

- odrzucenie artefaktów powstałych przez niestałość pozycji gałki ocznej lub mrugnięcie powieką – jeżeli odbywa się automatycznie, to odrzucane są całe epoki, w których wykryto takie zjawiska;

- filtracja częstotliwościowa i ograniczanie, niekiedy progowanie szumów;
- uśrednianie odpowiedzi synchronizowanych momentem wystąpienia bodźca – stosowane w celu poprawy odstępu sygnału od szumów, ale możliwe do przeprowadzenia tylko w przypadku kilkakrotnych powtórzeń stymulacji.



Rys. 4.18. Schemat blokowy systemu rejestracji elektretinogramów

4.4.4. Zastosowania kliniczne elektretinografii

Do wad wzroku, których diagnostykę można prowadzić z użyciem rejestracji sygnału ERG, należą niektóre często spotykane patologie:

- dysfunkcje dziedziczne;
- brak wrażliwości barwnej (daltonizm);
- osłabienie postrzegania w słabych warunkach oświetleniowych (tzw. kurza ślepotą);
- degeneracja siatkówki:
 - pigmentoza,
 - nabyta degeneracja siatkówki,
 - atrofia (degeneracja) nerwu wzrokowego;
- zaburzenia funkcji siatkówki o podłożu krążeniowym;
- zaburzenia ostrości wzroku:
 - o podłożu optycznym,
 - o podłożu neurologicznym.

BG AGH

5. Elektroencefalografia

5.1. Przedmiot elektroencefalografii

Metoda badania czynności elektrycznej mózgu nazywana jest elektroencefalografią (EEG). Termin ten został wprowadzony przez Hansa Bergera – założyciela pierwszej pracowni elektroencefalograficznej, który w 1929 roku odkrył najważniejsze klinicznie powiązania pomiędzy zapisem zjawisk elektrycznych obserwowanych na powierzchni czaszki, a pracą mózgu człowieka.

Z elektroencefalografii wyodrębniono w późniejszych latach dwie inne techniki elektrodiagnostyczne:

- 1) elektrokortykografię – zapis czynności mózgu bezpośrednio z kory mózgowej,
- 2) stereoelektroencefalografię – rejestrację przestrzenną czynności mózgu za pomocą implantowanych śródmózgowo multielektrod głębinowych.

Na wstępie rozważań o elektroencefalografii warto zauważyć, że rejestracja elektrycznej reprezentacji czynności mózgu nie należy do zadań technicznie łatwych. Nie wielka amplituda sygnału, w najlepszym przypadku sięgająca 100 μV , oraz konieczność specjalnego przygotowania skóry głowy (zwykle owłosionej) implikują potrzebę zastosowania rozbudowanej aparatury wzmacniającej. Właśnie konstrukcja lampowego wzmacniacza o odpowiednich parametrach była w latach 20. XX w. czynnikiem opóźniającym rozpowszechnienie klinicznego stosowania EEG. Obecnie zapis elektroencefalograficzny jest drugim, po elektrokardiografii, powszechnie wykonywanym testem elektrodiagnostycznym. Również pod względem ilości metod automatycznego przetwarzania sygnału i wspomagania interpretacji badań komputerem, ustępuje tylko elektrokardiografii.

Historycznie pierwszym zastosowaniem elektroencefalografii była diagnostyka w kierunku guzów mózgu (o różnym podłożu) i zgrubna ich lokalizacja. Obecnie, znacznie precyzyjniejszą diagnostykę guzów mózgu oferują metody obrazowe, a standardowe techniki zapisu EEG są wykorzystywane w diagnostyce padaczki oraz urazów czaszki i mózgu, a także w wielu innych schorzeniach neurologicznych.

Badanie elektroencefalograficzne wykonuje się zwykle jako spoczynkowe, a następnie aktywacyjne, co ma na celu wyodrębnienie i zlokalizowanie zmian elektrycznej czynności mózgu wywołanych określonym bodźcem.

Zapis spoczynkowy jest wykonywany w warunkach spokoju, bez dopływu bodźców słuchowych, wzrokowych i dotykowych o nadmiernym natężeniu. Osoba badana siedzi lub leży w wygodnej pozycji, w stanie relaksu – odprężenia fizycznego i psychicznego. W takich warunkach uwidaczniają się tzw. cechy podstawowe zapisu EEG. Zapis spoczynkowy powinien trwać 3–10 min i powinien być wykonany przed zapisem aktywacyjnym. Cechą charakterystyczną zapisu spoczynkowego jest jego stałość u danej osoby, co bywa niekiedy wykorzystywane do identyfikacji. W diagnostyce przyjęto uważać zapis spoczynkowy za punkt odniesienia w badaniach stanów patologicznych oraz dla potrzeb wyodrębnienia składowych związanych z bodźcem aktywacyjnym.

Zapis aktywacyjny polega na zastosowaniu bodźca (wybranego z zestawu bodźców standardowych) w celu wywołania zmian reprezentacji elektrycznej aktywności mózgu, a następnie diagnozowaniu poprawności pracy mózgu w zależności od zaobserwowanych zmian zapisu.

Do rutynowo stosowanych aktywacji należą:

- otwarcie i zamknięcie oczu,
- przedłużone nadmierne oddychanie (hiperwentylacja),
- stymulacja pojedynczym błyskiem świetlnym lub światłem stroboskopowym.

Innymi rodzajami aktywacji, stosowanymi już tylko w zależności od potrzeby diagnostycznej są:

- sen fizjologiczny,
- sen farmakologiczny (wywołany środkami narkotycznymi),
- pozbawienie snu,
- aktywacje chemiczne.

Przykładem aktywacji chemicznej o znacznej inwazyjności może być stosowanie Cardiazolu w celu obniżenia tzw. progu pobudliwości drgawkowej neuronów w diagnostyce i lokalizacji ognisk padaczki.

Poza klasycznymi zastosowaniami neurologicznymi elektroencefalografia jest także elementem składowym innych technik zapisów elektrodiagnostycznych:

- analizy potencjałów wywołanych wzrokowych – zwykle w połączeniu z elektroretinografią,
- analizy potencjałów wywołanych słuchowych (tzw. audiometria obiektywna)
- analizy snu – polisomnografia,
- analizy prędkości przewodzenia w nerwach czuciowych – uzupełnienie badania elektromiograficznego.

Zwraca uwagę fakt, że choć klasyczna elektroencefalografia obejmuje swym zainteresowaniem wyłącznie potencjały mózgowe, to jednak łączenie jej z innymi technikami zapisu pozwala objąć diagnostyką praktycznie każdy bodziec wytworzony i prze-

wodzony w systemie nerwowym człowieka. Uogólniając można stwierdzić, że elektrodiagnostyka medyczna jest badaniem i wnioskowaniem opartym na zjawiskach elektrycznych opisujących pobudzenia narządów, a dopiero za tym pośrednictwem – ich funkcjonowanie.

5.2. Technika zapisu EEG

Zapis elektroencefalograficzny jest standardowo wykonywany z użyciem od 8- do 16-kanalowego rejestratora zapewniającego czułość ok. $50 \mu V$ na zakres pomiarowy w paśmie częstotliwości 1–100 Hz. Dla niektórych zastosowań (mingografy) wymagane jest pasmo częstotliwościowe rzędu 0,2–700 Hz. Wobec wymagania znacznej czułości, stopnie wejściowe elektroencefalografu powinny być skonstruowane z zachowaniem wszystkich zaleceń przeciwzakłóceńowych.

5.2.1. Elektrody

Ze względu na kształt i owłosienie skóry głowy wymagania stawiane elektrodom EEG zawierają dwa przeciwstawne warunki: powinny one mieć małą powierzchnię kontaktu i jednocześnie zapewniać komfort osobie badanej.

W elektroencefalografii stosowane są elektrody następujących typów:

- elektrody stykowe będące połączeniem powierzchni kontaktowej o średnicy ok. 5 mm ze specjalną plastikową oprawką mocowaną w siatce lub czepcu obejmującym całą głowę, są to przeważnie elektrody typu Ag/AgCl kontaktujące się ze skórą za pośrednictwem żelu będącego fizjologicznym roztworem NaCl; wysychanie żelu jest podstawową wadą tego typu elektrod, przez co ich stosowanie do rejestracji o czasie trwania dłuższym niż 20 minut nie jest wskazane;
- elektrody naklejane mocowane bezpośrednio do skóry głowy za pomocą specjalnego nieczynnego biologicznie kleju żelowego zapewniającego dobre przewodzenie prądu, są to również elektrody typu Ag/AgCl o doskonałych parametrach elektrycznych, poza pracochłonnością ich umieszczenia, elektrody takie posiadają wyłącznie zalety:
 - są stabilne,
 - można je umieszczać w dowolnym układzie, także w zastosowaniach pediatrycznych;
- elektrody igłowe wkłuwane w skórę i tkankę podskórną pomimo małej powierzchni kontaktu i związanej z tym znacznej rezystancji są niekiedy używane do badań rutynowych, ich podstawową zaletą jest możliwość szybkiego umieszczenia, zwłaszcza u osób nieprzytomnych lub których życie jest zagrożone.

5.2.2. Rozmieszczenie elektrod

Rozmieszczenie elektrod pomiarowych odpowiada anatomicznej budowie struktur mózgu. Założenie to jest spełnione jedynie w przybliżeniu z uwagi na konieczność standaryzacji zestawu odprowadzeń oraz znaczną międzyosobniczą zmienność rozmiarów położenia ośrodków systemu nerwowego. W praktyce pediatrycznej stosuje się 8 elektrod umieszczonych na powierzchni czaszki w ten sposób, że każda z nich odpowiada dużemu regionowi anatomicznemu mózgu.

Symbole elektrod odpowiadają łacińskim nazwom tych regionów:

- F* – okolica czołowa,
- P* – okolica ciemieniowa,
- O* – okolica potyliczna
- T* – okolica skroniowa,

natomiast przyrostki *sin* i *dex* odpowiadają półkuli lewej i prawej.

Elektroencefalogramy rejestrowane u dorosłych wymagają zwykle użycia większej liczby elektrod. Zapewnia to tzw. system Gibbsów zaproponowany na przełomie lat 30. i 40. XX w. Pewną trudnością jest tu sposób pomiaru czaszki, różne jej wielkości u różnych osób, oraz znaczna międzyosobnicza zmienność rozmiarów poszczególnych struktur mózgu. Pełną akceptację neurologów całego świata uzyskał natomiast tzw. system Międzynarodowy (System 10–20), zaproponowany w 1958 roku.

Stosuje on następujące oznaczenie elektrod:

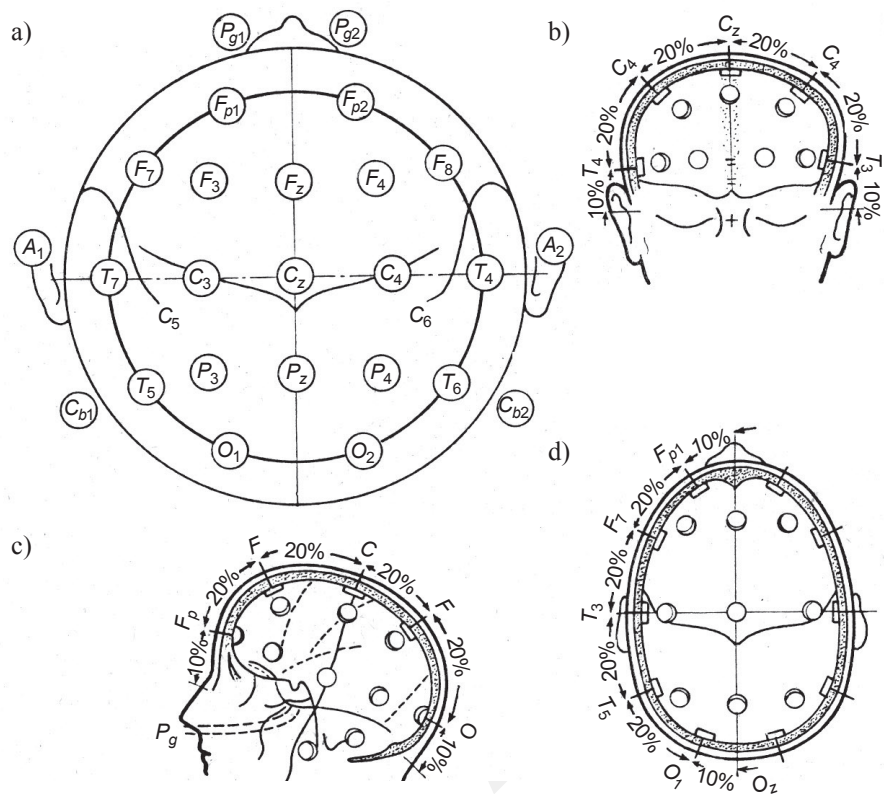
- cyfry nieparzyste – lewa półkula,
- cyfry parzyste – prawa półkula,
- Z* – elektrody pośrodkowe,
- F_p* – okolica przedczołowa,
- F* – okolica czołowa,
- C* – bieguny centralne,
- T* – elektrody skroniowe,
- P* – okolica ciemieniowa,
- O* – okolica potyliczna,
- A* – elektrody uszne,
- C_b* – elektrody mózdzkowe.

Rysunek 5.1 przedstawia sposób rozmieszczenia elektrod systemu 10–20.

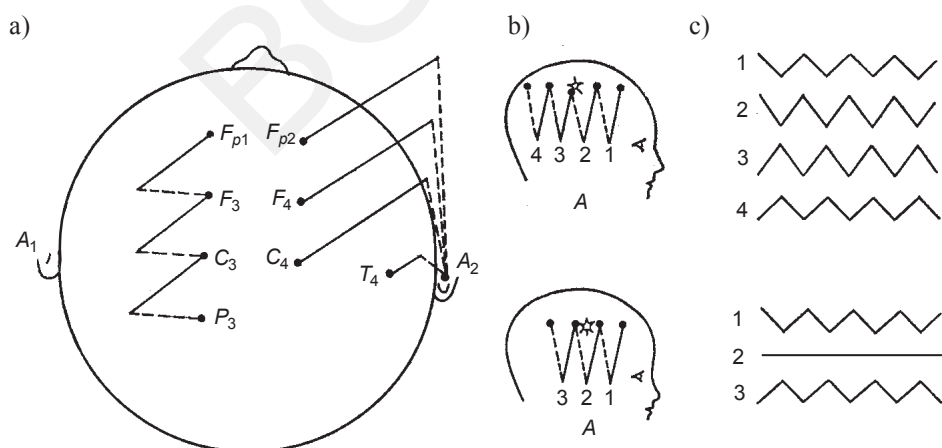
5.2.3. Metody łączenia odprowadzeń (programy i montaż)

Podobnie jak w rejestracji innych zapisów elektrodiagnostycznych, w elektroencefalografii również używane są odprowadzenia:

- jednobiegunowe,
- dwubiegunowe (rys. 5.2).



Rys. 5.1. Sposób rozmieszczenia elektrod systemu 10–20: a) schemat i nazewnictwo elektrod; b) widok z przodu; c) widok z boku; d) widok z góry



Rys. 5.2. Zestaw odprowadzeń EEG: a) przykłady montażu dwubiegunowego i jednobiegunowego; b) położenie elektrod względem ośrodka pobudzającego (gwiazdka); c) sygnały w odprowadzeniach w zależności od położenia ośrodka pobudzającego, względem elektrody (montaż dwubiegunowy)

Pomiar z użyciem odprowadzeń jednobiegunowych polega na rejestracji zmian napięcia (sygnału) pomiędzy jedną elektrodą aktywną a punktem reprezentującym potencjał odniesienia.

Niestety stosowane praktycznie punkty odniesienia nie są pozbawione wpływu zjawisk elektrycznych, stanowią więc tylko przybliżenie idealnych warunków zapisu:

- elektrody uszne, stosowane od lat trzydziestych, chociaż niewielka odległość jest przyczyną bardzo słabego sygnału z okolic skroniowych;
- elektroda nad wyrostkiem 7 kręgu szyjnego używana pomimo obecności niewielkich artefaktów EKG;
- elektroda podbródkowa charakteryzująca się wpływem artefaktów mięśniowych EMG.

Obecnie najczęściej stosowanym rozwiązaniem jest użycie tzw. uśrednionej wspólnej elektrody Goldmana, tj. punktu, którego potencjał tworzony jest sztucznie w rezultacie uśrednienia potencjałów wszystkich elektrod czaszkowych na rezystorach o wartości 200 k Ω .

Odprowadzenia dwubiegunowe rozszerzają liczbę kombinacji elektrod. Obie elektrody rejestrują czynność bioelektryczną mózgu, a powstały zapis jest reprezentacją różnicy potencjałów dwóch punktów pomiarowych.

Umożliwia to tworzenie np. sekwencji połączeń:

- kanał 1: $F_p - F$,
- kanał 2: $F - C$,
- kanał 3: $C - P$.

Odprowadzenia dwubiegunowe oferują znaczną liczbę możliwych połączeń, które mogą być wybierane stosownie do potrzeby diagnostycznej.

Ogólnie wyróżnia się dwa typy połączeń ze względu na ich przebieg:

- 1) podłużne – od czoła do potylicy,
- 2) poprzeczne – z prawej do lewej strony.

Przyporządkowanie punktom pomiarowym na powierzchni czaszki torów sygnałowych rejestratora nazywa się montażem EEG. Większość rejestratorów umożliwia zrealizowanie dowolnego montażu oraz kilku montażu standardowych. Wyboru dokonuje się za pomocą przełącznika przyporządkowującego styki gniazda wejściowego elektrod do wejść torów pomiarowych. Montaż predefiniowany przez producenta elektroencefalografu nosi nazwę programu. Każdy rejestrator, również najprostsze urządzenia, posiada zwykle kilka programów dwubiegunowych i co najmniej jeden program jednobiegunowy.

5.2.4. Rejestrator elektroencefalograficzny – cechy charakterystyczne

Ponieważ rejestrator EEG musi być przystosowany do precyzyjnego pomiaru niezwykle małych sygnałów, szczególnie istotne jest staranne zaprojektowanie, skonstruowanie i utrzymanie (konserwacja) stopni wejściowych. Charakterystyczną cechą re-

rejestratora EEG jest znaczna ilość kanałów 8–32 oraz stosowanie na jego wejściu przełącznika programów umożliwiającego połączenie każdego toru pomiarowego z każdą elektrodą (w układzie jednobiegunowym) lub z każdą parą elektrod (w układzie dwubiegunowym). Przełącznik ten znajduje się zwykle przed jakimkolwiek układem wzmacniającym, w ten sposób ewentualne różnice przesunięcia fazy w stopniach wzmocnienia nie powodują zniekształcenia zapisu różnicowego (dwubiegunowego). Przełącznik programów zrealizowany jest głównie za pomocą srebrzonych pól stykowych. Główną ich wadą jest wzrost impedancji na skutek osadów i utleniania, co wymaga systematycznych zabiegów konserwacyjnych. Próby zastosowania półprzewodnikowych układów przełączających kończą się jeszcze obecnie rezultatami niezadowalającymi. Najważniejszym mankamentem są przesłuchy pomiędzy kanałami wynikające ze zbyt małej impedancji otwartego tranzystora unipolarnego, oraz niejednakowe impedancje wyłączników elektronicznych w stanie załączenia.

Inną charakterystyczną cechą rejestratora EEG jest wbudowany układ do pomiaru impedancji elektrod. Niewielka wartość impedancji pozwala spodziewać się dobrego kontaktu elektrycznego, a więc uzyskania zapisu o znacznym odstępnie od szumów. Prawidłowa wartość impedancji pomiędzy elektrodą a skórą głowy nie powinna przekraczać 5 k Ω , chociaż akceptowana jest niekiedy nawet wartość rzędu 20 k Ω . Impedancja niższa niż kilkaset Ω może natomiast świadczyć o powstaniu zwarcia międzyelektrodowego albo przez bezpośrednie zetknięcie się pól kontaktowych, albo przez wytworzenie tzw. mostka żelowego. Ponieważ dla oceny zapisu elektroencefalograficznego duże znaczenie ma symetria sygnału, istotne jest zapewnienie tak daleko, jak tylko możliwe identycznej impedancji wszystkich odprowadzeń. Pomiar impedancji elektrod dokonywany jest z użyciem mostka prądu zmiennego, co zapewnia poprawność pomiaru niezależnie od biegunowości. Należy pamiętać, że styk elektrody ze skórą, na skutek różnych typów przewodnictwa prądu, tworzy półogniwo.

5.2.5. Artefakty i zakłócenia zapisu EEG

Pomiarom sygnałów o tak małej amplitudzie zwykle towarzyszy rejestracja artefaktów – zjawisk niepożądanych, nie będących przedmiotem zainteresowania mierzonego, a więc zniekształcających pobieraną informację.

Artefakty, w zależności od ich pochodzenia, dzielą się na:

- artefakty fizjologiczne, których przyczyną jest funkcjonowanie narządów człowieka nie będących przedmiotem aktualnie przeprowadzanego testu elektrodiagnostycznego;
- artefakty techniczne, których przyczyną jest metoda pomiarowa, niedoskonałość zastosowanych urządzeń pomiarowych i istnienie nie związanych z testem elektrodiagnostycznym zjawisk fizycznych we wspólnej przestrzeni pomiarowej.

Artefakty fizjologiczne nie mogą być wyeliminowane przez stosowanie dokładniejszej (droższej) aparatury rejestrującej, gdyż ich źródłem jest funkcjonowanie organizmu. Ograniczenie ich wpływu często osiąga się poprzez stworzenie jak najlepszych warunków rejestracji.

Przykładami artefaktów fizjologicznych mogą być:

- artefakty oczopląsu,
- artefakty mięśniowe (mięśni twarzy, żuchwy oraz szyi i karku),
- artefakt związany z poruszaniem skórą na głowie,
- artefakt EKG,
- artefakt pocenia się (pływanie linii izoelektrycznej związane ze zmiennym kontaktem elektrod).

Jeżeli artefakty natury fizjologicznej zostaną wykryte w zapisie EEG, to ich wpływ może być poważnie ograniczony poprzez właściwy opis. Dokonuje go zwykle osoba (technik) obserwująca osobę badaną podczas zapisu. Mruganie powiek, ruchy gałek ocznych oraz napięcie mięśni mogą być zidentyfikowane jedynie w ten sposób, gdyż obecność ich reprezentacji w sygnale EEG nie manifestuje się charakterystyczną odmiennością zapisu. Niezwykle trudne jest także automatyczne zidentyfikowanie powstałych w ten sposób zakłóceń.

Artefakty natury technicznej są zwykle skutkiem niewłaściwego umiejscowienia elektrod, niewłaściwego kontaktu ze skórą, niedbałej konserwacji rejestratora lub wykonywania testów w środowisku zaśmieconym elektromagnetycznie (przewody WN, transformatory, windy, wykładziny o własnościach elektrostatycznych, lampy wyładowcze itp.). Większość pracowni EEG jest jednak wyposażona w pomieszczenia ekranowane, właściwe do wykonania zapisu najczulszymi przyrządami bez ryzyka zakłóceń technicznych.

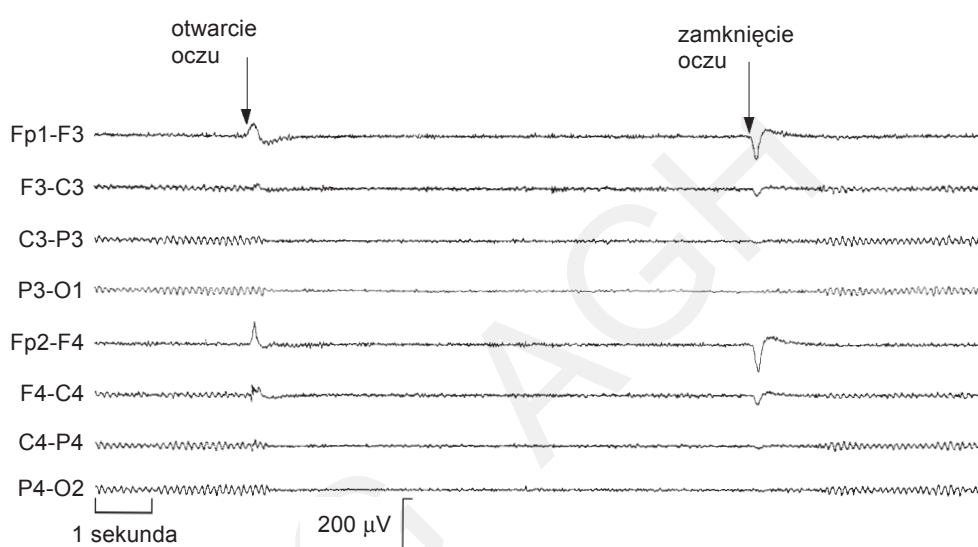
5.3. Elementy zapisu EEG

W przeciwieństwie do innych zjawisk bioelektrycznych organizmu człowieka (EKG, EMG) morfologia czynności elektrycznej mózgu ulega zasadniczym zmianom w zależności od wieku i stanu świadomości osoby badanej. Te dane stanowią więc element zapisu o charakterze niezbędnym do prawidłowej jego interpretacji klinicznej. Doświadczenia ponad 60 lat interpretacji EEG doprowadziły do sformułowania norm określających wartości średnie i fizjologiczne granice parametrów zapisu w zależności od wieku i stanu (sen, czuwanie).

5.3.1. Rytm i ich występowanie

Rytm *alfa* (α) (rys. 5.3) występuje u dorosłych w stanie spoczynkowym (zamknięte oczy) podczas czuwania. Charakteryzuje się częstotliwością 8–13 Hz i amplitudą 35 μ V (20–100 μ V). Rytm ten występuje najwyraźniej w tylnych częściach mózgu, tj. w oko-

Stały charakter ma natomiast blokowanie fali *alfa* w odpowiedzi na bodziec świetlny (otwarcie oczu) zwane reakcją zatrzymania. Stałe cechy morfologiczne rytmu *alfa* wykształcają się w wieku 20–22 lat i są niezienne do późnej starości.

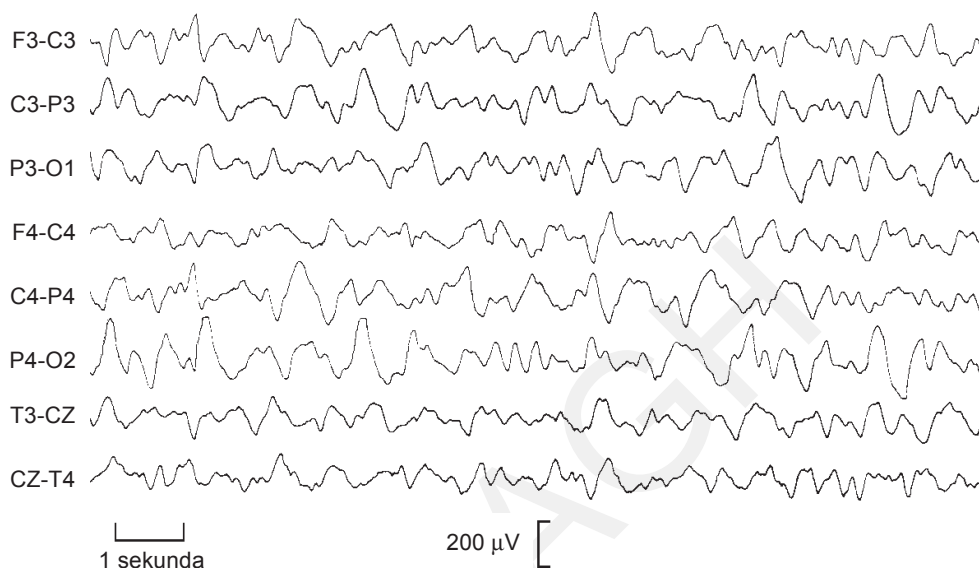


Rys. 5.3. Elektroencefalograficzny zapis rytmu *alfa*. Oznaczenia kanałów odpowiadają parom elektrod montażu dwubiegunowego

Niekiedy zastosowanie aktywacji farmakologicznej (barbituraty, benzodiazepina) wywołuje rytm *beta* w okolicy potylicznej.

Rytm *theta* (θ) (rys. 5.4) charakteryzuje się amplitudą do 30 μV w zakresie częstotliwości 4–7 Hz. Występowanie tego rytmu jest charakterystyczne dla dzieci, a ich zanik – dla procesu dojrzewania.

Rytm *theta* może także wystąpić lokalnie u młodych osób dorosłych w wyniku hiperwentylacji, a także u dorosłych w czasie drzemki. Występowanie fal *theta* w innych okolicznościach, a zwłaszcza ich obecność we wszystkich odprowadzeniach jest wskazówką patologii.



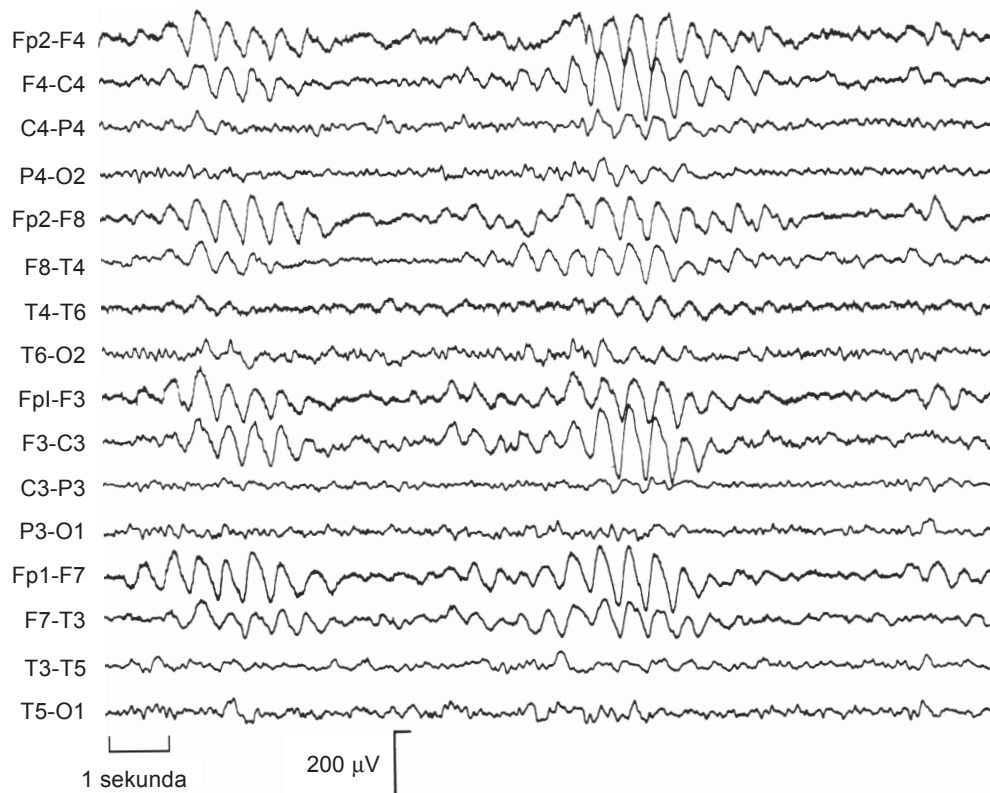
Rys. 5.4. Elektroencefalograficzny zapis rytmu *theta*

Rytm *delta* (δ) (rys. 5.5) o częstotliwości poniżej 4 Hz i amplitudzie rzędu 50 μ V jest charakterystyczną cechą stanu snu (w trzeciej i czwartej fazie snu udział składowych o amplitudach powyżej 75 μ V wzrasta do ponad 50%). Aktywność *delta* jest też dominująca w zapisie EEG u dzieci. Jej występowanie u dorosłych w stanie czuwania jest uważane za objaw patologiczny. Polimorficzne fale *delta* (o nieregularnej amplitudzie) są obserwowane u osób cierpiących na zaburzenia metaboliczne.

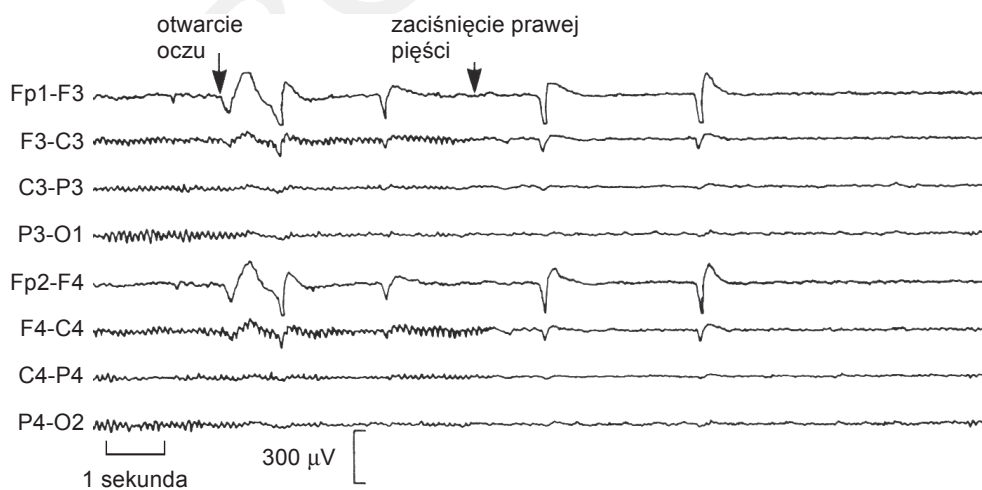
Rytm *mi* (μ) (rys. 5.6), zwany też w literaturze „mu”, charakteryzuje się zakresem częstotliwości 7–11 Hz i występuje równocześnie z rytmem *beta* tylko u części populacji. Charakterystyczną jego cechą jest kształt zębów piły, przy czym ujemne wierzchołki są zwykle ostre, podczas gdy dodatnie są zaokrąglone. Obustronna rejestracja rytmu *mi* ujawnia brak synchronizacji i asymetrię amplitudy sygnałów obu półkul, co jest uważane za wariant normy fizjologicznej. Rytm *mi* nie jest zależny od bodźca świetlnego, czy otwarcia oczu, jest natomiast wygaszany po wykonaniu lub zamysłu ruchu.

Innymi, rzadziej rozróżnianymi elementami zapisu EEG są:

- rytm *lambda* – wiązany przede wszystkim ze skupieniem uwagi,
- rytm przełamania (ang. *breakdown*) – występujący w okolicach zabiegów chirurgicznych w obrębie czaszki.



Rys. 5.5. Elektroencefalograficzny zapis rytmu *delta*



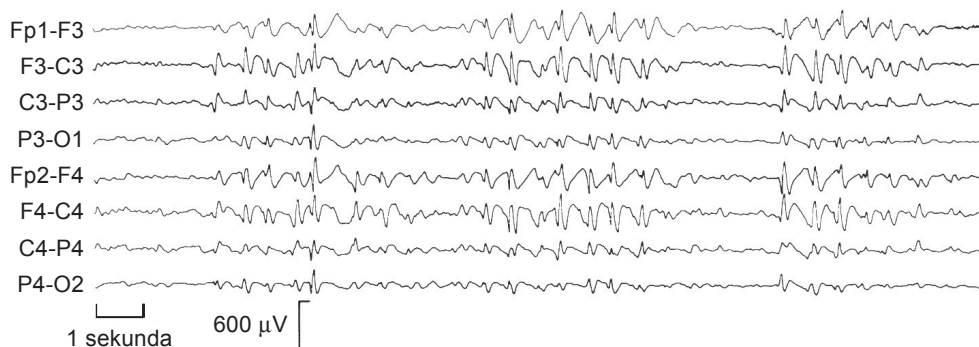
Rys. 5.6. Elektroencefalograficzny zapis rytmu *mi*

5.3.2. Detekcja zjawisk padaczkowych

Obserwacja podstawowych elementów zapisu EEG może prowadzić do bardziej specjalistycznych poszukiwań diagnostycznych w kierunku wykrycia (weryfikacji podejrzeń) określonych zaburzeń. Jednym z takich zaburzeń jest epilepsja (padaczka). Jest to jedna z dziedzin diagnostyki, w której elektroencefalografia nie jest wypierana przez coraz doskonalsze metody diagnostyki obrazowej (CT – ang. *computerised tomography*, czy NMR – ang. *nuclear magnetic resonance*). Co więcej, analiza EEG charakteryzuje się nie tylko wartością diagnostyczną czy prognostyczną, ale umożliwia także lokalizację ognisk padaczkowych jeśli takie występują.

Objawem padaczki w zapisie EEG jest występowanie jednej z dwóch form (rys. 5.7):

- 1) iglicy,
- 2) iglicy i fali.



Rys. 5.7. Elektroencefalograficzny zapis iglic będących objawem padaczki

Objawy te reprezentują wyzwolenie napadu padaczkowego, co następuje zwykle wtedy, gdy wyładowania w obrębie pojedynczego neuronu rozprzestrzenia się i obejmą dostatecznie dużą liczbę neuronów. Ponieważ napady padaczki mogą powodować groźne następstwa, nawet gdy występują sporadycznie, celowe jest stworzenie podczas badania warunków sprzyjających nasileniu objawów. Zwykle dokonuje się tego na drodze farmakologicznej. Również rejestracja EEG snu fizjologicznego zwiększa prawdopodobieństwo wystąpienia iglic.

Reguły rozróżnienia iglic od artefaktów są stosunkowo łatwe do sformalizowania:

- iglice są niesymetryczne i zwykle następuje po nich wolna fala,
- iglice są zwykle dwu- lub trzyfazowe na tle wolnozmiennnej aktywności podłoża,
- iglice występują jednocześnie w kilku odprowadzeniach, przy czym w jednym z nich amplituda jest najwyższa,
- iglice występują rytmicznie, niekiedy interwał podstawowy jest podwielokrotnością odstępu dwóch sąsiednich iglic.

Zarejestrowany zapis EEG może być przeszukany automatycznie w celu rozpoznania niektórych podstawowych elementów zapisu EEG (rytmy) oraz iglic epileptycznych. Ma to szczególne znaczenie w przypadku zapisów dłuższych (np. 8 h). Dokładniejsza analiza kształtu iglicy daje pewne wskazówki diagnostyczne dotyczące przyczyn padaczki, co jednak wymaga doświadczenia klinicznego i nie stało się dotychczas przedmiotem rozpoznania automatycznego.

Identyfikacja rytmów jest zwykle związana z analizą widmową lub użyciem filtrów cyfrowych. Identyfikacja prowadzi do wskazania początków i końców odcinków zawierających dany rytm. Odcinki takie mogą zachodzić na siebie. Analiza widmowa (zwykle krótkookresowa transformacja Fouriera) jest prowadzona w ruchomym oknie o długości 5 s. Taka jest też dokładność określania początku i końca odcinka zawierającego poszukiwany rytm. Transformata dzielona jest na podpasma odpowiadające poszczególnym rytmom i obliczana jest zawartość energetyczna poszczególnych zakresów częstotliwości. Na podstawie proporcji energii chwilowych w zdefiniowanych zakresach częstotliwości podejmowana jest decyzja o obecności lub nieobecności rytmu.

Identyfikacja iglic może być zrealizowana:

- metodami korelacyjnymi (poszczególne iglice w danym kanale są prawie identyczne),
- w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej poprzez stwierdzenie współwystąpienia określonych komponentów czasowo-częstotliwościowych sygnału.

5.4. Standaryzacja i automatyzacja interpretacji zapisów EEG

5.4.1. Wspomaganie procedur i decyzji diagnostycznych

U źródeł automatyzacji analizy elektroencefalogramów leży silna tendencja standaryzacji ich oceny. Początkowo, upowszechnienie diagnostyki EEG doprowadziło do wytworzenia na gruncie doświadczeń pojedynczych pracowni, własnych standardów interpretacyjnych. Stan taki był częściowo spowodowany brakiem wyczerpującej wiedzy medycznej na temat powiązań obserwowanych zjawisk elektrycznych z procesami zachodzącymi w mózgu. Wczesne próby wprowadzenia maszyn cyfrowych do pracowni neurologicznych dotyczyły więc raczej standaryzacji zasad interpretacji niż analizy sygnału. Były to skomputeryzowane wersje wytycznych interpretacji EEG, polegające na interaktywnym dialogu człowiek – maszyna. Poprzez zadawanie pytań i otrzymywanie odpowiedzi w postaci werbalnego opisu zarejestrowanego sygnału system ekspertowy prowadził lekarza poprzez kolejne węzły drzewa decyzyjnego (np. system klasyfikacji Mayo), co kończyło się propozycją diagnozy lub dalszych testów. Jakkolwiek cel standaryzacji postępowania diagnostycznego został w ten sposób osiągnięty, najważniejszą rolę w systemie spełniał nadal człowiek, od którego doświadczenia inter-

pretacyjnego zależało prawidłowe wyodrębnienie charakterystycznych cech zapisu i translacja ich na sformułowania rozpoznawalne przez komputer. Wiele lat doświadczeń musiało upłynąć zanim werbalny opis sygnału, dokonywany przez doświadczonego w interpretacji lekarza został zastąpiony zautomatyzowanym procesem wyodrębniania cech prowadzonym przez maszynę na sygnale w postaci cyfrowej. Obecnie, kiedy proces automatyzacji procesu decyzyjnego jest już znacznie łatwiejszy a komputery o znacznych mocach obliczeniowych stały się powszechnie dostępne, postęp został zahamowany przez brak motywacji ekonomicznej. Elektroencefalografia traci bowiem na znaczeniu jako metoda diagnostyczna na korzyść coraz powszechniejszych technik obrazowych. Przewagę nad tymi ostatnimi wciąż zapewnia jej zdecydowanie niższa cena i całkowita nieinwazyjność (wyłączywszy pewne aktywacje farmakologiczne). Niestety, wciąż nie do końca wyjaśniony związek procesów mózgowych z ich elektryczną reprezentacją oraz mała dokładność przestrzenna lokalizacji obszarów patologicznie zmienionych są słabymi stronami elektroencefalografii.

Struktura systemu komputerowego wspomagającego diagnostykę EEG oraz podstawy analityczne zastosowanych algorytmów są podobne w wielu dostępnych komercyjnie systemach.

Etapy kompletnej procedury diagnostycznej są następujące:

- projekt eksperymentu,
- akwizycja sygnałów,
- detekcja i wykluczenie artefaktów,
- analiza sygnału surowego,
- wyodrębnienie cech,
- testowanie hipotez,
- weryfikacja,
- interpretacja.

5.4.2. Projekt eksperymentu diagnostycznego EEG

Projekt eksperymentu powinien zawierać wszystkie informacje i założenia na temat warunków zewnętrznych dokonywanej rejestracji. Ponieważ sygnały EEG są w znacznej części skorelowane ze zmiennymi behawioralnymi, klinicznymi i farmakologicznymi ich znajomość dla prawidłowej interpretacji jest niezbędna. Eksperyment powinien być zaplanowany w taki sposób, aby zebrane sygnały zawierały zapisy spoczynkowe oraz odpowiedzi na zastosowane aktywacje w zbliżonej ilości, co ułatwi statystyczne testowanie istotności zaobserwowanych zmian. Inną kwestią jest głębokość ingerencji eksperymentatora w napięcie uwagi osoby badanej. Niektóre eksperymenty nie wymagają ścisłej kontroli napięcia uwagi, inne zakładają pełne zaangażowanie świadomości osoby badanej, co jest zwykle osiąganego np. przez polecenie jej wykonywania prostych zadań arytmetycznych.

Odmiernym zagadnieniem jest prawidłowy wybór ilości zapisów, ilości prób (aktywacji) oraz długości pojedynczego zapisu. Kryterium kompromisu jest tutaj z jednej strony najwyższa możliwa do osiągnięcia istotność statystyczna (im więcej prób, tym mniejsze prawdopodobieństwo błędnej klasyfikacji), z drugiej strony natomiast – brak niezależności pomiędzy kolejnymi próbami (po pewnym czasie badania, czynniki zmęczenia i znużenia zaczynają być istotnie reprezentowane w zapisie).

5.4.3. Rejestracja sygnału

Akwizycja sygnału EEG zwykle dokonywana jest za pośrednictwem nośników danych cyfrowych i poprzedzona przez konwersję analogowo-cyfrową wzmocnionego napięcia. Digitalizacja jest związana z kondycjonowaniem sygnału, a co najmniej z zastosowaniem filtru dolnoprzepustowego o tłumieniu rzędu 60 dB dla połowy częstotliwości próbkowania (tzw. filtru antyaliasingowego).

Zakładane pasmo przepustowe sygnału ściśle zależy od techniki badania, skrajne wartości osiągając dla:

- „endogennych” potencjałów wywołanych: DC–32 Hz,
- potencjałów wywołanych mózdkowych: 150–3000 Hz.

Częstym zabiegiem jest dołączanie zewnętrznych modułów filtrów właściwych dla bieżącego zastosowania rejestratora – uzupełniają one wtedy charakterystyki filtrów wbudowanych.

Od filtrów specjalizowanych wymagane jest zwykle spełnienie następujących założeń:

- stromość zbocza rzędu 24 dB/okt.,
- liniowa charakterystyka fazowa.

Próbkowanie sygnału EEG jest dokonywane standardowo z rozdzielczością 12 bitów, co odpowiada 4096 poziomom kwantyzacji. Rejestrator pozwala tak dobrać wzmocnienie, aby cały zakres dynamiki był wykorzystany, ale wskazane jest zachowanie pewnej rezerwy dynamiki, aby uniknąć przesterowań w przypadku płynięcia linii izoelektrycznej spowodowanego niestabilnością kontaktu elektrod.

Po próbkowaniu stosowana jest zwykle cyfrowa filtracja sygnału. Liniowa charakterystyka fazowa zastosowanych filtrów jest tutaj także warunkiem koniecznym dla uniknięcia zniekształceń fazowych między kanałami. Zniekształcenia fazowe zmieniają zależności czasowe pomiędzy występowaniem poszczególnych komponentów o różnych częstotliwościach i uniemożliwiają porównywanie aktywności elektrycznej w dwóch kanałach.

Stosowanie skalibrowanych cyfrowych torów pomiarowych nie wymaga już tradycyjnego zapisu impulsu kalibracyjnego przed każdym sygnałem, choć dla celów wizualnej kontroli sygnału jest to nadal praktykowane. Obliczanie niektórych parametrów ilościowych wymaga jednak dokładnego skalowania osi amplitudy, a więc rzeczywista wartość współczynnika wzmocnienia musi być zapamiętana wraz z sygnałem.

Kalibracja nowego systemu pomiarowego zawiera dodatkowe procedury, które określają:

- jednakową wartość wzmocnień wszystkich kanałów (dopuszczalna odchyłka – 10%) w całym paśmie przenoszenia,
- jednakową wartość przesunięć fazowych i opóźnień wszystkich kanałów,
- stabilność wartości wzmocnienia przy rejestracji długoczasowej.

5.4.4. Detekcja i odrzucenie artefaktów

Efektywna detekcja i odrzucenie artefaktów mają zasadnicze znaczenie dla prawidłowości procesu analizy.

Najprostszy, półautomatyczny algorytm polega na:

- wskazaniu przez lekarza odcinka zapisu (30–60 s) nie zawierającego artefaktów,
- automatycznym wyodrębnieniu na tym odcinku charakterystycznych cech widmowo-morfologicznych sygnału,
- przeszukaniu przez system całego zapisu i wskazaniu odcinków o istotnie różnych wartościach wybranych cech,
- przeglądnięciu przez lekarza wskazanych odcinków i podjęcie decyzji o wykluczeniu ich z analizy lub pozostawieniu jako reprezentacji patologii.

W pełni automatyczny algorytm detekcji artefaktów o zadowalających własnościach nie został dotąd zaproponowany. Podstawowa trudność polega na nieprzewidywalności struktury sygnału, odmienne wartości cech opisujących mogą być reprezentacją artefaktu, ale także reprezentacją poszukiwanych zaburzeń (np. iglicy).

Dodatkowe trudności pojawiają się przy próbach konstrukcji „filtrów artefaktów”. Stosunkowo najlepsze rezultaty osiągnięto w adaptacyjnej filtracji artefaktów pochodzenia okoruchowego. Sygnał okoruchowy (ENG) rejestrowany jest równocześnie z elektroencefalogramem, a następnie proporcjonalnie (z zastosowaniem współczynników wagowych) odejmowany od sygnału użytecznego. Stosowanie podobnych metod do redukcji zakłóceń pochodzenia mięśniowego – zwłaszcza w odniesieniu do mięśni skóry głowy lub mięśni języka) nie przyniosło zadowalających rezultatów.

Ostatnim krokiem tego etapu jest sprawdzenie sygnału przeznaczonego do analizy pod kątem spełnienia kryteriów czasowych narzuconych przez projekt eksperymentu oraz stwierdzenie czy sygnał mieści się pomiędzy założonymi wartościami ekstremalnymi (brak przesterowań). Spełnienie kryteriów narzuconych przez projekt eksperymentu dotyczy nie tylko sygnału, ale także towarzyszących mu zmiennych behawioralnych. Przykładowo, jeżeli eksperyment zakłada pomiar przy zamkniętych oczach, a przy którymś teście nastąpi przypadkowe otwarcie oczu, to sygnał zarejestrowany w czasie tego testu – nawet jeśli nie jest zakłócony – powinien być wykluczony z dalszej analizy, gdyż nie został pobrany w odpowiednich warunkach.

5.4.5. Analiza sygnału surowego

Podczas analizy sygnału surowego przedmiotem zainteresowania są następujące zjawiska:

- sygnał tła elektroencefalograficznego (ang. *background activity*),
- pojedyncze fale w sygnale EEG,
- sygnały czasowo powiązane z bodźcami,
- obraz przestrzenny reprezentacji elektrycznej aktywności mózgu.

Zawartość częstotliwościowa sygnału tła EEG może być określona poprzez izolację pojedynczych fal i pomiar ich okresu na podstawie odległości punktów przejścia przez zero, albo za pomocą transformacji Fouriera prowadzącej bezpośrednio do obliczenia mocy widmowej sygnału i wyznaczenia udziału każdego z pasm częstotliwościowych w ogólnej energii sygnału. Tradycyjnie przyjęty i powszechnie stosowany podział pasm częstotliwościowych odpowiada falom delta (poniżej 4 Hz), theta (4–7 Hz), alfa (8–13 Hz), beta (14–30 Hz) i gamma (powyżej 30 Hz). Transformacja Fouriera jest obliczana za pomocą algorytmu FFT w oknie czasowym 1–4 s. Transformaty obliczone dla kolejnych pozycji okna (zwykle 30) są następnie uśredniane i normalizowane w skali logarytmicznej. Pozwala to na uzyskanie rozkładu parametrów zbliżonego do rozkładu normalnego, co ma istotne znaczenie przy weryfikacji hipotez z użyciem testów statystycznych. Coraz większą popularność zdobywa stosowanie technik autoregresyjnych do obliczania estymatorów widma tła EEG. Model autoregresyjny opisuje serię próbek (sygnał) za pomocą kilku parametrów tak, jakby była ona wygenerowana za pomocą modelu matematycznego. Głównym atutem tej metody jest brak założeń o przebiegu sygnału poza rozważanym oknem czasowym, co predysponuje ją do analizy krótkich ciągów próbek. Krytyczny jest natomiast poprawny dobór modelu matematycznego reprezentującego analizowaną sekwencję wartości. Zazwyczaj nie jest on oparty na zależnościach fizjologicznych, a jedynie dostarcza opisu relacji wejściowo-wyjściowych modelowanego procesu traktowanego jak „czarna skrzynka”. Model złożony z dwóch członów: autoregresyjnego i ruchomej średniej ARMA (ang. *autoregressive moving average*) zastosowany w dziedzinie transformaty Z sygnału pozwala na wyznaczenie jego widma. Przeciwnie do transformaty Fouriera sygnału surowego zawierającej wartości wszystkich analizowanych częstotliwości, współczynniki modelu autoregresyjnego informują o udziale głównych składowych widma. W niektórych zastosowaniach, to uproszczenie może znacznie ułatwić interpretację zawartości informacyjnej sygnału.

Analiza niestacjonarności sygnału EEG (lub analiza procesów zmiennych w czasie) jest zwykle narzędziem używanym do detekcji fal i wyładowań typowych dla epilepsji.

Dwie techniki konkurują ze sobą w klinicznych zastosowaniach:

- 1) krótkookresowa transformacja Fouriera,
- 2) rekursywne modelowanie liniowe (filtracja Kalmana).

Iglica jest poszukiwana przez porównanie wartości komponentów częstotliwościowych z zadaną wartością progową. Jeżeli wartość została przekroczona jednocześnie w zakresie częstotliwości wysokich i niskich, algorytm stwierdza obecność iglicy. Dokładność określenia pozycji iglicy jest równa długości okna i wynosi zazwyczaj 0,5 s. Krótsze wartości długości okna nie pozwalają analizować dostatecznie niskich częstotliwości w sygnale.

Sygnały czasowo powiązane z bodźcami mogą być bardzo łatwo i efektywnie wyodrębnione z sygnału za pomocą uśredniania. Wykorzystując ich korelację czasową z bodźcem i jednocześnie brak korelacji z aktywnością tła oraz szumem można zmniejszyć wpływ tych ostatnich przez zastosowanie uśredniania (tab. 5.1).

Tabela 5.1
Algorytm uśredniania sygnałów

UŚREDNIANIE SYGNAŁU
ZAŁOŻENIE: sygnał użyteczny $s(t)$ i szum $n(t)$ nie są skorelowane dlatego można sygnał $f(t)$ przedstawić jako sumę $f(t) = s(t) + n(t).$ Niech $f(t)$ będzie próbkowana z interwałem T $f(iT) = s(iT) + n(iT).$ Każda próbka jest przechowywana w pamięci, po m powtórzeniach zawartość i-tej komórki pamięci jest następująca $\sum_{k=1}^m f(iT) = \sum_{k=1}^m s(iT) + \sum_{k=1}^m n(iT) \quad \text{dla } i = 1, 2, \dots, n.$ Składowa sygnału użytecznego jest identyczna przy każdym powtórzeniu o ile kolejne porcje sygnału są właściwie zsynchronizowane, a więc $\sum_{k=1}^m s(iT) = m \cdot s(iT).$ Na tym etapie wykorzystane jest założenie, że szum ma charakter losowy o zerowej wartości średniej. Po m powtórzeniach $\sum_{k=1}^m n(iT) = \sqrt{m \cdot \sigma_n^2} = \sqrt{m} \cdot \sigma_n.$ Obliczając stosunek sygnału do szumu, po m powtórzeniach otrzymujemy $SNR_m = \frac{m \cdot s(iT)}{\sqrt{m} \cdot \sigma_n} = \sqrt{m} \cdot SNR$ a więc odstęp od szumu został powiększony $\sqrt{m}$ razy.

Ta prosta obliczeniowo technika jest powszechnie stosowana do wyodrębnienia z aktywności tła sygnału odpowiedzi podczas analizy wzrokowych potencjałów wywołanych (po ok. 100 powtórzeniach bodźca), a nawet słuchowych potencjałów wywołanych (po ok. 4000 powtórzeń bodźca).

Analiza przestrzenna zwana też mapowaniem mózgu jest techniką zapisu wielokanałowego mającą na celu przestrzenną topologiczną rekonstrukcję zjawisk elektrycznych reprezentujących pracę mózgu. Dokładność odwzorowania zależy od gęstości siatki utworzonej przez elektrody pomiarowe. Przy zastosowaniu 60 elektrod przeciętna odległość między elektrodami wynosi 33 mm, zwiększenie liczby kanałów do 120 redukuje ten dystans do 23 mm. Analiza przestrzenna jest stosowana zwykle w połączeniu z którąś z wcześniej opisanych technik analizy surowego sygnału EEG.

5.4.6. Wyodrębnienie cech

Wyodrębnianie cech charakteryzujących zapis elektroencefalograficzny stanowi pierwszy etap redukcji informacji zawartych w sygnale.

Przeważnie jest ono prowadzone w oparciu o:

- metody heurystyczne (współczynniki analogiczne do interpretacji wizualnej),
- metody statystyczne.

Cechą charakterystyczną metod heurystycznych jest brak uzasadnienia stosowania tych czy innych algorytmów przetwarzania, wyboru tych czy innych wartości progowych. Wskaźniki ilościowe obliczane z zastosowaniem metod heurystycznych są często proponowane intuicyjnie, a następnie weryfikowane z użyciem metod statystycznych i lokalnie dostępnej populacji o charakterystycznych zaburzeniach. Wskaźniki obliczane z użyciem metod heurystycznych są zwykle proponowane jako próba ilościowego opisu różnic obserwowanych graficznie na wykresach czasowych lub częstotliwościowych. Ich jakość diagnostyczna nie przekracza więc możliwości interpretacji wizualnej, ale zaletą jest na pewno powszechne przyjęcie i stosowanie niektórych wskaźników przez neurologów całego świata.

Statystyczne metody wyodrębniania cech sygnału zakładają znacznie ograniczone wykorzystanie wiedzy o naturze sygnału EEG. Często stosowana metoda analizy składników podstawowych polega na utworzeniu liniowej kombinacji dużego zbioru zmiennych i redukowaniu go w ten sposób aby otrzymać mniejszy zbiór maksymalnie nieskorelowanych zmiennych charakteryzujących się dużą zmiennością na przetwarzanym zestawie danych. Wadą takiego podejścia jest nieuwzględnienie nierównomiernej istotności diagnostycznej poszczególnych zmiennych w zbiorze wyjściowym. Skutkiem tego, zmienne wykazujące większą wariancję uzyskują uprzywilejowany wpływ na wynik końcowy, bez uzasadnienia ze strony ich klinicznej wartości.

5.4.7. Testowanie hipotez

Testowanie hipotez o istotnej różności zbioru bieżących parametrów ilościowych (reprezentujących aktualnie analizowany sygnał) od zbioru parametrów typowych dla konkretnego zaburzenia ma wykazać na drodze statystycznej brak reprezentacji

tego zaburzenia w analizowanym sygnale. Oczywiście można to zrobić tylko przy założeniu pewnego ryzyka popełnienia błędu, w statystyce zwanego poziomem istotności. W efekcie otrzymujemy odpowiedź, że pewne diagnozy są wykluczone, pewne zaś – zwykle znacznie mniejsza ich ilość – prawdopodobne. Do testowania hipotez można użyć testów statystycznych jednej lub kilku zmiennych, zależnie od liczby wymiarów w których ma być poprowadzona płaszczyzna dyskryminacji.

Zwykle testy statystyczne można podzielić na:

- parametryczne (np. test t), stosowane gdy licznosc i wariancja w obu podgrupach jest podobna, a zmienna ma rozkład normalny;
- nieparametryczne (np. test Kołmogorowa–Smirnowa), stosowane dla przypadków znacznych dysproporcji między zbiorami danych lub gdy rozkład zmiennej odbiega od normalnego.

Testowanie hipotez może też być dokonane metodami wielowymiarowego rozpoznawania wzorców. Wymaga to określenia wzorców znanych zaburzeń – zwykle wielowymiarowych tzn. złożonych z wielu istotnie różnych cech. Dla każdej cechy musi również istnieć odrębna metryka, tj. miara odległości w dziedzinie tej cechy. Współczynniki wagowe reprezentujące diagnostyczną istotność poszczególnych cech służą następnie do określania globalnej „odległości” zestawu cech analizowanego aktualnie sygnału od poszczególnych wzorców. Kilka wzorców, od których testowany sygnał był najmniej odległy jest uważanych za najbardziej prawdopodobne rozpoznania diagnostyczne.

5.4.8. Weryfikacja

Pierwsza część weryfikacji jest procesem dokonywanym automatycznie, wyodrębniającym najbardziej znaczące różnice parametrów aktualnie otrzymanych i uważanych za fizjologicznie prawidłowe. Również istotność i powtarzalność otrzymanych rezultatów jest sprawdzana na tym etapie. Druga część weryfikacji jest przeprowadzana przez lekarza interpretującego wyniki, przy wykorzystaniu wiedzy o pacjencie i eksperymencie niedostępnej dla systemu. Lekarz sprawdza poprawność otrzymanych rezultatów, a dopiero po stwierdzeniu, że otrzymane wartości poszczególnych parametrów są prawdopodobne i mają sens kliniczny, przystępuje do formułowania wniosków diagnostycznych, czyli interpretacji wyników.

5.5. Analiza wzrokowych potencjałów wywołanych

Analiza zjawisk elektrycznych zachodzących w mózgu w następstwie działania bodźca wizualnego – wzrokowych potencjałów wywołanych VEP (ang. *Visual Evoked Potentials*) jest obecnie podstawową metodą diagnostyki zmian systemu postrzegania, a ponadto – dzięki pobudzaniu niektórych symptomów wraz z aktywnością tego syste-

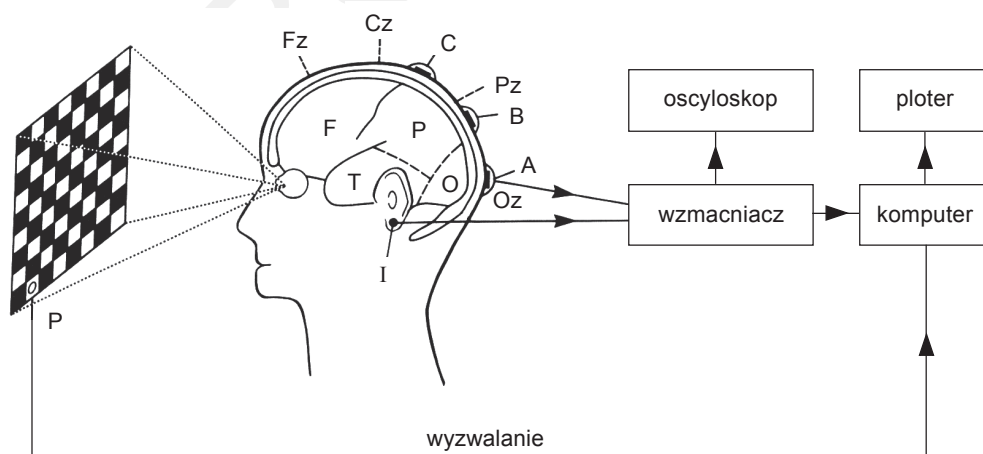
mu – cennym narzędziem neurologii i neurochirurgii. Przeciwnie do liczącej sobie z górą 70 lat elektroencefalografii, założenia techniki analizy wzrokowych potencjałów wywołanych zostały sformułowane ok. 30 lat temu, natomiast rozpowszechnienie jej zastosowań klinicznych nastąpiło w ostatniej dekadzie. Powodem opóźnień jest konieczność zastosowania maszyn cyfrowych w celu zautomatyzowanego uśredniania odpowiedzi na kolejno powtarzane bodźce, co jest niezbędne dla wydobycia ich spośród innych form aktywności elektrycznej mózgu oraz aktywności podstawowej zachodzących w tym samym czasie i miejscu.

W uśrednianiu wykorzystywana jest możliwość przedstawienia zarejestrowanego sygnału elektrycznego jako sumy dwóch składowych:

- 1) składowej skorelowanej z bodźcem (składowe tego typu są również skorelowane między sobą w sygnałach otrzymanych w wyniku powtórzeń bodźca);
- 2) składowej nieskorelowanej z bodźcem, zawierającej reprezentację innych form aktywności mózgu oraz szumy aparatury (składowe tego typu w sygnałach otrzymanych w wyniku powtórzeń bodźca charakteryzują się rozkładem normalnym o wartości oczekiwanej równej zeru).

Jak już wcześniej wykazano, uśrednianie sygnałów otrzymanych w wyniku serii N powtórzeń bodźca prowadzi do poprawy stosunku sygnału (rozumianego tutaj jako koherentna odpowiedź na bodziec) do szumu (zawierającego także reprezentację wszystkich równoczesnych procesów elektrofizjologicznych) równej $\sqrt{N}$ razy.

Wzrokowe potencjały wywołane najlepiej reprezentowane są w sygnałach pobranych z odprowadzeń potylicznych, co odpowiada lokalizacji ośrodka wzroku (rys. 5.8). Najczęściej używane są wchodzące w skład systemu 10–20 elektrody O_1 , O_z i O_2 , choć spotykane jest także użycie elektrod specjalnych.



Rys. 5.8. Schemat badania wzrokowych potencjałów wywołanych

Stymulacja narządu wzroku najczęściej przeprowadzana jest:

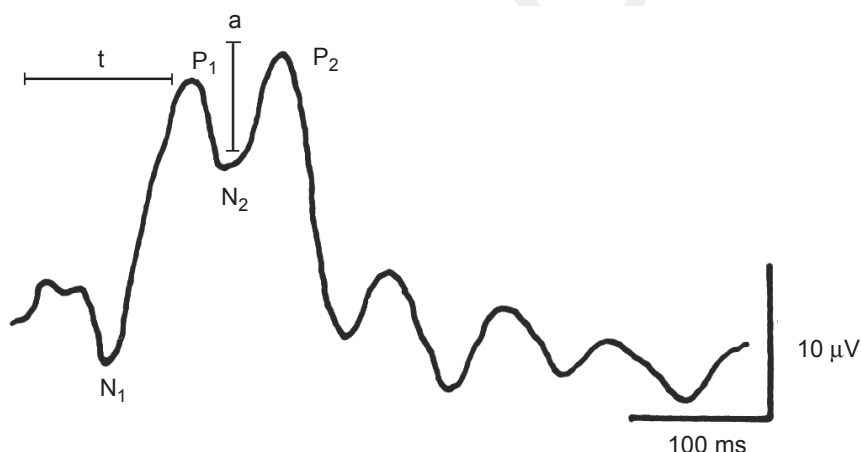
- jednorodnym bodźcem błyskowym (stymulacja postrzegania fotopowego, patrz opis elektroretinografii),
- wzorcem o kontrolowanej luminancji (stała wartość luminancji odpowiada stymulacji skotopowej).

Niezależnie od rodzaju bodźca akwizycja sygnału przeprowadzana jest dla serii 30–400 stymulacji przeprowadzanych z częstotliwością 0,5–60 Hz.

Ilościowe parametry diagnostyczne stanowiące rezultat analizy wzrokowych potencjałów wywołanych zależą od zastosowanego protokołu badania:

- stymulacja serią bodźców o stałej niewielkiej częstotliwości od 0,5 do 2 Hz umożliwia rejestrację zjawisk przejściowych,
- stymulacja serią bodźców o częstotliwości zmiennej od 3 do 60 Hz umożliwia rejestrację stacjonarnej odpowiedzi wywołanej.

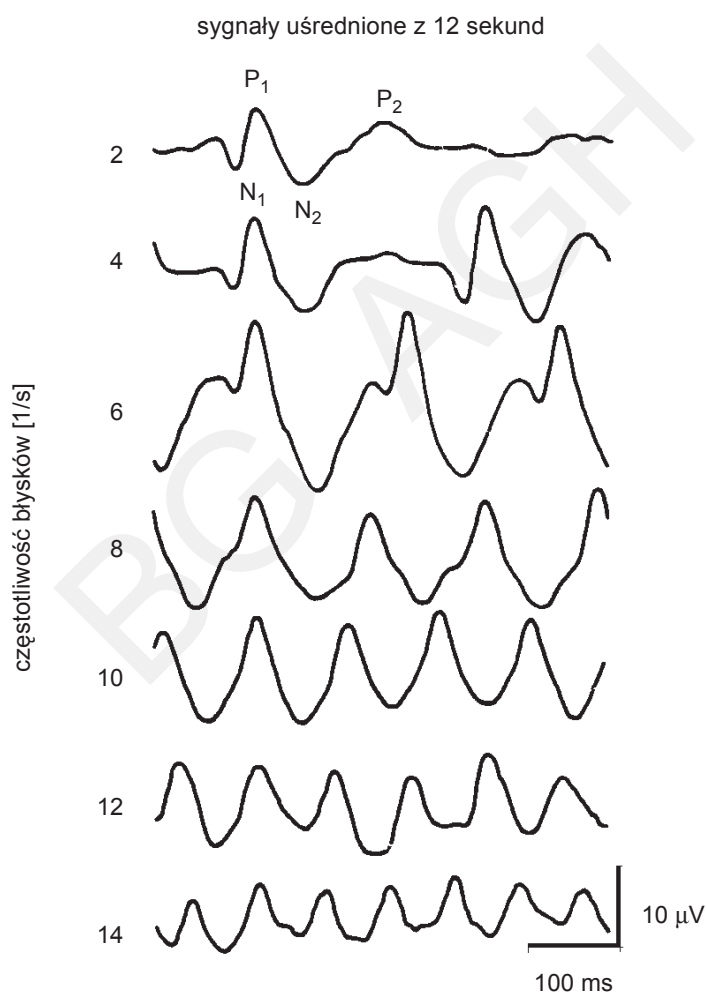
Stymulacja serią bodźców o stałej niewielkiej częstotliwości prowadzi do uzyskania obrazu stanów przejściowych związanych z zaobserwowaniem bodźca (rys. 5.9).



Rys. 5.9. Wzrokowe potencjały wywołane pojedynczym błyskiem (po uśrednieniu 64 powtórzeń w odstępie 1 s); na rysunku zaznaczono podstawowe parametry diagnostyczne

Dopiero po wygaśnięciu wszystkich zjawisk wywołanych przez bodziec (ok. 300–500 ms) podawany jest bodziec następny. Podstawowym parametrem ilościowym jest latencja (opóźnienie) pierwszego maksimum odpowiedzi. Ponieważ w stanach fizjologicznych maksimum to występuje od ok. 90 do 110 ms po stymulacji, nazywane jest *P100*. Amplituda i opóźnienie zależą od stanu osoby badanej, ale także od intensywności błysku stymulującego. Osłabienie natężenia bodźca powoduje zmniejszenie się amplitudy i wydłużenie opóźnienia odpowiedzi.

Podczas stymulacji serią bodźców o częstotliwości zmiennej kolejny bodziec działa już przed wygaśnięciem aktywności związanej z bodźcem poprzednim. Prowadzi do sytuacji, kiedy niemożliwy jest pomiar zjawisk związanych z pojedynczym bodźcem, w zamian rejestrowany jest stan ustalony aktywności (fale) związanej z intensywnością i częstotliwością powtórzeń rozbłysków (rys. 5.10). Amplituda fal zależy od częstotliwości błysków – dla niektórych częstotliwości nakładanie się odpowiedzi na kolejne bodźce powoduje wzrost amplitudy. W stanie prawidłowym obserwowane są trzy maksima amplitudy dla następujących częstotliwości bodźca: 10 Hz, 13–25 Hz, 40–60 Hz. Nieobecność któregoś maksimum jest uważana za objaw patologiczny.



Rys. 5.10. Wzrokowe potencjały wywołane serią błysków przy wzrastającej częstotliwości powtórzeń

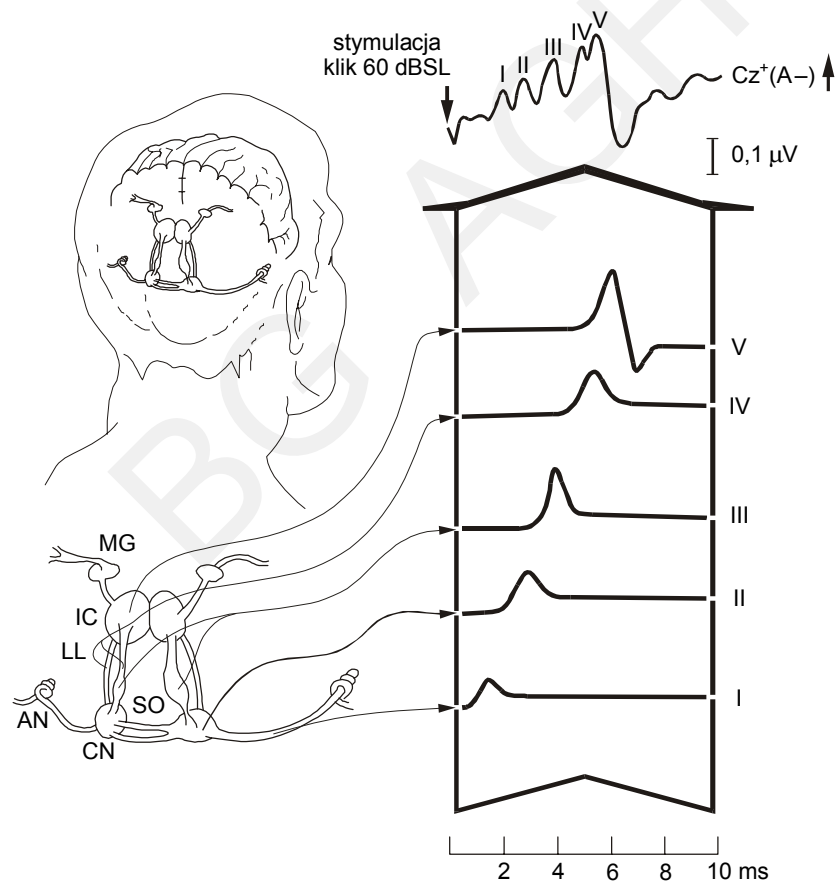
5.6. Analiza słuchowych potencjałów wywołanych

Gdyby była możliwa rejestracja pobudzeń wywołanych bodźcem akustycznym BAEP (ang. *brainstem auditory evoked potentials*) bezpośrednio z kilku poziomów ośrodków podkorowych łatwo byłoby można zaobserwować aktywacje kolejnych elementów szlaku słuchowego. Niestety, napięcia możliwe do zarejestrowania z elektrod na płatkach usznych są rzędu $0,2 \mu\text{V}$ (dla bodźca o natężeniu 90 dB), a więc około stukrotnie niższe niż elektryczna reprezentacja zachodzącej równocześnie aktywności mózgu. Ten najmniejszy rejestrowany u człowieka sygnał elektrodiagnostyczny naprawdę wymaga wiele wysiłku włożonego na każdym etapie badania, od prawidłowego ustawienia elektrod poprzez zastosowanie najwyższej klasy rejestratorów, aż do wielokrotnego uśredniania (typowo 4000–8000 odpowiedzi na bodziec). Uśrednianie tak wielkiej ilości sygnałów wymaga użycia maszyny cyfrowej, wiąże się także ze znacznym wydłużeniem badania. Szczęśliwie, cała inte-resująca część tzw. krótkookresowej odpowiedzi wywołanej, która reprezentuje aktywność elementów szlaku słuchowego, zawiera się w czasie 10 ms po wystąpieniu bodźca akustycznego, co pozwala uzyskać odpowiedź przejściową, zawierającą reprezentację wszystkich zjawisk zachodzących w związku z pojedynczym bodźcem, przy częstotliwości powtórzeń ok. 50–70 Hz.

Stymulacja bodźcem akustycznym wymaga użycia słuchawek o skalibrowanym skoku membrany. Wartość skoku membrany jest tak dobrana, że istnieje ścisła zależność amplitudy napięcia pobudzającego i przyrostu ciśnienia akustycznego (co jest równoważne z natężeniem dźwięku). Bodziec stymulujący ma postać prostokątnego skoku napięcia o czasie trwania 100 μs i amplitudzie dobranej stosownie do żądanego natężenia dźwięku. Taka postać elektrycznego pobudzenia powoduje jednorazowe pchnięcie membrany słuchawki, co za pośrednictwem narządu słuchu wywołuje aktywację kolejnych elementów szlaku słuchowego.

Rejestracja potencjałów wywołanych słuchowo prowadzona jest z użyciem dwubiegunowych elektrod umieszczonych na płatkach usznych. Zwykle stosuje się wzmacniacze różnicowe o maksymalnie rozbudowanych zabezpieczeniach przeciwzakłóceńowych. Typowa wartość wzmocnienia wynosi 5×10^5 . Sygnał jest filtrowany za pomocą filtrów pasmowo-przepustowych w paśmie 100–3000 Hz, niewielkie nachylenie charakterystyki (6 dB/okt) zapewnia minimum zniekształceń fazowych. Przetwornik analogowo-cyfrowy jest wyzwalany sygnałem bodźca, przez co uzyskuje się ścisłą korelację czasową pomiędzy nim a zarejestrowanym sygnałem odpowiedzi. Częstotliwość próbkowania jest zwykle wysoka i wynosi 25–100 kHz, dzięki czemu precyzja czasowa parametrów ilościowych jest rzędu odpowiednio 40–10 μs . Rozdzielczość przetwornika analogowo-cyfrowego wynosi zwykle 12 bitów. Wprawdzie sygnały odpowiedzi nie charakteryzują się aż taką dynamiką, ale pamiętać należy, że wydobywane są one z tła o znacznie większej amplitudzie (rzędu 50 μV). Pomiar amplitudy sygnału odpowiedzi jest więc prowadzony z rozdzielczością ok. 12 nV.

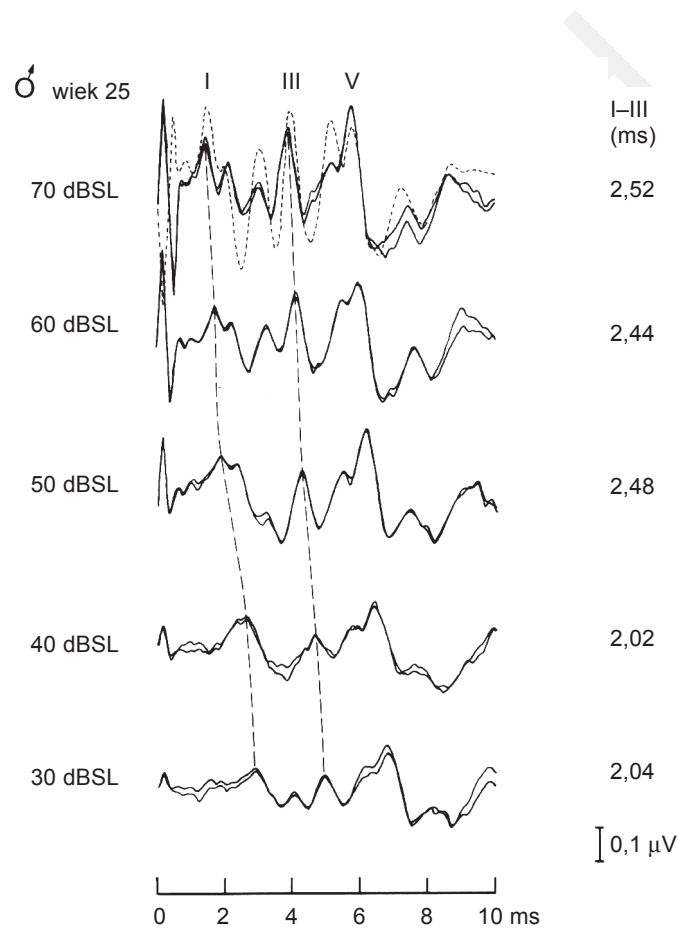
Kolejne pobudzanie narządów wchodzących w skład łańcucha szlaku słuchowego prowadzi do nakładania się kolejnych opóźnionych odpowiedzi, co w sygnale słuchowych potencjałów wywołanych jest obserwowane jako fale (rys. 5.11). Fale numerowane kolejno od I do V stanowią reprezentację transmisji pobudzenia, co jest podstawą tzw. audiometrii obiektywnej. Parametrami ilościowymi odpowiedzi na bodziec akustyczny są opóźnienia poszczególnych fal reprezentujące prędkość przewodzenia bodźca oraz stosunki kolejnych amplitud, co stanowi przesłankę diagnostyczną opisującą własności poszczególnych neuronów dla zmiennego natężenia bodźca. Szczególną wartością diagnostyczną ma fakt wystąpienia V fali, świadczy to bowiem o dotarciu pobudzenia do słuchowych ośrodków kory mózgowej. W audiometrii obiektywnej przyjęto utożsamiać wystąpienie V fali z usłyszeniem sygnału bodźca, natomiast jej brak z niepobudzeniem ośrodków słuchowych i brakiem wrażeń akustycznych.



Rys. 5.11. Geneza słuchowych potencjałów wywołanych – kumulacja odpowiedzi kolejnych elementów szlaku słuchowego jest wypadkowym rejestrowym sygnałem (fale I–V)

Procedura diagnostyczna audiometrii obiektywnej przebiega następująco (rys. 5.12):

- pierwszy test przeprowadzany jest z zastosowaniem znacznego natężenia bodźca (typowo ok. 90 dB);
- dokonywana jest detekcja V fali (prawdopodobieństwo jej wystąpienia jest znaczne);
- kolejne testy są przeprowadzane dla kolejno zmniejszanych wartości natężenia bodźca, występowanie wzorca V fali jest cały czas kontrolowane – wraz ze zmniejszaniem się natężenia bodźca zmniejsza się także amplituda V fali i zwiększa czas opóźnienia;
- stwierdzenie braku V fali wyznacza próg słyszalności przy poprzednio wykonanej próbie – obecnie użyty bodziec nie wywołał już wrażeń akustycznych.



Rys. 5.12. Zasada audiometrii obiektywnej opartej na analizie V fali słuchowych potencjałów wywołanych – obniżanie natężenia bodźca powoduje obniżanie energii i zwiększanie opóźnień występowania odpowiedzi

Audiometria obiektywna, pomimo konieczności zaangażowania znacznych nakładów technicznych, jest techniką nową i obiecującą. Umożliwia bowiem ocenę progu słyszalności w sytuacji, gdy nie można liczyć na współpracę osoby badanej:

- u osób w podeszłym wieku,
- u osób nieprzytomnych,
- u noworodków.

Ostatni przypadek jest szczególnie interesujący wobec faktu, że proces kształtowania narządu słuchu nie kończy się w życiu płodowym, ale przebiega dalej w pierwszych tygodniach po porodzie. Istnieje wówczas szansa na stwierdzenie poprawności tego rozwoju i – póki jeszcze możliwe – zastosowanie odpowiednich środków terapeutycznych z dziedziny laryngologii lub neurologii.

Użycie wspomaganie komputerowego do wyznaczania parametrów ilościowych odpowiedzi na bodziec akustyczny jest stosunkowo powszechne w zakresie wyznaczania wierzchołków maksimów kolejnych fal. Zwykle jest to realizowane przez przybliżenie parabolą ilości próbek odpowiadającej ok. 300 μ s sygnału. Położenie maksimum paraboli pozwala dokładniej wyznaczyć opóźnienie fali i uniezależnić otrzymaną wartość od zakłóceń sygnału. Spotykane są również systemy stosujące różne metody rozpoznawania wzorców do poszukiwania V fali w kolejnych zapisach dla coraz niższej amplitudy bodźca. Zależność spodziewanych położenia wierzchołka V fali od natężenia bodźca została precyzyjnie zdefiniowana przez neurologów i odpowiada zakresowi automatycznego poszukiwania wzorca V fali. Nie jest natomiast stosowana automatyczna detekcja V fali, dotychczas proponowane algorytmy nie zapewniały bowiem parametrów jakościowych, które umożliwiłyby całkowite zautomatyzowanie tego procesu. Wynika to przede wszystkim z trudności formalnego opisu cech fali V, co mogłoby następnie zostać zapisane w postaci algorytmu.

BG AGH

6. Elektrokardiografia

6.1. Podstawy elektrokardiografii

6.1.1. Parametry diagnostyczne EKG

Podstawowym celem elektrokardiografii jest diagnostyka pracy serca na podstawie obserwowanych zjawisk elektrycznych. Zdolność włókien mięśnia serca do spontanicznego przekazywania pobudzeń powoduje, że w skurczu biorą udział wszystkie zdolne do tego komórki mięśniowe. Ta typowa dla mięśnia serca synchronizacja powoduje, że poszczególne fazy skurczu są wyraźniej reprezentowane przez zjawiska elektryczne niż ma to miejsce w przypadku innych sygnałów elektrodiagnostycznych. Sygnał elektrokardiograficzny charakteryzuje się występowaniem struktur reprezentujących chronologicznie kolejne etapy cyklu pracy serca.

Z diagnostycznego punktu widzenia najbardziej istotne są (rys. 6.1):

- parametry czasowe – reprezentujące następstwo zjawisk związanych z pobudzeniem i relaksacją mięśnia serca,
- parametry morfologiczne – reprezentujące miejsce powstania impulsu pobudzającego i drogę jego przewodzenia.

Nazwisko:	HR: 94 1/min.	INTERPRETACJA MORFOLOGII ZESPOŁU P-QRS-T
Imię:	RR: 583+ 723 ms	Nazwisko:
Wiek:	P: 102 ms	Imię:
Cisnienie krwi:	QRS: 110 ms	Jeżeli jesteś pewny dobrego oznaczenia P-QRS-T,
Stosowane leki:	PQ: 147 ms	to zwróć uwagę na:
	QT: 340 ms	
	QTc: 426 ms	
	P: 79°	
	Osie QRS: 25°	średnia os QRS – normogram,
	T: 64°	nieprawidłowy załamek P w II,
*1:	Liczba zesp. QRS: 15	amplituda zespołu QRS zwiększona w V3.V4.V5,
*2:	Uśredniono: 14	amplituda zespołu QRS obniżona w I.aVL,
	Ilość typów: 1	nieprawidłowy załamek R w V3.V4.V5.V6,
		odcinek ST uniesiony w II.aVF.V1.V2.V3.V4.V5.V6,
		nieprawidłowy załamek T w V2.

[mV]	P+	P-	Q	R	S	T+	T-	ST	ST[mV/s]
I	0.06	0.00	-0.02	0.31	-0.07	0.12	0.00	0.04	0.54
II	0.31	0.00	-0.07	0.72	-0.51	0.26	0.00	0.13	1.35
III	0.24	0.00	-0.06	0.42	-0.44	0.15	0.00	0.09	0.80
aVR	0.00	-0.19	0.00	0.29	-0.51	0.00	-0.19	-0.09	-0.94
aVL	0.00	-0.09	0.00	0.19	-0.06	0.00	-0.03	-0.02	-0.13
aVF	0.27	0.00	-0.06	0.57	-0.47	0.20	0.00	0.11	1.07
V1	0.09	0.00	0.00	0.30	-1.30	0.39	0.00	0.12	1.08
V2	0.07	0.00	0.00	0.38	-1.93	0.66	0.00	0.18	2.40
V3	0.17	0.00	0.00	0.39	-2.17	0.80	0.00	0.29	3.16
V4	0.17	0.00	0.00	0.36	-2.09	0.71	0.00	0.27	2.92
V5	0.16	0.00	-0.05	1.01	-1.84	0.45	0.00	0.19	2.12
V6	0.10	0.00	0.00	1.02	-0.94	0.30	0.00	0.11	1.23

*** ***
Data: 10.04.00 Godzina: 11:46:57

Data: 10.04.00 Godzina: 11:46:57

Badanie sprawdzone przez lekarza TAK / NIE

Rys. 6.1. Parametry diagnostyczne EKG

Paradoksalnie, najmniej istotna diagnostycznie jest amplituda rejestrowanego sygnału, zawiera ona bowiem reprezentacje wpływu licznych zjawisk pozakardiologicznych oraz zmiennych warunków rejestracji. Występowanie łatwych w interpretacji struktur sygnału, stosunkowa łatwość rejestracji oraz prawie 100 lat doświadczeń w interpretacji sygnału są przyczynami, dla których zawartość informacyjna elektrokardiogramu jest znacznie większa niż pozostałych biopotencjałów i określana na poziomie 70%. Pomimo to należy zdawać sobie sprawę z istnienia bardzo poważnych dysfunkcji serca (np. niedomykalności zastawek), nie znajdujących reprezentacji w zapisie EKG.

Rozwój techniki rejestracji i obróbki sygnałów cyfrowych a także zróżnicowane zapotrzebowanie diagnostyczne doprowadziły do wyodrębnienia następujących gałęzi elektrokardiografii:

- standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG,
- elektrokardiografia próby wysiłkowej,
- 24-godzinna rejestracja metodą Holtera,
- wektrokardiografia i elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości,

W zależności od konkretnej potrzeby diagnostycznej powyższe techniki mogą być użyte w dowolnych kombinacjach. Każda z nich charakteryzuje się odrębnymi własnościami i innymi informacjami dostarcza. Rzeczą najważniejszą z punktu widzenia przetwarzania sygnałów jest zestaw zastosowanych algorytmów prowadzących od surowego sygnału do konkretnej oczekiwanej informacji. Przetwarzanie sygnałów elektrokardiograficznych jest najbardziej zaawansowaną dziedziną zautomatyzowanej elektrodiaagnostyki medycznej – posługuje się m.in. dedykowanymi algorytmami przetwarzania i transformacjami sygnału zaprojektowanymi specjalnie z uwzględnieniem własności elektrokardiogramów.

6.1.2. Fizjologia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego serca

Pobudzenie nawet jednej komórki mięśnia sercowego może spowodować, że fala depolaryzacji rozprzestrzeni się na najbliższe pobudliwe włókna mięśniowe, a z tych z kolei na dalsze. Szybkość przewodzenia bodźca w tych warunkach wynosi ok. 400 mm/s wzdłuż włókien, a 200 mm/s w poprzek włókien. Takie spontaniczne przekazywanie pobudzenia jest cechą charakterystyczną mięśnia serca. Tym niemniej, w warunkach fizjologicznych wytwarzanie i przewodzenie impulsów depolaryzujących jest realizowane przez układ bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzący, zbudowany z wyspecjalizowanych pozbawionych własności kurczliwych włókien mięśniowych. Część z tych włókien, poza zdolnością do szybkiego przewodzenia, charakteryzuje się zdolnością do samoczynnej depolaryzacji, czyli wytwarzania bodźców.

Główne elementy układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego (rys. 6.2) przedstawione są na s. 133.

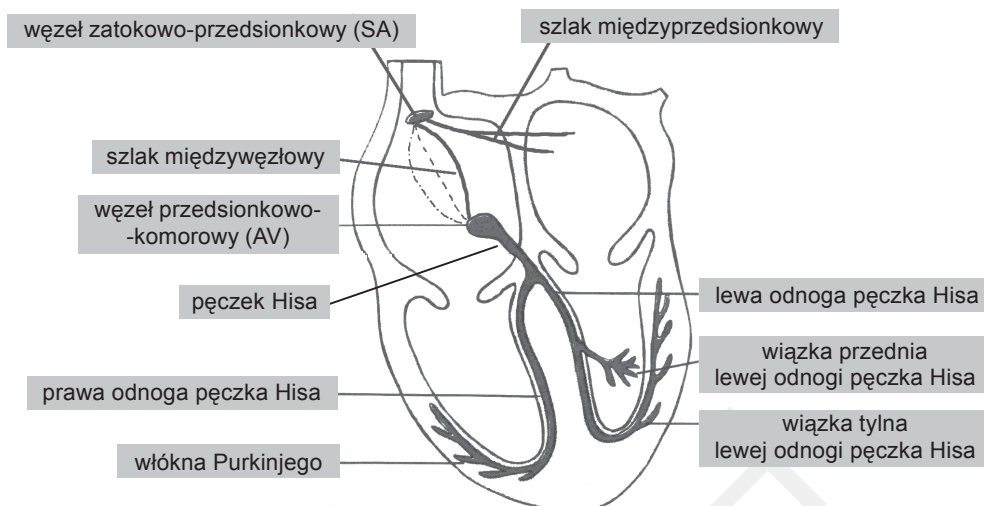
- Węzeł zatokowo-przedsionkowy SA (*Sinoatrialis*) położony u ujścia żyły głównej górnej do prawego przedsionka jest podstawowym generatorem rytmu sterowanym przez sympatyczny (współczulny, adrenergiczny) i parasympatyczny (przywspółczulny, cholinergiczny) układ nerwowy. U człowieka ma on powierzchnię ok. 1 mm^2 i składa się z kilku tysięcy komórek rozrusznikowych. Sterowanie rytmem tego generatora odbywa się na drodze neurologicznej poprzez wzajemnie antagonistyczne działanie układu sympatycznego (pobudzanie) i parasympatycznego (hamowanie), a także za pośrednictwem hormonów adrenaliny i tyroksyny.
- Szlak międzyprzedsionkowy (tzw. wiązka Bachmanna) przekazujący pobudzenie do komórek mięśni lewego przedsionka.
- Szlaki międzywęzłowe:
 - przedni,
 - środkowy (Wenckebacha),
 - tylny (Thorela).

Szlak przedni przekazuje pobudzenie do węzła przedsionkowo-komorowego, pozostałe są zapasowymi drogami bodźcoprzewodzącymi i w warunkach fizjologicznych są nieczynne.
- Węzeł przedsionkowo-komorowy AV (*Atrioventricular*) położony pod wsierdziem prawego przedsionka posiada zdolności bodźcotwórcze (częstotliwość od ok. $45 \text{ do } 60 \frac{1}{\text{min}}$), dlatego nazywany jest zapasowym generatorem rytmu; w warunkach fizjologicznych jest przekaźnikiem bodźca ze szlaku międzywęzłowego przedniego do pęczka Hisa; charakteryzuje go bardzo wolne przewodzenie bodźca (rzędu $50\text{--}100 \text{ mm/s}$), czego skutkiem jest opóźnienie (typowo 120 ms) skurczu komór względem skurczu przedsionków.
- Pęczek Hisa wychodzi z węzła AV i po dojściu do przegrody międzykomorowej dzieli się na dwie odnogi:
 - 1) prawą (wąską),
 - 2) lewą (szeroką).

Rozgałęzienia te (odnogi) także posiadają zdolności bodźcotwórcze (częstotliwość ok. $40 \frac{1}{\text{min}}$), ale w warunkach fizjologicznych są zwykle przekaźnikiem bodźca (prędkość przewodzenia ok. 2000 mm/s).

Lewa odnoga pęczka Hisa dzieli się na trzy wiązki:

 - 1) przednią,
 - 2) tylną,
 - 3) przegrodową.
- Włókna Purkiniego to rozgałęzione zakończenia wiązek pęczka Hisa w obu komorach; one również posiadają zdolności bodźcotwórcze (częstotliwość ok. $20 \frac{1}{\text{min}}$); stanowią ostatni element układu bodźcoprzewodzącego, przenosząc pobudzenia bezpośrednio na roboczy mięsień komór.



Rys. 6.2. Anatomia układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego serca

W warunkach prawidłowych generatorem pobudzenia jest węzeł SA, skąd rozprzestrzenia się ono na komórki mięśnia prawego przedsionka, a także – za pośrednictwem szlaku międzyprzedsionkowego – na komórki mięśnia lewego przedsionka. Taka kolejność tłumaczy początkowy kierunek wypadkowego pola elektrycznego związanego z frontem pobudzenia w prawo, następnie w dół (tu długość wektora jest największa), na koniec wreszcie w lewo, aż do całkowitego zaniku pola elektrycznego. Odpowiada to sytuacji, gdy w obrębie przedsionków wszystkie komórki mięśniowe są pobudzone, a na skutek przedłużonej refrakcji żadna z komórek nie jest w stanie przyjąć pobudzenia. Depolaryzacja przedsionków jest więc reprezentowana przez pole elektryczne, którego wypadkowy wektor zatoczył pętlę w przestrzeni, a odpowiednio usytuowane elektrody pomiarowe zarejestrują zmiany napięcia zwane na elektrokardiogramie załamkiem P.

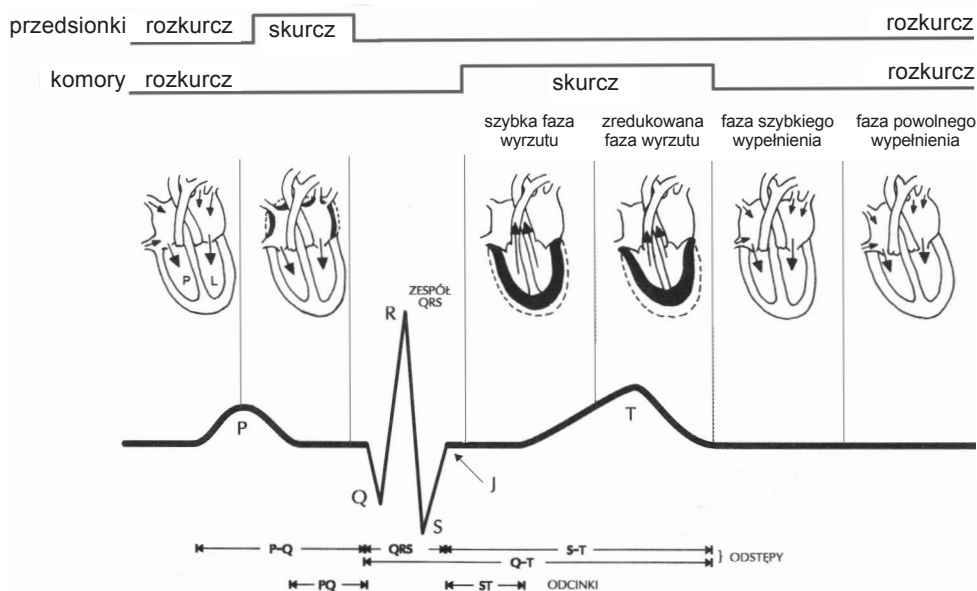
Pobudzenie z węzła SA przesyłane jest także przednim szlakiem międzywęzłowym do węzła AV, gdzie napotyka na ośrodek o bardzo małej prędkości przewodzenia. Przez czas ok. 120 ms żadne zjawiska elektryczne nie są obserwowane i dlatego moment ten przyjęto uważać za linię izoelektryczną. Stanowi ona punkt referencyjny przy manualnej oraz automatycznej interpretacji elektrokardiogramu, gdyż węzeł AV znajduje się w topologicznym centrum mięśnia serca.

Po przejściu pobudzenia przez rozgałęzienie pęczka Hisa rozpoczyna się depolaryzacja przegrody międzykomorowej, ale ponieważ przewodzenie jest tu bardzo szybkie, w niedługim czasie pobudzenie obejmuje koniuszek serca i dolne części komór. Front pobudzenia gwałtownie rozszerza się powodując nagłe skręcenie w dół wektora pola elektrycznego (początkowo zwróconego w prawo) i nagłe zwiększenie jego długości. Dalsze rozprzestrzenianie się pobudzenia następuje już bezpośrednio w komórkach mięśniowych. W komorze prawej o stosunkowo cienkiej ścianie zewnętrznej (co jest związane z niskimi ciśnieniami w tętnicach płucnych) szybko dochodzi do stanu nasycenia.

W komorze lewej, której masa mięśniowa jest u zdrowego człowieka 10-krotnie większa niż masa komory prawej (co jest związane z wysokimi ciśnieniami w aorcie), pobudzenie rozchodzi się wolniej, a front pobudzenia jest szerszy. Wektor pola elektrycznego jest zatem skierowany w lewo, a jego długość zmniejsza się w miarę wygasania pobudzenia. Po osiągnięciu nasycenia, wektor pola elektrycznego zamyka drugą pętlę o znacznie większej amplitudzie. W czasie skurczu komór elektrody pomiarowe rejestrują największe wahanie napięcia zwane zespołem QRS.

Wszystkie komórki, które uległy depolaryzacji podlegają repolaryzacji, czyli jest odbudowywana ich spoczynkowa różnica potencjałów. Komórki mięśnia roboczego przedsionków repolaryzują się jednocześnie z akcją skurczową komór, dlatego żadne zjawiska elektryczne związane z repolaryzacją przedsionków nie mogą być obserwowane na zewnątrz. Repolaryzacja komór (jej szybka faza) jest natomiast doskonale obserwowalna, mimo że nie przebiega frontem i odbywa się bez udziału układu bodźco-przewodzącego. W zewnętrznych (nasilonych) warstwach mięśnia chaotycznie tworzą się ogniska repolaryzacji, stopniowo rozszerzające się w kierunku warstw wewnętrznych. Ponieważ kierunek repolaryzacji jest odwrotny, ale również biegunowość jest przeciwna w stosunku do depolaryzacji, obserwowalne na zewnątrz zmiany pola elektrycznego mają podobny kierunek. Wektor pola elektrycznego zatacza trzecią pętlę o stosunkowo niewielkiej amplitudzie, a elektrody pomiarowe rejestrują wychylenie zwane załamkiem T.

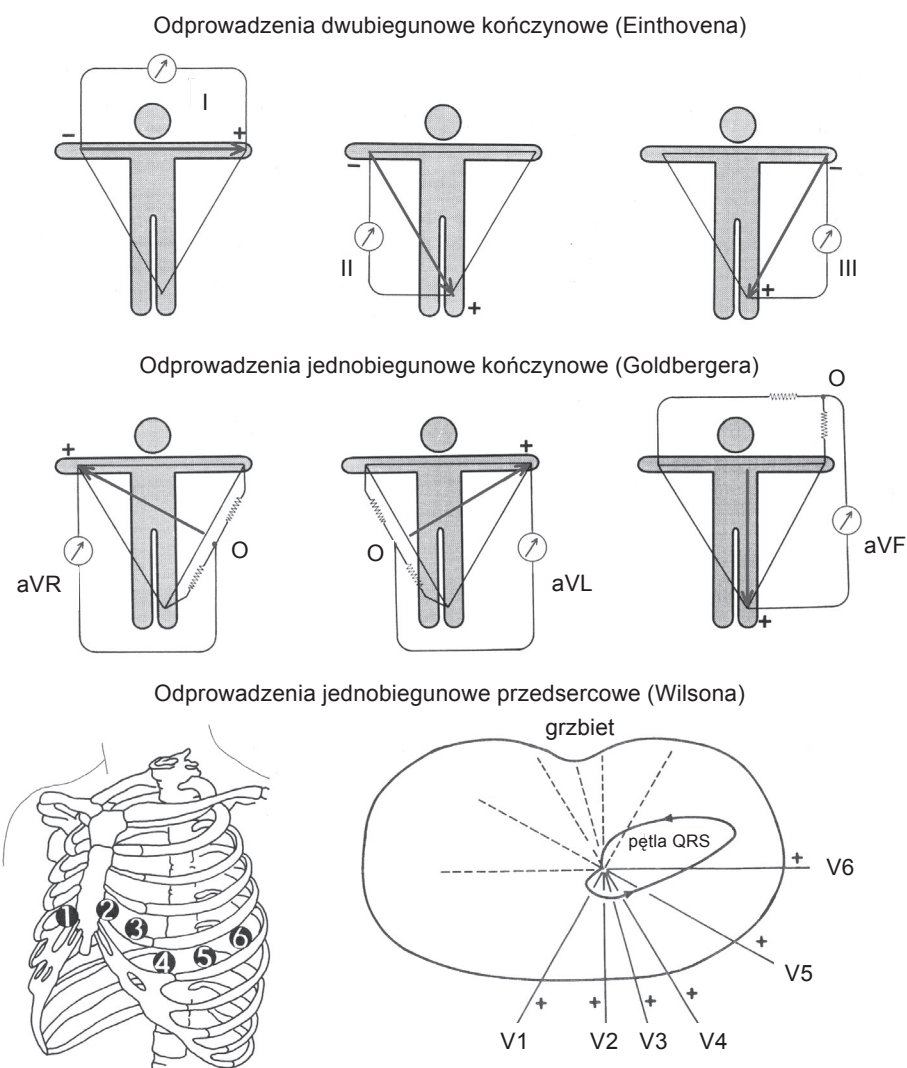
Związek zjawisk mechanicznych i elektrycznych zachodzących w pracującym sercu z obserwowanymi na zewnątrz zmianami pola elektrycznego i zapisem elektrokardiograficznym przedstawia rysunek 6.3.



Rys. 6.3. Związek zjawisk mechanicznych i elektrycznych zachodzących w pracującym sercu z obserwowanymi na zewnątrz zmianami pola elektrycznego i zapisem elektrokardiograficznym

6.1.3. 12-odprowadzeniowe badanie EKG

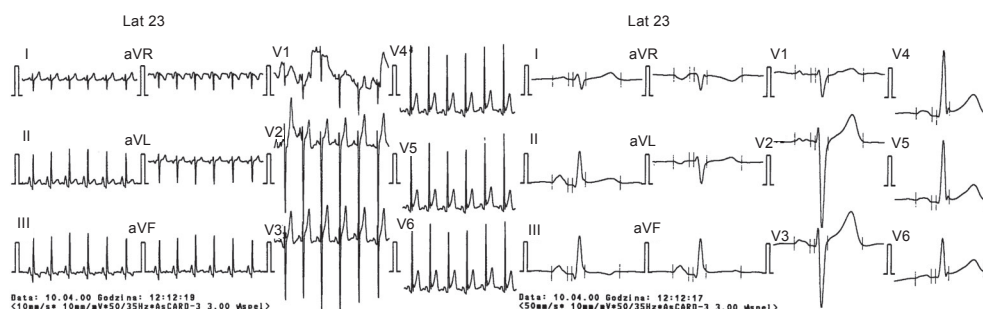
Standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG jest najpopularniejszym i najczęściej wykonywanym testem elektrodiagnostycznym. Przyczynia się do tego przede wszystkim powszechność występowania i wysokie zagrożenie życia związane z chorobami układu sercowo-naczyniowego. 12-odprowadzeniowe badanie EKG wykonuje się najczęściej z użyciem rejestratorów 3-, 6- lub 12-kanalowych, przy czym rejestratory o mniejszej liczbie torów sygnałowych oferują zwykle możliwość przełączania zestawu elektrod pomiarowych.



Rys. 6.4. 12-odprowadzeniowy zestaw elektrod EKG – umiejscowienie na powierzchni ciała pacjenta

Umieszczenie odprowadzeń kończynowych (rys. 6.4) powoduje powstanie redundancji informacji w zamkniętym oczku trójkąta Einthovena (odprowadzenia I, II i III) oraz tworzących wysokości trójkąta równobocznego gałęziach Goldbergera (odprowadzenia aVR, aVL i aVF). Dzięki prawom Kirchhoffa można więc – pozostając w zgodzie z praktyką i przyzwyczajeniami kardiologów – rejestrować dowolne dwa odprowadzenia kończynowe, a pozostałe – rekonstruować na drodze matematycznej. Odprowadzenia przedsercowe nie pozwalają na tego rodzaju oszczędności. Choć standardowo umieszczone blisko siebie, bywają czasem używane w sposób odmienny, np. na tylnej ścianie klatki piersiowej przy podejrzeniach zawału tylnościennego. Przetwarzanie sygnałów w swej zasadniczej części odbywa się analogicznie dla wszystkich zarejestrowanych kanałów, natomiast w interpretacji parametrów diagnostycznych, miejsce pobrania sygnału (pozycja elektrody) odgrywa kluczową rolę. Jedynym algorytmem wykorzystującym położenie elektrod jest wyznaczanie osi elektrycznej, co jest równoznaczne z określeniem geometrii położenia serca wewnątrz jamy ciała. Ponieważ poszczególne sygnały zapisane współbieżnie reprezentują to samo zjawisko elektrofizjologiczne (choć z różnego punktu widzenia), celowe jest niekiedy jednoczesne branie pod uwagę wszystkich lub tylko grupy zarejestrowanych sygnałów. Postępuje się tak przy detekcji uderzeń serca, określaniu ich morfologii i długości załameków. Istnienie nadmiarowości informacji może mieć decydującą rolę w sytuacji, gdy punkt przyłożenia elektrody niefortunnie pokryje się z osią zmienności zjawisk elektrycznych. Załamek może być wówczas niewidoczny w danym odprowadzeniu, ale ponieważ zjawisko w rzeczywistości zaistniało, uwzględnienie informacji z pozostałych odprowadzeń może skompensować powstały brak.

Standardowe 12-odprowadzeniowe badanie EKG jest wykonywane w spoczynku w pozycji leżącej przez czas od 10 do 15 s (rys. 6.5). Ponieważ użycie odprowadzeń przedsercowych wymaga obnażenia górnej połowy ciała, wskazane jest zapewnienie w pomieszczeniu temperatury ok. 22°C. Niższe wartości temperatury powodują powstanie spontanicznych skurczów mięśni podskórnych (dreszcze), których aktywność elektryczna zakłóca elektrokardiogram. Wyższe wartości temperatury powodują zwiększenie aktywności wydzielniczej gruczołów skóry (pocenie) i mogą być powodem zakłóceń typu wahania linii izoelektrycznej.



Rys. 6.5. Przykładowy wydruk 12-odprowadzeniowego badania EKG

Celem diagnostycznym standardowego 12-odprowadzeniowego badania EKG jest potwierdzenie ogólnej poprawności pracy serca u osób bez wcześniejszych rozpoznań kardiologicznych, jest to więc typowe badanie przesiewowe. Badanie to dostarcza jednak wielu dodatkowych informacji diagnostycznych, które mogą być podstawą podejrzeń patologii – ich weryfikacja będzie w tych przypadkach przedmiotem kolejnych testów kardioelektrycznych. Standardowy 12-odprowadzeniowy zapis EKG (niekiedy z niepełnym zestawem odprowadzeń) jest także najczęściej stosowanym instrumentem diagnostycznym w przypadkach nagłych dysfunkcji układu krążenia, kiedy istotne jest postawienie poprawnej diagnozy w jak najkrótszym czasie (np. stwierdzenie i lokalizacja zawału serca).

Zestaw informacji diagnostycznych możliwych do uzyskania w wyniku standardowego 12-odprowadzeniowego badania EKG obejmuje:

- wartość rytmu serca uśredniona w ocenianym odcinku;
- ilość typów morfologicznych, czyli ilość aktywnych ośrodków bodźcotwórczych i ich udział w ogólnej liczbie uderzeń;
- stwierdzenie faktu występowania załamków oraz określenie ich długości, a także pozostałych parametrów czasowych: odstępów i odcinków;
- określenie parametrów (poziom i nachylenie) odcinka ST w każdym z odprowadzeń;
- określenie rozbieżności długości odcinka QT w każdym z odprowadzeń (ang. *QT-dispersion*);
- określenie osi serca poprzez porównanie amplitud w odpowiednich odprowadzeniach w momencie, w którym stwierdzono maksymalną wartość modułu tych odprowadzeń.

W czasie tak krótkotrwałej rejestracji warunki pomiaru można uznać za stałe. Na dodatek istnieje możliwość powtórzenia zapisu w razie takiej potrzeby.

6.2. Automatyczna analiza sygnału EKG

Cały rejestrowany sygnał gromadzony jest w pamięci urządzenia rejestrującego wyposażonego w mikroprocesor, niekiedy na bieżąco wykonywany jest wydruk sygnału surowego i udostępnianie go w postaci cyfrowej urządzeniom zewnętrznym (monitor, modem, komputer zarządzający bazą danych itp.).

Przetwarzanie zapamiętanego sygnału rozpoczyna się po zakończeniu rejestracji i przebiega w pełni automatycznie, bez konieczności interakcji z operatorem. Ewentualne niepowodzenia analizy powodują ponowne jej podjęcie przy założeniu innych parametrów początkowych lub też, w przypadku złej jakości sygnału, wymagane jest powtórzenie zapisu. Po zakończeniu automatycznej analizy rezultaty w postaci graficznej oraz tekstowej są drukowane na drukarce rejestratora oraz udostępniane urządzeniom zewnętrznym.

Automatyczna analiza 12-odprowadzeniowego zapisu EKG przebiega zwykle w następujących etapach:

- określenie jakości sygnału i, ewentualnie, wykonanie filtracji;
- detekcja impulsów skurczu komór (zespołów QRS);
- określenie poziomu linii izoelektrycznej i stosunku sygnału do szumu;
- określenie przybliżonych rozmiarów zespołów QRS i położenia punktu synchronizacji;
- obliczenie częstości rytmu;
- klasyfikacja zespołów QRS i wskazanie reprezentantów klas;
- określenie morfologii reprezentantów klas;
- określenie położenia początkowych i końcowych punktów załamków P, QRS i T;
- obliczenie parametrów odcinka ST;
- obliczenie dyspersji końca załamka T poszczególnych odprowadzeniach;
- stwierdzenie występowania późnych potencjałów komorowych;
- obliczenie osi serca.

6.2.1. Określenie jakości sygnału EKG

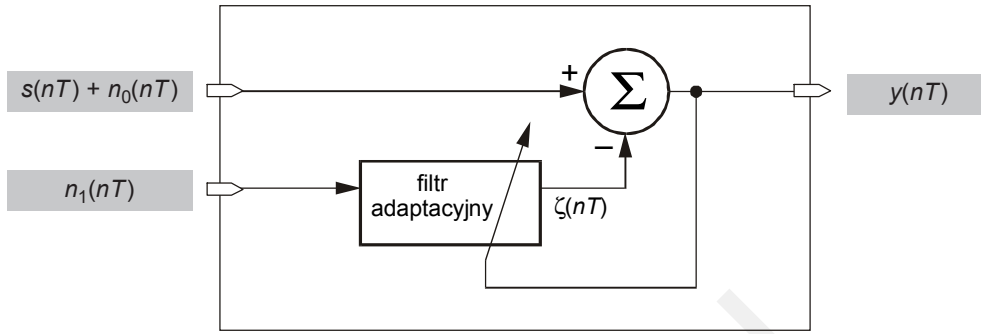
Określenie jakości sygnału EKG jest najczęściej realizowane z użyciem najprostszych metod:

- porównanie maksimum z dwóch początkowych sekund sygnału (zakłada się wystąpienie co najmniej jednego zespołu QRS) z najmniejszym z maksimów z kolejnych 250 ms na odcinku początkowych 2 sekund sygnału (zakłada się wystąpienie co najmniej jednego odcinka nie zawierającego zespołu QRS);
- testowaniu całego sygnału na przekroczenie przez stosunek energii w paśmie powyżej 35 Hz (lub około 50 Hz) do całkowitej energii sygnału ustalonej wartości progowej.

W przypadkach wskazujących na niekorzystny odstęp sygnału od szumu możliwe jest automatyczne podjęcie następujących działań:

- w przypadku znacznego zaszumienia sygnału, do detekcji automatycznie wybierany jest sąsiedni kanał o lepszych parametrach, możliwa jest także płynna modyfikacja udziału poszczególnych kanałów w detekcji w zależności od ich lokalnych własności;
- w przypadku obecności zakłóceń w paśmie sieciowym (około 50 Hz) lub zakłóceń mięśniowych (powyżej 35 Hz) sygnał jest automatycznie filtrowany właściwym filtrem cyfrowym.

Przykładem automatycznej filtracji adaptacyjnej zakłóceń pochodzenia sieciowego może być schemat na rysunku 6.6.



Rys. 6.6. Adaptacyjna filtracja zakłóceń sieciowych

Do wejścia filtru jest doprowadzony sygnał zawierający nieskorelowane zakłócenia sieciowe. Dzięki brakowi korelacji źródło to może być rozpatrywane jako suma dwóch źródeł: $s(nT) + n_0(nT)$. Do dodatkowego wejścia filtru doprowadzony jest sygnał o częstotliwości sieciowej $n_1(nT)$, który następnie jest filtrowany filtrem adaptacyjnym w celu otrzymania możliwie najbliższej estymaty $\zeta(nT)$ szumu $n_0(nT)$. Ta estymata jest następnie odejmowana od sygnału wejściowego, w wyniku czego uzyskiwany jest sygnał wyjściowy $y(nT)$.

Sygnał ten jest także używany do modyfikacji współczynników filtru adaptacyjnego. Są one dobierane tak, aby zapewnić minimum energii sygnału $y(nT)$.

$$y(nT) = s(nT) + n_0(nT) - \zeta(nT).$$

Po podniesieniu stronami do kwadratu otrzymujemy

$$y^2 = s^2 + (n_0 - \zeta)^2 + 2 \cdot s \cdot (n_0 - \zeta).$$

Wartość oczekiwana każdej ze stron równania wynosi

$$E[y^2] = E[s^2] + E[(n_0 - \zeta)^2] + 2 \cdot E[s \cdot (n_0 - \zeta)],$$

czyli

$$E[y^2] = E[s^2] + E[(n_0 - \zeta)^2].$$

Ponieważ składowa sygnału jest niezależna od ustawień filtru, minimalizacja sygnału wyjściowego jest równoznaczna z minimalizacją składowej szumowej

$$\min E[y^2] = E[s^2] + \min E[(n_0 - \zeta)^2].$$

Minimalna wartość energii sygnału wyjściowego jest równoznaczna z minimalizacją błędu średniokwadratowego ($n_0 - \varsigma$), co jest oznaką adaptacji filtra ($n_0 = \varsigma$). Iteracyjne przybliżanie współczynników filtra poprzez minimalizację błędu średniokwadratowego nosi nazwę metody najmniejszych kwadratów LMS (ang. *least mean squared*).

6.2.2. Detekcja zespołów QRS

Detekcja zespołów QRS jest prowadzona w celu wskazania, gdzie w sygnale występują zespoły skurczowe serca.

Detektor powinien spełniać następujące założenia:

- tylko zespoły QRS i wszystkie zespoły QRS są oznaczane,
- każdy zespół QRS jest oznaczany dokładnie raz,
- punkt sygnału (numer próbek) wskazany przez detektor leży w obrębie zespołu QRS,
- punkt detekcji dwóch identycznych zespołów leży w tej samej odległości od początku zespołu.

Detekcja zespołów QRS przebiega zwykle dwuetapowo.

Pierwszym krokiem jest dokonanie przekształceń matematycznych sygnału faworyzujących cechy zespołu QRS, a dyskryminujących cechy innych elementów elektrokardiogramu lub zakłóceń. Przekształcenia mogą być prowadzone dla każdego kanału indywidualnie lub dla grupy kanałów wspólnie. W tym przypadku wpływ poszczególnych kanałów może być regulowany płynnie i zmienny w zależności od lokalnej jakości sygnału. Wynikiem przekształceń jest funkcja detekcyjna (opisująca) o identycznej ilości próbek jak sygnał EKG.

Pożądane jest, aby miała ona:

- jak największe wartości w obrębie zespołów QRS,
- jak najmniejsze wartości poza zespołami QRS,
- dokładnie jedno maksimum na każdy zespół QRS.

Miarą jakości funkcji detekcyjnej jest stromość narastania i opadania jej zboczy na granicach zespołu QRS. Tabela 6.1 przedstawia przykłady najczęściej stosowanych funkcji detekcyjnych

Ostatnim przekształceniem sygnału prowadzącym do otrzymania funkcji detekcyjnej jest przeważnie całkowanie w ruchomym oknie czasowym. Bardzo istotnym zagadnieniem jest właściwy dobór szerokości okna całkowania. Zbyt mała wartość powoduje, że zespoły długie (pochodzenia komorowego) mogą generować dwa maksima – jedno dla narastającego, a drugie dla opadającego zbocza sygnału. Zbyt duża wartość powoduje z kolei, że szybko po sobie następujące zespoły nie zostaną wykryte, funkcja detekcyjna nie osiągnie bowiem wartości niższych od progu detekcji. Ciekawym rozwiązaniem wydaje się zmienna długość okna całkowania, choć – dla zachowania ciągłości funkcji detekcyjnej – zmienny musi być także podzielnik sumy próbek w oknie.

Tabela 6.1

Zestawienie przekształceń stosowanych jako funkcje detekcji zespołów QRS
(opracowanie: Bornia Ayad, INSERM U121 Lyon Francja)

funkcje typu przestrzennej	$F1(i) = \sqrt{\sum_{k=1}^3 X_k^2(i)}$	$X_k = \frac{\sum_{j=-J}^J j \cdot S_k(i + j\delta)}{2\delta \cdot \sum_{j=-J}^J j^2}$	$j = 2; \quad j = 2;$ $\delta = 1; \quad \delta = 2$
	$F2(i) = \sum_{k=1}^3 X_k^2(i)$		$j = 2;$ $\delta = 2$
	$F3(i) = \sum_{k=1}^3 \left X_k(i) \right $		
	$F4(i) = \sqrt{\sum_{k=1}^3 X_k^2(i)}$	$X_k = \frac{S_k(i + j) - S_k(i - j)}{4 \cdot j}$	$j = 1;$ $j = 2$
funkcja powierzchni przestrzennej	$F5(i) = \frac{1}{2} \left \overrightarrow{OM(i)} \times \overrightarrow{OM(i+1)} \right $		
funkcja amplitudy przestrzennej	$F6(i) = \left \overrightarrow{OM(i)} \right $		
funkcja iloczynu amplitudy i prędkości przestrzennej	$F7(i) = F4(i) \cdot F6(i)$		
funkcja projekcji	$F8(i) = \begin{cases} \sqrt{P(i)} & \text{dla } P(i) \geq 0 \\ -\sqrt{-P(i)} & \text{dla } P(i) < 0 \end{cases}$	$P(i) = \overrightarrow{M_i M_{i+\alpha}} \otimes \overrightarrow{M_i M_{i+\beta}}$ $\alpha = 1; \quad \beta = 2$	
funkcja iloczynu wektorowego dwóch kolejnych wektorów	$F9(i) = \overrightarrow{M_i M_{i+1}} \times \overrightarrow{M_i M_{i+2}}$		
funkcja AEP	$F10(i) = \left \overrightarrow{OM^*(i)} \times \overrightarrow{OM^*(i+1)} \right $	$OM(i) \xrightarrow{\text{filtr autoregresyjny}} OM^*(i)$	
funkcja LVAEP	$F11(i) = \sqrt{\frac{1}{31} \left[\sum_{j=-15}^{15} (F10(i + j))^2 - \frac{1}{31} \sum_{j=-15}^{15} (F10(i + j))^2 \right]}$		
funkcje kątowe	$F12(i) = \arctg(\frac{Y(i)}{X(i)})$		
	$F13(i) = \arctg(\frac{Y(i)}{Z(i)})$		
funkcja przestrzennej zmienności kątowej	$F14(i) = \Theta \quad \Theta = \angle(\overrightarrow{M_{i-1} M_i}, \overrightarrow{M_i M_{i+1}})$		

Interesującym zagadnieniem jest kompresja dynamiki funkcji detekcyjnej. Bardzo istotne jest niedopuszczenie do przekroczenia zakresu typu (przesterowania) – unie-możliwiłoby to bowiem identyfikację położenia maksimum. Jeden z najprostszych al-gorytmów przedstawia wydruk na rysunku 6.7.

```
static long sum = 0;    // suma całkowania w ruchomym oknie

short p0=0; /* tymczasowa wartosc funkcji detekcyjnej */
short p00=0;
short ALim=0x4000;    // zmienne kompresji dynamiki
short AStep=13;       // ilosc krokow kompresji amplitudy

long sump=0; // zmienna rozruchowa progu detekcji

// kompresja dynamiki
while(p00 > ALim)
{
    p00=ALim+((p00-ALim)>>1);
    ALim|=(1<<(--AStep));
}
p0=(short)p00;
```

Rys. 6.7. Wydruk procedury kompresji dynamiki funkcji detekcyjnej

Drugim krokiem jest progowanie (ang. *thresholding*) funkcji detekcyjnej w celu zna-lezienia punktów, które zostaną przekazane jako leżące w obrębie zespołu QRS punkty detekcji. Wartość progu detekcji jest ustawiana adaptacyjnie. W detektorach pracują-cych *off-line* z bardzo krótkimi sygnałami (np. dla potrzeb 10-sekundowych zapisów 12-odprowadzeniowych), ustawienie progu detekcji może następować jednorazowo.

Zwykle jednak, po przyjęciu ustawień wstępnych, korekta wartości progu przebie-ga na bieżąco w uzależnieniu od funkcji detekcyjnej:

- w punktach wykrycia maksimumów lokalnych funkcji detekcyjnej,
- w punktach kontrolnych po przekroczeniu założonego czasu oczekiwania,
- z upływem czasu wraz z oddalaniem się od ostatnio wykrytego maksimum.

Regułą w progowaniu funkcji detekcyjnej jest poszukiwanie jej lokalnych maxi-mów. Zwykle do tego celu wykorzystuje się fakt zmiany znaku pochodnej.

W punktach, w których funkcja detekcyjna osiąga wartość maksymalną następuje stwierdzenie, czy próg został przekroczony:

- jeżeli tak, to punkt jest kandydatem na punkt detekcji,
- jeżeli nie, to rozpatrywane maksimum jest uważane za maksimum szumu i ewentualnie wpływa na modyfikację wartości progowej.

Jeżeli bieżące maksimum jest kandydatem na punkt detekcji, to sprawdzane jest:

- czy nie wystąpiło zbyt blisko poprzedniego maksimum:
 - jeżeli tak, to:
 - jeżeli wartość bieżącego maksimum jest znacznie większa od wartości poprzedniego maksimum, to poprzednie maksimum jest uznawane za reprezentację załamka P i usuwane, a bieżące pozostaje kandydatem na punkt detekcji; jeżeli wartość bieżącego maksimum jest mniejsza (lub równa) od wartości poprzedniego maksimum to jest ono uznawane za reprezentację załamka T i odrzucane (to postępowanie nazywane jest *eyeclosing*);
 - jeżeli nie, to w dalszym ciągu uznawane jest za kandydata na punkt detekcji;
- czy w poprzedzającym okresie funkcja detekcyjna przyjęła co najmniej liczbę wartości progowych uznanych za minimalną:
 - jeżeli nie, to bieżące maksimum (kandydat na punkt detekcji) jest uznawane za reprezentację załamka T i odrzucane;
 - jeżeli tak, to kandydat na punkt detekcji jest uznawany za punkt detekcji i wpływa na modyfikację wartości progowej.

Modyfikacja wartości progowej może następować:

- z uwzględnieniem tylko wartości maksymalnych uznanych za punkty detekcji,
- z uwzględnieniem wartości maksymalnych uznanych za punkty detekcji i wartości maksymalnych uznanych za poziom szumu.

Oba wymienione algorytmy przedstawia wydruk na rysunku 6.8.

```
% modyfikacja progu w/g Frankiewicza
m2=0.75*m+0.15*max(x3(k:k+6)); % propozycja zmodyfikowanego progu
if ((m2 > 0.3*m1) & (m2 < 3*m1)) %sprawdzenie granic zmienności progu
    m=m2; % modyfikacja progu detekcji
end;
k=k+a;
k=k+26; % 'eye closing' na 200 ms.
m3=[m3 m];
% koniec modyfikacji progu

% modyfikacja progu wg Tompkinsa (przypadek +)
ma=0.125*max(x3(k:k+6))+0.875*ma; % modyfikacja progu sygnału
k=k+a;
k=k+26; % 'eye closing' na 200 ms
m=mi+t*(ma-mi);
m3=[m3 m];
else % (przypadek -)
    mi=0.125*max(x3(k:k+6))+0.875*mi; % modyfikacja progu szumu
    m=mi+t*(ma-mi);
% koniec modyfikacji progu
```

Rys. 6.8. Wydruki metod progowania funkcji detekcyjnej

Należy zwrócić uwagę, że maksima lokalne odrzucone z powodu położenia zbyt blisko innych maksimów nie wpływają na modyfikację progu detekcji. Dodatkowo, przeprowadzenie badań stabilności położenia punktu detekcji w obrębie zespołu QRS w zależności od „historii” sygnału dowiodło, że bardziej stabilnym punktem detekcji jest punkt przecięcia progu detekcji i dlatego, po zaakceptowaniu maksimum funkcji detekcyjnej jako reprezentanta zespołu QRS, jako punkt detekcji przyjmuje się punkt przecięcia progu leżący bezpośrednio przed nim.

Oprócz zabezpieczeń przed detekcjami fałszywie pozytywnymi (wykrywanie zespołów QRS przy każdej nadarżającej się okazji), algorytm progowania zawiera zabezpieczenie przed pominięciem zespołu QRS. Niebezpieczeństwo takie pojawia się zwłaszcza w przypadku wystąpienia zespołu o odmiennej morfologii, reprezentowanego przez funkcję detekcyjną o znacznie mniejszej amplitudzie niż zespoły sąsiednie.

Procedura korygująca nosi nazwę przeszukiwania wstecznego (ang. *search back*). W przypadku nie znalezienia zespołu QRS w czasie przekraczającym maksymalny czas pauzy, uruchamiana jest ponowna analiza odcinka sygnału przy połowie wartości progowej.

Czas, po którym zostanie uruchomiona procedura przeszukiwania wstecznego, jest zwykle przyjmowany jako 2,5-krotność dotychczas występującego interwału RR. Dzięki temu przeszukiwanie wsteczne nie jest uruchamiane podczas bloków AV I stopnia, polegających na przewodzeniu do komór co drugiego pobudzenia przedsionkowego. Pod uwagę brane są zwykle dwa zarejestrowane interwały RR, ostatni i przedostatni, co eliminuje włączanie przeszukiwania wstecznego, gdy ostatnio wykryty zespół jest przedwczesny i następuje po nim przerwa wyrównawcza albo gdy omyłkowo został wykryty koniec załamka T.

6.2.3. Określanie poziomu linii izoelektrycznej i stosunku sygnału do szumu

Obie wymienione procedury przetwarzają odcinek linii izoelektrycznej P–Q, reprezentujący w elektrokardiogramie przewodzenie pobudzenia przez węzeł AV.

Ponieważ załamki P i Q nie są jeszcze dokładnie wyznaczone, na odcinku 250 ms chronologicznie poprzedzającym punkt detekcji poszukiwany jest ciąg próbek spełniający założenia izolacji:

- długość ponad 60 ms,
- mała wartość prędkości średniej,
- gwałtowny spadek prędkości w kierunku przeciwnym do osi czasu w stosunku do prędkości rejestrowanej w okolicach punktu detekcji.

Przykładem może być bardzo efektywny algorytm wyznaczania izolinii przebiegający trójetapowo.

- 1) W otoczeniu punktu detekcji poszukiwane są próbki na odcinku 30 ms takie, aby wartość prędkości miała ten sam znak, wartości prędkości w wybranych punktach podlegają uśrednieniu.
- 2) Na odcinku 250 ms przed punktem detekcji poszukuje się zadanej ilości próbek (początkowo ilość ta odpowiada 60 ms), z których każdy charakteryzowany jest przez wartość bezwzględną prędkości poniżej $1/4$ średniej otrzymanej w obrębie zespołu QRS. Jeżeli wymagana ilość próbek nie jest znaleziona, to po dekrementacji wymaganej ilości próbek procedura jest wznawiana.
- 3) Po znalezieniu wymaganego odcinka, próbki są uśredniane wagowo, przy czym waga jest odwrotnie proporcjonalna do wartości bezwzględnej lokalnej prędkości. W konsekwencji największy wkład do poziomu izolinii mają próbki charakteryzowane przez najniższe wartości prędkości. Uśredniona wagowo wartość jest uznawana za poziom linii izoelektrycznej.

Stosunek sygnału użytecznego do szumu jest zwykle przyjmowany jako stosunek wartości bezwzględnej amplitudy zespołu QRS do średniej wartości bezwzględnej punktów na izolinii (po odjęciu poziomu izolinii). Taka definicja wynika z faktu, że linia izoelektryczna jest uważana za odcinek odniesienia, na którym nie obserwuje się aktywności elektrycznej serca.

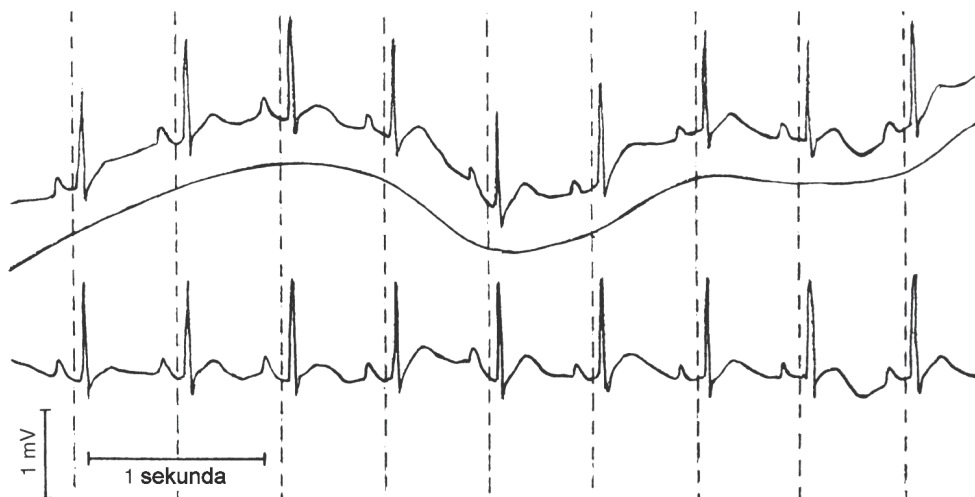
Bieżące określanie stosunku sygnału do szumu (lokalnej jakości sygnału) może być użyteczne do:

- modyfikacji udziału poszczególnych kanałów w tworzeniu funkcji detekcyjnej (poszukiwanie kanału o większym odstępie sygnału od szumu),
- podjęcia decyzji o wykluczeniu zespołu QRS z procesu klasyfikacji.

Niektóre bardziej rozbudowane systemy wykorzystują skomplikowany aparat matematyczny w celu płynnej estymacji linii izoelektrycznej.

Są to:

- cyfrowe filtry górnoprzepustowe o stałej charakterystyce fazowej,
- przybliżenie izolinii funkcją sklejaną trzeciego stopnia (ang. *cubic spline*) – metoda przedstawiona na rysunku 6.9.



Rys. 6.9. Przybliżenie izolinii funkcją sklejaną trzeciego stopnia

6.2.4. Klasyfikacja zespołów QRS

Klasyfikacja zespołów QRS ma na celu wyodrębnienie grup (rodzajów kształtów) zespołów podobnych (w zadanym zakresie tolerancji). Odmienny kształt zespołu jest konsekwencją odmiennie przebiegającego pobudzenia, a więc takiego, którego źródło jest położone poza podstawowym generatorem rytmu. Ilość istotnie odmiennych grup pobudeń i procentowy ich udział w zapisie jest dla lekarza reprezentacją ilości aktywnych ośrodków bodźcotwórczych. Ostatnim etapem klasyfikacji jest wskazanie reprezentanta – rzeczywistego zespołu najlepiej reprezentującego grupę (klasę).

Podstawą klasyfikacji może być:

- sygnał w obrębie zespołu QRS (surowy lub przetworzony),
- wektor cech reprezentujących zespół QRS.

W przypadku klasyfikacji fragmentów sygnału, przetworzenie może polegać na filtracji dolnoprzepustowej lub podpróbkowaniu. Klasyfikacja polega na stwierdzeniu przynależności klasyfikowanego zespołu do jednej z istniejących klas albo tworzeniu nowych klas, jeżeli żadnej przynależności nie stwierdzono. Stwierdzenie przynależności odbywa się przez porównanie sygnału z wzorcem (jądrem) klasy przy założeniu pewnej tolerancji niepodobieństwa.

Porównanie może następować jednokrotnie, bardziej rozbudowane systemy używają jednak algorytmu porównania z resynchronizacją. Polega on na wybraniu takiego wzajemnego przesunięcia sygnału i wzorca (w ustalonym wcześniej zakresie), które gwarantuje najlepsze dopasowanie. Uzyskuje się w ten sposób kompensację przesunięcia czasowego punktu synchronizacji. Jeżeli porównanie następuje dla kilku kanałów zarejestrowanych współbieżnie, to wzajemne przesuwanie sygnału i wzorca dotyczy wszystkich tych kanałów jednocześnie.

Ponadto często stosowanym zabiegiem jest modulacja tolerancji niepodobieństwa odległością od centrum wzorca (im dalej od centrum tym większa tolerancja), oraz prędkością (im większa prędkość tym większa tolerancja). Modulacja odległością od centrum umożliwia uwypuklenie znaczenia cech skupionych wewnątrz klasyfikowanego odcinka, kosztem zawartości jego marginesów. Modulacja prędkością pozwala uniknąć tworzenia nowych klas wyłącznie na podstawie braku synchronizacji pomiędzy pracą serca a taktowaniem przetwornika *a/c*.

W przypadku klasyfikacji wektora cech, przedmiotem klasyfikacji jest opisujący każdy zespół QRS wektor współczynników kształtu. Ponieważ każdy ze współczynników reprezentuje inną wielkość, wartość tolerancji jest dobierana indywidualnie dla każdego pola, nie ma też możliwości resynchronizacji. Współczynniki kształtu są rezultatami wstępnego przetwarzania sygnału w określonym zakresie. Ponieważ poprawna dyskryminacja kilku typów morfologicznych wymaga wspólnego uwzględniania kilku współczynników (aspektów własności sygnału), wektor cech zazwyczaj zawiera więcej niż jeden element.

Współczynnikami kształtu mogą być:

- stosunek pola powierzchni figury zespołu QRS do obwodu (tzw. współczynnik Malinowskiej),
- stosunek dodatniej części amplitudy do ujemnej,
- procentowy udział próbek, w których prędkość przekracza 1/3 prędkości maksymalnej itd.

Współczynniki kształtu dobierane są heurystycznie (doświadczalnie) poprzez maksymalizację istotności różnic wartości dla zespołów komorowych (*Ventricular*, V) i wartości dla zespołów nadkomorowych (*Supraventricular*, SV).

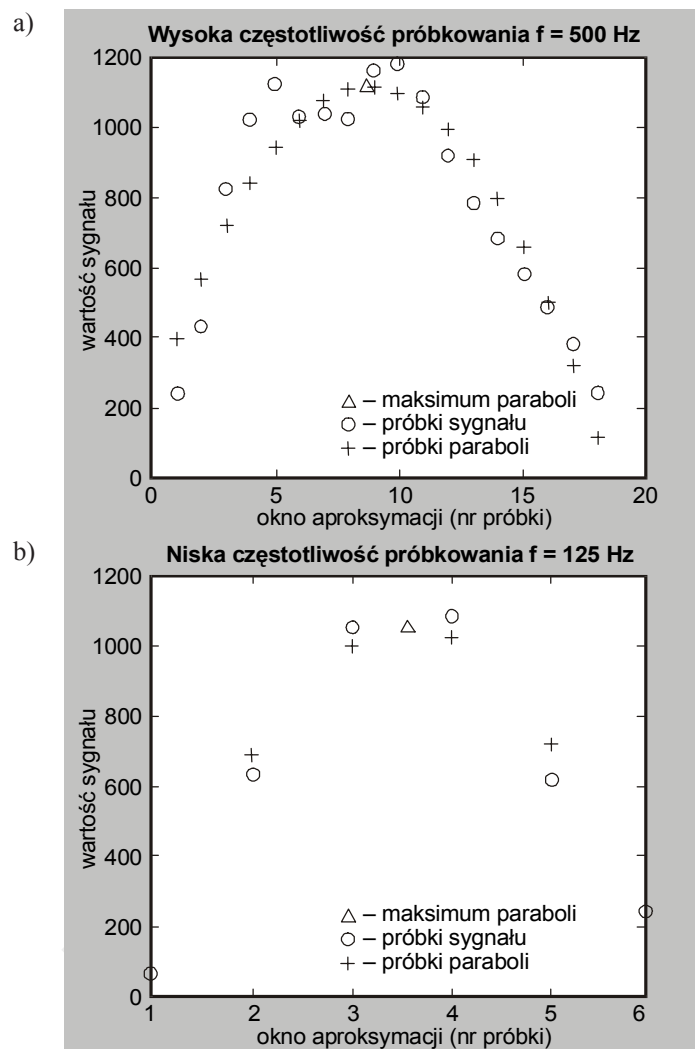
Wstępny ich dobór ułatwia uwzględnienie następujących postulatów:

- współczynniki powinny być nieczułe na niedokładności położenia punktu detekcji i nieprecyzyjne określenie granic przetwarzania,
- współczynniki powinny maksymalnie różnicować swe wartości dla zespołów komorowych i nadkomorowych,
- współczynniki tworzące wektor cech powinny być wzajemnie niezależne,
- obliczanie współczynników powinno odbywać się minimalnym nakładem mocy obliczeniowej.

Główną korzyścią klasyfikacji wektorów cech jest zmniejszenie nakładów obliczeniowych w stosunku do przypadku klasyfikacji sygnałów. Należy wprowadzić na wstępie obliczyć wektor cech każdego klasyfikowanego zespołu QRS, ale czas przeznaczony na jednorazowe wykonanie tej operacji jest szybko nadrobiony przez mniejszą liczbę porównań. Korzyść ta jest osiągana kosztem mniejszej kontroli procesu klasyfikacji. Główny parametr – tolerancja wyrażona w procentach – ma bowiem jasną interpretację w odniesieniu do amplitudy sygnału i poprawność klasyfikacji może być kontrolowana wzrokowo. Nie można tego powiedzieć o tolerancji współczynników kształtu.

Programista powinien zwrócić uwagę na cztery niżej wymienione problemy klasyfikacji.

- 1) Dwa identyczne zespoły mogą być reprezentowane przez dwa zdecydowanie różniące się między sobą ciągi próbek. Wynika to z braku synchronizacji próbkowania z akcją serca. Najbardziej zaawansowane systemy realizują podwyższenie precyzji określenia szczytu załamka R przez aproksymację parabolą (rys. 6.10). Położenie maksimum paraboli zastępuje położenie próbki sygnału o maksymalnej wartości. W ten sposób, przy częstotliwości próbkowania sygnału rzędu 128 Hz można uzyskać dokładność lokalizacji szczytu R poniżej 2 ms. Następnie cały odcinek sygnału, będący reprezentacją zespołu QRS, jest przepróbkowany z wykorzystaniem (najczęściej liniowej) aproksymacji sygnału, skutkiem czego synchronizacja próbkowania z akcją serca zostaje przywrócona. Technicznie jest to reprezentowane przez fakt, że maksimum załamka R występuje zawsze w stałym miejscu reprezentacji zespołu – w momencie pobrania wirtualnej próbki o numerze N. Ewentualne różnice wynikłe ze stosowania interpolacji liniowej są rekompensowane przez zwiększenie tolerancji proporcjonalnie do wzrostu prędkości sygnału.
- 2) Ponieważ zapewnienie stabilności położenia punktu detekcji w obrębie zespołu QRS nie jest możliwe, dwa identyczne zespoły mogą być reprezentowane przez różne ciągi próbek. W tym przypadku położenia maksimów są oddalone o więcej niż jeden interwał próbkowania. Tworzenia odrębnych klas dla identycznych zespołów można uniknąć poprzez wielokrotne porównywanie sygnału z wzorcem przy uwzględnianiu różnych wartości przesunięć (w założonych granicach). Postępowanie takie jest nazywane resynchronizacją zespołów QRS. W przypadku resynchronizacji kilku kanałów jest ona prowadzona dla wszystkich kanałów wspólnie.
- 3) Klasyfikacja musi być poprzedzona lokalizacją punktu synchronizacji (punktu centrującego, ang. *fiducial point*). Niekoniecznie jest to maksimum załamka R. Mogą nimi być także:
 - przybliżony początek zespołu QRS,
 - punkt o największej prędkości na ramieniu odcinka QR itp.
- 4) Oprócz punktu synchronizacji istotne jest także wyznaczenie zakresu porównań lub określenie zakresu obliczeń współczynnika kształtu. Proste systemy analizujące zakładają stały zakres porównań (np. ± 100 ms od punktu synchronizacji), natomiast bardziej zaawansowane dokonują lokalizacji tzw. przybliżonego początku i przybliżonego końca zespołu QRS. Porównaniu podlega wyłącznie część sygnału pomiędzy tymi punktami. Obliczone lokalizacje nie są jeszcze parametrami diagnostycznymi, ale stanowią punkt wyjścia do prowadzonych w dalszej kolejności pomiarów długości zespołu QRS.



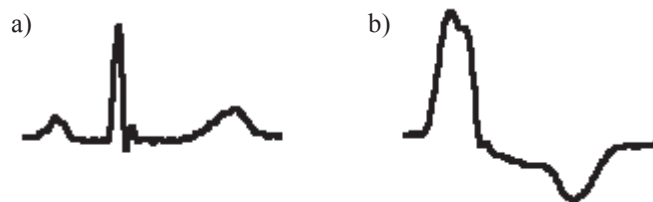
Rys. 6.10. Podwyższenie precyzji lokalizacji załamka R przez aproksymację parabolą: a) dla sygnału o częstotliwości próbkowania 500 Hz; b) dla sygnału o częstotliwości próbkowania 125 Hz

6.2.5. Określenie morfologii reprezentantów klas

Celem analizy morfologii zespołu QRS jest określenie jego pochodzenia. Zespoły fizjologicznie prawidłowe (nadkomorowe SV) pochodzą z podstawowego generatora rytmu (węzła zatokowo-przedsionkowego SA), natomiast występowanie zespołów komorowych (V) pochodzących z zastępczych generatorów rytmu jest objawem patologii węzła SA (w przypadku komorowych rytmów zastępczych), patologii zastępczych generatorów rytmu (w przypadku komorowych rytmów nadmiarowych) lub patologii przewodnictwa (rys. 6.11).

Określenie morfologii ma za zadanie przyporządkowanie reprezentantowi każdej klasy jednej z czterech cech jakościowych:

- 1) zespół nadkomorowy SV (wygenerowany przez węzeł zatokowo-przedsionkowy SA);
- 2) zespół komorowy V (wygenerowany przez ośrodek bodźcotwórczy leżący w obrębie komór);
- 3) zespół inny, którego pochodzenia nie można określić automatycznie przy założonym poziomie ufności;
- 4) artefakt omyłkowo uznany przez detektor za zespół QRS.



Rys. 6.11. Zespoły QRS o morfologii: a) nadkomorowej (SV); b) komorowej (V) w elektrokardiogramie

Morfologia przyporządkowana reprezentantowi klasy dotyczy wszystkich zespołów wchodzących w jej skład.

Naturalne jest istnienie kilku klas o tej samej morfologii, ale:

- największa ilość zespołów QRS przeważnie ma morfologię SV;
- zespoły SV należą do niewielu klas o dużej liczbie elementów – pochodzące z węzła SA pobudzenia są niemal identyczne; najliczniejszą klasę zespołów SV nazywa się klasą dominującą;
- zespoły V mogą tworzyć wiele klas o bardzo różnych kształtach, co jest uzasadnione przez istnienie kilku aktywnych ośrodków pobudzeń zlokalizowanych w obrębie komór.

Określanie morfologii jest jednym z najtrudniejszych zadań w przetwarzaniu elektrokardiogramów, głównie dlatego, że reprezentacja źródła pobudzenia nie może być wyodrębniona z sygnału przy takim poziomie ufności, jaki jest oczekiwany z diagnostycznego punktu widzenia. Tymczasem prawidłowe określenie morfologii, a przynajmniej rozdzielenie pobudzeń pochodzenia nadkomorowego (SV) i komorowego (V), jest czynnikiem decydującym o poprawnym rozpoznaniu ilości, aktywności i położenia jednostek rozrusznikowych, detekcji arytmii, diagnostyki odcinka ST, zmienności rytmu zatokowego i innych.

Jedynie stwierdzenie załamka P w odległości opisanej fizjologią węzła przedsionkowo-komorowego (AV) gwarantuje, że następujący po nim zespół QRS jest nadkomorowy.

Jeżeli jednak odległość jest inna, to brak już takiej gwarancji, gdyż może wystąpić:

- pobudzenie węzłowe AV – wówczas P zachodzi na QRS i rzadko udaje się wyodrębnić automatycznie;
- całkowity lub częściowy blok przedsionkowo-komorowym – pobudzenie wygenerowane w węźle SA obejmuje tylko przedsionki, natomiast komory są pobudzane aktywnością innego ośrodka rozrusznikowego położonego w obrębie komór; cechą charakterystyczną jest wówczas brak synchronizacji pomiędzy załamkiem P a zespołem QRS z pobudzenia na pobudzenie;
- migotanie przedsionków (np. na skutek nawrotnego pobudzania węzła SA, ang. *re-entry*), co objawia się wystąpieniem kilku fal P przed zespołem QRS; w tym przypadku zespół jest również pochodzenia nadkomorowego.

Ponieważ na etapie wyznaczania morfologii istnienie załamka P nie zostało jeszcze stwierdzone (niektóre systemy, np. analizatory holterowskie nie pozwalają w ogóle analizować załamka P) przyjętym powszechnie kryterium podziału jest długość zespołu QRS:

- zespoły o długości mniejszej niż 100 ms są uznawane za nadkomorowe SV,
- zespoły o długości większej niż 130 ms są uznawane za komorowe V.

Dodatkowym kryterium wspomagającym ustalenie morfologii może być maksymalna prędkość sygnału, przy czym dla zespołów SV przyjmuje ona znacznie większe wartości niż dla zespołów V.

Ma to istotne znaczenie, gdy:

- na skutek wystąpienia późnych potencjałów zespół QRS wydaje się dłuższy niż w rzeczywistości,
- na skutek małej częstotliwości próbkowania pomiar długości zespołu QRS jest niedokładny.

6.2.6. Dokładne obliczanie rozmiarów załamków

Dokładne obliczanie rozmiarów załamków prowadzi do wyznaczenia podstawowych ilościowych parametrów diagnostycznych, czyli długości odstępów i odcinków. Analiza jest prowadzona z wykorzystaniem wielu heurystycznie dobieranych współczynników. Ponieważ parametry czasowe mają podstawowe znaczenie dla prawidłowości diagnozowania, jakość i dokładność wyznaczania początków i końców załamków ma decydujące znaczenie dla oceny jakości programu, a algorytmy detekcyjne czołowych światowych producentów należą do najpilniej strzeżonych tajemnic *know-how*.

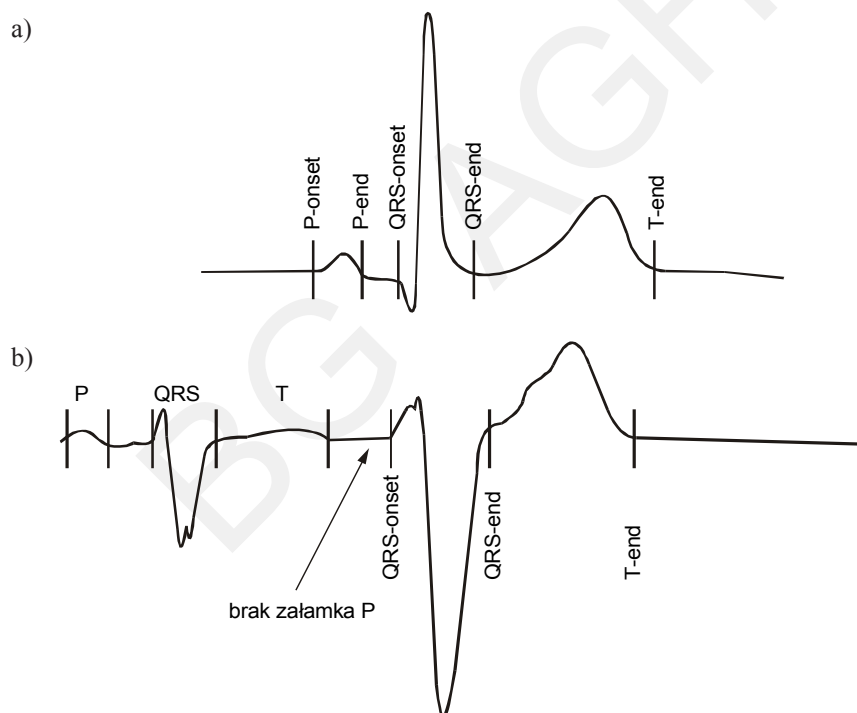
W pojęciu jakości rezultatów mieszczą się następujące czynniki:

- brak wpływu morfologii i kształtu zespołu QRS na dokładność wyznaczania jego rozmiarów;
- minimalny wzrost niedokładności towarzyszący zmniejszaniu się odstepu sygnału od zakłóceń;
- niezależność rezultatów od amplitudy sygnału;

- detekcja przypadków szczególnych: migotanie przedsionków, migotanie komór, załamek P zachodzący na zespół QRS, wystąpienie mikropotencjałów, dwufazowy załamek T, zjawisko R na T itd.;
- ostrzeganie o przekroczeniu założonego poziomu ufności i jakość rezultatu proponowanego jako alternatywny (np. przybliżony początek zespołu QRS w przypadku, kiedy niemożliwe jest znalezienie dokładnego początku zespołu).

Dla oceny wszystkich zależności czasowych w obrębie ewolucji serca (nieistotne czy jest to reprezentant klasy, czy pojedyncza ewolucja) wystarczy lokalizacja pięciu punktów charakterystycznych (w kolejności wyznaczania) (rys. 6.12):

- 1) początek zespołu QRS (oznaczany jako *QRS-onset*),
- 2) koniec zespołu QRS (oznaczany jako *QRS-end*),
- 3) koniec załamka T (oznaczany jako *T-end*),
- 4) początek załamka P (oznaczany jako *P-onset*),
- 5) koniec załamka P (oznaczany jako *P-end*).



Rys. 6.12. Wyznaczanie pięciu punktów charakterystycznych granic załamków: a) na ewolucji serca pochodzenia zatokowego; b) na ewolucji serca pochodzenia komorowego

Zasada wyznaczania każdego z tych punktów jest podobna, dlatego poniżej przytoczony będzie opis przykładowego algorytmu wyznaczania początku zespołu QRS, a następnie podane zostaną uwagi dotyczące odmienności postępowania i problemów przy wyznaczaniu pozostałych punktów.

Algorytm wyznaczania początku zespołu QRS (dla częstotliwości próbkowania sygnału 500 Hz) przebiega w 10 krokach.

- 1) Na odcinku 200 ms przed punktem detekcji poszukuje się zadanej ilości próbek (np. odpowiadających interwałowi 15 ms), z których każda charakteryzowana jest przez wartość bezwzględną prędkości $V_s(j)$ poniżej przyjętego progu (początkowo założona wartość prędkości jest równa 2). Jeżeli wymagana ilość próbek nie jest znaleziona, to po inkrementacji wartości progu prędkości procedura jest wznawiana.
- 2) Po znalezieniu wymaganego odcinka, za punkt wyjściowy QD przyjmuje się najwcześniejszą z należących do niego próbek, doświadczalnie wykazano, że leży ona poza zespołem QRS (na linii izoelektrycznej).
- 3) Punktem j leżącym później od punktu wyjściowego QD przyporządkowuje się wartość przyspieszenia zdefiniowaną jako

$$A(j) = \frac{1}{5} \cdot \left[\sum_{k=j+1}^{j+5} V(k) - \sum_{k=j-5}^{j-1} V(k) \right].$$

- 4) Postępując zgodnie z kierunkiem osi czasu poszukiwany jest pierwszy punkt, którego wartość przyspieszenia przekracza 2. Jest to przybliżony początek zespołu QRS ($Q-SAPR$) i jednocześnie punkt wyjścia do poszukiwań dokładnego początku.
- 5) Obliczany jest dokładny poziom izolacji jako średnia z próbek na odcinku 20 ms poprzedzającym punkt $Q-SAPR$ w każdym z odprowadzeń, a następnie jest on odejmowany od sygnału.
- 6) W otoczeniu ± 50 ms od punktu $Q-SAPR$ obliczana jest funkcja powierzchni jako pierwiastek sumy kwadratów odpowiadających sobie próbek we wszystkich analizowanych odprowadzeniach

$$s(i) = \sqrt{a_I^2 + a_{II}^2 + a_{III}^2 + a_{aVR}^2 + \dots}.$$

- 7) Dla nieco zawężonego interwału czasowego obliczana jest funkcja przyspieszenia powierzchni zdefiniowana jako

$$AS(j) = \frac{1}{3} \cdot \left[\sum_{k=j+1}^{j+3} V(k) - \sum_{k=j-3}^{j-1} V(k) \right].$$

- 8) Dla punktów wcześniejszych niż QD (na izolacji) poszukiwane są wartości największa $AS.max$ i najmniejsza $AS.min$ funkcji $AS(j)$. Wartość $Ne = AS.max - AS.min + 2$ jest przybliżeniem poziomu szumu funkcji AS na izolacji.
- 9) W zakresie od QD do 32 ms po punkcie $Q-SAPR$ poszukiwany jest punkt $Q-SI$, dla którego wartość funkcji AS przekracza wyliczony poziom szumów Ne . Nie znalezienie takiego punktu powoduje przerwanie obliczeń i wysłanie komunikatu: „początek zespołu QRS wyznaczony w sposób przybliżony” – za $QRS-onset$ zostaje uznany wyznaczony w kroku 4 punkt $Q-SAPR$.
- 10) Za punkt początkowy zespołu QRS ($QRS-onset$) uznawana jest próbka bezpośrednio poprzedzająca punkt $Q-SI$, co kończy obliczenia.

Wyznaczanie pozostałych punktów charakterystycznych przebiega w podobny sposób jak wyznaczanie punktu *QRS-onset*. Należy jednak mieć na uwadze dodatkowe, poniżej wymienione okoliczności komplikujące obliczenia.

- Odcinek bezpośrednio za zespołem QRS nie jest linią izoelektryczną, może zawierać mikropotencjały, lub obniżony odcinek ST – wymagane jest dodatkowe określenie poziomu odniesienia uwzględniającego poziom izolinii oraz zmiany prędkości w okolicach końca zespołu QRS.
- Nie ma wątpliwości, że istnieje załamek T (nieuniknionym następstwem depolaryzacji jest repolaryzacja), w przypadku niewystarczającej amplitudy pierwszym krokiem powinno być przeskalowanie wartości sygnału.
- Po odszukaniu maksimum załamka T, a następnie minimum lokalnego położonego za nim należy upewnić się, czy wartość minimum nie odbiega od poziomu izolinii, jeśli tak, to zespół może okazać się dwufazowy, warto wtedy sprawdzić czy w ciągu następnych 100 ms istnieje maksimum lokalne o wartości bliższej pierwszemu z maksimów niż izolinii. Jeżeli tak jest to znaleziono drugie maksimum załamka T i za nim dopiero należy poszukiwać punktu *T-end*, w przeciwnym przypadku jest to załamek P następnej ewolucji i punktu *T-end* należy poszukiwać w okolicach pierwszego znalezione minimum lokalnego.
- Zgrubne określenie punktu *T-end* opiera się na odcinku izolinii leżącym przed zespołem QRS, czyli ok. 400 ms wcześniej, dlatego do dokładnego wyznaczenia punktu *T-end* należy użyć izolinii wyznaczonej w oparciu o próbki późniejsze niż przybliżona wartość *T-end*.
- Załamek P może nie istnieć, ale może też być niewidoczny ze względu na niską jakość sygnału. Pożyteczne jest wykorzystanie więcej niż jednego odprowadzenia do detekcji załamka P. Jeżeli w odcinku sygnału poprzedzającym zespół QRS amplituda przekracza 100 μV , a znalezienie początku załamka P nie jest możliwe, zakłada się brak załamka P. Podobne założenie można przyjąć, jeżeli po czterokrotnym przeskalowaniu wartości sygnału amplituda na tym odcinku nie przekracza 50 μV .
- Detekcja załamka P może wymagać filtracji dolnoprzepustowej sygnału, po czym, w przypadku stwierdzenia wystąpienia załamka i po wyznaczeniu przybliżonych lokalizacji *P-onset* i *P-end*, powraca się do sygnału oryginalnego w celu wyznaczenia wartości dokładnych.

Określenie położenia pięciu punktów charakterystycznych umożliwia wyliczenie wszystkich odstępów i odcinków charakteryzujących ewolucję serca. Stwierdzenie istnienia załamka P i wartość długości odcinka PQ mogą być dodatkowymi czynnikami weryfikującymi morfologię przypisaną uprzednio danej ewolucji.

6.2.7. Diagnostyka odcinka ST

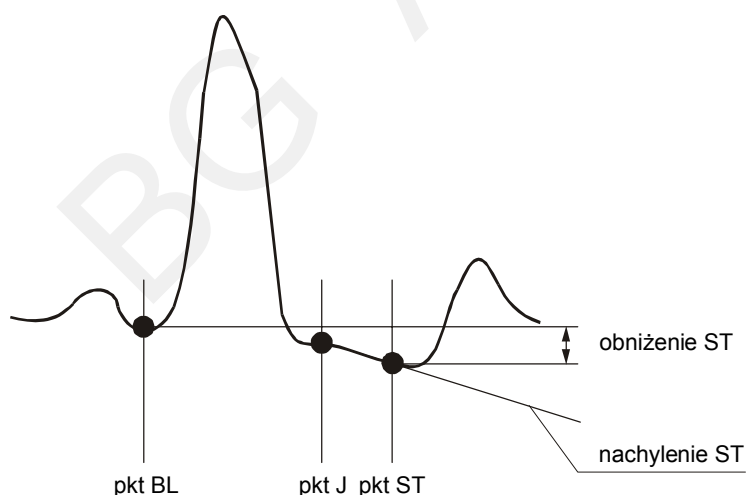
Interpretacja kardiologiczna położenia odcinka ST względem linii izoelektrycznej oraz jego nachylenia jest związana z niedotlenieniem mięśnia serca. Ma ona również znakomite znaczenie diagnostyczne w przypadku miażdżycy oraz choroby wieńcowej,

która jest jedną z najczęstszych przyczyn zgonów w społeczeństwach wysoko rozwiniętych. Również wielkie jest znaczenie prognostyczne tej analizy w kierunku oceny niebezpieczeństwa zawału serca.

Analiza odcinka ST przebiega w następujących etapach:

- określenie początku i końca odcinka pomiarowego (rys. 6.13),
- pomiar poziomu odcinka względem linii izoelektrycznej i jego nachylenia,
- detekcja tzw. epizodów ST.

U podstaw zmian odcinka ST w przypadku niedotlenienia mięśnia serca leżą zmiany przebiegu fazy wstępnej repolaryzacji komórek mięśniowych mięśnia roboczego komór. Niedotlenienie jest związane ze zmianami w równowadze jonowej środowisk rozgraniczanych błoną komórkową, co w konsekwencji powoduje opóźnianie i spowalnianie procesu repolaryzacji manifestujące się uniesieniem lub obniżeniem oraz nachyleniem odcinka ST. Ponieważ repolaryzacja po zespołach skurczowych pochodzenia innego niż zatokowe ze swej natury przebiega odmiennie, do oceny niedotlenienia używane są wyłącznie odcinki ST następujące po zespołach SV. Pewnym mankamentem oceny odcinka ST wprowadzającym niejednoznaczności interpretacyjne jest amplitudowy charakter parametrów ilościowych uniesienia i nachylenia. Tymczasem wiadomo, że amplituda zapisu jest uwarunkowana szeregiem zjawisk pozakardiologicznych, np. jakością kontaktu elektrod ze skórą czy grubością tkanki tłuszczowej w miejscu przyłożenia elektrody.



Rys. 6.13. Pomiary poziomu i nachylenia odcinka ST

Odcinek ST jest oceniany tylko po zespołach QRS o morfologii SV. Początek odcinka pomiarowego powinien przypadać w tzw. punkcie J, czyli po zakończeniu zespołu QRS. Punkt ten nie jest jednak łatwy do lokalizacji, toteż po udowodnieniu stałości

interwału RJ przyjęto wyznaczać punkt początkowy odcinka pomiarowego ST w odległości 45 ms po szczycie załamka R (punkt J). W prostych systemach pomiarowych koniec odcinka pomiarowego jest przyjmowany arbitralnie 60 ms później (punkt ST).

Bardziej zaawansowane systemy diagnostyczne pozwalają na modyfikację położenia punktów wyznaczających początek i koniec odcinka pomiarowego ST w zależności od bieżącej wartości rytmu serca HR (ang. *heart rate*).

Dla szybkich rytmów odcinek ST jest krótszy i położony bliżej zespołu QRS niż dla rytmów wolnych, zgodnie ze wzorem:

$$t_{R-J} = 40 + 0,948 \cdot \sqrt{t_{R-R}} \quad [\text{ms}],$$

$$t_{R-ST} = 40 + 2,21 \cdot \sqrt{t_{R-R}} \quad [\text{ms}].$$

Systemy o niskiej częstotliwości próbkowania (np. rejestrujące zapis całodobowy) wykorzystują niekiedy aproksymację sygnału, bez niej automatyczna modyfikacja położenia punktów pomiarowych byłaby obciążona zbyt dużym błędem kwantyzacji w dziedzinie czasu.

Pomiar poziomu i nachylenia odcinka ST jest zwykle realizowany przez określenie różnic wartości w punktach pomiarowych: BL, J i ST. Wartości diagnostyczne odcinka ST są wynikiem uśredniania wartości chwilowych w zadanym interwale czasu (typowo 30 s). Ilość zespołów w tym interwale może być różna. W przypadku gdy cały odcinek czasu uśredniania jest wypełniony zespołami pozazatokowymi, sygnalizowany jest brak rezultatów diagnostycznych odcinka ST. Niejednoznaczności interpretacyjne wartości nachylenia powodują, że informacja wyjściowa jest ograniczana do podania określenia jednego z trzech możliwych stanów: „opadający”, „poziomy” i „narastający” – oczywiście odcinkiem poziomym jest odcinek, którego nachylenie mieści się w pewnych założonych widełkach tolerancji. Dostosowanie programu do praktyki i przyzwyczajień lekarskich wymaga podania wartości uniesienia i obniżenia ST w milimetrach, a nie w miliwoltach – jest to wartość odniesiona do napięcia cechy kalibracyjnej 1 mV o wysokości 10 mm.

Epizodami ST są zdarzenia polegające na utrzymywaniu się parametrów ilościowych charakteryzujących odcinek ST powyżej wartości progowych przez czas dłuższy od czasu progowego. Wykrywanie epizodów jest związane ze stałym śledzeniem wartości diagnostycznych ST i nie jest zadaniem złożonym obliczeniowo ani trudnym z punktu widzenia informatyka konstruującego system automatyczny. Polskie Towarzystwo Kardiologiczne przyjęło poniższą definicję epizodu ST.

Za epizod ST jest uważany odcinek czasu o długości 60 s odległy od poprzedniego epizodu ST o co najmniej 30 s, na którym wartość uniesienia przekracza 1 mm i odcinek jest narastający, lub wartość uniesienia przekracza 2 mm.

Parametrami epizodów ST są:

- moment wystąpienia,
- czas trwania,
- wartości maksymalne parametrów odcinka ST,
- wartości rytmu serca przed, w trakcie i po zakończeniu epizodu.

Detekcja epizodów ST ma na celu zwrócenie uwagi lekarza na szczególnie niebezpieczne fragmenty zapisu. Jego zadaniem jest ustalenie korelacji czasowej pomiędzy wystąpieniem epizodu a wysiłkiem fizycznym, stresem emocjonalnym, przyjętymi lekami itp.

6.2.8. Obliczenie dyspersji końca załamka T w poszczególnych odprowadzeniach (ang. *QT-dispersion*)

Ponieważ odcinek QT odgrywa decydującą rolę w reprezentacji procesów repolaryzacji, do zestawu podstawowych parametrów diagnostycznych należy określenie jego czasu trwania. W przypadku rejestracji wielokanałowej okazuje się jednak, że czas trwania odcinka QT w poszczególnych odprowadzeniach może znacznie się różnić (do ok. 50 ms), co – według interpretacji kardiologicznej – wskazuje na niejednorodności procesów repolaryzacyjnych w mięśniu serca. Wykazano także, że niejednorodne własności repolaryzacyjne poszczególnych włókien mięśnia roboczego komór stanowią znaczny czynnik zagrożenia wystąpieniem arytmii komorowych ze śmiertelnym w skutkach migotaniem komór włącznie.

Analiza dyspersji końca załamka T w poszczególnych odprowadzeniach może więc być użyta:

- jako narzędzie oceny ryzyka wystąpienia arytmii komorowych oraz nagłej śmierci,
- jako praktyczna metoda kontroli efektywności i bezpieczeństwa leczenia środkami antyarytmicznymi,
- do oceny niebezpieczeństwa pojawienia się arytmii w wyniku stosowania leków, zwłaszcza z grupy oddziałującej na przebieg procesu repolaryzacji.

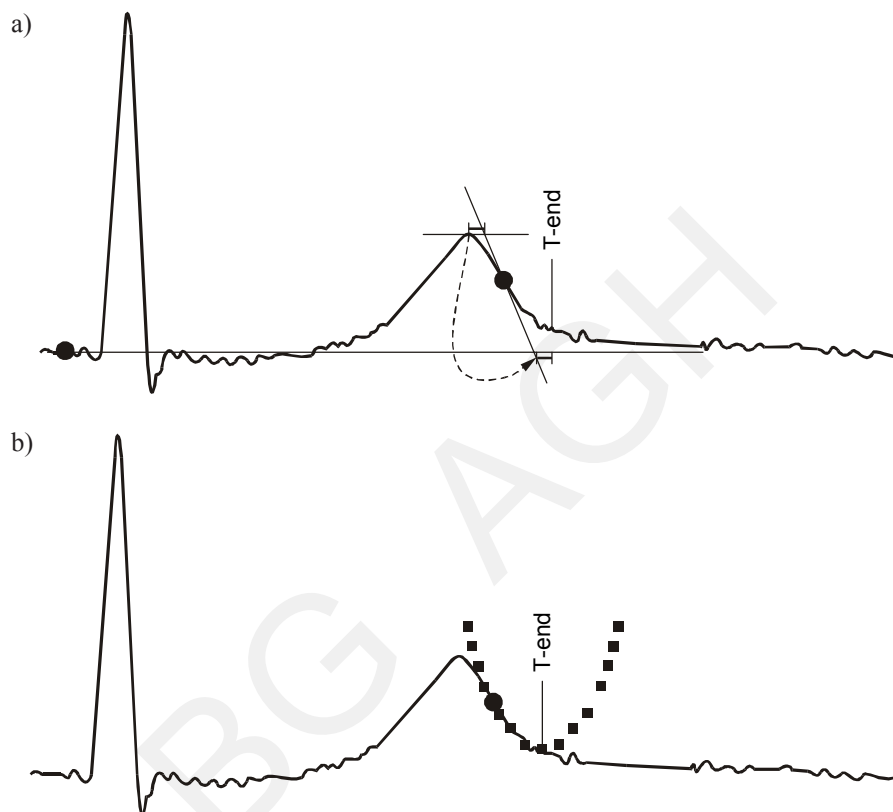
Z punktu widzenia konstruktora systemu analizującego, obliczenie dyspersji QT jest zadaniem wymagającym uwzględnienia następujących uwarunkowań:

- jedynie współbieżnie rejestrowane kanały elektrokardiogramu mogą być przedmiotem analizy dyspersji,
- punktem odniesienia jest początek zespołu QRS wyznaczony wspólnie dla wszystkich analizowanych kanałów,
- koniec załamka T obliczony wspólnie dla wszystkich kanałów może być punktem wyjścia dla obliczania indywidualnego położenia punktu końcowego załamka T w poszczególnych odprowadzeniach,
- w obecności zakłóceń punkt końcowy załamka T może być wyznaczony bardzo niepewnie, w przypadku złej jakości sygnału należy odstąpić od wyznaczania dyspersji QT.

Do wyznaczania końca załamka T w indywidualnym odprowadzeniu powszechnie wykorzystywane są techniki aproksymacyjne:

- wyznaczenie stycznej do zstępującego ramienia załamka T w punkcie o maksymalnej prędkości, wyznaczenie punktów przecięcia przez styczną linii izoelektrycznej i poziomu maksimum T, na koniec odłożenie za punktem przecięcia izolinii przez styczną odcinka od wystąpienia maksimum T do przecięcia stycznej; koniec odcinka na izolinii jest końcem załamka T (rys. 6.14a);

- wyznaczenie punktu o maksymalnej prędkości na zstępującym ramieniu załamka T, wyznaczenie najlepiej dopasowanej paraboli do punktów chronologicznie późniejszych, ale poprzedzających globalnie wyznaczony koniec załamka T, na koniec określenie położenia wierzchołka takiej paraboli, położenie to jest końcem załamka T (rys. 6.14b).



Rys. 6.14. Metody wyznaczania końca załamka T w indywidualnych odprowadzeniach

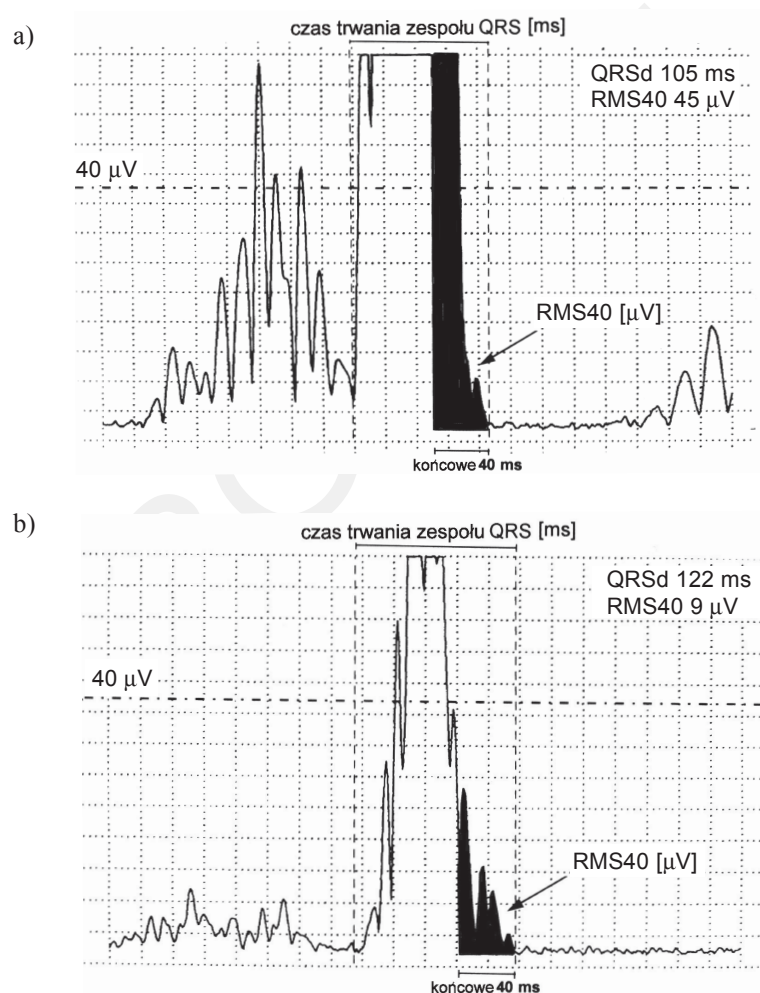
6.2.9. Stwierdzenie wystąpienia późnych potencjałów

Późne potencjały, mikropotencjały komorowe, LP (ang. *late potentials*) są rezultatem niejednorodnego przewodzenia pobudzeń w układzie pęczka Hisa i włókien Purkiniego lub zaburzeń zjawiska przedłużonej refrakcji w nielicznych komórkach mięśnia roboczego komór do tego stopnia, że w ramach jednej ewolucji serca podlegają one wielokrotnej depolaryzacji. Zjawiska te są trudne do zauważenia w związku z ich lokalnym występowaniem oraz z bezpośrednim sąsiedztwem zespołu QRS o znacznie (do 100 razy) większej amplitudzie. Wielkie znaczenie diagnostyczne mikropotencjałów polega na możliwości wczesnego wykrycia zaburzeń przewodnictwa przedsionko-

wo-komorowego oraz wskazania pacjentów o podwyższonym ryzyku tachykardii komorowej. Szczególną rolę odgrywa diagnostyka mikropotencjałów u pacjentów po świeżo przeżytym zawale serca.

Pomimo braku standardowych kryteriów wystąpienia późnych potencjałów, powszechnie przyjętą metodą ich wykrywania jest spełnienie następujących warunków (rys. 6.15):

- czas trwania zespołu QRS (QRSd) filtrowanego górnoprzepustowym filtrem dwukierunkowym 40 Hz musi przekroczyć 114 ms;
- wartość napięcia średniokwadratowego końcowych 40 ms zespołu QRS (RMS40) nie przekracza $20 \mu\text{V}$;
- czas, w którym wartość napięcia średniokwadratowego pozostaje poniżej $40 \mu\text{V}$ przekracza 38 ms.



Rys. 6.15. Zapis EKG: a) prawidłowy; b) patologiczny

Podstawowym problemem technicznym występującym przy analizie mikropotencjałów jest zapewnienie wysokiego stosunku sygnału do szumu, oraz znacznej rozdzielczości i wyższej niż standardowa częstotliwości próbkowania. Dwa ostatnie postulaty są spełniane szczególnie przez elektrokardiografię wysokiej rozdzielczości HR-ECG (ang. *high resolution electrocardiography*), ale również standardowe rejestratory o częstotliwości próbkowania rzędu 400–600 Hz i rozdzielczości 12 bitów dostarczają sygnał o parametrach umożliwiających prowadzenie analizy późnych potencjałów.

Wysoką wartość stosunku sygnału do szumu można zapewnić przez uśrednianie sygnału kolejnych uderzeń (o tej samej morfologii). Ponieważ sygnał użyteczny $x(n)$ i szum $w(n)$ nie są skorelowane, zarejestrowany przebieg $y(n)$ można przedstawić jako sumę

$$y(n) = x(n) + w(n).$$

Jeżeli kolejne uśredniane okna są odpowiednio zsynchronizowane, położenie punktu synchronizacji jest wspólne dla wszystkich sygnałów, więc kolejne sygnały są skorelowane ze sobą. Nie są w żaden sposób skorelowane składowe szumów w kolejnych oknach. Ponieważ uśrednianie dotyczy składowych sygnału i składowych szumu jednocześnie, wartość amplitudy sygnału (dzięki korelacji zapewnianej przez wspólny punkt synchronizacji) zostaje zachowana, natomiast wariancja uśrednionej składowej szumowej zmniejszy się N -krotnie

$$\delta_a = \frac{\delta}{N},$$

obliczając poprawę stosunku sygnału do szumu w jednostkach odchylenia średniokwadratowego otrzymać można

$$\text{SNR} = \text{SNR}_i \cdot \sqrt{N}.$$

Ponieważ uśrednianie dyskryminuje reprezentację szybkozmiennych zjawisk w zakresie późnych potencjałów, ilość kolejnych uśrednionych zespołów rzadko przekracza 100, co jednak jest już wystarczające, aby 10-krotnie poprawić stosunek sygnału do szumu.

Innym problemem jest zapewnienie odpowiedniej stabilności punktu centrującego. Wobec braku synchronizacji akcji serca z taktowaniem przetwornika analogowo-cyfrowego, może zdarzyć się, że nawet identyczne zespoły QRS będą reprezentowane przez zdecydowanie różne ciągi próbek.

Właściwe zsynchronizowanie uśrednianych zespołów można wówczas zapewnić:

- przez aproksymację szczytu fali R parabolą i przyjęcie maksimum paraboli jako punktu synchronizującego,
- przez minimalizację funkcji korelacji wzajemnej zespołu i sumy częściowej poprzedzającą sumowanie.

6.2.10. Określanie osi elektrycznej serca

Określanie osi elektrycznej serca jest metodą określenia położenia serca wewnątrz jamy ciała oraz określenia wzajemnego stosunku mas mięśniowych komory lewej i prawej. Odchylenia osi elektrycznej mogą być również reprezentacją rozległych obszarów ogarniętych martwicą (nie biorących udziału w skurczu), np. blizn pozawałowych.

Przez oś elektryczną serca rozumie się prostą w przestrzeni, na której leży wektor pola elektrycznego wytwarzanego przez depolaryzację komór w chwili osiągnięcia wartości maksymalnej.

Mimo że zmiany położenia mają nieznaczny wpływ na pracę serca, określenie jego położenia może być istotne dla oceny poprawności elektrokardiogramu:

- rozróżnienie elektrokardiogramu prawidłowego od patologicznego;
- wskazanie, czy przyczyną zmian ukształtowania załamków jest odmienne ułożenie serca;
- lokalizacja ośrodków bodźcotwórczych położonych w obrębie komór na podstawie kształtu komorowych zespołów QRS.

W przypadkach fizjologicznych położenie osi serca również może się zmieniać:

- u dzieci, w związku ze stosunkowo dużą masą komory prawej, wektor serca leży bardziej poziomo;
- u kobiet ciężarnych serce leży bardziej poziomo, by w ciągu pierwszych dni po porodzie przyjąć pozycję bardziej pionową (o ok. 30°) i wreszcie powrócić do normalnego ułożenia;
- u osób w podeszłym wieku wektor serca leży bardziej pionowo w związku z osłabieniem przepony i zmianami w obrębie worka osierdziowego.

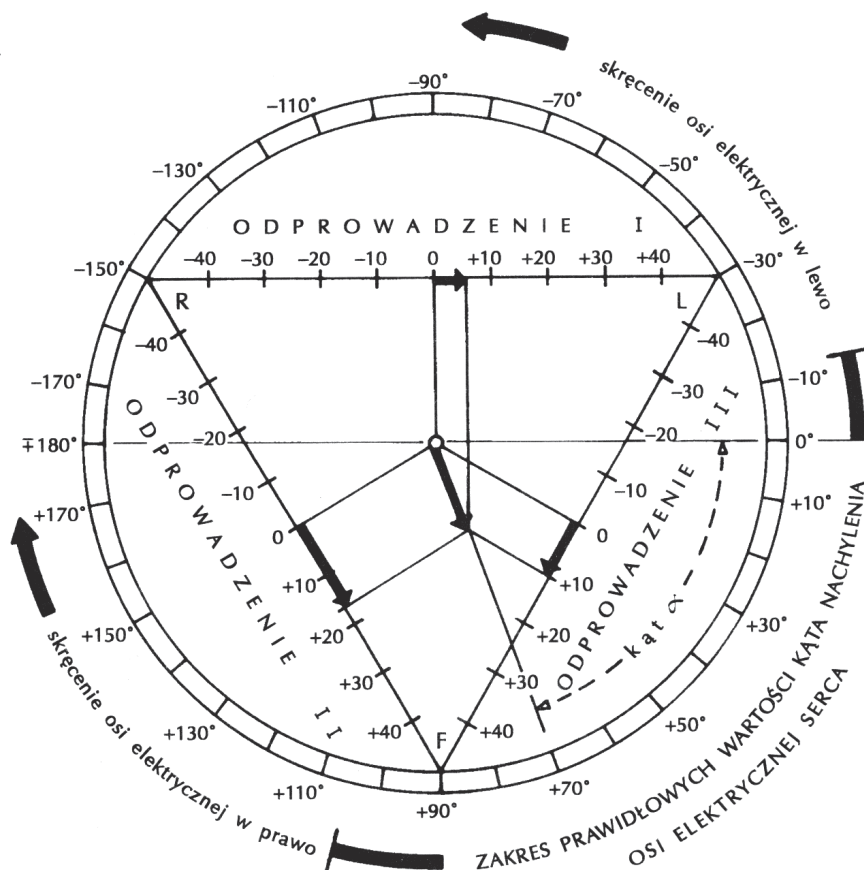
Pomimo że z matematycznego punktu widzenia oś serca powinny charakteryzować dwa parametry: azymut i nachylenie, zwykle tylko jeden z nich jest podawany (rys. 6.16).

W zależności od odprowadzeń, na podstawie których wyznaczono oś serca, przez kierunek osi elektrycznej rozumiany jest jej rzut:

- na płaszczyznę pionową (dla odprowadzeń kończynowych),
- na płaszczyznę poziomą (dla odprowadzeń przedsercowych).

Dokładne określenie osi serca jest łatwiejsze do wykonania w technice wektorkardiograficznej, która dysponuje trójwymiarowym zapisem zjawisk elektrycznych związanych z akcją serca.

Z punktu widzenia algorytmu analizującego elektrokardiogram wyznaczenie osi serca polega na rozwiązaniu równania trygonometrycznego. Jedynym zagadnieniem, mogącym sprawić programiście kłopot jest prawidłowy wybór momentu maksymalnej wartości wektora pola elektrycznego. Powodem jest obecność zakłóceń, które mogą prowadzić do detekcji kilku maksimów lokalnych.



Rys. 6.16. Nomogram do wyznaczania osi serca z użyciem odprowadzeń Einthovena

Standardowe postępowanie algorytmu analizującego jest następujące:

- wybór dwóch odprowadzeń kończynowych o największej amplitudzie (spośród odprowadzeń zarejestrowanych współbieżnie) lub o najkorzystniejszym odstępie od szumów;
- wyliczenie funkcji pierwiastka sumy kwadratów – pseudomodułu – kolejnych próbek tych odprowadzeń (brak prostokątowości odprowadzeń nie jest przeszkodą metodologiczną) w zakresie zespołu QRS;
- dopasowanie najlepszej paraboli (dłuższej niż 60 ms) w otoczeniu wartości maksymalnej funkcji pseudomodułu;
- wyznaczenie położenia maksimum paraboli i odczytanie wartości wybranych odprowadzeń dla tego położenia;
- rozwiązanie równania trygonometrycznego wyznaczającego kąt nachylenia osi elektrycznej serca.

Należy zwrócić szczególną uwagę, że program wyznaczający oś serca zakłada stałe przyporządkowanie odprowadzeń elektrokardiograficznych (I, II, III, ...) i kanałów rejestracji (1, 2, 3, ...).

6.3. Elektrokardiografia próby wysiłkowej

Celem diagnostycznym próby wysiłkowej jest rejestracja zjawisk elektrycznych związanych z pracą serca w czasie obciążenia organizmu pracą fizyczną. Obciążenie zwykle stanowi bieżnia ruchoma, po której chodzi osoba badana zadaną prędkością, lub ergometr rowerowy, na którym pedałuje osoba badana pokonując zadany opór. Bieżnia zapewnia bardziej fizjologiczną i lepiej tolerowaną formę wysiłku niż ergometr rowerowy, kosztem gorszych technicznie elektrokardiogramów i trudniejszego pomiaru ciśnienia krwi. Pracę wykonaną można zmierzyć bardzo dokładnie za pomocą spirometru przez porównanie stężeń i objętości wdychanego tlenu oraz wydychanego dwutlenku węgla, zwykle jednak pomiar wykonywany jest metodą subiektywną przez analizę częstości akcji serca. Zasadą tego pomiaru jest równoczesny wzrost częstości akcji serca z zapotrzebowaniem mięśni szkieletowych na tlen. Dzieje się tak do pewnej granicy, określanej mianem wysiłku maksymalnego, powyżej której częstotliwość akcji serca nie wzrasta, a wysiłek ponadmaksymalny wykonywany jest kosztem procesów beztlenowych. W czasie próby osoba badana wykonuje wysiłek submaksymalny, do 85% tętna maksymalnego dla płci, wieku i masy ciała, lub wysiłek maksymalny ze stałym obciążeniem (np. 50 W – u pacjentów z przebytym zawałem, jednak nie wcześniej niż po tygodniu). Wielkość wysiłku wykonywanego mierzy się w jednostkach MET (ang. *metabolic equivalent*), 1 MET odpowiada spoczynkowemu zużyciu tlenu, które wynosi ok. 3,5 ml/(kg masy ciała)/min. Występowanie groźnych zaburzeń rytmu lub ich nasilanie się podczas wysiłku jest wskaźnikiem organicznej choroby serca. Podobnie, wystąpienie niedokrwiennych zmian odcinka ST sugeruje wczesne stadia choroby wieńcowej, trudne do wykrycia w czasie rutynowej kontroli elektrokardiograficznej w spoczynku. Próba wysiłkowa jest szczególnie zalecana do wykonania u pacjentów, u których stwierdzono zaburzenia rytmu – jest ona źródłem informacji o przyczynie tych zaburzeń.

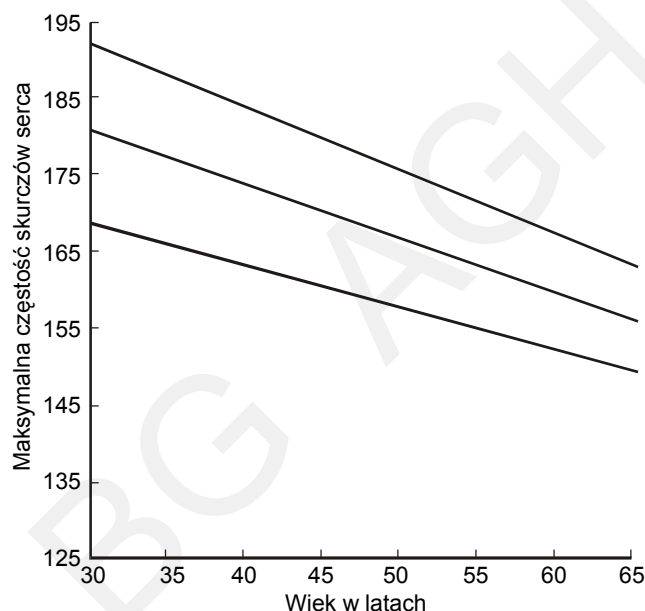
Rejestracja elektrokardiogramu w czasie próby wysiłkowej odbywa się za pomocą typowego rejestratora 3-, 6- lub 12-kanałowego z użyciem elektrod jednorazowych. Komentarza wymaga jednak modyfikacja położenia elektrod kończynowych (wg Masona i Likara). Elektroda *F*, normalnie montowana na lewym podudziu, teraz znajduje się na przedniej linii pachowej w połowie odległości między łukiem żebrowym, a grzebieniem kości biodrowej. Elektroda *N*, normalnie montowana na prawym podudziu, teraz znajduje się pod prawym łukiem żebrowym (por. rys. 6.4 s. 136).

Dawkowanie obciążenia może przebiegać według różnych programów i jest najczęściej dobierane do historii choroby osoby badanej i przyjmowanych przez nią le-

ków. Typowe, w przypadku ergometru rowerowego, obciążenie początkowe wynosi 50 W i jest zwiększane o 25 W co trzy minuty. W przypadku bieżni najczęściej stosowany jest tzw. protokół Bruce'a: początkowa prędkość bieżni wynosi 2,7 km/h, a nachylenie 10%, co odpowiada obciążeniu 5 MET. Wartość prędkości jest zwiększana co 3 minuty o 1,5 km/h, a nachylenia – o 2%.

Zakończenie próby wysiłkowej następuje po osiągnięciu wartości wysiłku submaksymalnego (rys. 6.17), o ile wcześniej nie wystąpiły wskazania do natychmiastowego przerwania próby:

- znamienne uniesienie odcinka ST (powyżej 1 mm),
- wzrost ciśnienia tętniczego powyżej 220 mmHg.



Rys. 6.17. Wykres wartości rytmu serca dla wysiłku maksymalnego oraz submaksymalnego 85% i 70%

Ocena przebiegu próby wysiłkowej prowadzona jest na bieżąco. Jeżeli bieżnia lub cykloergometr sterowane są przez komputer analizujący, możliwa jest automatyczna modyfikacja programu próby wysiłkowej, stosownie do zarejestrowanej wartości rytmu serca. Program próby wysiłkowej może być dobrany do indywidualnych warunków pacjenta, a zarządzanie bazą danych pacjentów może zawierać procedury automatycznego doboru programu w zależności od leków, wieku, płci, ciężaru ciała, historii choroby oraz rezultatów wcześniej przeprowadzonych prób wysiłkowych tego pacjenta.

Wzrokowa ocena elektrokardiogramu próby wysiłkowej wymaga wyświetlenia:

- uśrednionych zespołów QRS-T z każdej fazy próby; są one porównywane z uśrednionymi zespołami fazy spoczynkowej poprzedzającej właściwą próbę wysiłkową;
- rejestrowanego sygnału EKG w czasie rzeczywistym w dowolnej kombinacji odprowadzeń;
- wykresów trendu częstości akcji serca, obniżenia lub uniesienia odcinka ST, wielkości wykonanej pracy, ciśnienia tętniczego krwi oraz iloczynu maksymalnego ciśnienia skurczowego i maksymalnej częstotliwości rytmu serca.

Po zakończeniu próby wysiłkowej dokonuje się jej podsumowania, w celu określenia ostatecznego wyniku próby. Podsumowanie dotyczy głównie zmienności odcinka ST, przy czym za dodatni wynik próby uważa się wystąpienie:

- poziomych lub opadających obniżen odcinka ST przekraczających 1 mm (100 μ V),
- narastających obniżen odcinka ST przekraczających 2 mm,
- uniesień odcinka ST przekraczających 1 mm w odprowadzeniach bez nieprawidłowych zespołów QS.

Dodatni wynik próby wysiłkowej wskazuje na znaczne prawdopodobieństwo choroby wieńcowej i jest wskazaniem do wykonania koronarografii.

Z technicznego punktu widzenia komputerowe wspomaganie próby wysiłkowej jest znacznym rozszerzeniem standardowej rejestracji i obróbki elektrokardiogramów. W zakresie rejestracji istotną odmiennością jest przeniesienie odprowadzeń kończynowych kończyn dolnych nad linię bioder, co jest podyktowane koniecznością topologicznego oddalenia elektrod pomiarowych od źródeł silnie zakłócających sygnałów mięśniowych. Zwraca uwagę fakt, że zarówno bieżnia, jak i cykloergometr wymuszają wykonanie pracy za pomocą kończyn dolnych, podczas gdy cały proces pomiarowy ma miejsce na nieruchomej górnej połowie ciała.

W zakresie realizacji oprogramowania do obróbki sygnałów informatyk napotyka na trzy zasadnicze zagadnienia właściwe dla analizy próby wysiłkowej:

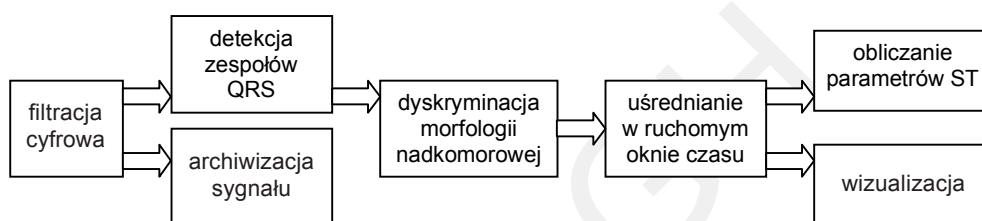
- 1) wysoki poziom zakłóceń wymusza stosowanie bardziej agresywnej filtracji sygnału;
- 2) konieczność wykonania większości etapów analizy w czasie rzeczywistym, co w połączeniu z transmisją, archiwizacją i wyświetlaniem nie jest zadaniem łatwym nawet przy stosunkowo niskiej częstotliwości próbkowania;
- 3) bieżąca kontrola przekroczenia wartości granicznych (tętno, ciśnienie krwi), generowanie alarmów oraz inteligentne sterowanie dalszym przebiegiem próby wysiłkowej.

Szerszego omówienia wymaga zwłaszcza drugi z wymienionych aspektów próby wysiłkowej związany z przetwarzaniem rejestrowanych sygnałów EKG na bieżąco.

Algorytm przetwarzania sygnału zawiera elementy typowe dla analizy zapisu spoczynkowego, niektóre z nich jednak muszą być zrealizowane odmiennie z uwagi na krytyczną rolę szybkości wykonania i jednorazowość dostępu do sygnału.

Podstawowymi składnikami algorytmu przetwarzania sygnału są następujące procedury (rys. 6.18):

- filtry przeciwzakłóceńowe,
- detektor uderzeń serca,
- detektor punktu centrującego i przybliżonych granic zespołu,
- dyskryminator morfologii nadkomorowej,
- procesor odcinka ST.



Rys. 6.18. Schemat blokowy przetwarzania sygnałów w analizie elektrokardiogramu próby wysiłkowej

Odmienność realizacji filtrów cyfrowych w przetwarzaniu elektrokardiogramu próby wysiłkowej polega na zastosowaniu dodatkowego filtra 25 Hz (silniej tłumiącego zakłócenia mięśniowe spowodowane ruchem pacjenta) i filtra izolinii. W przypadku analizy elektrokardiogramu spoczynkowego wystarczyło wyrywkowe określanie poziomu linii izoelektrycznej tuż przed zidentyfikowanym zespołem QRS, tymczasem konieczność ciągłego wyświetlania sygnału powoduje, że poziom linii izoelektrycznej powinien być kompensowany na bieżąco. Zwykle realizuje się to przy pomocy filtra górnoprzepustowego o stałej charakterystyce fazowej. Niewystarczająca liniowość charakterystyki filtra może doprowadzić do zniekształceń niskoczęstotliwościowych w zakresie odcinka ST, co byłoby przyczyną generowania niewłaściwych wyników próby wysiłkowej.

Odmienność realizacji filtrów cyfrowych polega także na ścisłym zachowaniu kolejności próbek sygnału. Ta cecha filtrów cyfrowych jest wymagana w związku z jednorazowym dostępem do zarejestrowanego sygnału. Filtr cyfrowy zwykle zawiera bufor przechowujący wartości poprzednie sygnału surowego (filtry FIR) lub dwa bufony dla sygnału surowego i filtrowanego (filtry IIR). Szczególnie długie bufony zawiera filtr górnoprzepustowy o niskiej częstotliwości odcięcia. Zachowanie filtra w momencie włączenia (użytkownik może to zrobić po stwierdzeniu takiej potrzeby w dowolnym momencie zapisu) silnie zależy od zawartości tych buforów. Jeżeli zawierają one

The diagram illustrates a digital filter structure. The input signal $x[n]$ is split into two paths. One path goes through a series of delay blocks z^{-1} and gain blocks $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ before being summed at a central node Σ . The other path goes through a series of delay blocks z^{-1} and gain blocks $b_1, b_2, \dots, b_n$ before being summed at the same node Σ . The output of the filter is $y[n]$, which is also fed back through a delay block z^{-1} and a gain block a_0 to the input of the first summing junction. A switch labeled "filtr włączony" (filter on) connects the output $y[n]$ to the input of the first summing junction. A switch labeled "filtr wyłączony" (filter off) connects the input $x[n]$ directly to the output $y[n]$.

Detektor systemu wysiłkowego działa zwykle w oparciu o dwa kanały: główny i pomocniczy, które mogą być dowolnie wybierane spośród rejestrowanych kanałów. Udział kanałów w tworzeniu funkcji detekcyjnej jest stały (typowo: główny 60%, pomocniczy 40%). Konieczność skomplikowanego przetwarzania, które dotyczy wszystkich próbek sygnału wymusza przeważnie realizację detektora w formacie stałoprzecinkowym. Jednorazowy dostęp do sygnału ogranicza również użycie przeszukiwania wstecznego (ang. *search back*), będącego typowym elementem detektora w przetwarzaniu spoczynkowego zapisu EKG.

168

nie polega na rozwiązaniu układu równań (równania macierzowego), ale wbrew pozorom, nie jest to zadanie numerycznie skomplikowane. Współczynniki macierzy pseudoodwrotnej można wprowadzić jako stałe, a wtedy poszukiwanie punktu synchronizacji może zostać wykonane kosztem sześciu sumowań, pięciu mnożeń i jednego dzielenia (rys. 6.20).

```
double approx(double FVals[5])
// aproksymacja w pięciu punktach FVals=A*PCoeff
// A=  1      1      1
//     4      2      1
//     9      3      1
//    16      4      1
//    25      5      1
{
    double PCoeff[2]={0};
    double PinvA[2][5]={0.1429, -0.0714, -0.1429, -0.0714, 0.1429},
        // pierwszy wiersz jest symetryczny
        {-1.0571, 0.3286, 0.8571, 0.5286, -0.6571}};
    // trzeci wiersz jest bez znaczenia
    PCoeff[0]=(FVals[0]-FVals[2]+FVals[4])*PinvA[0][0]
        +(FVals[1]+FVals[3])*PinvA[0][1]; // dzięki symetrii
    for (i=0; i<5; i++)
        PCoeff[1]+=FVals[i]*PinvA[1][i];
    return -PCoeff[1]/(2*PCoeff[0]);
}
```

Rys. 6.20. Wydruk procedury poszukiwania punktu synchronizacji

Ponieważ systemy wysiłkowe z reguły charakteryzują się wysoką częstotliwością próbkowania (powyżej 300 Hz) wyznaczony punkt centrujący jest dla potrzeb uśredniania zaokrąglany do najbliższej rzeczywistej próbki. Tworzenie przepróbkowanego wzorca sygnału w celu przywrócenia synchronizacji przetwarzania *a/c* z rytmem serca nie jest tak istotne jak w analizie EKG spoczynkowego i zwykle rezygnuje się z tego – oszczędzając przy tym cenny czas. Punkt centrujący jest natomiast wykorzystywany w celu dokładnego określenia położenia punktów pomiarowych odcinka ST.

Określenie przybliżonych lokalizacji początku i końca zespołu QRS jest istotne z punktu widzenia następujących dwóch procedur:

- 1) dyskryminacji morfologii zespołów QRS (do celów statystycznych i obliczeń ST),
- 2) wyznaczenia zakresu uśredniania zespołów QRS.

Na czas potrzebny do określenia przybliżonego początku i przybliżonego końca zespołu QRS sygnał (otoczenie punktu synchronizacji) przechowywany jest w buforze.

Procedura przebiega podobnie jak w analizie EKG spoczynkowego. Jedyne różnice to:

- główny nacisk położony jest na szybkość wykonania, co wyklucza operacje zmiennoprzecinkowe;
- bardziej istotna jest gwarancja powodzenia wyznaczania niż dokładność wyznaczonych punktów.

Dyskryminacja morfologii polega na wyodrębnieniu zespołów nadkomorowych, które będą uśredniane, a następnie staną się przedmiotem analizy odcinka ST. Wszystkie inne zespoły tworzą drugą grupę, na której żadne przetwarzanie nie jest już prowadzone. Dyskryminacja morfologii dotyczy wszystkich znalezionych zespołów QRS (uważny czytelnik spostrzegł z pewnością, że analiza elektrokardiogramu próby wysiłkowej nie zawiera modułu klasyfikacji). Dokonywana jest ona poprzez pomiar długości zespołu oraz określenie dodatkowych cech umożliwiających rozróżnienie zespołów (prędkość, stosunek powierzchni do obwodu itp.).

Procesor odcinka ST jest najważniejszym elementem algorytmu oceny próby wysiłkowej. Ta ostatnia część łańcucha funkcji przetwarzających decyduje o ogólnej jakości programu. Analiza odcinka ST może być zorganizowana identycznie, jak w systemach oceny EKG spoczynkowego. Ponieważ spodziewane są duże wahania rytmu serca, wykorzystywany jest powszechnie mechanizm adaptacyjny modyfikujący położenie punktów pomiarowych ST wraz ze zmianą częstotliwości akcji serca. Precyzja ustalania położenia osiąga zwykle wartość 1 ms, co jest możliwe z wykorzystaniem punktu centrującego i algorytmów liniowej interpolacji sygnału. Bieżące wartości poziomu i nachylenia odcinka ST są uśredniane w zadanym przedziale czasowym. Wystąpienie zespołu innego niż nadkomorowy, powoduje pominięcie go i przepisanie poprzednich wartości parametrów ST. Wynika z tego, że konsekwencją ewentualnego pomysłowego przyporządkowania morfologii komorowej zespołowi nadkomorowemu jest pominięcie go przy uśrednianiu i obliczaniu parametrów ST.

Odmienny wariant realizacji procesora odcinków ST dla systemu wysiłkowego zakłada pomiar wartości uniesienia lub obniżenia oraz nachylenia na uśrednionym zespole QRS w każdym kanale. Jest to związane z uproszczeniem obliczeń i interpretacji, gdyż uzyskane rezultaty liczbowe mogą być zweryfikowane wzrokowo, bezpośrednio na wykresie zespołu uśrednionego. Jedynym mankamentem jest w tym przypadku jednakowa długość okresu uśredniania zespołów QRS i okresu uśredniania parametrów odcinka ST.

Uśrednione wartości ST są wyświetlane liczbowo oraz w postaci wykresów trendów. Jednocześnie sprawdzane jest przekroczenie zadanych wartości progowych, które, jeżeli utrzymują się przez czas przekraczający czas graniczny, sygnalizowane są i zapamiętywane jako epizody ST. Ponieważ sygnał surowy jest archiwizowany na bieżąco, po zakończeniu próby wysiłkowej możliwe jest wskazanie odcinków sygnału (oraz ich parametrów), w których nastąpiło przekroczenie granicznych wartości parametrów ST. Jedyne oszczędność, jaką można poczynić w procesorze ST, polega na

przetwarzaniu 8 kanałów zamiast 12, a dopiero na etapie rezultatów wyliczenie pozostałych czterech wartości. Na skutek przeniesienia elektrod trójkąt nie jest już równoboczny, ale nadal jest to oczko w którym obowiązują prawa Kirchhoffa.

Zwraca uwagę fakt, że tylko filtracja, uśrednianie i procesor ST są procedurami w pełni korzystającymi z wielokanałowego zapisu. Pozostałe: detektor zespołów QRS, detektor punktu centrującego i przybliżonych granic zespołów QRS, oraz dyskryminator morfologii mogą pracować w oparciu o kanał główny i pomocniczy. Trafny wybór tych kanałów przez lekarza, jakkolwiek o decydującym znaczeniu dla procesu analizy, jest zadaniem łatwym w sytuacji, gdy rezultaty przetwarzania prezentowane są na bieżąco na tym samym ekranie, na którym wyświetlany jest sygnał surowy.

6.4. Całodobowa rejestracja elektrokardiogramu metodą Holtera

Rejestracja dobowego cyklu zmian pracy serca otwiera nowe, niedostępne innym technikom zastosowania diagnostyczne i badawcze. Poznanie 24-godzinnego obrazu EKG zmieniło wiele utartych poglądów w dziedzinie kardiologii, a i obecnie większość opracowań naukowych w dziedzinie kardiologii i neurokardiologii opiera się na zapisach długoczasowych.

Najważniejsze aspekty rejestracji 24 godzinnej to:

- monitorowanie elektrokardiogramu w naturalnych warunkach życia osoby badanej;
- poznanie zmienności rytmu serca HRV (ang. *heart rate variability*) i współzależności neurokardiologicznych pobudzających i hamujących akcję serca w czasie czuwania i w czasie snu;
- detekcja sekwencji pobudzeń różnego pochodzenia (arytmii), wyjaśniających przyczyny odmiennego zachowania komórek rozrusznikowych w zakresie automatyzmu własnego;
- ocena podatności na wystąpienie spontanicznej tachykardii komorowej i ocena zagrożenia migotaniem komór poprzez analizę zmienności formy załamka T z uderzenia na uderzenie (ang. *T-alternans*);
- analiza prawidłowości pracy kardiostymulatora.

Rejestracja całodobowego elektrokardiogramu metodą Holtera (nazwana od nazwiska pomysłodawcy, Normana Holtera) jest dokonywana za pomocą przenośnych rejestratorów (rys. 6.21) zasilanych bateryjnie z użyciem zmodyfikowanych odprowadzeń dwubiegunowych. Standardem jest obecnie zapis dwukanałowy, zapis trzykanałowy dopiero toruje sobie drogę do praktyki klinicznej (choć spotykane są także rejestratory 12-odprowadzeniowe i wektorkardiograficzne). Nośnikiem informacji w rejestratorze jest pamięć stała. Rejestratory wykorzystujące kasety magnetofonowe wychodzą już z użycia. Rejestrator zawiera więc analogowe tory sygnałowe, przetworniki, pa-

mięć i kontroler sterujący pracą systemu. Źródłem zasilania są zwykle dwie (niekiedy cztery) baterie formatu R6, zapewniające nieprzerwaną pracę przez co najmniej 24 h (spotykane są już także rejestratory 72-godzinne). Ponieważ pacjent wyposażony w rejestrator może pójść dokądkolwiek, istotną cechą rejestratora jest znaczna odporność na zakłócenia. Dodatkowo długi czas rejestracji sygnału wymusza wyjątkowo staranne przygotowanie skóry i stosowanie wyłącznie najlepszych elektrod pomiarowych.



Rys. 6.21. Rejestrator holterowski z pamięcią stałą

W czasie rejestracji pacjent wypełnia dziennik zdarzeń, w którym zobowiązany jest odnotowywać ważniejsze czynności (np. wchodzenie po schodach) lub stany psychiczne (np. przyjęcie niepomyślnej wiadomości). Rejestrator jest wyposażony w tzw. przycisk zdarzeń pacjenta (ang. *event button*), za pomocą którego przez naciśnięcie pacjent może zasygnalizować wystąpienie pewnych zdarzeń charakterystycznych. Są one zapisywane w pamięci razem z elektrokardiogramem. Ponadto, niektóre rejestratory są wyposażone w sprzętowy układ detekcji impulsu kardiostymulatora, wykryte impulsy są również zapisywane wraz z sygnałem EKG. Większość stosowanych klinicznie rejestratorów cyfrowych pracuje z częstotliwością próbkowania rzędu 120 Hz, co jest absolutnie najmniejszą akceptowalną wartością, przy rozdzielczości 8 bitów, co również jest minimalnym zakresem dynamiki (w rezultacie niskiej rozdzielczości systemy holterowskie nie analizują obecności załamka P). Na niewielką skalę w roli przyrządów

naukowych stosowane są rejestratory bardzo zaawansowane o częstotliwości próbkowania 500 Hz i rozdzielczości 16 bitów. Zapotrzebowanie na pamięć przy całodobowej rejestracji wynosi w tym przypadku aż 86 Mb na kanał, ale istnieje możliwość analizy załamka P, mikropotencjałów i innych złożonych zjawisk.

Po zakończeniu rejestracji pacjent powraca do laboratorium holterowskiego, gdzie technik odłącza rejestrator, zdejmuje elektrody i przeprowadza wywiad na podstawie dziennika zdarzeń. Pamięć stała z rejestratora jest odczytywana w czytniku komputerowym i rozpoczyna się automatyczna analiza sygnału.

Zapis elektrokardiogramu metodą Holtera zawiera ilość sygnału niemożliwą do oceny w sposób manualny (odpowiada 2160 m papieru zapisanego ze standardową prędkością). Coraz powszechniejszy dostęp do maszyn cyfrowych umożliwił upowszechnienie się również technik holterowskich. Analiza sygnału nie musi być wykonana w czasie rzeczywistym, program analizujący ma dostęp do dowolnej porcji sygnału w dowolnym momencie. Jednak ogromna ilość danych (do niedawna przekraczająca pojemności pamięci komputerów), a także duża złożoność struktur informacyjnych powodują, że program analizy holterowskiej musi być optymalizowany pod względem szybkości wykonania. Czas wykonania nie jest jednak aż tak krytycznym czynnikiem, by rezygnować z prób zmniejszenia następstw niskiej częstotliwości próbkowania, jak choćby techniki aproksymacyjne.

Program analizujący przebiega zwykle według schematu podobnego do analizy zapisu 12-odprowadzeniowego, z kilkoma wyjątkami:

- niska rozdzielczość i częstotliwość próbkowania nie daje podstaw do określenia długości załamków, rozpoznania załamka P i analizy mikropotencjałów;
- jakość sygnału jest zmienna w czasie rejestracji, kluczowej wagi nabiera więc ciągłe monitorowanie jakości sygnału i wybór optymalnej konfiguracji kanałów – w przypadku skrajnie złej jakości sygnału jego fragment może być automatycznie wykluczony z analizy;
- zmienne warunki rejestracji mogą być przyczyną tworzenia wielkiej ilości wzorców podczas klasyfikacji, może nastąpić sytuacja, kiedy różnica pomiędzy zespołem zakłóconym a niezakłóconym będzie większa niż różnica pomiędzy zespołem nadkomorowym i komorowym;
- zapis nie może być analizowany w pełni automatycznie, standardowo wymagane są dwie interakcje operatora: sprawdzenie poprawności oceny wstępnego fragmentu (na którym ustalane są parametry rozbiegowe) oraz sprawdzenie poprawności klasyfikacji;
- po sprawdzeniu poprawności klasyfikacji i przyporządkowania morfologii dalsza analiza (arytmii, odcinka ST, HRV, alternansu załamka T, dyspersji załamka T, funkcji kardiostymulatora) odbywa się automatycznie.

Poza wymienionymi różnicami, analiza sygnału EKG zapisanego metodą Holtera przebiega w znacznej części podobnie do opisanej w podrozdziale 6.2 analizy zapisu 12-odprowadzeniowego.

W dalszej części tego podrozdziału zostaną więc przedstawione wyłącznie te aspekty przetwarzania sygnału, które są charakterystyczne dla analizy holterowskiej:

- ocena zmienności rytmu serca,
- detekcja arytmii,
- ocena pracy kardiostymulatora,
- detekcja alternansu załamka T.

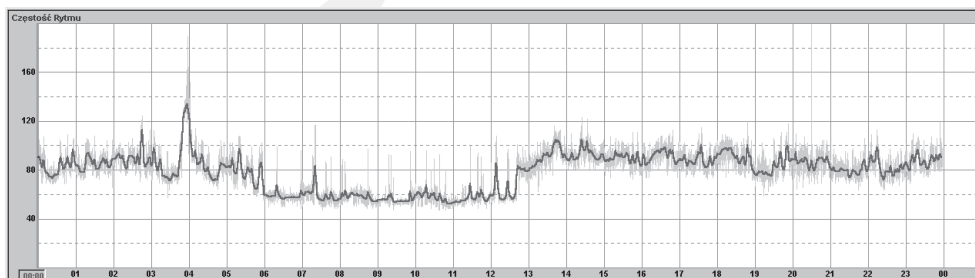
6.4.1. Ocena zmienności rytmu serca (HRV)

Ocena zmienności rytmu serca jest podstawową techniką umożliwiającą ocenę wpływu układu współczulnego (pobudzenie) i przywspółczulnego (hamowanie) na akcję serca. Ponieważ rola tych układów silnie zależy od stanu człowieka (sen, czuwanie), dopiero analiza całodobowych zmian rytmu serca pozwala diagnozować poprawność tego współdziałania.

Analiza zmienności rytmu serca opiera się na bieżących wartościach interwałów międzyuderzeniowych (odstępów RR) i może być prowadzona:

- w dziedzinie czasu (metodami statystycznymi),
- metodami geometrycznymi (aproksymacja histogramu trójkątem),
- metodami częstotliwościowymi (z wykorzystaniem funkcji autokorelacji lub przekształcenia Fouriera).

Analiza zmienności rytmu serca opiera się na sygnale łatwym do pozyskania. Po detekcji zespołów QRS i aproksymacyjnym wskazaniu punktów centrujących wystarczy utworzyć ciąg kolejnych różnic położenia tych punktów – tachogram (rys. 6.22).



Rys. 6.22. Tachogram

Ponieważ analiza zmienności rytmu obejmuje wyłącznie pobudzenia pochodzenia zatokowego (wygenerowane przez węzeł SA), konieczne jest wykluczenie wszelkich pobudzeń innego typu.

W powstałej przerwie należy wygenerować sztucznie pobudzenia spełniające dwa warunki:

- 1) suma bezwzględnych wartości różnic sąsiednich interwałów RR powinna być minimalna,
- 2) suma wszystkich interwałów RR musi być równa długości przerwy,

nie jest natomiast wymagane, aby ilość nowo wygenerowanych pobudzeń była identyczna z ilością usuniętych pobudzeń pozazatokowych. Algorytm wypełniający przerwę przypomina zadanie równoczesnej budowy mostu z obu stron rzeki.

Skorygowany tachogram (po uzupełnieniu luk po zespołach QRS innych niż nadkomorowe) może być podstawą wyznaczania statystycznych i geometrycznych współczynników zmienności akcji serca (tab. 6.2).

Tabela 6.2

Opis stosowanych oznaczeń w analizie czasowej i geometrycznej HRV

oznaczenie	znaczenie wskaźnika
Średni RR	Wartość średnia ze wszystkich odstępów RR rytmu zatokowego
Wariancja RR	Wariancja (zmienność) kolejnych odstępów RR rytmu zatokowego
SDNN	Odchylenie standardowe wszystkich odstępów RR rytmu zatokowego, w ms
rMSSD	Pierwiastek kwadratowy ze średniej sumy kwadratów różnic między kolejnymi odstępami RR rytmu zatokowego, w ms
Indeks SDNN	Średnia wartość SDNN odcinków 5-minutowych w podanym odstępie czasu
SDANN	Odchylenie standardowe wartości średnich odstępów RR rytmu zatokowego w odcinkach 5-minutowych
p50NN	Odsetek różnic między kolejnymi odstępami RR rytmu zatokowego wykraczających poza 50 ms, w %
Indeks Trójkątny	Ilość słupków (7,8125 ms) w podstawie trójkąta histogramu odstępów RR rytmu zatokowego
TINN	Długość podstawy, w ms, trójkąta aproksymującego histogram kolejnych odstępów RR rytmu zatokowego

Dynamika procesów chorobowych, oraz ocena skutków działania stosowanych leków wskazują na jednokierunkową zmienność współczynników statystycznych, przy dość znacznym ilościowym zróżnicowaniu. Przykładowo, podanie β -adrenolityku powoduje istotny wzrost wartości rMSSD i pNN50, przy prawie stałej wartości SDNN. Współczynniki rMSSD i pNN50 odzwierciedlają raczej krótkotrwałe zmiany częstości rytmu zależne od układu przywspółczulnego, natomiast wartość SDNN reprezentuje zróżnicowanie rytmu między dniem i nocą, między minimalną i maksymalną częstością rytmu w ciągu doby, zależne od układu współczulnego. Praktyczna przydatność wskaźników analizy czasowej dla lekarza jest zależna od ich empirycznie stwierdzonego znaczenia prognostycznego. Nie ma bowiem dotąd jednoznacznie określonych powiązań poszczególnych współczynników ze zjawiskami zmienności rytmu serca. Istniejąca w różnym stopniu wzajemna korelacja zmienności tych współczynników su-

geruje istnienie nadmiarowości informacji. Współczynniki statystyczne, chociaż łatwe do wyliczenia wykazują największą wrażliwość na jakość tachogramu. Detekcje fałszywie pozytywne, fałszywie negatywne, błędy aproksymacji odcinków po usuniętych zespołach pozazatokowych i artefakty (istniejące pomimo weryfikacji poprawności klasyfikacji) mają znaczny wpływ na wartości poszczególnych współczynników.

Współczynniki geometryczne są równie łatwe do uzyskania jak współczynniki statystyczne, bazują bowiem na aproksymacji histogramu. Różne metody obliczeniowe są aktualnie używane, lecz wszystkie opierają się na aproksymacji trójkątem histogramu interwałów RR, lub oceny nachylenia zboczy histogramu kolejnych różnic interwałów RR. Do metod geometrycznych należy także jakościowa analiza wykresu kolejnych interwałów (ang. *Lorenz plot*).

Wykres ten tworzą punkty o współrzędnych

$$x[R_i R_{i+1}, R_{i+1} R_{i+2}].$$

Ocena tego wykresu polega na zidentyfikowaniu typu kształtu wykresu (cygaro, torpeda, kometa, motyl), jest więc oceną typowo jakościową – brak współczynnika obliczanego na podstawie tego wykresu.

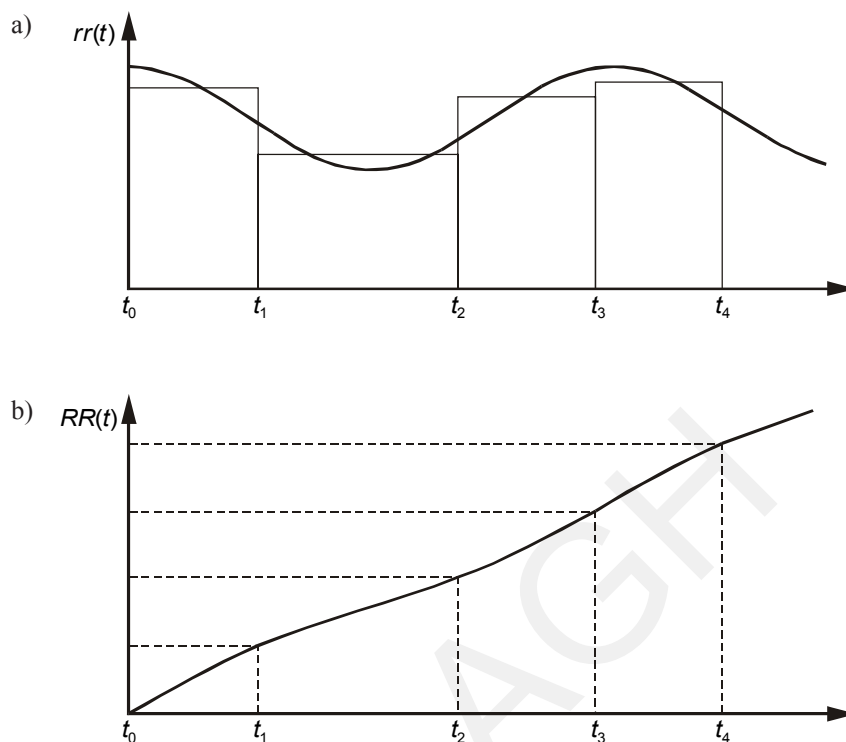
Metody geometryczne charakteryzują się znaczną odpornością na zakłócenia, co jest efektem stosowania technik aproksymacyjnych. Podstawową wadą (podobnie jak w przypadku współczynników statystycznych) jest konieczność zgromadzenia przez lekarza interpretującego odpowiedniego zasobu doświadczeń, poszczególne współczynniki nie reprezentują bowiem w sposób jednoznaczny zjawisk zmienności rytmu serca.

Analiza zmienności rytmu serca w dziedzinie częstotliwości wymaga rozwiązania jeszcze jednego problemu dotyczącego natury sygnału: tachogram jest dyskretną funkcją czasu próbkowaną niejednorodnie (interwał próbkowania nie jest stały).

Konieczne jest więc odtworzenie ciągłej funkcji czasu na podstawie posiadanego tachogramu, a następnie ponowna jej dyskretyzacja w sposób jednorodny. Najprostsze rozwiązanie, aproksymacja liniowa, nie jest niestety możliwe do zaakceptowania, wnosi bowiem znaczny udział składowych wysokoczęstotliwościowych, niemożliwych do odseparowania w widmie wynikowym. Są one rezultatem nieciągłości funkcji odcinkowo-aproksymującej w istniejących próbkach tachogramu. Znacznie lepsze rezultaty można uzyskać przy zastosowaniu aproksymacji z użyciem funkcji sklepanej trzeciego stopnia (ang. *cubic spline*). Algorytm takiej aproksymacji można znaleźć w publikacjach dotyczących zaawansowanych metod numerycznych oraz przetwarzania sygnałów (rys. 6.23).

W podstawowym zarysie polega on na:

- scałkowaniu funkcji próbkowanej niejednorodnie (rezultatem będzie funkcja schodkowo narastająca o nierównej długości schodków);
- aproksymacji funkcji schodkowo narastającej wielomianem trzeciego stopnia (z wykorzystaniem metody najmniejszych kwadratów);
- różniczkowaniu wielomianu aproksymującego w dowolnych (w tym przypadku: równoodległych) punktach.



Rys. 6.23. Aproksymacja niejednorodnie próbkowanego tachogramu z użyciem funkcji skleianej trzeciego stopnia: a) tachogram surowy próbkowanie niejednorodne; b) tachogram aproksymowany próbkowanie jednorodne

W konkretnym zastosowaniu do analizy HRV odstęp punktów różniczkowania wielomianu aproksymującego powinien być dobrany w taki sposób, aby:

- połowa odwrotności odstępu była największą częstotliwością jaka zostanie zaprezentowana na wykresie widma (typowo – 0,5 Hz, w analizatorach o przeznaczeniu pediatrycznym – 1 Hz);
- ilość punktów pokrywających 24-godzinny zapis była możliwa do przedstawienia w postaci całkowitej potęgi dwójki.

Po dokonaniu jednorodnego przepróbkowania tachogramu uprawnione jest stosowanie przekształcenia Fouriera lub technik autokorelacyjnych do obliczania widma sygnału. Transformacja Fouriera jest narzędziem bardzo „eleganckim”, niestety otrzymany moduł widma wymaga wygładzenia filtrem dolnoprzepustowym. Zastosowanie funkcji autokorelacji wymaga wprowadzenia weryfikacji założonego modelu, umożliwia jednak uzyskanie gładkiego wykresu widma, na którym łatwo można zidentyfikować poszczególne komponenty zmienności rytmu serca.

Wykres widma dzielony jest zwykle na pasma, w których określana jest całkowita moc wyrażana następnie przy użyciu współczynników (tab. 6.3):

HF (ang. *high frequency*) – zakres częstotliwości wysokich (typowo od 0,15 do 0,40 Hz),

LF (ang. *low frequency*) – zakres częstotliwości niskich (typowo od 0,04 do 0,15 Hz),

VLF (ang. *very low frequency*) – zakres częstotliwości bardzo niskich (typowo od 0,0033 do 0,04 Hz),

ULF (ang. *ultra low frequency*) – zakres częstotliwości ekstremalnie niskich (typowo poniżej 0,0033 Hz).

Uzyskanie prążków widma dla zakresu częstotliwości ekstremalnie niskich wymaga analizy odcinka o długości przekraczającej 5 minut.

Z technicznego punktu widzenia komentarza wymaga pewne uproszczenie, które zadołowało się już w środowisku kardiologów. Polega ono na tym, że jednostką gęstości widmowej mocy jest ms^2/Hz , podczas gdy współczynniki analizy częstotliwościowej wyrażane są w ms^2 (po podzieleniu przez szerokość danego pasma), a niekiedy nawet w ms (po spierwiastkowaniu). Zwrócenie uwagi na jednostki jest istotne zwłaszcza przy porównywaniu rezultatów dwóch różnych programów.

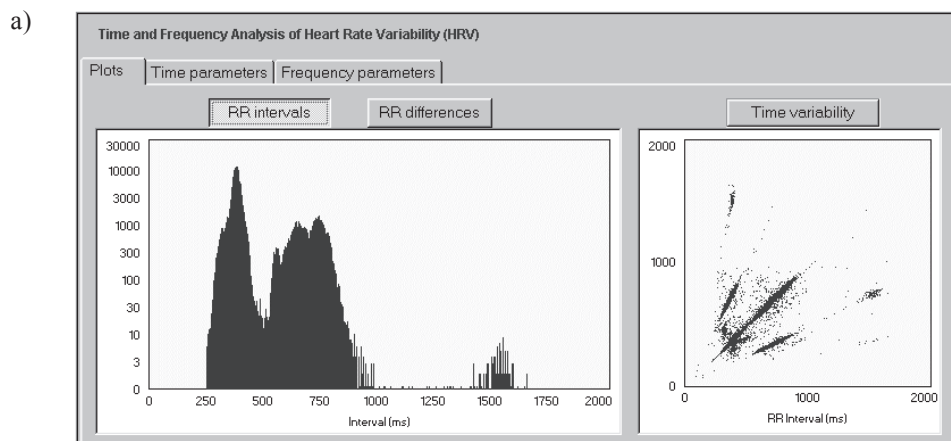
Tabela 6.3

Opis stosowanych oznaczeń w analizie częstotliwościowej HRV

oznaczenie	znaczenie wskaźnika
TP	Moc całkowita widma, w ms^2
HF	Moc widma w zakresie częstotliwości wysokich, w ms^2
LF	Moc widma w zakresie częstotliwości niskich, w ms^2
VLF	Moc widma w zakresie częstotliwości bardzo niskich, w ms^2
ULF	Moc widma w zakresie częstotliwości ultra niskich, w ms^2
NHF	Znormalizowana moc widma w zakresie częstotliwości wysokich, w %
NLF	Znormalizowana moc widma w zakresie częstotliwości niskich, w %
LF/HF	Wartość stosunku mocy LF/HF

Analiza częstotliwościowa dostarcza informacji o dynamicznej równowadze układu autonomicznego umożliwiając ocenę współpracy układu współczulnego i przywspółczulnego. Współczynniki analizy częstotliwościowej HRV dobrze reprezentują zjawiska zmienności. Za podstawową wadę należy jednak uznać znaczną złożoność obliczeniową związaną z aproksymacją tachogramu (mogącego zawierać nawet do 200 000 próbek) i transformacją Fouriera.

Zestawienie przykładowych rezultatów oceny zmienności rytmu serca przedstawia rysunek 6.24.



b)

	#QRS	#QB	Average RR	Variance	SDNN	SDNN-ix	SDANN	rMSSD	p50NN	Triang-ix	TINN
Total:	182965	51926	470	21107	145	79	119	117	10.35	18	109
00:00 - 01:00	6604	4866	537	16499	128	87	64	126	15.14	25	424
01:00 - 02:00	6994	3631	515	26729	163	139	70	180	26.99	20	92
02:00 - 03:00	8104	1291	444	19157	138	115	79	163	18.61	11	64
03:00 - 04:00	7149	3169	505	23653	153	122	82	149	19.16	17	
04:00 - 05:00	6382	4657	564	19805	140	117	56	143	18.45	18	
05:00 - 06:00	8130	1661	443	21185	145	120	84	159	1^		
06:00 - 07:00	6194	4446	581	24132	155	92	100	122			
07:00 - 08:00	6690	3012	538	33627	183	72	157	10^2			
08:00 - 09:00	6841	2785	526	33927	184	85	156				
09:00 - 10:00	6982	2320	519	32594	180	36	185				

c)

	TP	HF	LF	VLF	ULF	nHF	nLF	LF:HF
Total:	36405	11039	5138	3794	2629	36.8	17.1	0.46
00:00 - 01:00	8287	1925	963	1262	1045	32.1	16.1	0.50
01:00 - 02:00	11197	3148	1377	1253	1014	35.2	15.4	0.43
02:00 - 03:00	10296	3037	1236	1038	880	36.2	14.7	0.40
03:00 - 04:00	9827	2680	1180	1202	1016	35.2	15.5	0.44
04:00 - 05:00	9122	2489	1089	1127	1050	35.8		
05:00 - 06:00	10521	2928	1255	1333	942	3^		
06:00 - 07:00	8510	2114	1016	1325	1153	3		
07:00 - 08:00	8176	1797	1092	1695	1265			

Rys. 6.24. Zestawienie przykładowych rezultatów oceny zmienności rytmu serca: a) wykresy; b) parametry czasowe; c) parametry częstotliwościowe

6.4.2. Detekcja arytmii

Arytmie (w potocznym rozumieniu często mylone z niemiarowością rytmu) stanowią sekwencje pobudzeń o ustalonych wzorcach, zdefiniowanych poprzez następstwo zespołów o określonej morfologii, interwał międzyuderzeniowy RR i niekiedy liczbę zespołów w sekwencji. Detekcja arytmii jest bardzo istotną zaletą diagnostyczną metod holterowskich, interpretacja kardiologiczna tych zjawisk prowadzi bowiem bezpośrednio do wykrycia współzależności automatyzmu komórek rozrusznikowych różnych ośrodków bodźcotwórczych serca.

Niektóre arytmie, np. tachykardia komorowa mogą bezpośrednio prowadzić do zgonu:

- akcja serca wymyka się spod kontroli systemu nerwowego;
- częstość akcji serca wzrasta (do $400 \frac{1}{\text{min}}$ i więcej);
- serce ma małą wydajność mechaniczną (co związane jest z bezwładnością krwi) jednocześnie wymagając ogromnego odżywiania;
- dochodzi do niedotlenienia czego następstwem jest martwica mięśnia sercowego.

Drugim bardzo istotnym aspektem detekcji arytmii jest więc ocena ryzyka pojawienia się tachykardii, a jeśli tachykardia wystąpi – zbadanie przyczyn ją wywołujących poprzez analizę odcinka bezpośrednio poprzedzającego.

Podstawowy podział arytmii obejmuje arytmie nadkomorowe i komorowe.

Do arytmii nadkomorowych należą:

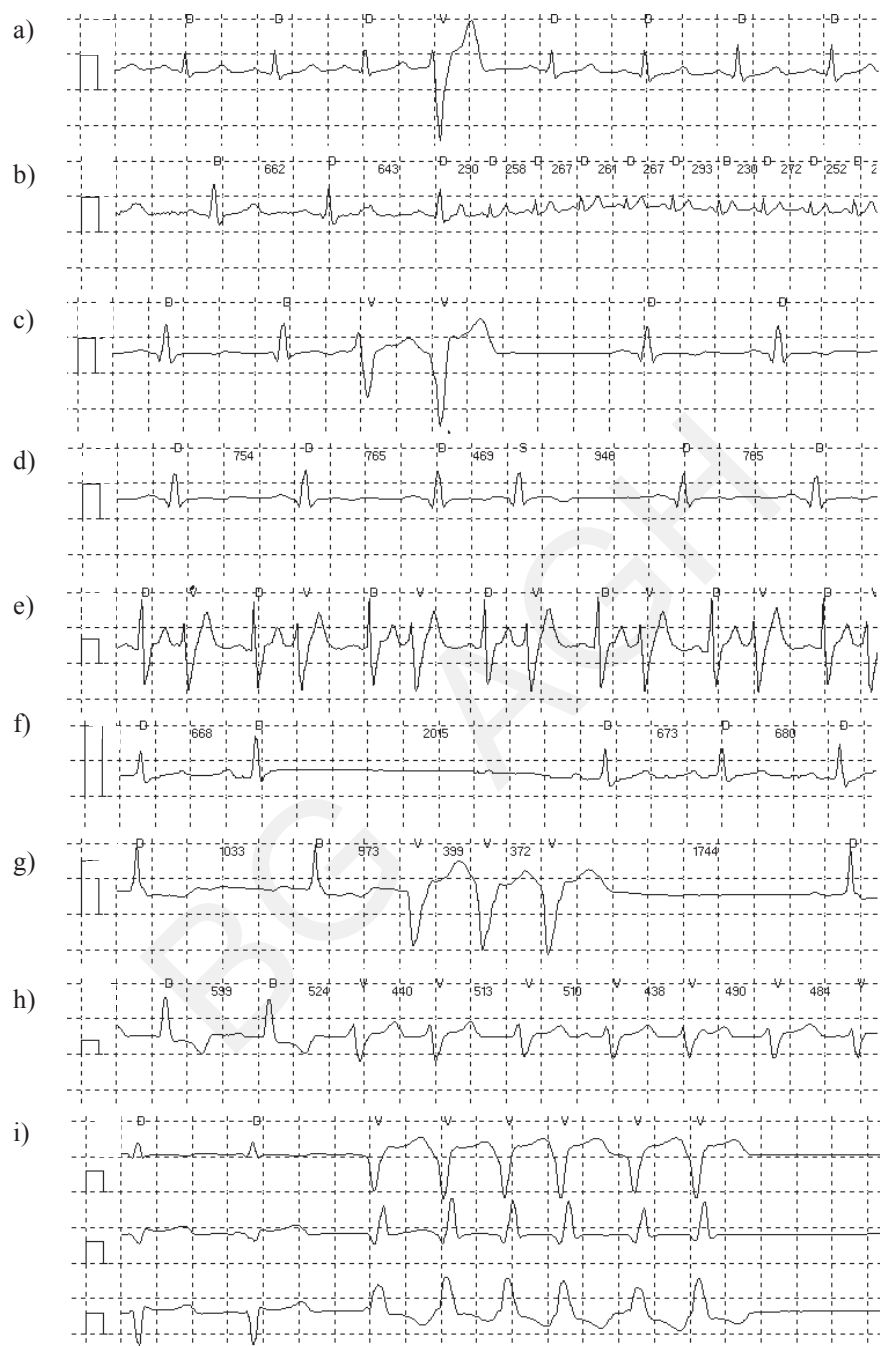
- pauza,
- tachykardia nadkomorowa,
- bradykardia nadkomorowa,
- napadowy częstoskurcz nadkomorowy PSVT (ang. *persistent supraventricular tachycardia*),
- nadkomorowy rytm nieregularny.

Do arytmii komorowych należą:

- para,
- czynny rytm komór,
- salwa,
- tachykardia komorowa,
- bigeminia, trigeminia i in.

Przykłady arytmii przedstawia rysunek 6.25.

Detekcja arytmii polega na przeglądzie rezultatów przetwarzania zapisanego elektrokardiogramu pod kątem odszukania oczekiwanej sekwencji pobudzeń. Istotne jest odnalezienie początku, kiedy po raz pierwszy spełnione są założenia arytmii oraz końca, kiedy założenia arytmii przestają być spełnione. Pozwala to wyznaczyć czas trwania arytmii – podstawowy parametr diagnostyczny. Wystąpienie sekwencji pobudzeń, charakterystycznej dla innej arytmii oznacza koniec arytmii trwającej dotychczas, podobnie, wystąpienie zespołu odmiennego typu morfologicznego (np. wystąpienie pojedynczego zespołu komorowego podczas nadkomorowego rytmu nieregularnego) oznacza również zakończenie poprzedniej arytmii.



Rys. 6.25. Przykłady arytmii: a) pojedynczy zastępczy zespół komorowy; b) tachykardia nadkomorowa; c) para; d) przedwczesny zespół nadkomorowy; e) bigeminia; f) pauza; g) salwa; h) czynny rytm komór; i) tachykardia komorowa

Detekcja arytmii dotyczy wszystkich zarejestrowanych kanałów jednocześnie, ponieważ zarówno określenie interwału międzyuderzeniowego, jak i określenie morfologii dokonywane jest wspólnie. Ponieważ detekcja ma raczej charakter procedury przeszukiwania bazy danych niż przetwarzania sygnałów, nie sprawia informatykom większych kłopotów. Jedynym problemem wymagającym komentarza jest rozwiązywanie konfliktów w przypadku pojawienia się sekwencji charakterystycznych dla różnych arytmii na tym samym przedziale czasowym.

Przykładami konfliktów mogą być:

- wystąpienie pauzy w sekwencji bradykardii,
- wystąpienie pary na zakończenie bigeminii itp.

Rozwiązywanie konfliktów opiera się na podziale, który z diagnostycznego punktu widzenia wyróżnia arytmie o różnym stopniu istotności:

- pierwszego rodzaju: pauza, częstoskurcz nadkomorowy, tachykardia komorowa;
- drugiego rodzaju: salwa, czynny rytm komór, bigeminia;
- trzeciego rodzaju: tachykardia (nadkomorowa), bradykardia, rytm nieregularny i pary.

Niektóre detektory arytmii dokonują jednokrotnie sekwencyjnej analizy pól tablicy zespołów QRS zawierających dane morfologii i interwału RR. W przypadku gdy podczas trwania arytmii niższego rodzaju wykryta jest sekwencja właściwa dla arytmii wyższego rodzaju, trwająca arytmia kończy się, ustępując miejsca nowo zidentyfikowanej arytmii. W przypadku gdy trwa arytmia określonego rodzaju, wykrywanie arytmii niższych rodzajów jest zablokowane.

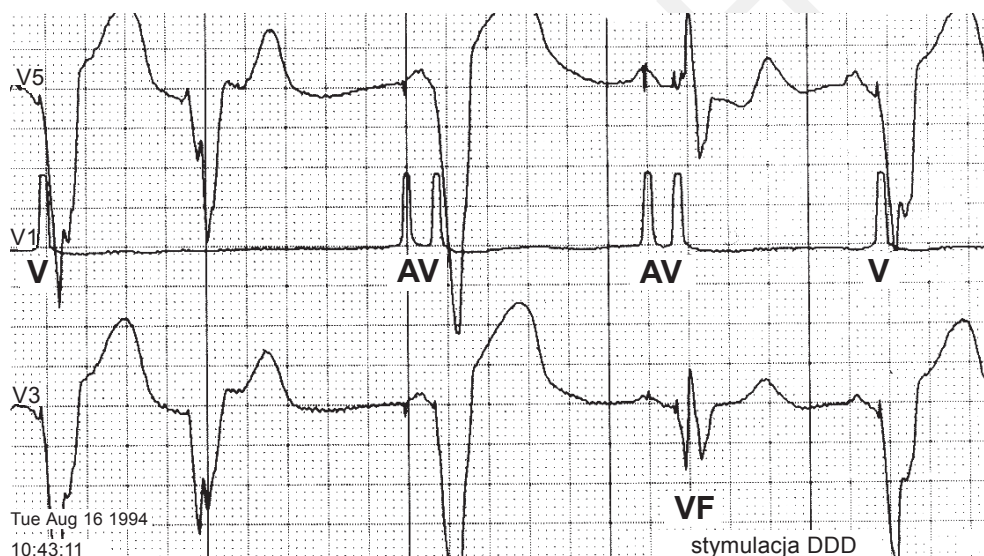
Alternatywne podejście polega na trzykrotnym przeglądaniu pól tablicy zespołów QRS zawierających dane morfologii i interwału RR. Za pierwszym razem wykrywane są tylko arytmie pierwszego rodzaju. Drugi przegląd wyodrębnia tylko arytmie drugiego rodzaju, przy czym odcinki przyporządkowane zidentyfikowanym uprzednio arytmiom pierwszego rodzaju są omijane. Trzeci przegląd identyfikuje arytmie trzeciego rodzaju na pozostałych fragmentach sygnału.

6.4.3. Ocena pracy kardiostymulatora

Kardiostymulatory jednojamowe typowe dla lat 70., które za pomocą jednej elektrody (na przemian detekcyjnej i stymulującej) i prostego układu automatyki pobudzały sztucznie skurcz komór w przypadku wykrycia braku czynności w zadanym czasie, znalazły już swe godne miejsce w muzeach. Wraz z nimi bezpowrotnie wyszła z użycia manualna metoda oceny funkcji kardiostymulatora. Zresztą już piśmiennictwo początku lat 70. sugeruje zastosowanie systemów holterowskich do oceny stymulatorów, mimo że masa przenośnego rejestratora z trudem mieściła się wówczas w granicy 2 kg.

Współczesne kardiostymulatory dwujamowe posiadają dwie elektrody na przemian detekcyjne i stymulujące, z których jedna umieszczona jest w przedsionku a druga w komorze. Kardiostymulatory są wyposażone w skomplikowaną automatykę cyfrową z możliwością wielokrotnego programowania parametrów, dzięki czemu charakteryzują się możliwością znacznej adaptacji do konkretnych potrzeb poszczególnych nosicieli. Łatwo można też modyfikować ich charakterystyki w przypadku postępowania procesu upośledzenia funkcji układu bodźcotwórczo-bodźcoprzewodzącego.

Detekcja impulsu kardiostymulatora (rys. 6.26) o bardzo dużej szybkości narastania i czasie trwania rzędu od 0,25 do 0,5 ms wymaga zastosowania w rejestratorze odrębnego kanału rejestracji. W prostych urządzeniach o częstotliwości próbkowania 120 Hz impuls kardiostymulatora jest przechwytywany sprzętowo przez przerzutnik. Odczyt i zerowanie stanu przerzutnika następuje równocześnie z próbkowaniem. Takie rozwiązanie zapewnia wprowadzić, że impulsy nie są gubione między próbkami, ale dokładność detekcji nie przekracza interwału próbkowania, czyli 8 ms. Bardziej zaawansowane urządzenia dysponują odrębnym kanałem rejestracji impulsów kardiostymulatora, gdzie zapisywany jest upływ czasu jaki nastąpił od impulsu do odczytu. Umożliwia to uzyskanie dowolnej dokładności detekcji impulsu – zamiast przerzutnika wykorzystywany jest licznik, który zaczyna zliczać w momencie detekcji impulsu i jest inkrementowany np. co 0,1 ms. Zerowy stan licznika w momencie odczytu jest równoznaczny z nie wystąpieniem impulsu kardiostymulatora, każdy inny stan jest przepisany do kanału rejestracji zdarzeń kardiostymulatora, a licznik jest zerowany.



Rys. 6.26. Przykład zapisu EKG zawierającego impulsy kardiostymulatora

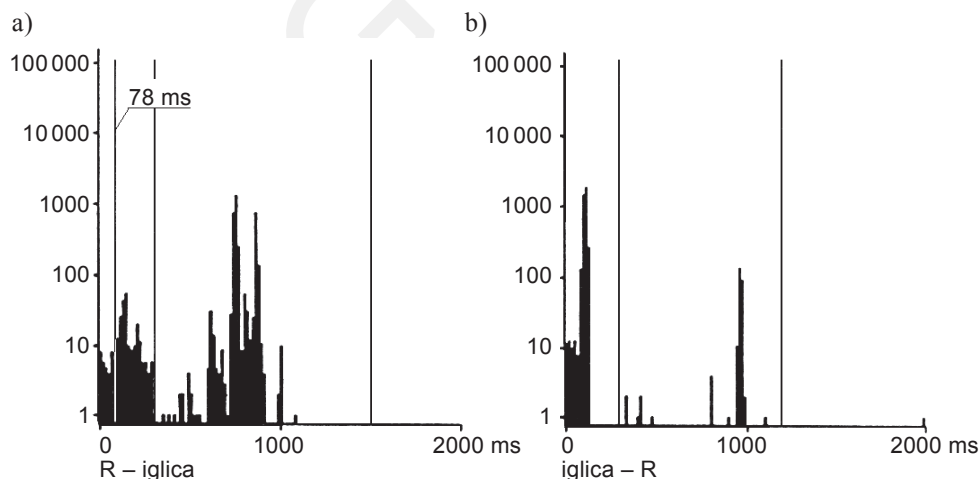
Odrębnym problemem jest rozpoznanie źródła impulsu kardiostymulatora dwujamowego. Obecnie problem ten jest rozwiązany tylko poprzez analizę kształtu impulsu w niektórych rejestratorach o bardzo dużej częstotliwości próbkowania (rzędu 1000 Hz). Rozwiązanie to jest jednak skuteczne tylko wówczas, gdy zaprogramowano inny kształt dla przedsionkowych i komorowych impulsów w stymulatorze.

Analiza funkcji kardiostymulatora polega na przeglądaniu zapisu zdarzeń kardiostymulatora (pliku zawierającego momenty stymulacji oznaczone I) i tablicy punktów detekcji (R). Następnie tworzone są struktury danych zawierające kolejne interwały: R-R, R-I, I-R oraz I-I. Przeszukiwanie tych struktur prowadzi do znalezienia interwałów przekraczających zadane wartości progowe, to jest takie, które nie powinny zostać

przekroczone przy prawidłowo działającym kardiostymulatorze. Wartości progowe są ustalane typowo dla stymulatora VVI (*ventricular-paced ventricular-sensed inhibited*) blokowanego rytmem komór, ale mogą być zmieniane indywidualnie w zależności od typu i programu kardiostymulatora.

Standardowo prowadzona jest automatyczna identyfikacja następujących zaburzeń stymulacji.

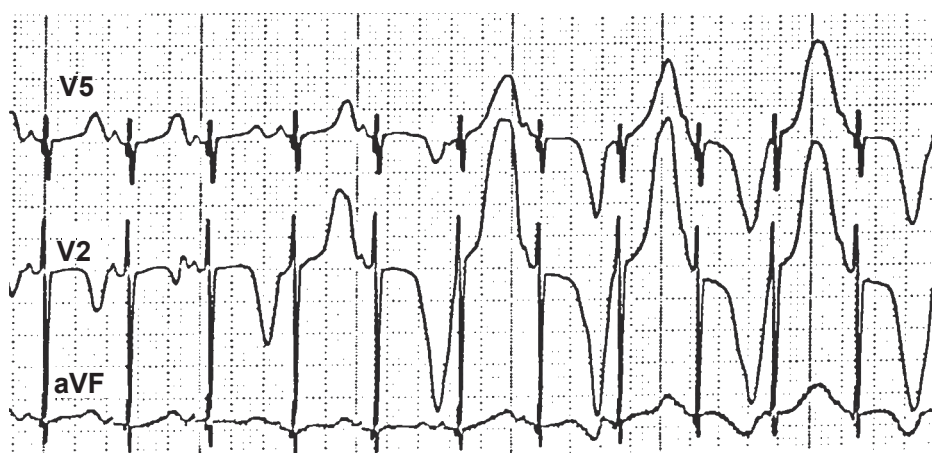
- FTP (ang. *failure to pace*) – wydłużenie odstępów R-R powyżej zaprogramowanej wartości maksymalnej, automatyka stymulatora powinna spowodować wygenerowanie impulsu stymulującego.
- FTS (ang. *failure to sense*) – skrócenie odstępów R-I poniżej ustalonej granicy (rys. 6.27a) wskazuje, że kardiostymulator dokonuje detekcji nie wszystkich impulsów pochodzących z układu bodźcotwórczego serca. Brak detekcji skutkuje wygenerowaniem impulsu stymulującego I bezpośrednio po impulsie własnym serca R. Wydłużenie impulsów R-I powyżej zadanego czasu świadczy z kolei o zbyt dużej czułości detektora impulsów w kardiostymulatorze. Dokonuje on nadmiarowych detekcji na skutek wystąpienia zakłócających potencjałów mięśniowych lub zewnętrznych artefaktów, co skutkuje zablokowaniem impulsu stymulującego w sytuacji, gdy jest on pożądanym.
- FTC (ang. *failure to capture*) – przedłużenie interwału I-R powyżej ustalonej granicy (rys. 6.27b) świadczy o nieskutecznej stymulacji. Pomimo wygenerowania impulsu stymulującego, nie nastąpił skurcz komór w bezpośrednio następującym odcinku czasu. Przyczyną jest zwykle złe umiejscowienie elektrody w sercu, lub – co możliwe do łatwego skorygowania – niewłaściwa energia lub kształt impulsów stymulujących.



Rys. 6.27. Histogramy odstępów analizowanych w ocenie kardiostymulatora typowe dla błędów FTS i FTC: a) skrócenie odstępów R-I poniżej ustalonej granicy: niektóre impulsy endogenne pozostają nie wykryte, natomiast wydłużenie impulsów R-I powyżej zadanego czasu świadczy o detekcjach nadmiarowych; b) przedłużenie interwału I-R powyżej ustalonej granicy świadczy o nieskutecznej stymulacji

6.4.4. Alternans załamka T

Zainteresowanie klinicystów alternansem załamka T wyraźnie wzrosło w ostatnich latach, po wykazaniu, że w przeważającej większości przypadków jest on zwiastunem spontanicznych arytmii komorowych. Ponieważ obecnie brak jeszcze światowych standardów oceny tego zjawiska, powszechna jest jakościowa inspekcja zapisanego elektrokardiogramu i raportowanie opisowe alternansu jako „obecnego” lub „nieobecnego” (rys. 6.28).



Rys. 6.28. Przykładowy zapis EKG z obecnością alternansu załamka T

Ilościowa ocena alternansu prowadzi jednak do znacznie dokładniejszych wniosków diagnostycznych. Wykazano bowiem znaczną korelację pomiędzy amplitudą alternansu i obniżeniem progu trzepotania komór i przedsionków, jest więc ona estymatorem czynnika ryzyka wystąpienia tych arytmii, z nagłą śmiercią o podłożu arytmicznym włącznie. Znane są również próby wykorzystania ilościowej oceny alternansu załamka T do diagnostyki autonomicznego systemu nerwowego oraz oceny wpływu podawanych leków na przebieg repolaryzacji mięśnia serca. Metody te zyskały już znaczne uznanie w środowisku kardiologicznym, obecnie brakuje tylko standaryzacji sposobu pomiaru i przetwarzania oraz upowszechnienia oprogramowania analizującego.

Pierwszą spośród stosowanych technik analizy alternansu załamka T jest zastosowanie transformacji Fouriera do sygnału różnic załamków T następujących po sąsiednich zespołach QRS. Sygnał alternansu jest dekomponowany na składowe sinusoidalne, ich energia jest ilościową miarą alternansu, przeciętną dla grupy sąsiednich załamków T. Widmowa estymacja szumów na odcinku ST pozwala dodatkowo poprawić odstęp sygnału od szumu w dziedzinie częstotliwości, co faworyzuje składowe widma

związane z alternansem. Wadą metody fourierowskiej jest jej znaczna wrażliwość na zmiany rytmu serca, zmiany wzorca alternansu (np. z ABAB... na BABA...) oraz arytmie – ich wystąpienie może całkowicie zniekształcić rezultaty obliczeń. Metody fourierowskie nie nadają się też do śledzenia gwałtownych zmian alternansu, gdyż mają własności uśredniające. Nie są one więc zalecane w przypadku diagnostyki pozawałowej i oceny wpływu leków na aktywność układu autonomicznego.

Alternatywna grupa metod – zwana metodami dynamicznymi – nie posiada wad metody widmowej i doskonale nadaje się do analiz zapisów ambulatoryjnych życia codziennego zawierających przejściowe epizody alternansu arytmogenicznego. Grupa ta zawiera techniki demodulacji zespolonej (najczęściej używane), a także estymację różnicową, estymację metodą najmniejszych kwadratów, estymację metodą autoregresji (AR) oraz estymację metodą autoregresji w ruchomym oknie (ARMA). Technika demodulacji zespolonej przybliża alternans falą sinusoidalną, której amplituda i faza jest zmienna, co umożliwia ciągły pomiar parametrów alternansu z uderzenia na uderzenie. Transformacja matematyczna dostarcza kompletnego opisu ilościowego pola zmian pod kolejnymi załamkami T. Demodulacja zespolona jest względnie odporna na niestacjonarność sygnału, nieregularność rytmu i wymaga znacznie krótszego odcinka czasu niż metody widmowe. Te własności sprawiają, że jest ona szczególnie przydatna do śledzenia chwilowych zmian załamka T, wywołanych lekami, wywołanych w toku operacji angioplastycznych (niedotlenienie) lub stresem zewnętrznym, których czas trwania może nie przekraczać 1 minuty.

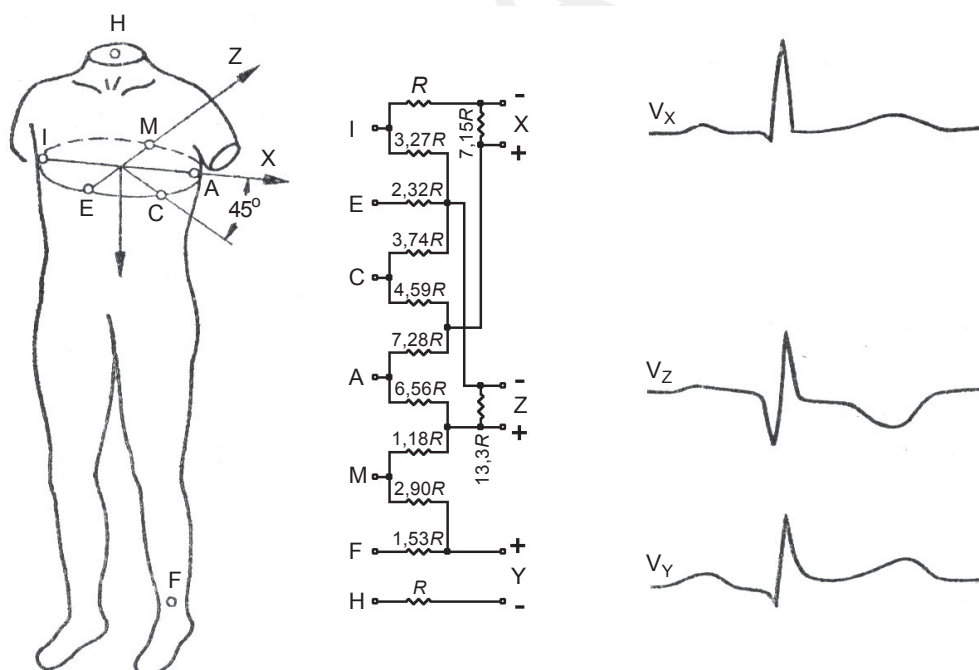
6.5. Wektokardiografia i elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości

6.5.1. Trójwymiarowa rejestracja pola elektrycznego pracującego serca

Narodzinom techniki wektokardiograficznej (WKG) w połowie lat 50. towarzyszył wielki entuzjazm. Dzięki specjalnemu układowi odprowadzeń (zwanym od nazwiska wynalazcy pseudoortogonalnymi odprowadzeniami Franka) możliwa była wizualizacja przebiegu pola elektrycznego pracującego serca w przestrzeni. Wizualizacji dokonywano tak naprawdę po rzutowaniu pętli zakreślonej przez wektor wypadkowy pola elektrycznego związanego z zespołem QRS na płaszczyznę: czołową (X–Y), poprzeczną (X–Z) i strzałkową (Y–Z). Do wizualizacji wykorzystywane były lampy oscylograficzne sterowane odpowiednią parą spośród trzech sygnałów wektokardiogramu. Wektokardiografia w tej postaci pozwalała wprawdzie obserwować zjawiska dotąd trudne do diagnozowania (np. repolaryzacja przedsionków), ale ponieważ wymagany był specjalistyczny sprzęt, a na dodatek nie powstały żadne typowe dla wektokar-

diografii ilościowe parametry diagnostyczne, jej rozwój został zahamowany i dziś wielu kardiologów praktyków uważa ją za technikę przestarzałą. Tymczasem dzięki cyfrowej akwizycji i automatycznej obróbce sygnałów, wektokardiografia przeżywa obecnie swą drugą młodość, a jej coraz powszechniejsze wdrażanie idzie w parze z napływającymi doniesieniami o nowych zastosowaniach diagnostycznych.

Wektokardiogram jest rejestrowany w trzech kanałach powstałych z ortogonalizacji odprowadzeń Franka (rys. 6.29). Sygnał z siedmiu odprowadzeń: I, E, C, A, M, F i H jest przekształcany w trzy sygnały odpowiadające ortogonalnej rejestracji dwubiegunowej pola elektrycznego. We wczesnych latach wektokardiografii dokonywano tego za pomocą sieci rezystorowej, dziś można to zadanie powierzyć prostej procedurze numerycznej. Przekształcenie niweluje typową asymetrię ułożenia serca wewnątrz jamy ciała człowieka, a także niejednorodności własności elektrycznych otaczających tkanek. Po przekształceniu sygnał liniowy odpowiadający kanałom X, Y i Z może być przetwarzany identycznie do standardowego elektrokardiogramu (z wyjątkiem diagnostyki położenia osi serca, która w wektokardiografii jest wykonywana inaczej). Wektokardiografy spotykane są także w analizie sygnału próby wysiłkowej, analiza zmian przestrzennego obrazu pętli załamka T dostarcza nowych istotnych diagnostycznie informacji.



Rys. 6.29. Odprowadzenia pseudoortogonalne Franka i sposób ich korekty za pomocą sieci rezystorowej

Wielce obiecujące są rezultaty prób wykorzystania rejestratorów holterowskich trzykanałowych do rejestracji sygnału wektorkardiograficznego, jedynym problemem jest w tym przypadku znaczna wrażliwość na zakłócenia w czasie ruchu (dotyczy zwłaszcza elektrody F). Dodatkową atrakcję z diagnostycznego punktu widzenia stanowi fakt, że wprowadzenie techniki wektorkardiograficznej nie wiąże się – jak można byłoby przypuszczać – ze zmianą przyzwyczajień lekarzy diagnozujących i interpretujących elektrokardiogramy 12-odprowadzeniowe. Na początku lat 80. sformułowano bowiem matematyczne podstawy transformacji elektrokardiogramu 12-odprowadzeniowego do wektorkardiogramu (jest ona realizowana z dokładnością 99%), oraz transformacji wektorkardiogramu do elektrokardiogramu 12-odprowadzeniowego (która jest realizowana bezstratnie).

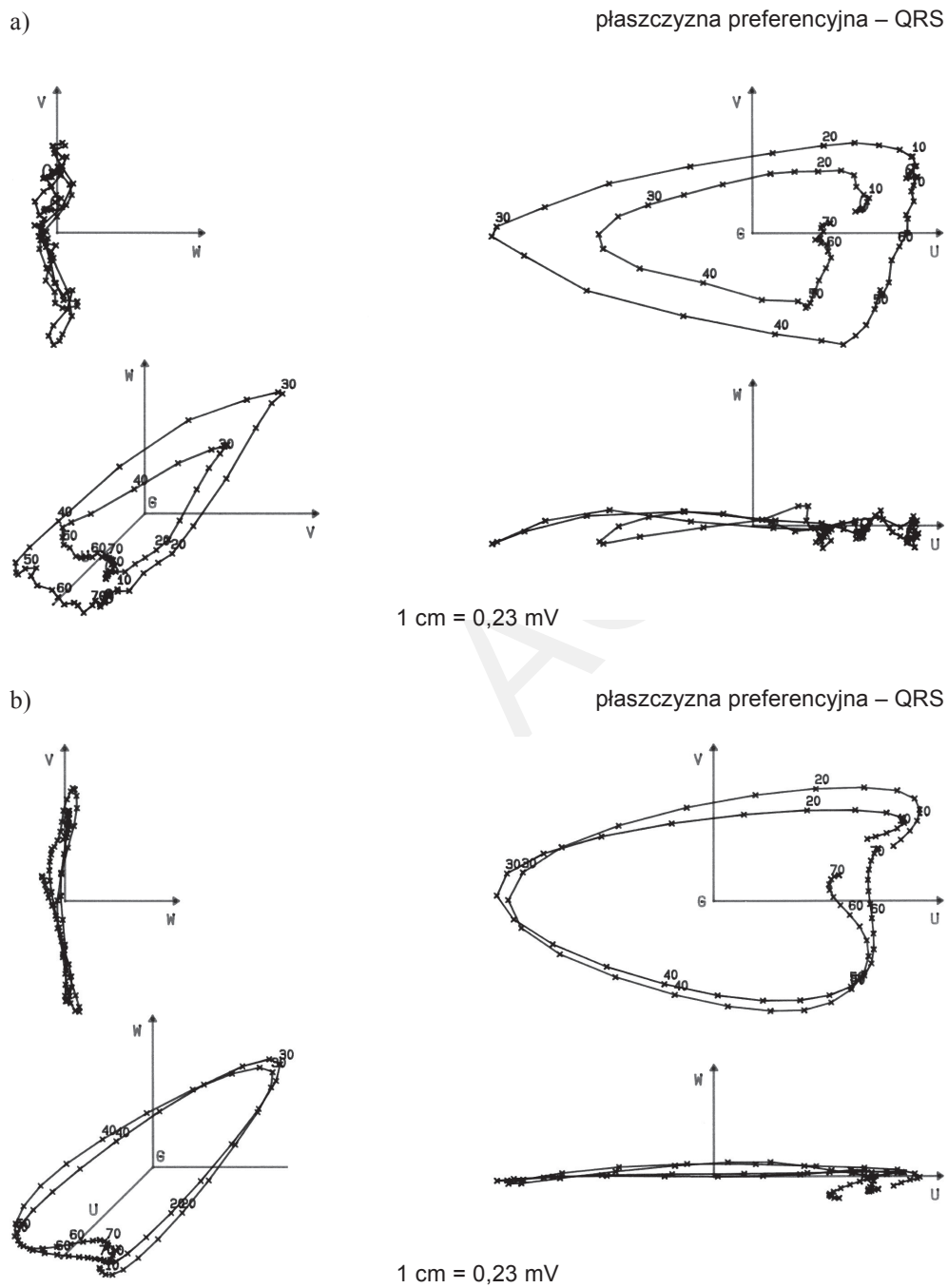
Wynikają z tego liczne korzyści:

- procedury analizy typowe dla wektorkardiogramów mogą więc być użyte do obróbki zapisu pozyskanego aparaturą 12-kanałową (konieczne jest jednoczesne próbkowanie wszystkich odprowadzeń); dotyczy to także zapisów archiwalnych;
- wszelkie niejednoznaczności diagnostyczne wektorkardiogramów mogą zostać zinterpretowane w ich reprezentacji 12-kanałowej, z wykorzystaniem znacznie bogatszych doświadczeń w interpretacji elektrokardiogramów;
- możliwe jest archiwizowanie sygnałów elektrokardiograficznych w postaci wektorkardiogramów (trzy kanały zamiast 12), a w razie potrzeby odtworzenie ich jako zapisu 12-odprowadzeniowego – jest to zasada działania 12-odprowadzeniowego rejestratora holterowskiego.

Istotną nowością, jaką w dziedzinie wektorkardiografii przyniosła cyfrowa obróbka sygnałów, jest możliwość zastosowania elementów geometrii trójwymiarowej w odniesieniu do poszczególnych pętli (załamka P, zespołu QRS i załamka T). Przekształcenia te domyślnie kojarzą się z wizualizacją pętli i faktycznie, pętle można teraz oglądać nie tylko w trzech wzajemnie prostopadłych płaszczyznach, ale na płaszczyźnie dowolnie zdefiniowanej. Główna korzyść wynikająca z zastosowania przekształceń geometrycznych do przestrzennych figur pętli zapisanych w pamięci komputera polega jednak nie na wizualizacji, ale na nowych możliwościach porównywania pętli poprzedzającego ich automatyczną optymalną superpozycją (rys. 6.30).

Optymalna superpozycja pętli wektorkardiograficznych pozwala na eliminację większości pozakardiologicznych zmian mających wpływ na elektrokardiogram:

- odmiennego ułożenia elektrod przy dwóch porównywanych badaniach (co jest bardzo prawdopodobne, jeżeli wykonują je dwaj różni technicy lub dwa różne ośrodki);
- zmian warunków rejestracji spowodowanych zmianami w obrębie przepony i mięśni międzyżebrowych (np. w wyniku intensywnego treningu fizycznego u sportowców);
- zmian wywołanych odmiennym ułożeniem serca (poród, pneumektomia itp.).



Rys. 6.30. Zasada optymalnej superpozycji pętli wektorkardiograficznych w przestrzeni: a) sygnał surowy; b) optymalna superpozycja

W elektrokardiogramie liniowym zmiany pozakardiologiczne są często bardziej widoczne niż poszukiwane patologie, często źle przeprowadzone badanie prowadzi do fałszywych wniosków diagnostycznych. Wszystkie wyżej wymienione sytuacje są związane ze zmianami w elektrokardiogramie raportowanymi np. jako zmiany długości załamków, podczas gdy w rzeczywistości przyczyna zmian pozostaje poza sercem i bez wpływu na jego pracę. Owszem, odmienny jest obraz tej pracy widziany elektrodami powierzchniowymi.

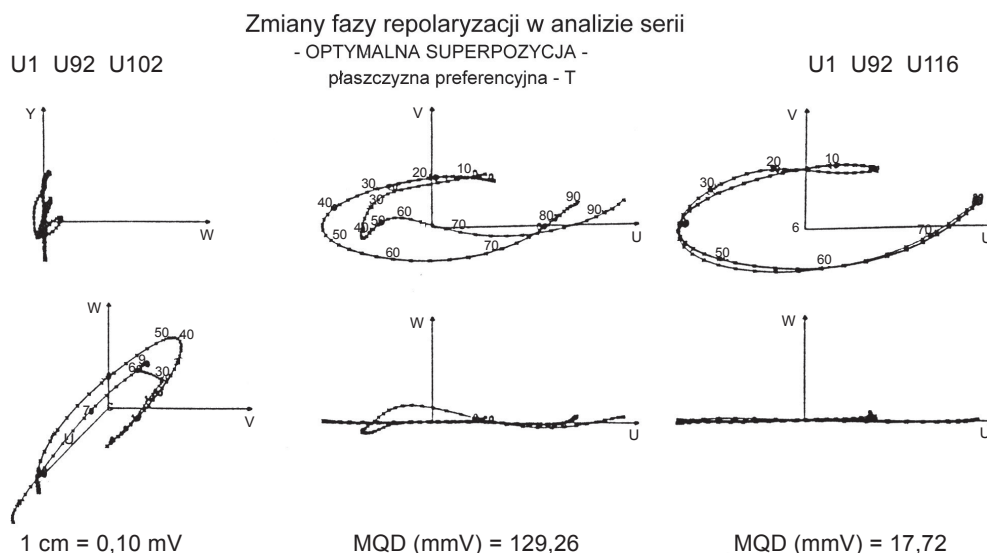
Optymalna superpozycja pętli wektorkardiograficznych przebiega w następujących etapach (patrz rys. 6.30):

- pętle zespołów QRS są wyodrębniane z sygnału przy użyciu standardowych procedur określania początku i końca załamków;
- ponieważ pętle nie są planarne, określana jest tzw. „płaszczyzna preferencyjna”, czyli taka, na którą rzut pętli ma największe pole powierzchni – dla każdej pętli istnieje dokładnie jedna taka płaszczyzna;
- na płaszczyźnie preferencyjnej wyznaczany jest środek ciężkości pętli i osie inercji (uwaga, interwał czasowy próbkowania jest stały, ale odległość pomiędzy kolejnymi próbkami w przestrzeni nie jest stała, co jest wynikiem zmian prędkości sygnału) próbki otrzymują współczynniki wagowe proporcjonalne do modułu prędkości sygnału;
- z użyciem przekształceń geometrycznych: rotacji, translacji i jednokładności poszukiwane jest minimum odległości średniokwadratowej pomiędzy odpowiadającymi sobie próbkami obu porównywanych pętli – jest to zasadniczy element optymalnej superpozycji pętli;
- korygowany jest brak synchronizacji akcji serca z taktowaniem przetwornika a/c – w tym celu jedna z pętli jest przepróbkowywana o odpowiedni fragment interwału próbkowania;
- obliczany jest globalny współczynnik odchylenia średniokwadratowego PRD (ang. *percent root-mean-square difference*) obu pętli i funkcja odchyłki po obwodzie pętli (jej argumentami są kolejne numery próbek na pętli, a wartościami – lokalne wartości odchyłki obu pętli).

Zasada optymalnej superpozycji, oprócz korekty odmiennego pozycjonowania elektrod, odmiennego ułożenia serca i odmiennych warunków rejestracji umożliwia także poprawienie błędów procedury określającej położenie punktów granicznych załamków (*P-onset*, *P-end*, *QRS-onset*, *QRS-end* i *T-end*). Możliwości diagnostyczne jakie oferuje funkcja odchyłki pętli optymalnie nałożonych są ogromne i jeszcze nie do końca wyeksploatowane. Wiele w tej dziedzinie zależy przecież od doświadczeń lekarzy dokonujących interpretacji.

Dziś już jednak wiadomo, że niektóre cechy tej funkcji stanowią niezrównane źródło informacji diagnostycznych:

- w zakresie profilaktyki prowadzonej przeciwko odrzuceniu przeszczepionego serca,
- w zakresie testowania wpływu środków farmakologicznych (rys. 6.31).



Rys. 6.31. Wpływ chinidyny na przebieg repolaryzacji jako przykład analizy serii w wektokardiografii

Zasada optymalnej superpozycji pętli wektokardiograficznych stanowi obecnie jedną z podstaw tzw. analizy serii w elektrokardiografii. Idea analizy serii wywodzi się z faktu występującej często w diagnostyce znacznie większej międzysobniczej zmienności parametrów niż różnica stanów prawidłowego i patologicznego u konkretnego pacjenta. Pod znakiem zapytania staje więc (typowe dla pomiarów technicznych) używanie obiektywnych wzorców stanu prawidłowego i patologicznego. W zgodnej opinii diagnostyków, kierunek i szybkość zachodzących zmian jest bardziej istotną diagnostycznie wskazówką niż bieżąca wartość bezwzględna. Podejście takie zakłada jednak wykonywanie kilku pomiarów (serii – stąd nazwa) w celu określenia trendu zachodzących zmian.

O ile jest to łatwe do wykonania w krótkim okresie w warunkach laboratoryjnych, o tyle kliniczne wykonywanie analizy serii napotyka na dodatkowe trudności natury technicznej:

- poszczególne pomiary wykonywane są przez różne laboratoria, na różnym sprzęcie i z różną starannością;
- warunki pomiaru związane z pacjentem (trening fizyczny, otyłość) zmieniają się z czasem;
- czynniki zewnętrzne (szumy, zakłócenia) mają charakter losowy.

Ponieważ optymalna superpozycja dyskryminuje wpływ większości tego rodzaju pozakardiologicznych zmian sygnału, właściwe jest stwierdzenie, że obserwowane trendy charakteryzują się wysoką istotnością diagnostyczną. Metoda ta jest także

nazywana komputerową analizą wektokardiogramów z odniesieniem zwrotnym do pacjenta CAVIAR (ang. *computer analysis of vectocardiograms with autoreference to the patient*).

6.5.2. Elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości (HR-ECG)

Elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości to technika używana stosunkowo rzadko w 12-odprowadzeniowej elektrokardiografii lub wektokardiografii. Głównie stosowana jest ona przez laboratoria o profilu naukowym, lub przez wysoko specjalizowane ośrodki kardiologiczne. Tym niemniej, właśnie elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości stanowi awangardę technik stosowanych klinicznie, opracowując interpretacje zapisów, które – dzięki stałemu postępowi technologii elektronicznej – wejdą dopiero do kanonu diagnostyki klinicznej.

Dla elektrokardiografii wysokiej rozdzielczości typowe są następujące parametry akwizycji sygnału:

- częstotliwość próbkowania: od 1000 do 2000 Hz,
- rozdzielczość: od 14 do 16 bitów.

W elektrokardiografii wysokiej rozdzielczości rozstrzygane są zwykle problemy nie znajdujące rozwiązań w technikach bardziej upowszechnionych:

- uśrednianie załamka P związane z diagnostyką przewodzenia międzyprzedsiowego i międzywęzłowego,
- uśrednianie zespołów QRS w celu detekcji mikropotencjałów,
- nadzór nad operacją angioplastyczną, i inne.

Sygnały HR-ECG są często używane jako referencje patologii (po potwierdzeniu ich w wysokiej częstotliwości) i po podpróbkowaniu używane jako sygnały testowe do określania własności procedur automatycznego przetwarzania sygnałów elektrokardiograficznych. Producenci takich programów, niezależnie od istnienia międzynarodowych baz danych odniesienia (por. podrozdział 8.4), zwykle dysponują własnymi zapisami testowymi.

7. Techniki polielektrograficzne

Cechą charakterystyczną zapisów polielektrograficznych, przeciwieństwie do dotychczas przedstawionych technik rejestracji sygnałów elektrodiagnostycznych, jest koincydencja zjawisk reprezentowanych przez biopotencjały o różnym pochodzeniu rejestrowane symultanicznie. Diagnoza prowadzona w kierunku weryfikacji konkretnej tezy powinna wykorzystywać swoiste dla tej tezy elementy rejestracji i rozpoznawania zjawisk patologicznych. Przetwarzanie zapisów polielektrograficznych zawiera elementy typowe dla analizy poszczególnych składowych (np. detekcja zespołów skurczowych w elektrokardiogramie), ale także sporą grupę algorytmów specjalizowanych nie stosowanych w innych przypadkach. Techniki polielektrograficzne charakteryzują się brakiem utartych, dobrze sprawdzonych metod przetwarzania sygnałów i prezentacji wyników. Co więcej lista parametrów diagnostycznych takich badań ulega ciągłym rozszerzeniom. Wyjątkowo w rejestracjach polielektrograficznych może zostać zastosowana różna częstotliwość próbkowania, dostosowana do natury sygnału, w symultanicznie rejestrowanych kanałach. Sytuacja taka, typowa np. dla współbieżnej rejestracji elektrokardiogramu (250 Hz) i oddechu (10 Hz), wymaga zwrócenia szczególnej uwagi na skalę czasową właściwą dla każdego kanału rejestracji.

Niniejszy rozdział jest poświęcony opisowi trzech najpopularniejszych technik polielektrograficznych:

- 1) polikardiografii,
- 2) kardiokografii (KTG),
- 3) polisomnografii (PSG).

7.1. Polikardiografia

Polikardiografia jest techniką diagnostyczną układu sercowo-naczyniowego opartą na równoczesnej rejestracji zapisu zjawisk elektrycznych, akustycznych oraz pulsu ciśnienia krwi.

Polikardiografia wypełnia więc lukę pozostawioną przez elektrokardiografię w zakresie diagnozowania:

- niedomykalności zastawek,
- utraty sprężystości łuku aorty lub innych tętnic jako przyczyny chronicznego nadciśnienia tętniczego,
- przewężeń tętniczych na tle miażdżycowym itp.

Polikardiografia jest ostatnio wypierana przez dopplerowskie metody ultrasonograficzne, umożliwiające dokładniejsze określenie tzw. objętości wyrzutowej – podstawowego parametru mechanicznego reprezentującego pracę układu sercowo-naczyniowego. Nadal jednak powinna być brana pod uwagę jako niedrogie narzędzie diagnostyczne rozszerzające możliwości standardowej elektrokardiografii.

Do technik polikardiograficznych zalicza się:

- fonokardiografię (FKG), która jest zapisem zjawisk akustycznych powstających w czasie pracy serca;
- sfigmografię – rejestrację tętna tętniczego;
- apekskardiografię – rejestrację uderzenia koniuszkowego serca.

Każdy z tych sygnałów może być rejestrowany współbieżnie z elektrokardiogramem za pomocą rejestratora wielokanałowego. Jedynym wymaganym środkiem technicznym jest odpowiedni przetwornik (kardiomikrofon lub piezosfigmometr) i przystawka dopasowująca parametry elektryczne sygnału do wejść typowych torów sygnałowych rejestratora EKG.

7.1.1. Fonokardiografia

W warunkach fizjologicznych rozróżnić można dwa tony serca. Pierwszy z nich (występujący w pobliżu końca zespołu QRS) jest spowodowany zamykaniem się zastawek przedsionkowo-komorowych. Drugi (synchroniczny z końcem załamka T) – za-trzaskiwaniem zastawki aorty i pnia płucnego (rys. 7.1).



Rys. 7.1. Fonokardiogram prawidłowy zapisany w dwóch pasmach częstotliwości

Występowanie tonu trzeciego (co najmniej 120 ms po tonie drugim) – u ludzi młodych uznawane za prawidłowe – jest związane z szybkim napełnianiem krwią komór w czasie rozkurczu.

Ton czwarty – występujący szczątkowo u osób zdrowych – jest związany z drganiami przedskurczowymi komór w czasie skurczu przedsionków.

W stanach patologicznych, najczęściej charakterystycznych dla zmian w funkcjonowaniu zastawek, w zapisie fonokardiograficznym pojawiają się szmery. Interpretacja diagnostyczna tych dźwięków jest ściśle związana z zarejestrowanym synchronicznie elektrokardiogramem.

W oparciu o zapis elektrycznej aktywności serca wyróżnia się szmery:

- skurczowe (związane z turbulentnym przepływem krwi w wyniku np. zwężenia zastawki aorty),
- rozkurczowe (związane z powrotnym przepływem krwi spowodowanym niedomykalnością zastawek).

Szmery charakteryzują się szerokim zakresem częstotliwości, brakiem precyzyjnie określonego momentu początku i końca oraz niewielką amplitudą.

W zależności od celu diagnostycznego pozycja mikrofonu może być wybierana spośród kilku punktów na ciele pacjenta:

- odbiór tonów z koniuszka serca – mikrofon znajduje się tuż poniżej sutka w linii środkowo-obojęzycznej lewej;
- odbiór z punktu Erba – mikrofon znajduje się tuż powyżej przyczepu chrząstki trzeciego żebra do mostka;
- odbiór z pnia płucnego – mikrofon znajduje się w drugiej przestrzeni międzyżebrowej po stronie lewej przy mostku;
- odbiór z tętnicy głównej – mikrofon znajduje się w drugiej przestrzeni międzyżebrowej po stronie prawej przy mostku.

W zależności od potrzeb niekiedy stosuje się równoczesny zapis fonokardiogramu z tego samego źródła w dwóch pasmach częstotliwościowych (np. 50 Hz i 200 Hz). Dysponując rejestratorem cyfrowym można pozwolić sobie na rejestrację pełnego pasma fonokardiogramu (400 Hz) i późniejsze zastosowanie filtrów cyfrowych.

7.1.2. Sfigmografia

Zapis krzywej tętna przeprowadza się zwykle synchronicznie z zapisem elektrycznej (EKG) i akustycznej (FKG) aktywności serca. Niekiedy stosuje się dwa przetworniki umieszczone np. na tętnicy szyjnej i udowej lub wzdłuż tętnicy, która jest diagnozowana w kierunku zwężenia.

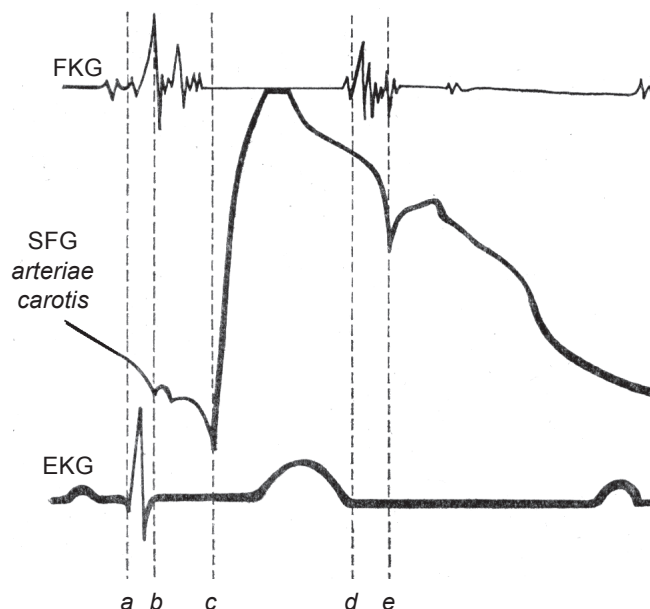
Przetwornik sfigmograficzny wykorzystuje najczęściej zjawisko piezoelektryczne do przekształcenia zmian ciśnienia na napięcie (sygnał elektryczny). Rzadziej wykorzystywane są przetworniki pojemnościowe, wymagają one bowiem odrębnych źródeł zasilania (zmiana pojemności powoduje, że nośnikiem informacji jest częstotliwość) i podłączenie przetwornika do standardowego wejścia toru sygnałowego elektrokardiografu wymaga więcej nakładów. Dokładna kalibracja wartości ciśnienia nie jest prze-

ważnie stosowana – jest to zresztą dość skomplikowane i realizowane tylko w najwyższej klasy urządzeniach. Większość potrzeb diagnostycznych nie zakłada jednak rejestracji dokładnych wartości ciśnienia krwi (zależy ono także od wielu czynników pozakardiologicznych), a jedynie względne zmiany czasowej krzywej ciśnienia. Zmiany te – opisywane głównie jakościowo – w kontekście synchronicznego elektrokardiogramu są podstawą podejmowania decyzji diagnostycznych.

7.1.3. Automatyczna obróbka sygnału polikardiograficznego

Automatyczna obróbka sygnału polikardiograficznego jest zwykle prowadzona we wszystkich kanałach (rys. 7.2):

- w kanale elektrokardiograficznym dokonywana jest detekcja zespołów QRS i dokładne wyznaczenie położenia wierzchołka fali R oraz wyznaczenie częstości akcji serca (HR);
- w kanale fonokardiograficznym wyznaczane są początki i końce poszczególnych tonów serca (zwykle tylko ton I i II mogą być rozpoznane i zmierzone automatycznie);
- w kanale sfigmograficznym wyznaczane jest położenie maksimów i minimów ciśnienia tętniczego, i – o ile wykonano kalibrację – obliczana jest wartość międzyszczytowa (różnica pomiędzy ciśnieniem skurczowym i rozkurczowym) a także wartość średnia ciśnienia.



Rys. 7.2. Ocena pracy lewej komory serca na podstawie interwałów wyznaczonych automatycznie na polikardiogramie

Punkty czasowe odpowiadające położeniu maksimum fali R elektrokardiogramu, położenie początków i końców tonów serca oraz lokalizacje ekstremów krzywej ciśnienia są podstawą wyznaczenia interwałów czasowych (opóźnień). Opóźnienia te są następnie weryfikowane na okoliczność przekroczenia wartości progowych przyjętych jako granice normy.

Przykładowo, maksymalne czasy trwania tonów serca wynoszą:

dla tonu I – 160 ms,

dla tonu II – 90 ms.

Niekiedy wykonywana jest dodatkowo analiza widmowa sfigmogramu, co pozwala wykryć składniki okresowe reprezentujące zjawiska rezonansowe w tętnicach. Analiza widmowa jest używana przeważnie przy podejrzeniach lokalnych przewężeń tętnic na tle miażdżycowym.

Podjęmowane są obecnie próby zastosowań analizy fonokardiogramu w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej. Mimo że mają one na razie charakter bardziej naukowy niż kliniczny, charakter sygnału oraz oczekiwania diagnostyczne pozwalają spodziewać się znacznych korzyści takiej właśnie analizy.

7.2. Kardiotokografia i elektrohisterografia

Podrozdział ten poświęcony jest diagnostyce polielektrograficznej wykorzystującej sygnały odmiennej natury, ale także pochodzące od dwóch różnych organizmów: matki i jej płodu. Elektrodiagnostyka okołoporodowa to, poza metodami ultrasonograficznymi, jedyna metoda weryfikacji tzw. dobrostanu płodu, a więc jego podstawowych czynności fizjologicznych. Znaczne trudności metodologiczne mają swe źródło we wzajemnej bliskości dwóch organizmów matki i dziecka, co w konsekwencji manifestuje się znacznym wzajemnym zakłócaniem się reprezentacji elektrycznych funkcjonowania poszczególnych organów.

Obiektywna, prowadzona od wczesnych tygodni ciąży rejestracja aktywności skurczowej mięśnia macicy jest podstawą do oceny zagrożenia porodem przedwczesnym. Prowadzi to do zmniejszenia odsetka wcześniactwa, a co za tym idzie zmniejszenia wskaźników umieralności okołoporodowej, która w 75% przypadków spowodowana jest właśnie wcześniactwem noworodków.

7.2.1. Techniki diagnostyki płodu

Diagnostyka biofizyczna płodu opiera się głównie na badaniu czynności serca płodu, bowiem krążenie krwi stanowi zasadniczy mechanizm homeostazy zapewniający płodowi właściwe środowisko wewnętrzne. Powszechnie stosowane jest badanie kardiotokograficzne, polegające na równoległej rejestracji sygnału częstości uderzeń serca płodu rejestrowanej metodami elektrokardiograficznymi i aktywności skurczowej

macicy rejestrowanej za pośrednictwem zjawisk elektrycznych (elektrohisteryografia) lub za pomocą przetwornika mechanicznego (tokografia). Częstość uderzeń serca płodu obliczana na podstawie elektrokardiogramu może być podana ze znaczną dokładnością (do $0,25 \frac{1}{\text{min}}$), lecz badanie to charakteryzuje się znaczną inwazyjnością – elektroda aktywna jest wkładana w główkę płodu (drogą przezpochwową), co może powodować zakażenia i inne komplikacje okołoporodowe.

Alternatywną, intensywnie ostatnio rozwijaną metodą monitorowania akcji serca płodu jest rejestracja z powierzchni ciała matki z użyciem elektrod w układzie dostosowanym do ułożenia płodu. Główną trudność stanowi dokonywane na drodze programowej izolowanie elektrokardiogramu płodu spośród licznych potencjałów czynnościowych matki, traktowanych w tym pomiarze jako zakłócenia. Najbardziej obiecujące, choć stosowane wciąż na skalę laboratoryjną, jest wykorzystanie elektrokardiogramu matki i „odjęcie” go od sygnału pobranego z powłok brzusznych metodą dekonwolucji czyli splotu odwrotnego.

Inną metodą zapewniającą monitorowanie akcji serca płodu jest użycie ultradźwiękowej głowicy dopplerowskiej (rys. 7.3), co można uznać za badanie nieinwazyjne (natężenie wiązki jest ok. 100 razy mniejsze niż w przypadku standardowego USG). Niestety wymagana precyzja pozycjonowania głowicy, trudna do zapewnienia w przypadku ruchów płodu, oraz niewielka dokładność (do $3 \frac{1}{\text{min}}$) pozwalają na orientacyjne tylko traktowanie rezultatów metody ultradźwiękowej. Niekorzystne warunki rejestracji, ruchy płodu, aktywność mięśni i niepewny kontakt elektrody są przyczynami powszechnie złej jakości zapisów kardiograficznych, a co za tym idzie, niskiej czułości badania kardiograficznego. Zbyt często decyzje podejmowane jedynie na podstawie tego badania okazywały się nietrafne; stan noworodka po porodzie okazywał się prawidłowy mimo występowania nieprawidłowych elementów w zapisie kardiograficznym. W związku z tym uważa się, że po stwierdzeniu zaburzeń w zapisie czynności serca, konieczna jest weryfikacja biochemiczna tego stanu, za pomocą estymacji zawartości tlenu we krwi tętniczej.

W celu monitorowania niedotlenienia lub kwasicy pożądana jest ocena pH oraz ciśnienia parcjalnego krwi włosniczkowej skóry główki płodu, która, z uwagi na swoją inwazyjność, może być stosowana jedynie wybiórczo. Prawidłowa ilość tlenu dostarczana do tkanek zależy od pojemności tlenowej krwi oraz wydolności układu krążenia. Brak możliwości oceny zawartości tlenu w tkankach może więc być z powodzeniem zastąpiony przez pomiar jego zawartości we krwi. Badań tych można dokonać zarówno w odniesieniu do tlenu związanego z hemoglobina (pulsoksymetria), jak i rozpuszczonego w osoczu – przezskórny pomiar prężności tlenu.

7.2.2. Diagnostyka aktywności skurczowej macicy

Stosowane obecnie metody rejestracji aktywności mięśnia macicy polegają na pomiarze wielkości:

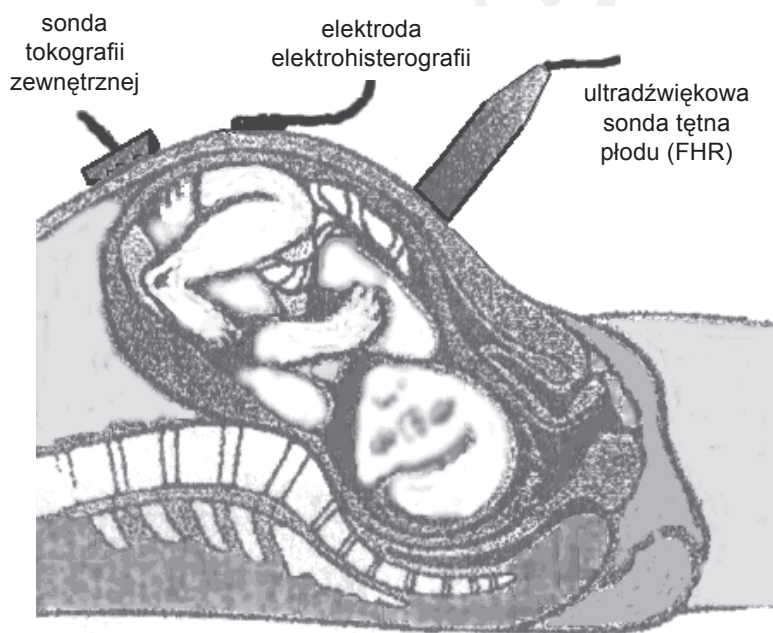
- mechanicznych (tokografia),
- elektrycznych (elektrohisteryografia).

W tokografii wewnętrznej czujnik mierzy ciśnienie płynu owodniowego.

Podstawową zaletą tokografii wewnętrznej jest możliwość pomiaru zarówno napięcia podstawowego wytwarzanego przez mięsień macicy, jak i ciągłego monitorowania siły skurczu w bezwzględnych jednostkach ciśnienia.

Wadą metody jest konieczność wprowadzenia cewnika do jamy macicy, co najczęściej odbywa się drogą pochwową i stwarza ryzyko dla rodzącej i płodu oraz ryzyko zakłócenia fizjologicznej aktywności w porodzie. Metoda ta jest więc stosowana rzadko i nie nadaje się do długotrwałego monitorowania.

Powszechnie stosowana jest tokografia zewnętrzna (rys. 7.3), która polega na pomiarze mechanicznych naprężeń macicy za pomocą czujnika tensometrycznego umieszczonego na powierzchni brzucha ciężarnej. Uzyskane informacje o aktywności skurczowej macicy mają jedynie charakter orientacyjny i nie mogą być podstawą jej obiektywnej i naukowej oceny. W obu przedstawionych metodach stosowana jest ta sama technika pomiaru polegająca na zamianie wielkości mechanicznej: ciśnienia lub naprężenia na wolnozmienny sygnał elektryczny. W efekcie uzyskuje się jedynie obraz skurczów w postaci wolnozmiennej krzywej. Alternatywą może być metoda rejestracji elektrycznej aktywności mięśnia macicy.



Rys. 7.3. Zestaw pomiarowy do oceny aktywności mięśnia macicy i monitorowania dobrostanu płodu

Metoda pomiaru biopotencjałów macicy (elektrohisterografia – EHG) jest znana już od kilkudziesięciu lat, jednak niewystarczający poziom technologiczny oraz brak zaawansowanych metod komputerowego przetwarzania sygnałów uniemożliwiły wła-

ściwy rozwój tej techniki. Za pomocą elektrod umieszczonych na powierzchni brzucha ciężarnej (rys. 7.3) rejestruje się sygnał będący sumą aktywności elektrycznej poszczególnych komórek mięśnia macicy, który nazywany jest elektrohisterogramem (EHG). Sygnał ten oprócz wolnozmiennnej składowej obrazującej skurcze zawiera składowe o wyższych częstotliwościach, które potencjalnie mogą zawierać informacje o charakterze samych skurczów.

Analiza elektrohisterogramu prowadzona w trakcie monitorowania zmierza do wyznaczenia zestawu parametrów, które służą do oceny zagrożenia porodem przedwczesnym. Analiza ta obejmuje analizę w dziedzinie czasu oraz w dziedzinie częstotliwości wybranego kanału EHG. Analiza w dziedzinie czasu prowadzi do wyznaczenia krzywej skurczu, a następnie identyfikacji skurczów i wyznaczenia ich podstawowych parametrów: początku, czasu trwania, amplitudy, powierzchni, intensywności, oraz dodatkowo odległości między skurczami. Analiza spektralna natomiast dostarcza dodatkowych informacji w postaci widma mocy oraz wskaźnika mocy sygnału w zadanym paśmie.

7.2.3. Wyznaczanie podstawowych parametrów skurczów

Wyznaczenie podstawowych parametrów skurczów musi zostać poprzedzone identyfikacją skurczów w oparciu o bieżącą analizę krzywej skurczowej (rys. 7.4). Amplituda skurczów wynikająca bezpośrednio z amplitudy potencjałów czynnościowych w sygnale EHG zmienia się w zakresie 0–100 mV. Typowe wartości to 50–80 mV. Krzywa skurczów, otrzymana poprzez wygładzanie modułu zapisu EHG, jest następnie analizowana w oknie 20 minutowym.

Kryteria identyfikacji pojedynczego skurczu są następujące:

- wzrost wartości krzywej powyżej wartości poziomu odniesienia (typowo 10 mV),
- czas trwania powyżej 40 s.

Wartość poziomu odniesienia ustala się doświadczalnie porównując liczby wykrytych skurczów w oparciu o sygnał aktywności elektrycznej i mechanicznej.

W oparciu o punkty przecięcia krzywej skurczów z poziomem odniesienia wyznacza się:

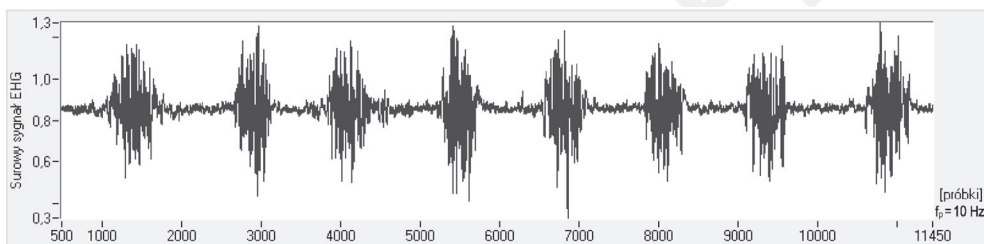
- początek skurczu,
- czas trwania,
- odstęp od poprzedniego skurczu.

Amplituda jest wyznaczana jako maksymalna wartość w ramach znalezionej skurczu. W punktach przecięcia krzywej skurczów z poziomem odniesienia wyznaczana jest dyskretna pochodna, której wartość odpowiada nachyleniu stycznej do krzywej skurczów w rozpatrywanym punkcie. Dodatnie nachylenie stycznej odpowiada początkowi, zaś ujemne – zakończeniu skurczu. Dzięki takiemu algorytmowi możliwe jest

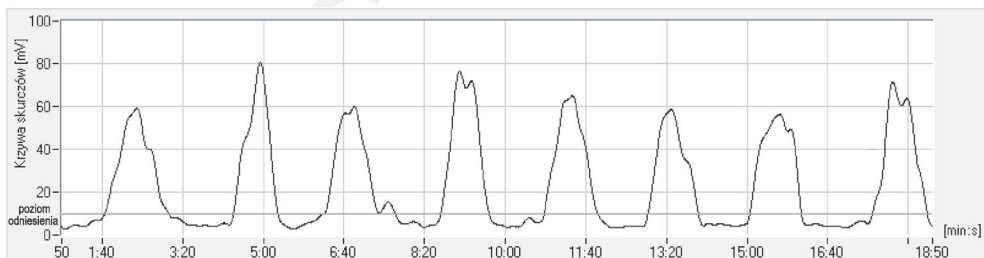
znalezienie skurczu, który rozpoczyna się w danym oknie, a kończy w następnym. Całka (powierzchnia) pod krzywą skurczową, reprezentująca energię (iloczyn chwilowej siły i czasu trwania) skurczu jest obliczana metodą prostokątów. Ponieważ próbki są od siebie równo oddalone, więc wartość powierzchni może zostać wyznaczona jako suma wartości próbek w czasie skurczu.

Dla wykrytego skurczu wyznaczana jest jego intensywność, jako liczba wyładowań w czasie skurczów. Liczba ta jest wyznaczana w oparciu o sygnał EHG jako liczba przejść sygnału przez wyznaczony wcześniej poziom średni, podzielona przez dwa. Parametr ten odpowiada intensywności skurczu jaka jest określona w przypadku tokografii wewnętrznej – jest to nachylenie zbocza skurczu na krzywej zmiany ciśnienia wewnątrzmacicznego. W przypadku tokografii zewnętrznej, intensywność nie jest wyznaczana, ze względu na bardzo przybliżony charakter sygnału aktywności skurczowej otrzymany tą metodą.

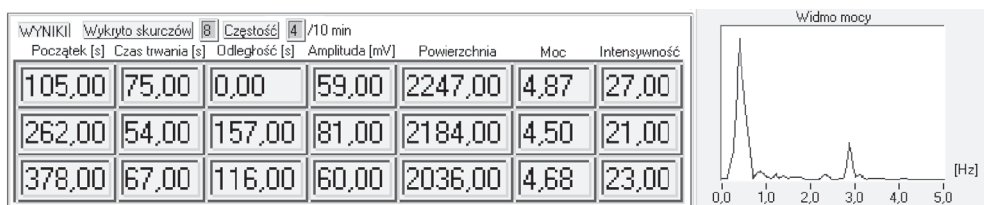
a)



b)



c)



Rys. 7.4. Automatyczna analiza elektrohisterogramu: a) surowy sygnał elektrohisterograficzny; b) krzywa skurczów obliczona na podstawie sygnału EHG; c) parametry diagnostyczne oraz typowe widmo mocy elektrohisterogramu

7.2.4. Analiza częstotliwościowa sygnału EHG

Przed analizą, sygnał poddawany jest pasmowej filtracji 0,1–1 Hz przy pomocy cyfrowego filtru o wzmocnieniu 1 i płaskiej charakterystyce przenoszenia w paśmie przepustowym. Pasma to nie pokrywa wprawdzie całego zakresu widma, w którym lokalizują się składowe potencjałów czynnościowych macicy, jednak obejmując składową skurczów, jest najmniej narażone na wpływ zakłóceń pochodzenia biologicznego, a więc współczynnik mocy pozostaje najmniej zniekształcony. Poniżej tego pasma znajduje się szum o wysokiej amplitudzie, często pojawiający się zgodnie z rytmem skurczów macicy, a spowodowany rozciąganiem powłok brzucha podczas ruchów oddechowych. Powyżej częstotliwości 1 Hz amplituda składowych elektrohisterogramu szybko zmniejsza się, a ujawnia się wpływ pola elektrycznego serca.

Analiza częstotliwościowa sygnału EHG jest prowadzona w ruchomym oknie o zadanej szerokości przesuwanym w osi czasu z zadaniem krokiem. W każdym oknie wyznaczane jest widmo mocy oraz moc całkowita sygnału. Funkcja widmowej gęstości mocy jest uzyskiwana z widma poprzez filtrację dolnoprzepustową, najczęściej wykorzystującą okno Hanna. W obrębie znalezionej skurczu podawana jest moc maksymalna. Moc całkowita wyznaczana jest w paśmie 0,1–1 Hz jako pole pod wykresem gęstości mocy w tym zakresie częstotliwości.

7.3. Polisomnografia

Przedmiotem zainteresowań diagnostyki polisomnograficznej (PSG) jest analiza procesów życiowych przebiegających z wyłączeniem świadomej kontroli podczas snu. Sen, jak łatwo obliczyć, wypełnia ok. 1/3 długości życia człowieka. Podczas snu, ważne procesy życiowe (oddychanie, utrzymanie temperatury ciała) zachodzą bez udziału świadomości człowieka, co stwarza okazję do diagnozowania funkcji narządów pod kontrolą systemu nerwowego.

7.3.1. Cel diagnostyczny monitorowania snu

Badanie polisomnograficzne dotyczyć może szerokiego zakresu wieku pacjentów, od pierwszych dni po urodzeniu aż do późnej starości. Interesujące może być np. obserwowanie procesu konsolidacji snu u niemowląt podczas pierwszych czterech miesięcy życia. Stwierdzono płynne przechodzenie przypadających początkowo chaotycznie faz snu i czuwania w dwie fazy, związane z przemiennością dnia i nocy.

Standardowy zestaw odprowadzeń polisomnograficznych składa się z:

- elektrod elektroencefalograficznych (EEG) – system 10–20; najczęściej wykorzystywane pary to: C3–C4, O1–O2 lub A2–A1;
- elektrod elektronystagmograficznych (ENG) – dwa kanały rejestrujące niezależnie ruchy obu oczu w płaszczyźnie poziomej;
- elektrod elektromiograficznych (EMG) – jeden kanał rejestrujący aktywność mięśnia podbródka.

Często stosowany jest jednak okrojony (w zależności od bieżącej potrzeby diagnostycznej) zestaw odprowadzeń.

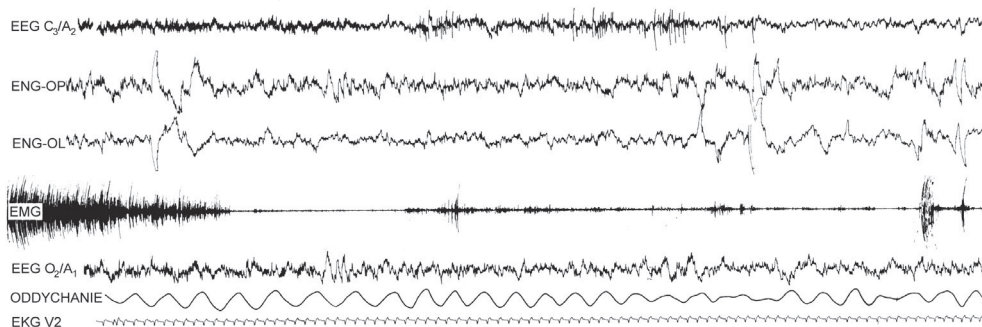
Za minimalny zestaw polisomnograficzny uważa się rejestrację następujących trzech kanałów:

- 1) odprowadzenie EEG C3–A2,
- 2) odprowadzenie ENG obu oczu wspólnie w płaszczyźnie poziomej,
- 3) odprowadzenie EMG z mięśnia podbródka.

W zależności od potrzeby diagnostycznej standardowy zestaw odprowadzeń polisomnograficznych bywa uzupełniany zestawem rejestrującym inne typy sygnałów elektrodiagnostycznych:

- zapisem elektrokardiograficznym z odprowadzeń przedsercowych,
- zapisem poruszeń pacjenta (w postaci jakościowej lub ilościowej),
- rejestracją temperatury ciała,
- rejestracją ciśnienia tętniczego krwi,
- ciągłym pomiarem objętości oddechu (realizowanym przez pomiar przyrostu obwodu klatki piersiowej lub przez pomiar strumienia powietrza wdychanego i wydychanego),
- pomiarem stężenia dwutlenku węgla w wydychanym powietrzu.

Równoczesna rejestracja tak wielu sygnałów różnej natury i pochodzenia (rys. 7.5) uzasadnia (sygnalizowaną już na wstępie) rejestrację każdego z nich z inną częstotliwością próbkowania oraz z inną skalą amplitudową. Polisomnografia jest najbardziej rozbudowaną technologicznie dziedziną polielektrodiagnostyki. Informatyk opracowujący oprogramowanie do automatycznej analizy zapisów PSG zetknie się z problemami typowymi dla każdej ze składowych technik rejestracji. Gratyfikacją jest ciekawa praca na długie lata.



Rys. 7.5. Przykład zapisu polisomnograficznego: osoba zdrowa, faza REM

7.3.2. Przebieg snu

Czasowa organizacja snu fizjologicznego jest funkcją wieku człowieka. Sen nocny przebiega według określonego wzorca powtarzanego 3–4 razy w ciągu nocy. Udział poszczególnych faz we wzorcu jest różny: fazy 3 i 4 przeważają w czasie pierwszych dwóch powtórzeń, natomiast udział fazy REM (tzw. snu aktywnego) wzrasta i jest największy w godzinach porannych. Tabela 7.1 przedstawia procentowy udział poszczególnych faz snu i ich cechy charakterystyczne w zapisie EEG.

Tabela 7.1

Fazy snu fizjologicznego, ich udział procentowy i cechy charakterystyczne

nazwa	udział procentowy	cechy charakterystyczne
1	5	niska amplituda, częstotliwości z zakresu 2–7 Hz, powolne ruchy gałek ocznych
2	55	wrzeciona snu 12–14 Hz na tle sygnału o niskiej amplitudzie, wrzeciona K
3	20	20–50% zapisu ma udział sygnał o wysokiej amplitudzie ($> 75 \mu\text{V}$) o niskiej częstotliwości (poniżej 2 Hz – fala delta)
4		$> 50\%$ zapisu ma udział sygnał o wysokiej amplitudzie ($> 75 \mu\text{V}$) o niskiej częstotliwości (poniżej 2 Hz – fala delta)
REM	20	występowanie różnych częstotliwości o niskiej amplitudzie w połączeniu ze sporadyczną aktywnością mięśniową (EMG) i okoruchową (ENG) – stąd nazwa REM (ang. <i>rapid eye movements</i>)

7.3.3. Kliniczne zastosowania polisomnografii

Polisomnografia jest techniką diagnostyczną stosowaną w szerokim zakresie na styku neurologii i psychiatrii. Także niektóre problemy neurokardiologiczne mogą być wyjaśnione w oparciu o zapis PSG.

Przykłady niektórych tylko zaburzeń, których diagnozowanie oparte jest na zapisie polisomnograficznym to:

- insomnia – trudności w inicjacji i utrzymaniu snu o podłożu psychiatrycznym, psychofizycznym oraz występujące w związku z przyjmowanymi lekami;
- zaburzenia nadmiernej senności (bezdech – apnea, wywołane lekami lub zaburzeniami centralnego układu nerwowego);
- zaburzenia rytmiki snu (związane np. z pracą w systemie zmianowym lub ze zmianami stref czasowych);
- zjawiska parasomniczne: skłonności lunatyczne, incubus, napady lęku śródnocnego, napady epileptyczne itp.

Mnogość zastosowań klinicznych i różnorodność rejestrowanych parametrów jest przyczyną braku jednolitości metod komputerowego wspomaganie diagnostyki polisomnograficznej.

Przykładami zjawisk, których automatyczne rozpoznanie stosują niektóre ośrodki, są:

- analiza trendu rytmu serca na podstawie zapisu EKG,
- analiza rytmu oddechowego (częstotliwość i głębokość oddechu),
- detekcja iglic epileptycznych w zapisie EEG prowadzona metodami autoregresyjnymi lub w dziedzinie czasowo-częstotliwościowej,
- ilościowa ocena ruchu pacjenta prowadzona za pomocą analizy sąsiednich obrazów dostarczonych przez kamerę działającą w zakresie promieniowania podczerwonego,
- analiza chwilowej mocy sygnału EMG prowadzona w zdefiniowanym czasowym oknie uśredniania,
- detekcja fazy REM poprzez poszukiwanie fragmentów zapisu ENG zawierających reprezentację szybkich ruchów gałki ocznej.

W odniesieniu do poszczególnych zapisów tworzących polisomnogram stosowane są metody analizy sygnału właściwe dla: elektroencefalografii, elektronystagmografii, elektrokardiografii i innych. Wystąpienie określonego epizodu (zjawiska) jest najczęściej związane z przekroczeniem przez kontrolowaną wielkość zdefiniowanej wcześniej wartości progowej. Wartości progowe są określone na podstawie przyjętych norm diagnostycznych, a także wartości parametrów zmierzonych w czasie czuwania.

W ten sposób automatycznie mogą być wykrywane odcinki czasu:

- o wzmożonej aktywności ruchowej,
- zawierające fazy REM,
- o nasileniu zjawisk bezdechu,
- charakteryzujące się zmiennością częstości akcji serca (pauza, bradykardią itp.),
- na których stwierdzono wystąpienie iglic epileptycznych.

Odcinki czasu zawierające zapis interesujących zjawisk są zaznaczane do prezentacji na wydruku. Ich charakterystyki (surowy sygnał oraz parametry diagnostyczne) są podstawą decyzji diagnostycznych podejmowanych przez lekarza.

BG AGH

8. Przechowywanie i zarządzanie zapisami elektrodiagnostycznymi oraz wymiana danych i sygnałów biomedycznych

8.1. Lokalne i globalne architektury magazynu danych

8.1.1. Specyfika archiwów danych biomedycznych

Przechowywanie i udostępnianie informacji elektrodiagnostycznych jest złożonym problemem zarządzania danymi. Wymagania poszczególnych użytkowników (pracowni diagnostycznych) są często sprzeczne, co jest przyczyną braku jednego obowiązującego standardu w tej dziedzinie. Dodatkową komplikacją jest mnogość formatów archiwizacji sygnałów wprowadzana ze względów komercyjnych przez konkurujących ze sobą producentów sprzętu i oprogramowania. Z punktu widzenia pacjenta – żyjącego w globalnym społeczeństwie komunikacyjnym – istotna jest tymczasem przenośność informacji diagnostycznych, zwłaszcza gdy trend zmian opisujących ewolucję choroby wymaga porównania dwóch zapisów. Dodatkowo, konieczność ochrony prywatności danych diagnostycznych jest bardzo ważnym czynnikiem – bardzo często bardziej istotnym niż ich dostępność.

Przechowywanie informacji elektrodiagnostycznych wymaga zorganizowania struktur danych i środowiska zarządzającego nimi spełniającego szereg specjalistycznych wymagań:

- konieczne jest ustalenie standardów identyfikacji danych medycznych (nazwisko pacjenta, data badania itd.) w skali globalnej z uwzględnieniem np. narodowych zestawów znaków;
- wymagana jest możliwość opcjonalnego ominięcia niektórych pól informacyjnych;
- pożądane jest przechowywanie informacji o różnych – co najmniej dwóch – poziomach dostępności (dane publicznie dostępne, dane dostępne po autoryzacji dostępu);
- pożądane jest przechowywanie informacji różnego typu: tekstów, obrazów, danych liczbowych, sekwencji obrazów, sygnałów i innych;
- pożądana jest możliwość dodania nowych pól informacyjnych wraz z opisem ich własności, co umożliwi dostosowanie bazy do różnych potrzeb diagnostycznych;
- pożądane jest przechowywanie danych niezmiennych w czasie (np. data urodzenia), a także danych zmiennych z upływem czasu – wraz ze znacznikami czasowymi identyfikującymi kolejną modyfikację.

Przechowywanie i zarządzanie informacją elektrodiagnostyczną jest zazwyczaj elementem składowym większej infrastruktury informacyjnej szpitala HIS (ang. *Hospital Information System*) realizującej kontrolę przepływów finansowych, materiałowych i logistycznych jednostki, kontrolę pozyskiwania i dystrybucji farmaceutyków, ewaluację trendów stanu zdrowia pacjentów oraz narzędzia wspomagania decyzji diagnostycznych CDSS (ang. *Clinical Decision Support System*).

Infrastruktura taka, ze względu na specyfikę zastosowania i złożoność organizacyjną jest przedmiotem standaryzacji w wielu państwach świata, w zakresie obejmującym co najmniej:

- identyfikatory (identyfikatory pacjenta, identyfikatory lekarza, identyfikatory placówki, identyfikatory produktu);
- format komunikacji i wymiany danych pomiędzy elementami systemu;
- zawartość i struktura rekordów informacyjnych.

Wśród obowiązujących norm światowych wymienić należy opracowany przez ISO (International Standard Organization) model komunikacji IEEE/MEDIX (Medical Data Interchange Standard) opracowany na podstawie amerykańskiego standardu ANSI ASC X12N oraz normy europejskie:

- CEN TC 251 – regulująca zagadnienia informatyki medycznej,
- CEN TC 224 WG12 – dotycząca identyfikacji pacjentów.

W zakresie przechowywania sygnałów elektrodiagnostycznych występuje dodatkowo szereg postulatów, których spełnienie zapewni elastyczność dostępu do archiwum sygnału programom o różnym przeznaczeniu diagnostycznym i o różnym stopniu zaawansowania technologicznego:

- pożądana jest możliwość przechowywania różnych typów sygnałów – reprezentujących różne wielkości fizyczne i próbkowanych z różną częstotliwością;
- pożądana jest możliwość przechowywania sygnałów nieciągłych (przerwa w zapisie) z możliwością odrębnego opisu każdej sekwencji;
- pożądana jest możliwość zapisu sygnału o zmiennej częstotliwości próbkowania;
- pożądana jest możliwość zapisu sygnału o zmiennej rozdzielczości (długości słowa).

Powyższa lista, choć nie wyczerpuje wszystkich oczekiwań, jakie stawiane są systemom przechowywania i zarządzania danymi medycznymi, zawiera wiele założeń niemożliwych do spełnienia przez proste systemy komputerowe. Nie zawsze jest to zresztą potrzebne, przechowywanie zapisów archiwalnych wykonanych w danej pracowni diagnostycznej może zostać zrealizowane prostszymi środkami, a więc mniejszymi nakładami.

Rysuje się więc wyraźny podział na magazyny danych o właściwościach okrojonych stosownie do lokalnych potrzeb oraz globalne magazyny danych, od których oczekiwane jest spełnienie kompletnej listy wymienionych własności. Własności lokalnych magazynów danych są podzbiorem własności magazynów globalnych.

8.1.2. Architektura globalnego magazynu danych

Globalny magazyn danych jest zaprojektowany z przeznaczeniem do zainstalowania na serwerze o powszechnym dostępie, na którym uzyskanie danych wymaga autoryzacji dostępu. Magazyn może być zorganizowany w struktury:

- nagłówkowe opisujące zawartość oraz wymagany poziom autoryzacji przy pobieraniu i uzupełnianiu informacji, a także zawierające elementy identyfikacyjne;
- obowiązkowe zawierające przecięcie zbiorów wszystkich typów informacji do przechowywania których magazyn jest przeznaczony;
- opcjonalne zawierające pozostałe informacje zgodnie ze specyfikacją w części nagłówkowej.

Częścią składową magazynu powinny być procedury wyszukiwania odpowiednich danych. Jest to zgodne z powszechnie obecnie w informatyce przestrzegana filozofią agregowania struktur danych i obsługujących ich algorytmów (klasy, programowanie obiektowe). W niektórych przypadkach algorytmy obsługujące dostęp do danych są bardzo skomplikowane.

Umożliwiają one przykładowo:

- wyświetlenie wszystkich sygnałów elektrofizjologicznych zapisu polisomnograficznego z zadanego przedziału czasowego, poszczególne sygnały są próbkowane z różną częstotliwością;
- wspólne wyświetlenie sygnałów dwóch różnych badań pochodzących z różnych ośrodków, wykonanych przy innych wartościach skali amplitudowej i częstotliwości próbkowania.

Działanie tak skomplikowanych systemów informatycznych może być oparte wyłącznie na wydajnej platformie sprzętowej umożliwiającej jednoczesny dostęp wielu użytkowników i realizację wielu zadań równolegle. Zorganizowanie magazynu globalnego wiąże się ze znacznymi nakładami, ale w zamian ogromną korzyścią jest możliwość ograniczonego jedynie autoryzacją dostępu z dowolnej stacji zdalnej.

8.1.3. Architektura lokalnego magazynu danych

Lokalny magazyn danych jest zaprojektowany z przeznaczeniem do zainstalowania najczęściej na komputerze osobistym współpracującym z pojedynczym systemem elektrodiagnostycznym. Ponieważ system taki jest specjalizowany (wykonuje jeden rodzaj badań elektrofizjologicznych) możliwe jest dostosowanie listy własności do charakteru rejestrowanych zapisów i informacji diagnostycznych bez szkody dla jego funkcjonalności. Zbiór parametrów przechowywanych w lokalnym magazynie danych jest zwykle podzbiorem informacji magazynu globalnego. Magazyn lokalny zwykle nie przewiduje możliwości rozszerzania – dopisywania nowego rodzaju danych. Jeżeli taka potrzeba istnieje oprogramowanie magazynu lokalnego jest uaktualniane. Oprócz nowych pól informacyjnych modyfikowany jest nagłówek określający zawartość. Konieczne jest także dodanie procedury obsługującej sytuację braku nowo dodanych pól – w przeciwnym przypadku rekordy zapisane przy użyciu poprzednich narzędzi nie będą mogły zostać prawidłowo odczytane.

Jeżeli magazyn lokalny zostanie zmodyfikowany przez dodanie pól nie występujących w magazynie globalnym, to modyfikacja zawartości magazynu globalnego będzie

wymagała umieszczenia informacji o dodatkowych polach w nagłówku, a zawartości – w polach opcjonalnych magazynu globalnego. Należy tak postąpić niezależnie od tego, czy w magazynie lokalnym pola te są opcjonalne czy obowiązkowe.

8.1.4. Przykłady formatów archiwizacji danych biomedycznych

Przykładem formatu przechowywania danych biomedycznych ogólnego przeznaczenia jest format SIGIF (ang. *Signal Interchange Format*) opracowany w INESCA-Aveiro w Portugalii (tab. 8.1). Specyfikacja tego formatu zawiera szczegółowy opis formatu nagłówka (jest on niezmienny), który zawiera opis pól obowiązkowych oraz ewentualnie pól opcjonalnych. W przypadku braku pól opcjonalnych nagłówek jest krótszy, a o jego końcu informuje odwrócony ciąg znaków inicjujących (ang. *inverse header*) pełniący rolę znacznika końca.

Każde z pól obowiązkowych może zawierać:

- dane,
- odnośnik do innego pola lub rekordu poprzedzony identyfikatorem zdefiniowanym w nagłówku,
- znacznik końca pola zdefiniowany w nagłówku.

Jeżeli pole obowiązkowe nie jest używane, może zawierać tylko znacznik końca pola. Ponieważ ilość pól obowiązkowych jest znana i podana w nagłówku, nie ma potrzeby dodatkowej identyfikacji końca sekcji pól obowiązkowych (sekcji obowiązkowej). W sekcji pól opcjonalnych stosowane są również predefiniowane znaczniki końca pól, a koniec rekordu sygnalizowany jest przez odwrócony ciąg znaków inicjujących.

Innym przykładem formatu przechowywania danych biomedycznych jest format SCP-ECG dedykowany do archiwizacji i transmisji zapisów elektrokardiograficznych. Jest on normą Europejskiej Komisji Normalizacji CEN-Elec (Comité Européen de Normalisation), a jego specyfikacja jest udostępniana zainteresowanym przez komitet normalizacyjny Unii Europejskiej. Specyfikacja zawiera opis struktury archiwum, a ponadto opis protokołu komunikacji magazynów danych (tab. 8.2).

Opis formatu transmisji informacji dotyczy:

- warstwy programowej – organizacji przesyłania danych,
- warstwy sprzętowej – parametrów elektrycznych łącza.

Przeznaczeniem formatu SCP-ECG (ang. *serial communication protocol ECG*) jest wymiana informacji pomiędzy stacjami zdalnymi stałymi (gabinety) i ruchomymi (karetki) a serwerami znajdującymi się w ośrodkach kardiologicznych. Obejmujący wszystkie kraje członkowskie UE program OEDIPE (ang. *Open European Data Interchange & Processing for Electrocardiography*) doprowadził do zaprojektowania rozproszonego systemu informatycznego zarządzającego danymi pacjentów. Obecnie system ten jest w fazie realizacji.

Zwraca uwagę, że magazyn lokalny związany ze stacją zdalną może być zrealizowany przy użyciu stosunkowo prostych środków, niewielkie są również wymagania dotyczące stosowanych środków łączności. Przykładem realizacji może być elektrokardiograf Cardiette 106 wyposażony w modem telefoniczny. Mimo że w pamięci urządzenia można przechować dane tylko kilku pacjentów, istnieje możliwość zarządzania znaczną ich liczbą poprzez wymianę informacji z najbliższym serwerem SCP-ECG.

Tabela 8.1
Struktura pliku w formacie SIGIF

nr	nazwa pola	maksymalna długość	wartość
STRUKTURA NAGŁÓWKA			
1	Znacznik nagłówka	7	"IAvSFo"+"3"
2	Komentarz	512	ASCII
3	Nazwa sygnału	32	ASCII
4	Data rejestracji	10	ASCII
5	Data ostatniej modyfikacji	10	ASCII
6	Typ danych	10	Tablica TD
7	Źródło danych	2	Tablica SD
8	Ilość kanałów	3	INT
9	Ilość segmentów	6	INT
10	Ilość ramek na segment	6	INT
11	Ilość próbek w ramce	3	INT
12	Ilość bajtów na próbkę	2	INT
13	Kolejność próbkowania	Zmienna	Łańcuch INT
14	Znacznik formatu INTEL	1	"0" lub "1"
15	Kod formatu	2	Tablica FC
16	Technika kompresji	2	Tablica CT
17	Typ sygnału	2	Tablica TS
18	Parametry kanału	Zmienna	Zmienna
...powtórzone dla każdego kanału			
18 A	Nazwa kanału	32	ASCII
18 B	Wzmocnienie w kanale	16	ASCII
18 C	Częstotliwość próbkowania	16	ASCII
18 D	Dodatkowa informacja o kanale	Zmienna	Zmienna
19	Separator segmentu	2	Stała heksadecymalna #12#12
20	Znacznik czasu	1	"0" lub "1"
21	Znacznik długości nagłówka	1	"0" lub "1"
22	Znacznik początku sektora aplikacji	7	"appInfo"
23	Informacja zależna od aplikacji	Zmienna	ASCII
24	Znacznik końca nagłówka	6	"oFSvAI"
STRUKTURA SEGMENTU			
	Znacznik czasu	9	ASCII
	Długość segmentu	4	Zmienna heksadecymalna
	Dane zawarte w segmencie	Zmienna	Stała heksadecymalna #19
	Separator segmentu	1	
... powtórzone dla każdego segmentu			
ZNACZNIK KOŃCA PLIKU			

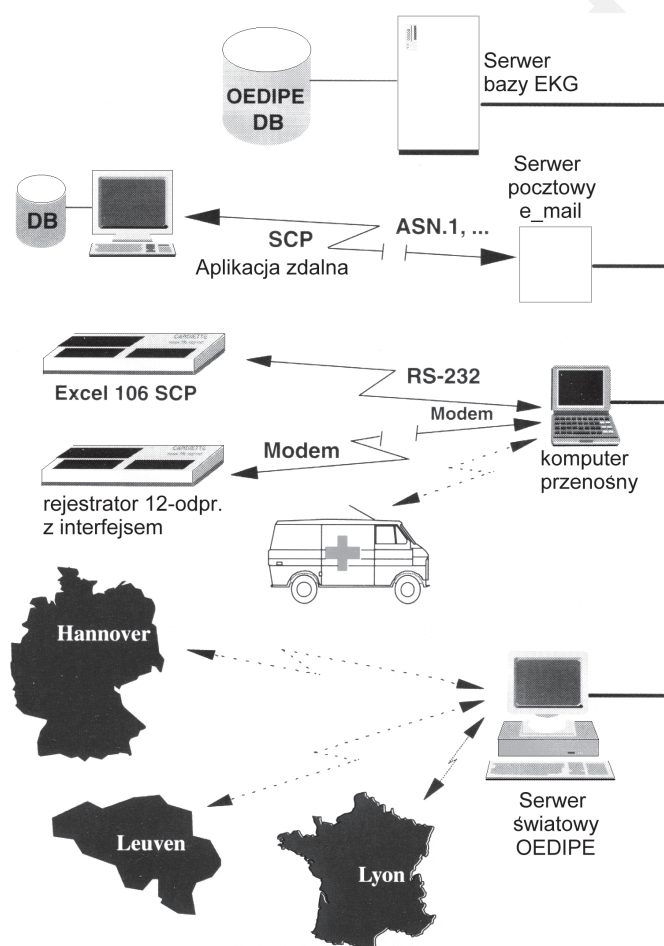
Tabela 8.2
Struktura pliku w formacie SCP-ECG

nazwa	status pola	zawartość
	Obowiązkowe	Suma kontrolna (CRC) całego rekordu (z wyjątkiem tego pola) 2 bajty
	Obowiązkowe	Rozmiar całego rekordu 4 bajty (bez znaku)
Sekcja 0	Obowiązkowe	Wskaźniki do struktur danych w rekordzie
Sekcja 1	Obowiązkowe	Informacje nagłówkowe: Dane pacjenta Dane o akwizycji sygnału EKG
Sekcja 2	Opcjonalne	Tablica przekodowań kompresji (ang. <i>Huffman Table</i>) (jeśli używana)
Sekcja 3	Opcjonalne	Definicje użytych odprowadzeń EKG
Sekcja 4	Opcjonalne	Lokalizacje zespołów QRS (jeśli zapisano zespoły reprezentatywne)
Sekcja 5	Opcjonalne	Sygnał zespołów reprezentatywnych (jeśli zapisano zespoły reprezentatywne)
Sekcja 6	Opcjonalne	Pozostały sygnał po odjęciu zespołów reprezentatywnych (jeśli zapisano zespoły reprezentatywne) ----- Zapis rytmu (w przeciwnym przypadku)
Sekcja 7	Opcjonalne	Rezultaty pomiarów globalnych
Sekcja 8	Opcjonalne	Diagnoza tekstowa generowana automatycznie przez urządzenie interpretujące
Sekcja 9	Opcjonalne	Dane zależne od producenta aplikacji (dodatkowe informacje nie objęte standardem) ----- Weryfikacja diagnozy postawionej automatycznie
Sekcja 10	Opcjonalne	Rezultaty pomiaru kontaktu elektrod
Sekcja 11	Opcjonalne	Numer systematyczny jednostki chorobowej generowany na podstawie interpretacji automatycznej

Po identyfikacji pacjenta, do sieci zostanie wysłane zapytanie o adres jego macierzystego serwera, a po otrzymaniu odpowiedzi serwer, z którym skomunikował się elektrokardiograf dokona transferu danych. Umożliwia to eksport danych dotyczących aktualnie wykonywanego badania w celu uaktualnienia archiwum pacjenta. Możliwe jest także pobranie zapisów archiwalnych niezależnie od miejsca i czasu, kiedy zostały wykonane, a także od fizycznej ich lokalizacji w systemie. Ma to niebagatelne znaczenie dla możliwości porównania aktualnego stanu pacjenta z wcześniej obserwowanymi dolegliwościami. Odtworzenie historii pacjenta jest nie do przecenienia w sytuacjach nagłych, gdy postawienie poprawnej diagnozy w jak najkrótszym czasie – np. wobec utraty przytomności pacjenta – może decydować o jego życiu. Szczególnie dobrym

przykładem przydatności historii pacjenta jest analiza serii elektrokardiogramów (lub wektokardiogramów) w przypadku pozaszpitalnego nadzorowania pacjentów po transplantacji serca. Trzecią możliwością jest natomiast dokonanie tzw. telekonsultacji, czyli przesłanie zarejestrowanego zapisu do wyspecjalizowanego ośrodka w celu uzyskania szybkiej interpretacji (lub potwierdzenia interpretacji) na najwyższym poziomie fachowości. W krajach wysokorozwiniętych przewidywane jest uruchomienie całodobowych serwisów telekonsultacyjnych z zakresu dysfunkcji sercowo-naczyniowych w najbliższej przyszłości.

Te szerokie możliwości telearchiwizacji i telekonsultacji są uzyskiwane zadziwiająco prostymi środkami technicznymi. Elektrokardiograf jest wyposażony w modem telefoniczny (umożliwiający także połączenie z wykorzystaniem telefonu komórkowego) oraz klawiaturę alfanumeryczną umożliwiającą dodatkowo wybór numeru telefonu. Urządzenie przechowuje i przesyła dane w formacie określonym przez standard SCP-ECG (rys. 8.1).



Rys. 8.1. Architektura komunikacyjna w systemie OEDIPE

Kolejnym przykładem formatu wymiany danych elektrodiagnostycznych jest specyfikacja American Society for Testing and Materials z roku 1994 opisująca struktury danych oraz aspekty sprzętowe komunikacji urządzeń rejestrująco-analizujących w zakresie elektromiografii (EMG) i elektroencefalografii (EEG). Standard ten, pod symbolem ASTM E1467, został przyjęty jako obowiązujący przez wszystkich producentów aparatury EEG na świecie. Definiuje on sposób identyfikacji pacjenta i lekarza, format archiwizacji sygnału surowego oraz kodowanie rezultatów diagnostycznych obliczonych automatycznie lub wprowadzonych przez eksperta. Służy on do transmisji danych neurofizjologicznych pomiędzy niezależnymi systemami diagnostycznymi, a także do archiwizacji danych w ramach infrastruktury informatycznej szpitala.

8.2. Poufność informacji diagnostycznych

8.2.1. Problem ochrony informacji diagnostycznych

Istnienie szeroko rozwiniętych środków techniczno-organizacyjnych zapewniających wymienną informację diagnostycznych na szeroką skalę wymaga zabezpieczenia danych w archiwum oraz podczas transferu przed dostępem osób niepowołanych. Ochrona powinna zabezpieczać dane przed nieuprawnionym odczytem oraz zamierzoną lub przypadkową modyfikacją przez osoby nie posiadające autoryzacji.

Skala tego problemu, choć z pozoru wydaje się przypominać autoryzację dostępu do korespondencji w poczcie elektronicznej lub autoryzację zleceń bankowych lub maklerskich wydawanych drogą elektroniczną jest w istocie znacznie rozleglejsza. Główną przyczyną jest znaczna ilość osób docelowo zarejestrowanych w bazie – do 300 milionów.

Łatwo jednak wyobrazić sobie inne konsekwencje nieuprawnionego dostępu (lub modyfikacji) bazy danych elektrodiagnostycznych zarówno w aspekcie ekonomicznym, medycznym czy socjologicznym:

- nadużycia ubezpieczeniowe,
- wywieranie nacisku z wykorzystaniem (lub pod groźbą upublicznienia) informacji diagnostycznych,
- niejawni czynnik selekcji kandydatów przez pracodawców,
- dyskryminacja grup osób na podstawie parametrów biomedycznych.

8.2.2. Podstawowe normy bezpieczeństwa danych

Poufność informacji diagnostycznych, podobnie jak danych osobowych, jest przedmiotem regulacji prawnych w obrębie krajów UE, a także w większości krajów świata. Oznacza to, że dostęp do archiwalnych danych i zapisów pacjenta powinny mieć tylko uprawnione osoby, po uzyskaniu dodatkowej aprobaty właściciela (o ile stan jego zdrowia nie uniemożliwia mu udzielenia takiej zgody). Bezpieczeństwo danych dotyczy zarówno etapu archiwizacji, jak i transmisji danych.

Według sformułowanych przez Departament Obrony USA (1983) kryteriów zabezpieczeń danych elektronicznych TCSEC (ang. *Trusted Computer System Eva-*

luated Criteria), znanych także jako *Orange Book*, wyróżnia się cztery poziomy zabezpieczeń baz danych (D, C, B oraz A) i numer klasy bezpieczeństwa na podstawie:

- polityki bezpieczeństwa,
- odpowiedzialności,
- zabezpieczenia,
- dokumentacji.

Przykładowo poziom zabezpieczenia C2 oznacza zabezpieczenie o kontrolowanym dostępie, najczęściej spotykane w diagnostycznych bazach danych, choć powszechnie uznane za niewystarczające.

Uzupełnieniem kryteriów TCSEC było wydanie suplementu dotyczącego sieci (ang. *Trusted Network Interpretation*, 1987) znanej także jako *Red Book* oraz suplementu dotyczącego baz danych (ang. *Trusted Database Interpretation*, 1991).

W Europie pierwszym dokumentem regulującym techniczne i prawne aspekty bezpieczeństwa danych elektronicznych były przyjęte w Wielkiej Brytanii wytyczne ITSEC (*Information Technology Security Evaluation Criteria*). W Polsce stosowne uregulowania prawne pojawiły się stosunkowo niedawno, 15 lipca 1998 roku (dekret Ministerstwa Spraw Wewnętrznych i Administracji RP).

Bezpieczeństwo baz danych jest najczęściej rozumiane jako zespół następujących aspektów:

- poufność,
- integralność,
- kontrola dostępu.

Poufność polega na wykrywaniu i uniemożliwianiu nieautoryzowanego dostępu do danych.

Identyfikacja osoby żądającej dostępu może się odbywać na podstawie poniższych cech klienta.

- Dysponowania poufną wiedzą SYK (ang. *something you know*) – na tej zasadzie działają wszelkie słowa kluczowe i hasła (ang. *password*) oraz identyfikatory liczbowe PIN (ang. *personal identification number*). Metody te należą do najprostszych w implementacji, nie wykluczają jednak ujawniania wiedzy poufnej osobom trzecim, bez możliwości wskazania źródła (tzn. kto ujawnił).
- Dysponowania identyfikatorem materialnym SYH (ang. *something you have*) – w tej grupie najpopularniejsze są karty magnetyczne, karty mikrochipowe, klucze mechaniczne lub elektroniczne oraz dwuodprowadzeniowe (pastylkowe) reprogramowalne układy pamięciowe. Główną wadą identyfikatorów materialnych jest fakt, że mogą one być przedmiotem kradzieży, co jest równoznaczne z autoryzacją osoby nieuprawnionej. Istnieją również metody odczytania informacji z identyfikatora, umożliwiające sporządzenie jego kopii nawet wtedy, gdy oryginał pozostaje w posiadaniu prawowitego właściciela.
- Dysponowania cechami osobniczymi SYA (ang. *something you are*) – grupa bardzo obiecujących ale mało rozwiniętych metod wykorzystujących aspekty biometryczne niepowtarzalne u ludzi: odcisk palca, obraz twarzy, obraz siatkówki oka, charakterystykę głosu itp. Wadą metod biometrycznych, oprócz ich ceny (a zatem trudności implementacyjnych), jest zmienność cech w czasie oraz wrażliwość procesu ich pobierania na warunki zewnętrzne.

Integralność należy rozumieć w sensie kryptograficznym, a więc jest to sposób zaszyfrowania danych uniemożliwiający osobie nie znającej klucza odczytanie treści informacyjnej pliku. Długość pola klucza jest wyznacznikiem prawdopodobnego czasu potrzebnego na złamanie szyfru. Przy mocy obliczeniowej, jaką dysponują współczesne powszechnie dostępne komputery, szacuje się czas potrzebny na automatyczne złamanie szyfru używającego 128-bitowego pola klucza na kilka lat. Tym niemniej, żadna z metod szyfrujących nie wyklucza w 100 procentach możliwości odczytania danych przez osoby niepowołane.

Kontrola dostępu polega na śledzeniu i archiwizowaniu wszystkich (także nieuprawnionych) zapytań do bazy i sporządzaniu analiz statystycznych operacji poszczególnych klientów w bazie. Na podstawie takich analiz można wprowadzić restrykcje wobec klientów próbujących często przekraczać swoje uprawnienia.

8.2.3. Realizacja poufności danych w rozproszonych systemach elektrodiagnostycznych

Uwzględniając szczególny charakter danych biomedycznych oraz szerokie konsekwencje mogące wyniknąć z nieuprawnionego ich udostępnienia przyjęto poniższe założenia natury etycznej.

- Pacjent jest założycielem i jedynym właścicielem pliku danych diagnostycznych i tylko on może wydać (a także w dowolnej chwili wycofać) dyspozycje umieszczenia tego pliku w lokalnym lub globalnym magazynie danych. Pacjent jest także jedyną osobą uprawnioną do udzielania (a także w dowolnej chwili wycofywania) autoryzacji dostępu różnym osobom i instytucjom na różnych poziomach:
 - brak autoryzacji;
 - autoryzacja do statystycznego przetwarzania informacji diagnostycznych bez identyfikacji (wykorzystywana w celu udostępnienia danych pacjenta do badań naukowych bez podania jego danych osobowych);
 - autoryzacja do odczytu globalnych parametrów diagnostycznych (ew. końcowej diagnozy);
 - autoryzacja do odczytu szczegółowych parametrów diagnostycznych na takim poziomie szczegółowości jak to tylko możliwe (np. jeśli zarejestrowano sygnał EKG – odczyt tego sygnału wraz z parametrami technicznymi niezbędnymi do jego odtworzenia);
 - autoryzacja do modyfikacji zawartości pliku danych (parametry zależne od czasu, np. wyniki poprzednich badań nie podlegają modyfikacji, wartości bieżące są zapisywane wraz z nowym indeksem czasowym);
 - autoryzacja do transferu pliku danych do innego magazynu danych.
- Autoryzacja dostępu jest udzielana jako koniunkcja warunków:
 - poziomu dostępu (patrz pkt. poprzedni);
 - zakresu czasu (od daty początkowej do daty końcowej);
 - zakresu organizacyjnego (np. pracownicy danego szpitala mogą mieć dostęp tylko do danych jakie zapisano w rezultacie czynności diagnostycznych przeprowadzonych w tym szpitalu).

- Lokalne magazyny danych, będące podzbiorami globalnego magazynu danych muszą być od nich fizycznie odseparowane. Za niedopuszczalne uważa się automatyczne uaktualnianie globalnego magazynu danych bez każdorazowej zgody pacjenta (nawet jeśli poprzednie dane tego pacjenta figurują już w globalnym magazynie) oraz wyszukiwanie w globalnym magazynie pacjentów spełniających określone kryteria w celu poddawania ich dodatkowym testom w badaniach naukowych lub w celach marketingowych.

Według normy SCP-ECG istnieją następujące mechanizmy zabezpieczeń:

- pierwszy poziom autoryzacji dostępu umożliwia tylko odczyt dotychczasowych wyników i rezultatów diagnostycznych pacjenta – może to zrobić każdy lekarz prowadzący zarejestrowany gabinet;
- drugi poziom autoryzacji dostępu umożliwia odczyt wszystkich danych i sygnałów a także zapisanie kolejnych rekordów w bazie danych pacjenta, może to zrobić lekarz prowadzący pacjenta lub lekarz przez niego autoryzowany;
- każdy dostęp do bazy jest rejestrowany.

Istniejące obecnie techniczne metody zabezpieczania danych podczas transmisji zostały uznane za niewystarczające i w systemie OEDIPE zrezygnowano z użycia sieci ogólnodostępnej (np. Internetu). Komunikacja pomiędzy serwerami SCP-ECG jest zrealizowana za pomocą dzierżawionych łącz ISDN o kontrolowanym dostępie i wysokiej przepustowości.

Bezpieczeństwo danych medycznych i autoryzacja dostępu także są przedmiotami normalizacji w wielu krajach. W Stanach Zjednoczonych obowiązują zalecenia CPRI (Computer-based Patient Record Institute) w zakresie sposobów ochrony prywatności pacjenta, której częścią jest dotycząca go informacja diagnostyczna (US Congress OTA-TCT-576). Zalecenia te definiują m.in. właściciela danych oraz instytucje odpowiedzialne za ochronę informacji, a także sankcje prawne związane z narażeniem poufności danych diagnostycznych. Określono w nich ponadto sposób konserwacji danych dla potrzeb marketingowych, statystycznych i naukowych gwarantujący zachowanie anonimowości pacjenta. Standaryzacja ochrony tych informacji na skalę światową jest również wysoce pożądana wobec światowego zasięgu sieci teleinformatycznych. Realistyczny wydaje się bowiem scenariusz działalności szpiegowskiej w zakresie informacji medycznych, prowadzonej z terenu państwa, którego prawo nie przewiduje adekwatnych sankcji.

8.3. Metody kompresji sygnałów elektrodiagnostycznych

Celem kompresji sygnałów elektrodiagnostycznych jest redukcja zajętości nośnika przeznaczonego do archiwizacji lub zmniejszenie zajętości kanału informacyjnego podczas przesyłania. W rozdziale tym zostaną poruszone wyłącznie aspekty kompresji sygnału, chociaż oczywiście dane diagnostyczne nie będące ciągiem próbek sygnału również mogą podlegać kodowaniu zmierzającemu do zmniejszenia ich objętości.

Tradycyjny podział metod kompresji obejmuje:

- metody stratne – sygnał zarchiwizowany zawiera zubożoną lub uproszczoną informację;
- metody bezstratne – sygnał zarchiwizowany zawiera pełną informację i w dowolnej chwili jest możliwe odzyskanie sygnału identycznego (w rozumieniu identyczności cyfrowej reprezentacji sygnału) z oryginalnym.

Metody stratne oferują zwykle znacznie wyższe wartości współczynnika kompresji niż metody bezstratne. Wartość tego współczynnika jest zwykle tym wyższa, im wyższy jest dopuszczalny poziom niezgodności pomiędzy sygnałem oryginalnym, a sygnałem otrzymanym po rozarchiwizowaniu (dekompresji). Miarą tej niezgodności jest za zwyczaj współczynnik błędu średniokwadratowego PRD dana wzorem

$$\text{PRD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [x_{\text{org}}(i) - x_{\text{rek}}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_{\text{org}}(i)]^2}} \cdot 100\%.$$

Współczynnik PRD jest prostą miarą odległości dwóch sygnałów, nie wykorzystującą informacji o sygnale. Jest to równoważne z założeniem, że gęstość strumienia informacji w sygnale jest stała, co nie jest prawdą. Jednak wobec braku innego kryterium błędu, lepiej uzasadnionego na gruncie zawartości informacyjnej sygnału współczynnik PRD jest powszechnie używany. Jakość kompresji jest oceniana przez stosunek współczynnika kompresji do współczynnika zniekształceń dla sygnałów, dla których algorytm jest przeznaczony.

Do stratnych metod kompresji należą:

- algorytm punktu zwrotnego (ang. *turning point*),
- algorytm AZTEC (ang. *Amplitude Zone Time Epoch Coding*),
- algorytm CORTES (ang. *Coordinate Reduction Time Encoding System*),
- algorytm *fan*.

Metody bezstratne charakteryzują się identycznością sygnału oryginalnego i zrekonstruowanego po kompresji. Należy zwrócić uwagę, że metody bezstratne wykorzystują fakt reprezentacji sygnału w postaci cyfrowej (dyskretnej). Dla sygnałów analogowych bezstratne metody kompresji nie istnieją, nie ma bowiem możliwości uproszczenia formatu informacji przy zachowaniu pełnej jej treści w przypadku funkcji ciągłych w dziedzinie czasu i w przeciwdziedzinie wartości. Można także przyjąć inny punkt widzenia: bezstratne metody kompresji sygnału nie istnieją, bowiem strata informacji nastąpiła już podczas próbkowania; późniejsze zabiegi zmierzają tylko do eliminacji informacji nadmiarowych lub powtórzonych, co powstało przez niedopasowanie częstotliwości próbkowania do lokalnych własności sygnału.

Do bezstratnych metod kompresji należą:

- algorytm kodowania Huffmana (ang. *Huffman coding*),
- algorytm kodowania przyrostowego.

8.3.1. Algorytm punktu zwrotnego

Algorytm punktu zwrotnego (ang. *turning point*) był w swym pierwotnym założeniu przeznaczony do redukcji częstotliwości próbkowania elektrokardiogramu. Podstawowym założeniem przyjętym przy jego opracowaniu było uznanie częstotliwości próbkowania 100 Hz za wystarczającą do reprezentacji sygnału EKG poza zespołami QRS o dużej amplitudzie i znacznej szybkości narastania. Ponieważ zapis zwykle dokonywany jest przy większej częstotliwości próbkowania (w celu lepszej reprezentacji szczegółów w obrębie zespołu QRS), na znacznej długości zapisu występuje nadmiar informacji. Współczynnik kompresji jest w granicy równy 2, o ile nie zostaną znalezione punkty zwrotne. W przeciwnym przypadku (zwłaszcza sygnał szumowy jest dobrym przykładem) współczynnik kompresji jest mniejszy. Jeżeli każdy kolejny punkt będzie punktem zwrotnym, kompresja sygnału nie nastąpi.

Algorytm bierze pod uwagę jednocześnie trzy sąsiadujące ze sobą punkty: X_0 , X_1 i X_2 (rys. 8.2). Po zapisaniu punktu X_0 jako punktu początkowego, następnym punktem będzie punkt X_1 lub X_2 w zależności od tego, który z nich odpowiada zmianie znaku pochodnej (jest poszukiwanym punktem zwrotnym). W celu detekcji punktu zwrotnego wystarczy porównać znak różnicy $X_1 - X_0$ ze znakiem różnicy $X_2 - X_1$.

Wybór punktu zwrotnego

Możliwości wzajemnego położenia próbek sygnału	1		$n + 2$
	2		$n + 1$
	3		$n + 2$
	4		$n + 1$
	5		$n + 2$
	6		$n + 2$
	7		$n + 2$
	8		$n + 2$
	9		$n + 2$

Rys. 8.2. Zasada wyboru punktu zwrotnego

Jeżeli znaki te są przeciwne, to punkt zwrotny odpowiada punktowi X_1 i on zostanie zapisany do pliku wynikowego oraz zostanie punktem początkowym X_0 dla następnego kroku kompresji. W przeciwnych przypadkach (zawierających także wszystkie kombinacje różnic zerowych) punktem zwrotnym zostanie punkt X_2 i niezależnie od znaku pochodnej zostanie przepisany do pliku wynikowego oraz zostanie punktem początkowym X_0 dla następnego kroku kompresji.

Algorytm punktu zwrotnego jest najprostszym z algorytmów kompresji. Rekonstrukcja jest jeszcze prostsza, polega jedynie na wstawieniu pomiędzy dwie istniejące próbki sygnału skompresowanego próbki o wartości średniej. Właśnie niskie nakłady obliczeniowe są jego podstawową zaletą. W miarę potrzeb, możliwe jest uzyskanie większych wartości współczynnika kompresji przez rekursywne wywołanie procedury dla sygnału uprzednio skompresowanego. W rezultacie, efektywna częstotliwość próbkowania jest zmniejszana o połowę przy każdym przebiegu kompresji. Główną wadą algorytmu punktu zwrotnego jest niejednakowy odstęp czasu pomiędzy kolejnymi próbkami, co prowadzi do zniekształceń podczas rekonstrukcji oraz do zmiany zależności czasowych zjawisk reprezentowanych w sygnale.

8.3.2. Algorytm AZTEC

Algorytm AZTEC wykorzystuje aproksymację odcinkowo-liniową sygnału. Rezultatem jest ciąg linii poziomych i zboczy, których parametry zastępują wartości sygnału. Parametrem wejściowym jest dopuszczalna odchyłka sygnału zrekonstruowanego i oryginalnego podana względem pełnego zakresu dynamiki (np. 5%). Zwraca uwagę, że jeżeli amplituda sygnału nie wykorzystuje pełnego zakresu dynamiki, to efektywna wartość odchyłki będzie proporcjonalnie większa. Wprowadzona wartość progowa jest następnie używana przez algorytm interpolacji liniowej do określenia maksymalnie długiego odcinka przybliżającego wartości kolejnych próbek z błędem mniejszym od zadanego. Wystąpienie większej odchyłki przy uwzględnieniu kolejnego punktu, powoduje zakończenie odcinka aproksymującego przy poprzednim punkcie i wznowienie aproksymacji począwszy od końca poprzedniego odcinka.

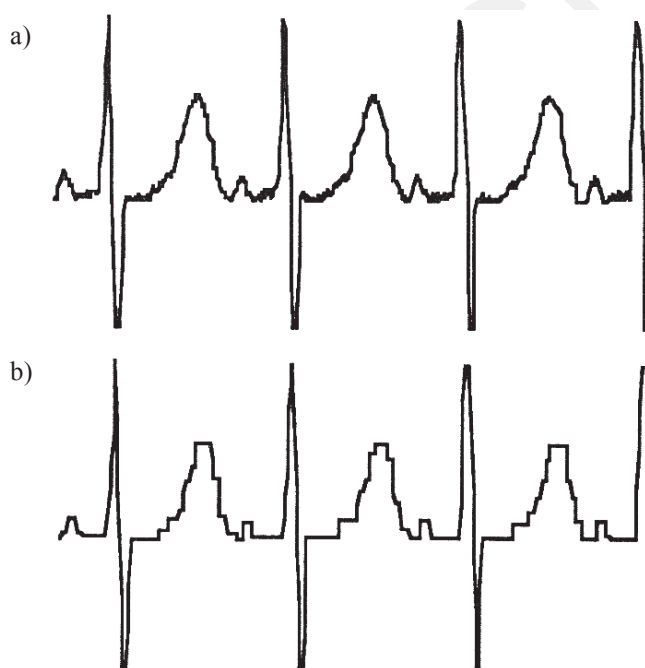
Do pliku wyjściowego zapisywane są:

- wartość bezwzględna pierwszego punktu sygnału i zero,
- wartość nachylenia (współczynnik kierunkowy) odcinka i liczba punktów, które aproksymuje.

Niektóre odmiany algorytmu AZTEC stosują naprzemienną generację zboczy i linii poziomych. W celu właściwego rozróżnienia ich kolejności ilość punktów tworzących zbocze jest wyrażona liczbą ujemną.

Algorytm rekonstrukcji polega na powieleniu próbek tworzących linię poziomą oraz liniowej inkrementacji kolejnych próbek tworzących zbocze o wartość współczynnika kierunkowego.

Również ten algorytm nie jest skomplikowany numerycznie. Pozwala otrzymać znaczne wartości współczynnika kompresji (ok. 10 razy dla elektrokardiogramów), jednak wartości tego współczynnika zależą bardzo od parametru dopuszczalnych zniekształceń oraz od własności sygnału. W idealnym przypadku, cały sygnał może być przybliżony jednym odcinkiem. Przeciwnie, sygnał o charakterze szumu (o dużej ilości punktów zwrotnych) uniemożliwi aproksymację odcinkiem więcej niż dwóch kolejnych punktów, a w takim przypadku ilość danych w pliku wejściowym byłaby większa niż ilość danych w pliku oryginalnym. Za główną wadę algorytmu AZTEC uważa się wprowadzanie znacznych zniekształceń (rys. 8.3) zlokalizowanych w elektrokardiogramie w sąsiedztwie składowych wolnozmiennych (załamek P i załamek T).



Rys. 8.3. Przykład zniekształceń elektrokardiogramu wprowadzonych przez algorytm AZTEC:
a) sygnał oryginalny; b) sygnał zrekonstruowany

Zniekształcenia te mogą być częściowo ograniczone przez zastosowanie wygładzania sygnału zrekonstruowanego filtrem parabolicznym, co jednak nie pozostaje bez wpływu na szybkozmiennne komponenty zespołu QRS.

8.3.3. Algorytm CORTES

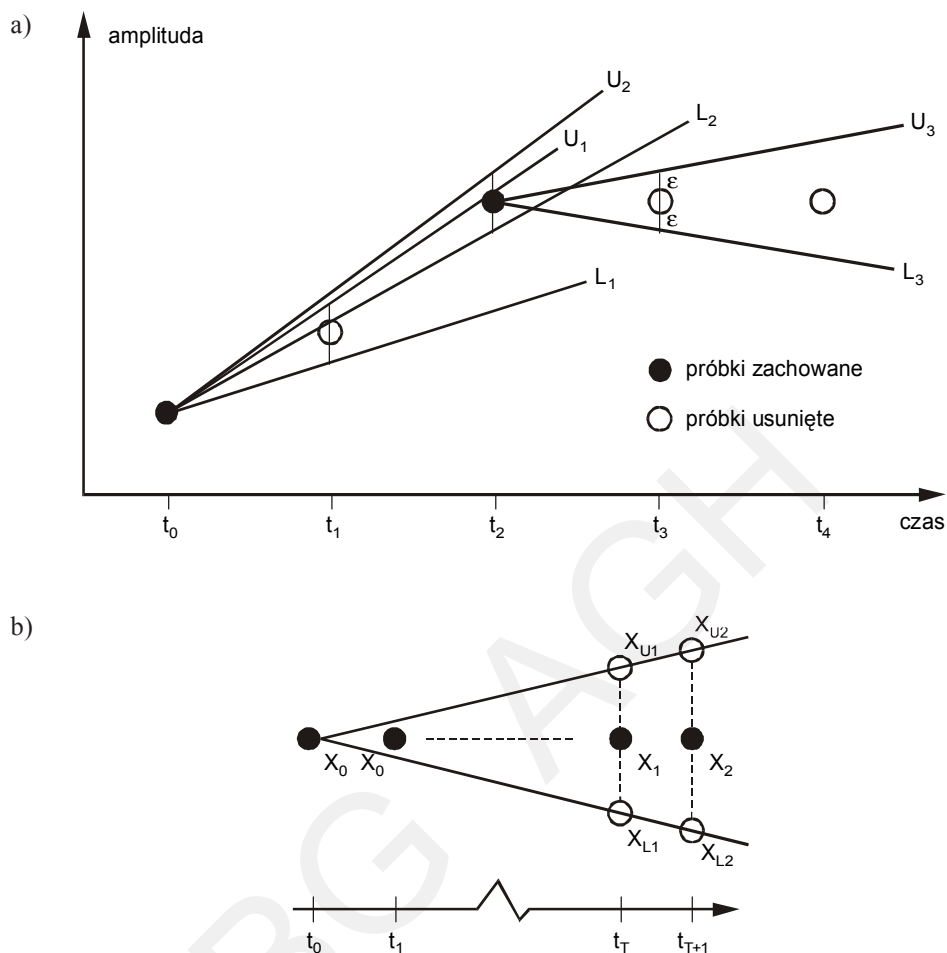
Algorytm CORTES jest połączeniem algorytmu punktu zwrotnego – stosowanego w obrębie zespołu QRS – z algorytmem AZTEC użytym do aproksymacji liniami poziomymi pozostałej części sygnału. Połączone zostały w ten sposób zalety, a wyeliminowane wady obu omówionych wcześniej algorytmów. CORTES używa algorytmu AZTEC do eliminacji nieistotnych klinicznie zjawisk na linii izoelektrycznej osiągając znaczny stopień redukcji informacji. W obrębie zespołów QRS jest natomiast użyty algorytm punktu zwrotnego, zachowujący wysokoczęstotliwościowe składniki o znaczeniu diagnostycznym.

Oba algorytmy przetwarzają równocześnie plik wejściowy. Na podstawie długości odcinka wygenerowanego przez AZTEC podejmowana jest decyzja, czy do pliku wyjściowego przepisane zostaną parametry odcinka (tylko dla dłuższych odcinków) czy też punkty zwrotne. Rekonstrukcja polega na powieleniu próbek w strefach skompresowanych przez AZTEC oraz interpolacji próbek pomiędzy punktami zwrotnymi.

8.3.4. Algorytm *fan*

Algorytm *fan*, zawdzięczający swą nazwę podobnej do wachlarza rozbieżności linii tolerancji (rys. 8.4), kreśli odcinki o jak największej długości aproksymujące sygnał pomiędzy parami punktów: startowym i końcowym.

Początkowo punktem końcowym jest punkt X_1 bezpośrednio następujący po punkcie startowym X_0 . Przyjmuje się maksymalną wartość tolerancji w punkcie końcowym równą ϵ , a następnie wyznaczane są rozbieżne linie tolerancji L_1 i U_1 przechodzące przez punkt początkowy i granice tolerancji $\pm\epsilon$ w proponowanym punkcie końcowym. Linie tolerancji wyznaczane są więc przez punkty: $(X_0, X_1 - \epsilon)$ oraz $(X_0, X_1 + \epsilon)$. Jeżeli punkt X_2 , następujący bezpośrednio za X_1 mieści się pomiędzy tak wyznaczonymi liniami tolerancji, staje się nowym punktem końcowym i służy za podstawę wyznaczania nowych linii tolerancji L_2 i U_2 . Jeżeli kolejny punkt końcowy nie mieści się w granicach wachlarza tolerancji, to wydłużanie odcinka zostaje zatrzymane, a jego długość i współczynnik kierunkowy zostają zapamiętane w pliku wyjściowym. Jednocześnie, nowym punktem startowym staje się ostatni punkt końcowy należący do poprzedniego odcinka i procedura rysowania odcinka jest wznowiana. Zwraca uwagę fakt, że stosowanie tej samej wartości ϵ powoduje, że linie tolerancji są coraz mniej rozbieżne w miarę wydłużania odcinka. Dzięki temu algorytm *fan* powoduje mniejsze zniekształcenia sygnału kompresowanego niż np. algorytm AZTEC przy porównywalnej efektywności kompresji. Rekonstrukcja, podobnie jak w przypadku algorytmu AZTEC, polega na interpolacji liniowej zachowanych próbek sygnału. Modyfikacje i udoskonalenia algorytmu *fan* doprowadziły do opracowania rodziny algorytmów SAPA (ang. *scan-along polygonal approximation*).



Rys. 8.4. Ilustracja zasady działania algorytmu *fan*: a) kompresja sygnału; b) rekonstrukcja sygnału

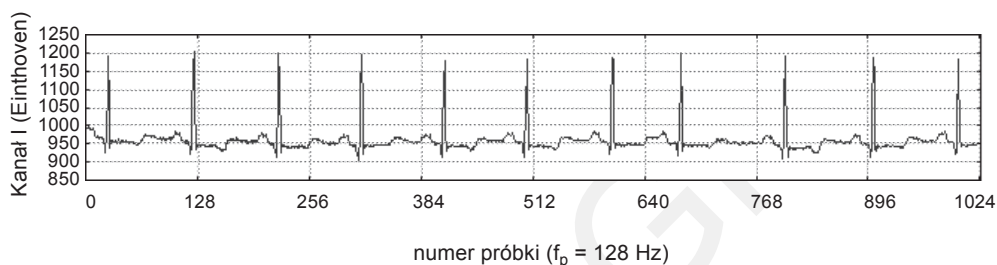
Przykładowo, SAPA-2, najefektywniejszy z tej rodziny, wykorzystuje dodatkową linię centralną łączącą punkt startowy i proponowany punkt końcowy. Położenie linii centralnej względem linii tolerancji jest następnie testowane w celu zdecydowania o przedłużaniu bieżącego lub rozpoczęciu nowego odcinka.

8.3.5. Algorytm kodowania Huffmana

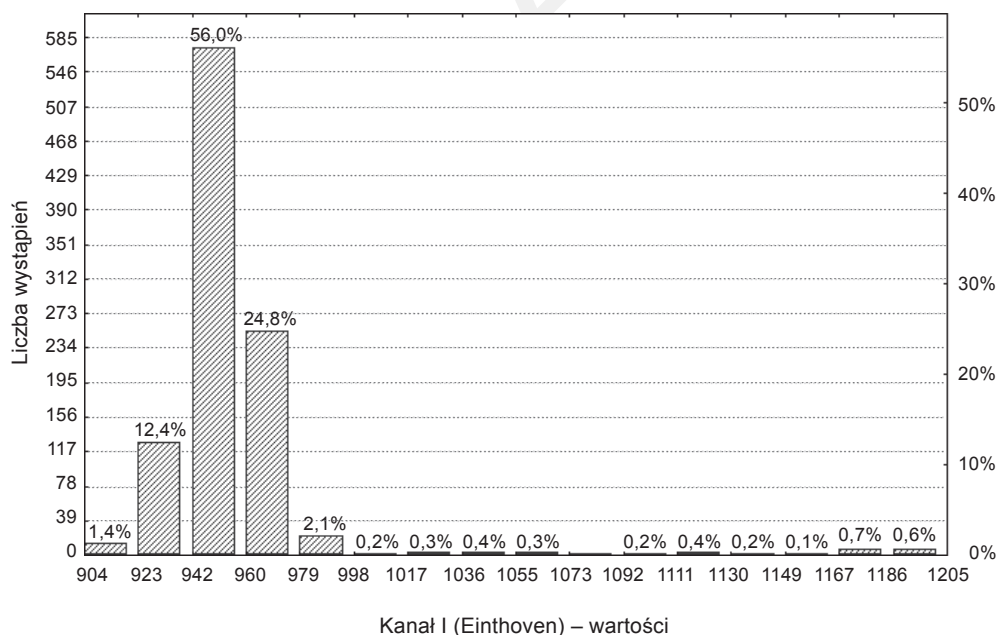
Algorytm kodowania Huffmana należy do bezstratnych metod kompresji i gwarantuje otrzymanie po dearchiwizacji sygnału identycznego z dyskretnym sygnałem oryginalnym. Algorytm ten nie zakłada żadnych własności kompresowanego ciągu

próbek (np. „płynności” sygnału) w szczególności ciągiem danych wejściowych może być ciąg instrukcji maszynowych lub ciąg znaków pisarskich. Kodowanie Huffmana opiera swe działanie na niejednakowym prawdopodobieństwie wystąpienia poszczególnych symboli w sygnale wejściowym. Pierwszym etapem jest sporządzenie histogramu występowania symboli w ciągu wejściowym (rys. 8.5). W drugim etapie następuje przekodowanie ciągu danych w taki sposób, że elementom występującym najczęściej przyporządkowane są najkrótsze słowa w ciągu wynikowym, a elementom występującym rzadko – dłuższe.

a)



b)



Rys. 8.5. Sygnał elektrokardiograficzny i histogram liczby wystąpień poszczególnych wartości w ciągu wejściowym: a) wartości sygnału; b) histogram wartości sygnału

Efektywność kompresji zależy od rozkładu wartości wejściowego ciągu danych, natomiast wartość błędu wynosi zawsze zero, gdyż ilość symboli w obu ciągach jest identyczna, a rekonstrukcja polega na odwrotnym przekodowaniu. Zwraca uwagę podobieństwo tego algorytmu do ekonomii języka naturalnego: w większości języków świata często używane pojęcia reprezentowane są przez krótkie słowa, podczas gdy pojęcia używane rzadko są określane przez dłuższe słowa lub nawet z użyciem kilku wyrazów.

Z technicznego punktu widzenia algorytm kodowania Huffmana – mimo bezspornej zalety nie zniekształcania sygnału – charakteryzuje się następującymi niedogodnościami:

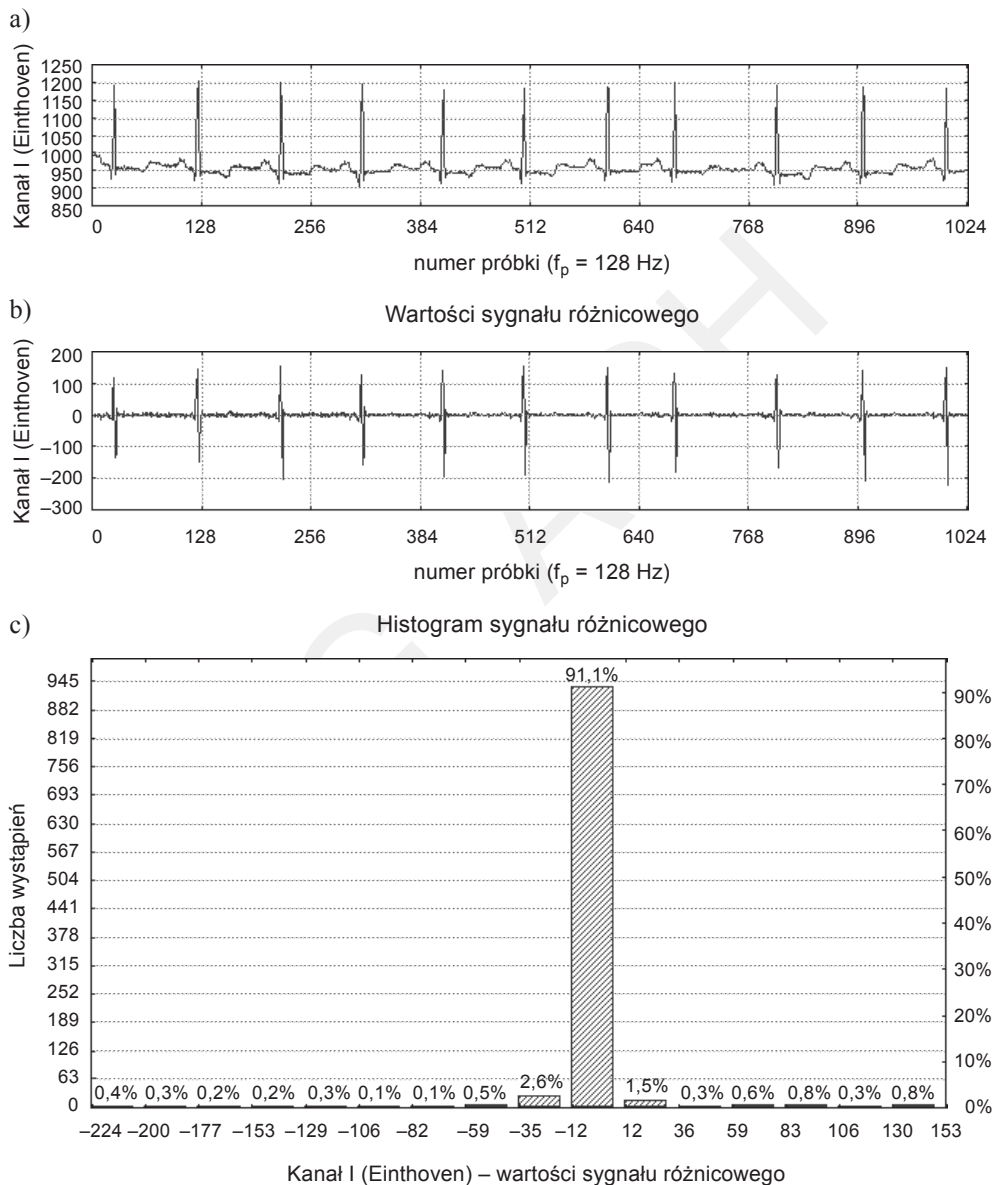
- brak możliwości kompresji sygnału w czasie rzeczywistym, co jest konsekwencją konieczności poznania rozkładu symboli przed przystąpieniem do przekodowania;
- konieczność archiwizacji (ewentualnie transmisji) tablicy przekodowań, co może uczynić nieopłacalną kompresję krótszych sygnałów (przykładowo przekodowanie sygnału o 2^{16} symbolach – czyli próbkowanego 16-bitowo – wymaga tablicy przekodowań o 65 536 wierszach);
- niska efektywność kompresji dla sygnałów biologicznych, które rzadko charakteryzują się idealną regularnością;
- błąd transmisji jednego bitu może spowodować nieprawidłowe odtworzenie wielu następnych próbek; jest to wspólna właściwość algorytmów wykorzystujących zmienną długość słowa w ciągu wyjściowym.

Jak wynika z powyższych uwag, kodowanie Huffmana poprzez swą uniwersalność nie gwarantuje uzyskania wysokiej efektywności kompresji. Podjęto liczne próby poprawy tej efektywności (ang. *modified Huffman coding*) polegające przeważnie na podziale słów wejściowych w zależności od częstotliwości występowania na zbiór częsty i rzadki. Elementy zbioru częstego (o niedużej liczności) są identyfikowane dzięki zastosowaniu kodu prefiksowego, same natomiast używają krótkich słów. Elementy ze zbioru rzadkiego są zakodowane z użyciem znacznie dłuższych słów o nie powtarzającym się przedrostku. Kodowanie Huffmana lub jego odmiany są powszechnie stosowane w programach dokonujących archiwizacji danych (zip, arj i inne), gdzie wymagana jest ścisła bezstratność rekonstrukcji. Ciekawym eksperymentem może być porównanie rezultatów kompresji z sygnału trójkątnego i prostokątnego z użyciem algorytmów AZTEC, *fan* i kodowania Huffmana.

8.3.6. Algorytm kodowania przyrostowego

Kodowanie przyrostowe (zwane też kompresją delta) jest algorytmem jednoprzebiegowym bezstratnym wykorzystującym słowo o zmiennej długości. Ponieważ zakłada „płynność” sygnału, próba jego zastosowania do ciągu danych (np. ciągu instrukcji maszynowych lub ciągu znaków pisańskich), choć dopuszczalna, przyniesie małą efektywność kompresji.

Podstawą funkcjonowania algorytmu jest założenie, że różnice dwóch sąsiednich próbek są mniejsze co do wartości niż wartości bezwzględne tych próbek. Jest to spełnione dla większości ciągów danych reprezentujących sygnały. Ponieważ sygnał różnicowy ma mniejszą dynamikę można zapisać go z użyciem słów o mniejszej długości (rys. 8.6), w szczególności długość słów może być lokalnie dostosowywana do dynamiki zmian sygnału.



Rys. 8.6. Sygnał elektrokardiograficzny i pochodny sygnał różnicowy: a) wartości sygnału; b) wartości sygnału różnicowego; c) histogram sygnału różnicowego

Algorytm ten może dokonywać kompresji w czasie rzeczywistym, niektóre jego odmiany wprowadzają opóźnienie pomiędzy skompresowanym sygnałem wynikowym a odpowiadającą mu porcją sygnału wejściowego, wynikające ze stosowania bufora do określania lokalnych własności (w tym dynamiki) sygnału różnicowego. Jeżeli próbka sygnału różnicowego przekracza założoną wartość dynamiki lub ustaloną ilość próbek, oryginalna wartość sygnału wejściowego jest przekazywana do pliku wynikowego, co nieznacznie zmniejsza efektywność kompresji, ale umożliwia kontrolę poprawności rekonstrukcji.

Algorytm kodowania delta (niezależnie od wersji) charakteryzuje się idealną rekonstrukcją sygnału oryginalnego, co predestynuje go do kompresji sygnałów, w których istotne diagnostycznie informacje są reprezentowane przez składowe o niskich amplitudach (np. mikropotencjały komorowe w EKG). W przeciwieństwie do kodowania Huffmana wykorzystującego wszystkie możliwe długości kodów, kodowanie przyrostowe używa zwykle kilku (3–4) różnych długości słów. Przedstawiony przykład (tab. 8.3) zaprojektowany jest dla sygnału EKG o rozdzielczości 12 bitów i zakresie pomiarowym 10 mV, co wyznacza wartość najmniej znaczącego bitu (LSB) równą $2,44 \mu\text{V}$.

Tabela 8.3

Kodowanie przyrostowe elektrokardiogramu w słowie o zmiennej długości

wartość kodu (dec)	wartość kodu (hex)	zakres dynamiki	średni czas trwania [% RR]	komentarz
0–14	0–E	0–34 μV	42,2	szumy i zjawiska na izolacji
15	F			znacznik bloku próbek 8-bitowych
0–254	00–FE	0–620 μV	45,5	załamki P oraz T
255	FF			znacznik bloku próbek 12-bitowych
0–4095	0–FFF	0–9997 μV	12,3	zespoły QRS
4096	1000			znacznik końca bloku

W porównaniu do standardowego zapisu 16 bitowego uzyskać można średni współczynnik kompresji równy

$$k = \frac{100 \cdot 16}{42,2 \cdot 4 + 45,5 \cdot 8 + 12,3 \cdot 12} = 2,35.$$

Dalsze nadzieje na efektywną kompresję sygnałów biologicznych są obecnie związane ze stosowaniem transformacji czasowo-częstotliwościowych. Usunięcie (przyrównanie do zera) niektórych współczynników powierzchni czasowo-częstotliwości-

wej jest w tym przypadku zależne od lokalnych własności sygnału. Te z kolei mogą być aktualizowane na bieżąco przez automatyczną detekcję struktur sygnału o znanych własnościach.

Przykładami takich struktur mogą być:

- iglice w zapisie EEG,
- wyładowania związane ze skurczem jednostki ruchowej mięśnia,
- załamki elektrokardiogramu.

Trudne jest wskazanie jednoznacznie lepszego algorytmu kompresji – jakość kompresji zależy bowiem od własności sygnału. Sygnały losowe, szумы, prowadzą zwykle do uzyskania niższych wskaźników kompresji. W pewnych sytuacjach skrajnych najkorzystniejszym rozwiązaniem może okazać się pozostawienie sygnału w postaci oryginalnej. Każdy, nawet najdoskonalszy algorytm kompresji może przynieść niezadowalające wyniki w przypadku odpowiednio dobranego sygnału testowego.

W konsekwencji, najbardziej uzasadnione jest użycie algorytmów dedykowanych, wykorzystujących szczególne cechy przetwarzanych sygnałów elektrodiagnostycznych. Nie dziwi więc fakt, że właśnie takie procedury są obecnie rozwijane w ośrodkach naukowo-badawczych na całym świecie i mimo sceptycyzmu środowisk medycznych cieszą się zainteresowaniem badaczy. Znacząca większość takich algorytmów jest dedykowana elektrokardiografii, co jest związane z rozpowszechnieniem zapisów długoczasowych w tej dziedzinie. Tematowi temu jest poświęcona odrębna monografia.

8.4. Standaryzacja i metody weryfikacji algorytmów przetwarzania sygnałów biologicznych na przykładzie EKG

Produkcja i testowanie jakości wyrobów komercyjnych wymaga istnienia ogólnodostępnych globalnych wzorców i metod porównawczych. W odniesieniu do programów automatycznej analizy sygnałów elektrodiagnostycznych wzorcem odniesienia (ang. *gold standard*) jest baza danych zawierająca odpowiednio wyselekcjonowane sygnały oraz ich opis medyczny. Szczególną zaletą referencyjnych baz danych jest właśnie opis zrealizowany w sposób zapewniający maksymalną wierność w stosunku do nieznanymi wartości prawdziwych. Przeważnie jest on formułowany na drodze wielokrotnego testu ślepego, w czasie którego specjaliści różnych ośrodków dokonują wielokrotnej oceny każdego sygnału.

Każda z technik elektrodiagnostycznych dysponuje zestawami zapisów wzorcowych służących celom referencyjnym i diagnostycznym przy wzrokowej interpretacji sygnału przez człowieka. Pomimo to, tylko elektrokardiografia i elektroencefalografia doczekały się elektronicznej edycji takich wzorców, przy czym żaden ze wzorców zapisów EEG nie ma jak dotychczas światowego zasięgu. Jest to prawdopodobnie po-

chodną upowszechnienia zastosowań metod komputerowego wspomaganie analizy sygnału. W sytuacji, kiedy znaczna większość zapisów jest w praktyce interpretowana wzrokowo, brak motywacji ekonomicznej do tworzenia elektronicznej bazy sygnałów wzorcowych.

Spośród baz danych zawierających testowe sygnały elektrokardiograficzne światowy zasięg uzyskiwały bazy:

- MIT-BIH Arrhythmia Database utworzona w wyniku współpracy Massachusetts Institute of Technology z Beth Israel Hospital w Bostonie (pierwsza wersja ok. roku 1980);
- CSE zrealizowana przez europejską grupę roboczą Common Standard for Quantitative Electrocardiography (ukończona w roku 1988).

Bazy te zawierają odmienne rodzaje zapisów i danych diagnostycznych, były tworzone z przeznaczeniem do testowania innych elementów łańcucha zautomatyzowanej diagnostyki elektrokardiograficznej.

8.4.1. Standardowa arytmiczna baza danych EKG (MIT-BIH)

Baza MIT-BIH (zwana też arytmiczną bazą EKG) jest przeznaczona do testowania typowych algorytmów analizy zapisów holterowskich. Zawiera osiem katalogów specjalizowanych grupujących sygnały typowe dla zaburzeń wykrywanych metodą Holtera:

- AFIB – katalog zawierający opis 25 zapisów 10-godzinnych zawierających w sumie ok. 300 przypadków migotania i trzepotania przedsionków, katalog zawiera tylko jeden rzeczywisty sygnał i jest przeznaczony do testowania detektorów migotania opartych na zależnościach czasowych;
- CDB – katalog zawierający 168 zapisów o czasie trwania 20,5 s zawierających szeroki zakres arytmii, zaburzeń przewodnictwa i szumów próbkowanych z częstotliwością 250 Hz; sygnały zostały wybrane spośród zapisów stwarzających szczególne problemy podczas kompresji, dlatego katalog ten jest przeznaczony do testowania algorytmów kompresji;
- LTDB – katalog zapisów długoczasowych złożony z siedmiu plików o czasach trwania od 14 do 24 godzin; pliki te zawierają znaczną ilość typowych zaburzeń przewodnictwa, a także charakteryzują się zmienną w czasie jakością sygnału, co zwykle przysparza kłopotu automatycznym programom analizującym;
- MITDB – podstawowy katalog zawierający 48 opisanych zapisów półgodzinnych podzielonych na dwie grupy: 23 typowe, wylosowane spośród ponad 4000 zapisów 24-godzinnych (seria 100), oraz 25 zapisów reprezentujących rzadkie, lecz z klinicznego punktu widzenia bardzo istotne zaburzenia (seria 200);

- NSTDB – katalog zawierający 15 półgodzinnych zapisów, spośród których trzy są wzorcami szumów i zakłóceń spowodowanych aktywnością mięśni, zmiennym kontaktem elektrod i wahaniami izolacji, a pozostałe 12 – sztucznie zaszumionymi sygnałami z katalogu podstawowego o określonym stosunku sygnału do szumu;
- STDB – katalog, w którego skład wchodzi 28 zapisów o długości 13–67 minut otrzymanych podczas testów wysiłkowych, wykazują one znaczące zmiany w obrębie odcinka ST;
- SVDB – katalog zawierający 13 półgodzinnych zapisów reprezentatywnych dla arytmii nadkomorowych, zespołów przedwczesnych przeznaczony do testowania procesorów arytmii;
- VFDB – katalog złożony z 22 zapisów o czasie trwania 35 minut każdy, sygnał jest opisany tylko z uwzględnieniem arytmii komorowych: tachykardii, migotania i trzepotania komór.

Komplet danych w katalogu podstawowym MITDB składa się z trzech plików zawierających odmienne rodzaje danych:

- 1) pliku nagłówkowego,
- 2) pliku z sygnałem,
- 3) pliku z informacjami diagnostycznymi (rys. 8.7).

Plik nagłówkowy *.hea zawiera informacje o:

- pacjencie,
- długości pliku sygnału,
- ilości kanałów,
- odprowadzeniach,
- częstotliwości próbkowania,

zapisane w formacie tekstowym ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*).

Plik z sygnałem *.dat zawiera wyłącznie sygnał w postaci binarnej. Zwykle zapisane są dwa kanały, w niektórych katalogach specjalizowanych pliki zawierają jeden lub trzy kanały – jest to zaznaczone w pliku nagłówkowym. Częstotliwość próbkowania wynosi 360 Hz z wyjątkiem siedmiu plików 24-godzinnych w katalogu LTDB, których częstotliwość próbkowania wynosi 120 Hz. Kanały są zapisane naprzemiennie w formacie 16-bitowym, mimo że faktyczna rozdzielczość wynosi 12 bitów.

Plik z informacjami diagnostycznymi *.atr w formacie binarnym zawiera informacje na temat położenia i morfologii kolejnych zespołów QRS. Każde z 16-bitowych słów opisuje jeden zespół QRS w ten sposób, że 10 bitów wyraża odległość od poprzedniego zespołu (w ilości próbek) łatwą do przeliczenia względem początku pliku, a kolejnych 6 bitów określa typ morfologiczny zespołu przez podanie numeru na liście typów (0–41).

a)

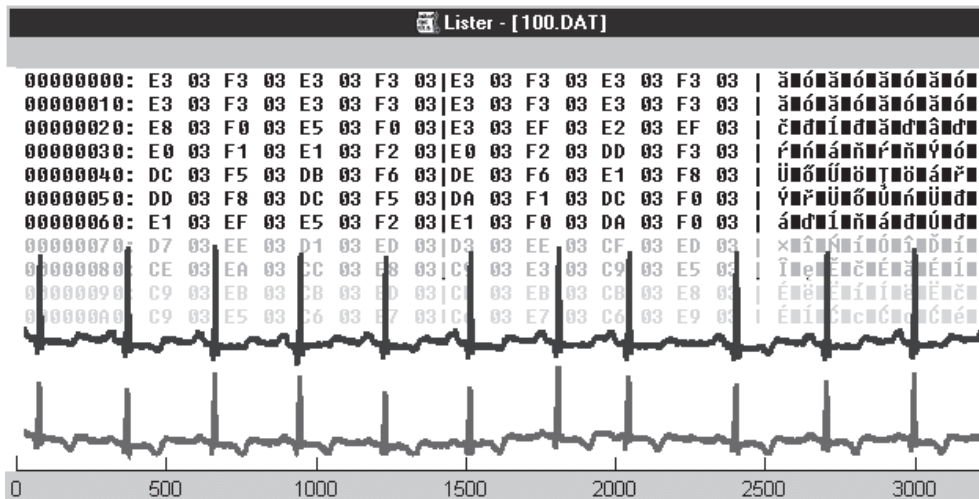
```

Lister - [100.HEA]

100 2 360 650000 100.dat 16 200 11 1024 995 -22131 0 MLII 100.dat 16 200 11
1024 1011 20052 0 U5 # 69 M 1085 1629 x1 # Aldomet, Inderal

```

b)



c)

Lister - [100.ATR]	
00000000: 12 70 03 FC 28 4E 00 00 3B 04 25 05 24 05 1C 05	00000000: 12 70 03 FC 28 4E 00 00 3B 04 25 05 24 05 1C 05
00000010: 1D 05 1C 05 26 05 EB 20 66 05 30 05 24 05 1C 05	00000010: 1D 05 1C 05 26 05 EB 20 66 05 30 05 24 05 1C 05
00000020: 16 05 2E 05 34 05 28 05 10 05 1E 05 1F 05	00000020: 16 05 2E 05 34 05 28 05 10 05 1E 05 1F 05
00000030: 1D 05 28 05 39 05 18 05 1D 05 17 05 18 05	00000030: 1D 05 28 05 39 05 18 05 1D 05 17 05 18 05
00000040: 24 05 26 05 2A 05 28 05 17 05 20 05 1C 05	00000040: 24 05 26 05 2A 05 28 05 17 05 20 05 1C 05
00000050: 35 05 2F 05 29 05 28 05 1D 05 1C 05 27 05	00000050: 35 05 2F 05 29 05 28 05 1D 05 1C 05 27 05
00000060: 30 05 3D 05 28 05 77 05 2 05 2 05 2 05	00000060: 30 05 3D 05 28 05 77 05 2 05 2 05 2 05
00000070: 2B 05 29 05 24 05 1 05 2 05 2 05 2 05	00000070: 2B 05 29 05 24 05 1 05 2 05 2 05 2 05
00000080: 2B 05 22 05 18 05 370 05 1 05 1 05 1 05	00000080: 2B 05 22 05 18 05 370 05 1 05 1 05 1 05
00000090: 28 05 1A 05 18 05 1 05 2 05 2 05 2 05	00000090: 28 05 1A 05 18 05 1 05 2 05 2 05 2 05
000000A0: 24 05 1A 05 16 05 662 05 2 05 2 05 2 05	000000A0: 24 05 1A 05 16 05 662 05 2 05 2 05 2 05
000000B0: 18 05 20 05 1C 05 1 05 3 05 3 05 3 05	000000B0: 18 05 20 05 1C 05 1 05 3 05 3 05 3 05

Ecgcodes.h	
NORMAL	1 /* normal beat */
LB	2 /* left bundle br
RB	3 /* right bundle br
ABERR	4 /* aberrated atria
PVC	5 /* premature ventr
FUSION	6 /* fusion of ventr
NPC	7 /* nodal (junction
APC	8 /* atrial prematur
SUPB	9 /* supraventricula
VESC	10 /* ventricular esc
NESC	11 /* nodal (junction
PACE	12 /* paced beat */
UNKNOWN	13 /* unclassifiable
NOISE	14 /* signal quality
ARFCT	16 /* isolated QRS-li
NOTE	22 /* comment */

Rys. 8.7. Zestaw informacji zawartych w bazie MIT-BIH: a) plik nagłówkowy; b) plik z sygnałem; c) plik z informacjami diagnostycznymi

8.4.2. Standardowa wieloodprowadzeniowa baza danych EKG (CSE)

Odminną strukturę posiada baza CSE. Zawiera ona sygnały o czasie trwania 10 s w dwóch wersjach:

- 1) 12-odprowadzeniowej – wszystkie kanały zarejestrowane są symultanicznie,
- 2) wieloodprowadzeniowej (ang. *multilead*) – 12 odprowadzeń jest uzupełnionych dokonanych współbieżnie zapisem z odprowadzeń pseudoortogonalnych Franka X, Y, Z.

Niezależnie od wersji, baza CSE zawiera dwa zestawy po 125 sygnałów uzupełnionych opisem diagnostycznym (początki i końce załamków) oraz 1200 sygnałów nieopisanych.

Zestawy sygnałów opisanych są podstawową częścią bazy i zawierają odpowiadające sobie dwa sygnały:

- 1) oryginalny,
- 2) sztuczny.

Zestaw sygnałów oryginalnych zawiera surowe zapisy, w których wyodrębniono typową ewolucję serca P-QRS-T.

Zestaw sygnałów sztucznych zawiera zapisy powstałe przez powielenie tej typowej ewolucji aż do wypełnienia odcinka 10 s. Dzięki temu, że wszystkie ewolucje sygnału sztucznego są identyczne, pomiar punktów początkowych i końcowych załamków nie zależy od wyboru którejkolwiek ewolucji jako reprezentatywnej. Właśnie pomiar punktów początkowych i końcowych załamków elektrokardiogramu jest tym zadaniem w łańcuchu automatycznego przetwarzania elektrokardiogramów, do testowania którego przeznaczona jest baza danych CSE.

Baza jest zorganizowana w trzech katalogach zawierających:

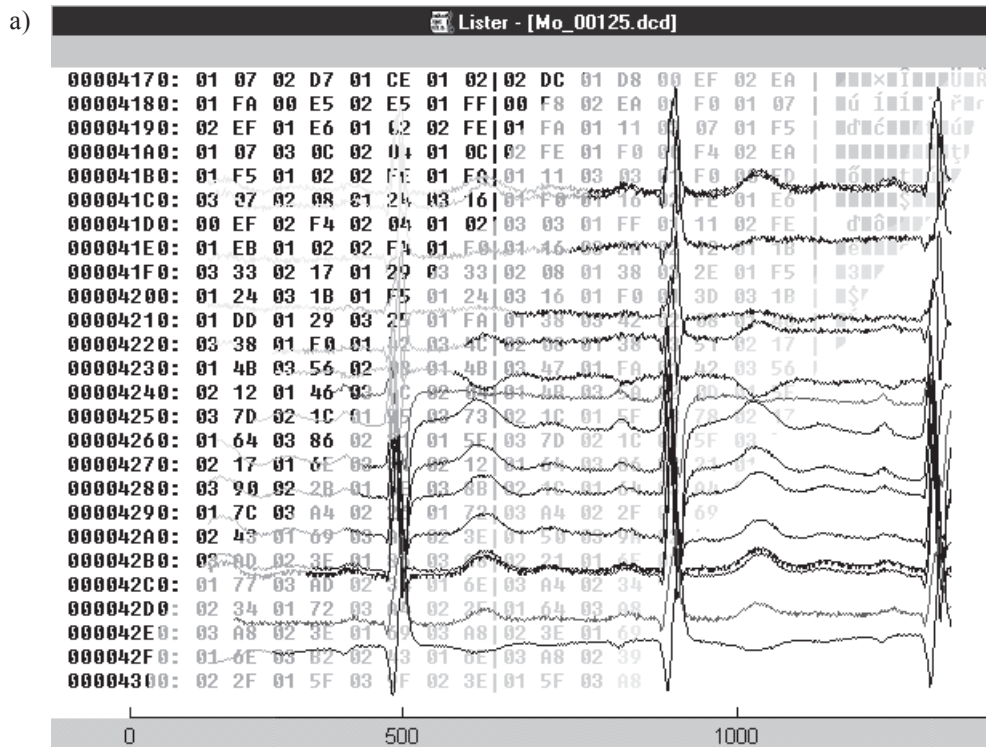
- 1) sygnały nieopisane (1200 zapisów),
- 2) sygnały oryginalne opisane (125 zapisów),
- 3) sygnały sztuczne (125 zapisów).

Niektóre wersje bazy oferują dodatkowo katalog zawierający 60 sygnałów szumowych.

Katalogi zawierają sygnały zapisane w plikach binarnych i jeden wspólny plik z danymi diagnostycznymi (rys. 8.8).

Plik sygnałowy zapisany jest w formacie 16-bitowym w sekwencji: 1, 2, 3, 1, 2, 3, ..., 1, 2, 3, 4, 5, 6, 4, 5, 6, ..., 4, 5, 6, 7, 8, 9, 7, 8, 9 itd. Częstotliwość próbkowania wszystkich sygnałów wynosi 500 Hz.

Plik zawierający dane diagnostyczne „result.dat” składa się ze 170-bajtowych porcji opisujących każdy sygnał.



b)

Lister - [MRESULTS.DCD]														
00000470:	20 20 20 20 04 30 05 5D 00 00 00 3E 00 49 00 78													
00000480:	00 FE 00 00 00 00 00 00 00 00 00 FF EF FF F5													
00000490:	FF FD FF FE 00 01 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00													
000004A0:	00 15 4E 1F FF EF													
000004B0:	00 13 00 00 00 39	pozycja ewolucji	P+	P-	QRS+	QRS-	T-							
000004C0:	00 40 00 40 00 41	w pliku sygnału	13	76	133	202	353							
000004D0:	00 3C 00 3C 00 3D	start 1454	19	78	134	202	356							
000004E0:	00 47 00 47 00 49	stop 1923	23	83	135	203	358							
000004F0:	00 4B 00 4C 00 49		23	84	137	203	359							
00000500:	00 4C 00 00 00 72		23	84	138	203	361							
00000510:	00 79 00 7A 00 7B		24	85	139	203	361							
00000520:	00 77 00 78 00 78	ocena załamek	24	86	139	203	361							
00000530:	00 F9 00 FA 00 FC	przez lekarzy	25	87	139	205	364							
00000540:	01 03 01 07 00 F4	L-1 L-2	26	87	140	205	365							
00000550:	01 01 00 00 00 00	P+ 24 22	33	87	140	205	365							
00000560:	00 00 00 00 00 00	P- 85 87	35	87	140	207	370							
00000570:	00 00 00 00 00 00	QRS+ 139 139	36	125	140	210	371							
00000580:	00 00 00 00 00 00	QRS- 203 202	19	78	135	200	347							
00000590:	00 00 00 00 00 00	T- 364 370	21	79	139	202	357							
000005A0:	00 00 00 00 00 00		23	79	140	202	361							
			24	81	141	203	361							
			25	83	142	203	363							
			26	85	143	204	365							
			45	87	143	207	375							

Rys. 8.8. Zestaw informacji zawartych w bazie CSE: a) sygnał EKG z pliku „Mo_00125”;
 b) parametry diagnostyczne z pliku *mresults* dla zapisu „Ma_00001”

Opis pojedynczego sygnału składa się z:

- danych jego pozycji w sygnale oryginalnym;
- wartości średnich punktów charakterystycznych *P-onset*, *P-end*, *QRS-onset*, *QRS-end* i *T-end*;
- wartości rzeczywistych punktów charakterystycznych wyznaczonych z użyciem programów automatycznej analizy biorących udział w projekcie CSE, wartości te są kolumnami posortowane rosnąco, tak więc wartości *P-onset*, *P-end*, *QRS-onset*, *QRS-end* i *T-end* znajdujące się w tym samym wierszu nie zostały wyznaczone przez ten sam program;
- wartości rzeczywistych punktów charakterystycznych wyznaczonych przez niezależnych kardiologów, wartości te są również kolumnami posortowane rosnąco.

Ciekawą inicjatywą CSE jest umożliwienie porównania wyników otrzymanych z użyciem testowanego programu nie tylko z wynikami oceny kardiologów, ale także z wynikami 20 programów czołowych światowych producentów (lista programów jest dołączona do drukowanej wersji katalogu otrzymywanego wraz z bazą). 12 z tych programów jest przeznaczonych do analizy elektrokardiogramów 12-odprowadzeniowych, a pozostałych osiem – do analizy wektorkardiogramów. Dzięki przedstawieniu tych rezultatów w formie posortowanej nie jest możliwe wartościowanie programów biorących udział w testach, lecz zachowana jest możliwość określenia wszystkich parametrów statystycznych (wartość średnia, mediana, odchylenie standardowe) zbioru rezultatów.

Co najistotniejsze, na podstawie zbioru odległości od wartości średniej możliwe jest określenie lokaty zajmowanej przez testowany program wśród 20 wzorcowych programów. Dokonać tego można przez sortowanie wartości bezwzględnych różnic rezultatów poszczególnych programów (w tym testowanego programu) od wartości średniej. Testowany program (np. nowa wersja napisanego przez Czytelnika programu) zajmie w tym rankingu określoną lokatę w zależności od tego ile jest programów, których rezultat okazał się bliższy średniej. Średnia wartość lokaty dla każdego ze 125 sygnałów jest miarą jakości otrzymywanych parametrów diagnostycznych. Pewna modyfikacja konieczna jest tylko przy określaniu punktów granicznych załamek P i polega na odrzuceniu wszystkich ewolucji pochodzenia pozazatokowego.

Za pomocą bazy CSE możliwe jest także stwierdzenie, czy odległość rezultatu otrzymanego z użyciem testowanego programu od średniej mieści się w ustalonych przez komitet CSE granicach. W przypadku spełnienia wymagań producent programu może wystąpić do komitetu CSE o nadanie certyfikatu będącego rodzajem gwarancji poprawności parametrów diagnostycznych (w zakresie wyznaczania granic załamek), co istotnie podnosi wartość komercyjną produktu.

Komitet CSE przewiduje certyfikację zgłoszonych programów wyznaczających początki i końce załamek. Trudność metodologiczna polega w tym przypadku na tym, że zbiór testowy nie powinien być wcześniej znany producentowi oprogramowania

analizującego, natomiast program analizujący (będący intelektualną i rynkową własnością producenta) nie powinien być udostępniany komitetowi weryfikującemu. Rozwiązanie polega na istnieniu zbioru plików (125) o własnościach statystycznych zbliżonych do własności zbioru sygnałów sztucznych. Pliki te są udostępniane zainteresowanemu producentowi na żądanie, natomiast rezultaty pozostają niejawne. Producent dokonuje testów oprogramowania, a następnie rezultaty otrzymane dla każdego z plików przesyła do siedziby Komitetu, gdzie są one porównywane z niejawną częścią bazy. Komitet udziela odpowiedzi w postaci binarnej, przy czym odpowiedź pozytywna jest równoznaczna z nadaniem certyfikatu CSE.

8.4.3. Metody testowania poprawności algorytmów automatycznego przetwarzania elektrokardiogramów

Testowanie poprawności algorytmów automatycznego przetwarzania elektrokardiogramów ma na celu zapewnienie maksymalnej wiarygodności rezultatów dostarczanych przez oprogramowanie.

Aby docenić wyjątkową istotność tego problemu wystarczy wziąć pod uwagę następujące okoliczności:

- inżynier informatyk nie jest w stanie przewidzieć wszystkich okoliczności zachowania programu ani przetestować go z użyciem wszystkich sygnałów, jakie kiedykolwiek będą poddane analizie z jego użyciem;
- działanie programu jest weryfikowane przez lekarza, od którego nie jest wymagana znajomość szczegółów technicznych analizy prowadzonej automatycznie, wprost przeciwnie, oprogramowanie może stanowić rzeczywiste wsparcie diagnostyki tylko wtedy, jeżeli użytkownik będzie mógł poświęcić więcej uwagi medycznemu aspektowi obserwowanych zjawisk;
- odpowiedzialność za prawidłowo postawioną diagnozę leży całkowicie po stronie lekarza, a konsekwencją błędnej diagnozy może być śmierć pacjenta.

Przedmiotem testowania algorytmów diagnostyki elektrokardiograficznej jest zwykle:

- poprawność detekcji zespołów QRS,
- poprawność klasyfikacji i dyskryminacji zespołów pochodzenia komorowego,
- dokładność wyznaczenia punktów początkowych i końcowych załamków.

Poprawność detekcji zespołów QRS o różnej morfologii i o różnym odstępie od szumów może być przetestowana z użyciem plików katalogu podstawowego bazy MIT-BIH.

Mogą wystąpić następujące przypadki:

- wykrycie istniejącego zespołu QRS,
- niewykrycie istniejącego zespołu QRS (detekcja fałszywie negatywna – fn),
- wykrycie nie istniejącego zespołu QRS (detekcja fałszywie pozytywna – fp).

W oparciu o testy wielu plików i porównanie rezultatów z opisami bazy danych definiowane są następujące parametry detektora:

- czułość (ang. *sensitivity*) jako stosunek ilości wykrytych zespołów QRS do ilości zespołów obecnych w zapisie;
- specyficzność (ang. *specificity*) jako stosunek ilości zespołów QRS obecnych w zapisie pomniejszonej o ilość zespołów wykrytych nadmiarowo do ilości zespołów obecnych w zapisie;
- odsetek poprawności detekcji (ang. *reliability*) jako stosunek ilości zespołów QRS obecnych w zapisie pomniejszonej o sumę ilość zespołów wykrytych nadmiarowo (fp) i zespołów nie wykrytych (fn) do ilości zespołów obecnych w zapisie.

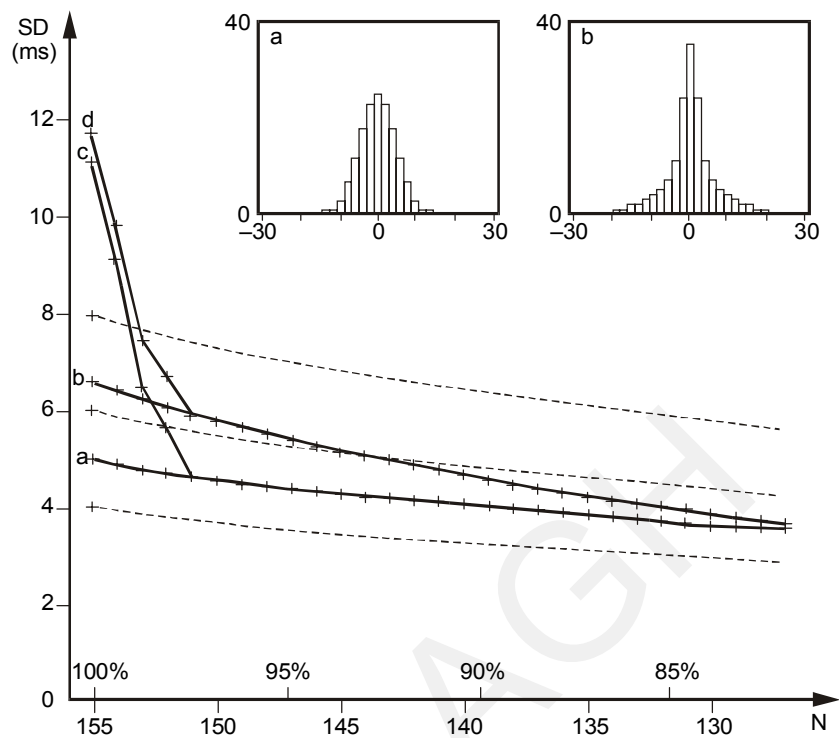
Pożądany odsetek poprawności detekcji dla sygnałów dobrej jakości wynosi 99,7%, natomiast dla sygnałów zaszumionych nie powinien być mniejszy niż 92%. Dobór parametrów detektora wymaga uwagi w celu zapewnienia maksymalnych wartości czułości i specyficzności. Ponieważ wymagania maksymalnej czułości i specyficzności są w pewnym sensie przeciwstawne, interesujące jest rozważenie konsekwencji detekcji fałszywie pozytywnych i fałszywie negatywnych. Konsekwencją detekcji fałszywie pozytywnej jest zwykle utworzenie dodatkowej klasy (wzorca) reprezentującej odcinek sygnału nie zawierający zespołu QRS. Pociąga to za sobą dodatkowe nakłady obliczeniowe związane z zarządzaniem takimi klasami oraz ewentualnie – automatycznym ich usunięciem. Konsekwencją detekcji fałszywie negatywnej jest natomiast pominięcie zespołu QRS istotnie odmiennego w formie, co może być przyczyną utraty cennej diagnostycznie informacji. Zazwyczaj dopuszcza się więc znacznie większą ilość detekcji fałszywie pozytywnych niż fałszywie negatywnych (tab. 8.4).

Tabela 8.4

Tabela rezultatów testowania detektora zespołów QRS (przykład)

istnienie zespołu QRS detekcja zespołu QRS	istnieje	nie istnieje
pozytywna	107 493	134
negatywna	27	

Określenie dokładności wyznaczania punktów początkowych i końcowych załamków jest podstawowym kryterium oceny oprogramowania przeznaczonego do automatycznej diagnostyki EKG (rys. 8.9). Istotność dokładnego wyznaczenia załamków jest uzasadniona tym, że podstawowe parametry diagnostyczne elektrokardiogramu (długości odcinków i odstępów) są parametrami czasowymi opartymi na wyznaczeniu początków i końców załamków.



Rys. 8.9. Ocena dokładności wyznaczania załamków na przykładzie początku zespołu QRS z użyciem wykresów typu *scatter plots*. Obok: histogramy odchyłek uzyskanych z użyciem programu *a* i *b*. Program *a* jest lepszy od programu *b* w sensie dokładności wyznaczania początku zespołu QRS

BG AGH

Wykaz wybranych skrótów

- AR – ang. *autoregressive* (wykorzystująca metody autoregresyjne)
- ARMA – ang. *autoregressive moving average* (metody autoregresyjne i uśrednianie w ruchomym oknie)
- ASCII – ang. *American Standard Code for Information Interchange*
- ATP – kwas adenozynotrójfosforowy
- AV – łac. *Atrioventricular* (przedsionkowo-komorowy)
- AZTEC – ang. *Amplitude Zone Time Epoch Coding*
- BAEP – ang. *braistem auditory evoked potentials* (słuchowe potencjały wywołane)
- CAVIAR – ang. *computer analysis of vectocardiograms with autoreference to the patient* (komputerowa analiza wektokardiogramów z odniesieniem zwrotnym do pacjenta)
- CCD – ang. *charge coupled device* (światłoczuła matryca ładunkowa)
- CDSS – ang. *Clinical Decision Support System*
- CEN-Elec – Comité Européen de Normalisation (komitet normalizacyjny Unii Europejskiej)
- CMRR – ang. *Common Mode Rejection Ratio* (współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego)
- CORTES – ang. *Coordinate Reduction Time Encoding System*
- CP – ang. *canal parensis* (parametr określający symetrię pobudzenia błędników)
- CSE – ang. *Common Standard for Quantitative Electrocardiography*
- CT – ang. *computerized tomography* (tomografia komputerowa)
- DC – ang. *direct current* (prąd stały)

- DP – ang. *directional preponderance* (parametr określający przewagę kierunkową oczopląsu)
- EEG – elektroencefalogram
- EKG – elektrogastrogram
- EHG – elektrohisterografia
- EHG – elektrohisterogram
- EKG – elektrokardiogram
- EMG – elektromiogram
- ENG – elektronystagmogram
- EOG – elektrookulografia
- ERG – elektroretinogram
- fdp – filtr dolnoprzepustowy
- FET – ang. *Field Effect Transistor* (tranzystor sterowany polem elektrycznym; tranzystor polowy)
- fgp – filtr górnoprzepustowy
- FIR – ang. *finite impulse response* (filtr o skończonej odpowiedzi impulsowej)
- FKG – fonokardiografia
- FM – ang. *frequency modulation* (modulację częstotliwościową)
- fn – ang. *false negative* (detekcja fałszywie negatywna)
- fp – ang. *false positive* (detekcja fałszywie pozytywna)
- FTC – ang. *failure to capture* (błąd przechwytywania kardiostymulatora)
- FTP – ang. *failure to pace* (błąd stymulacji)
- FTS – ang. *failure to sense* (błąd detekcji kardiostymulatora)
- HF – ang. *high frequency* (zakres częstotliwości wysokich)
- HIS – ang. *Hospital Information System*
- HR – ang. *heart rate* (częstość akcji serca)
- HR-ECG – ang. *high resolution electrocardiography* (elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości)
- HRV – ang. *heart rate variability* (zmienność rytmu serca)
- IEC – ang. *International Electical Commitee*
- IIR – ang. *infinite impulse response* (filtr o nieskończonej odpowiedzi impulsowej)

- INESCA – port. *Instituto Nacional De Engenharia De Sistemas E Computadores Aveiro*
- IR – ang. *infra red* (zakres podczerwieni)
- ITSEC – ang. *Information Technology Security Evaluation Criteria* (kryteria zabezpieczeń systemów informacyjnych)
- KTG – kardiogram
- LED – ang. *Light Emitting Diode* (dioda elektroluminescencyjna)
- LF – ang. *low frequency* (zakres częstotliwości niskich)
- LMS – ang. *least mean squared* (metody najmniejszych kwadratów)
- LP – ang. *late potentials* (późne potencjały komorowe, mikropotencjały)
- LSB – ang. *least significant bit* (najmniej znaczący bit)
- MET – ang. *metabolic equivalent* (jednostka pracy wykonanej przez człowieka)
- MIT-BIH – ang. Massachusetts Institute of Technology & Beth Israel Hospital w Bostonie
- MSB – ang. *most significant bit* (najbardziej znaczący bit)
- NMR – ang. *nuclear magnetic resonance* (tomografia z wykorzystaniem magnetycznego rezonansu jądrowego)
- OEDIPE – ang. *Open European Data Interchange & Processing for Electrocardiography*
- PAL – ang. *phase alternate loop standard* (telewizyjny z pętlą przemienności fazy)
- PIN – ang. *personal identification number* (osobisty numer identyfikacyjny)
- PRD – ang. *percent root-mean-square difference* (współczynnik odchylenia średniokwadratowego)
- PS – *pattern stimulation* (stymulacja zmiennym wzorcem)
- PSG – polisomnografia
- PSVT – ang. *persistent supraventricular tachycardia* (napadowy częstoskurcz nadkomorowy)
- PTK – Polskie Towarzystwo Kardiologiczne
- QRSd – ang. *QRS duration* (czas trwania zespołu QRS)
- REM – ang. *rapid eye movements* (fazy snu aktywnego)
- RMS40 – ang. *root-mean-square* (pierwiastek sumy kwadratów sygnału na odcinku 40 ms)

- SA – łac. *Sinoatrialis* (zatokowo-przedsionkowy)
- SAPA – ang. *scan-along polygonal approximation*
- SC – ang. *switching capacity* (filtr zrealizowany metodą przełączanej pojemności)
- SCP-ECG – ang. *serial communication protocol ECG* (protokół komunikacji szeregowej dla EKG)
- SCSI – ang. *Small Computer Serial Interface*
- SIGIF – ang. *Signal Interchange Format*
- SNR – ang. *signal-to-noise ratio* (stosunek sygnału do szumu)
- SV – łac. *supraventricular* (nadkomorowy)
- SYA – ang. *something you are* (zabezpieczenie oparte na cechach biologicznych)
- SYH – ang. *something you have* (zabezpieczenie oparte na kluczu)
- SYK – ang. *something you know* (zabezpieczenie oparte na poufnej wiedzy)
- TCSEC – ang. *Trusted Computer System Evaluation Criteria* (kryteria zabezpieczeń danych elektronicznych)
- ULF – ang. *ultra low frequency* (zakres częstotliwości ekstremalnie niskich)
- V – łac. *Ventricular*
- SV – ang. *Supraventricularis*
- VEP – ang. *visual evoked potentials* (wzrokowe potencjały wywołane)
- VLF – ang. *very low frequency* (zakres częstotliwości bardzo niskich)
- VOG – wideookulografia
- VTM – wideotorsjometria
- VVI – ang. *ventricular-paced ventricular-sensed inhibited* (oznaczenie kardio-stymulatora komorowego blokowanego rytmem komór)
- WKG – wektokardiografia

Literatura

- [1] Aminoff M. (ed.): *Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. New York, Churchill Livingstone 1986
- [2] Ayad B.: *Optimisation du pretraitement des electrocardiogrammes – algorithmes et methodes* (these). INSA-Lyon 1987
- [3] Bogdanowicz S.: *Najłatwiejsza elektrokardiografia – wprowadzenie do elektrokardiografii klinicznej*. Kraków, Oficyna Wydawnicza Impuls 1993
- [4] Bronzino I.D. (ed.): *The Biomedical Engineering Handbook*. Davis University of California CRC Press 2000
- [5] Dąbrowska B., Dąbrowski A.: *Podręcznik elektrokardiografii*. Warszawa, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich 1993
- [6] Dąbrowski A., Dąbrowska B., Piotrowicz R.: *Elektrokardiografia holterowska*. Warszawa, Oxford-Polska, Wydawnictwo Medyczne 1994
- [7] Fayn J.: *L'analyse sequentielle des electrocardiogrammes – une approche par comparaison optimale d'images filaires spatio-temporelles* (these). INSA-Lyon 1990
- [8] Frankiewicz Z., Łęski J., Pawłowski A.: *Wybrane zagadnienia cyfrowego przetwarzania sygnałów biomedycznych – laboratorium*. Skrypty uczelniane Politechniki Śląskiej, nr 1705, Gliwice, 1993
- [9] Horoba K., Graczyk S., Jeżewski J., Wróbel J.: *Komputerowy system do monitorowania elektrycznej aktywności mięśnia macicy*. Mat. Konf. „Techniki Informatyczne w Medycynie”, Ustroń 18–20.11.1999
- [10] Konarska L. (red.): *Molekularne mechanizmy przekazywania sygnałów w komórce*. Warszawa, PWN 1995
- [11] Meyer-Waarden K.: *Einfuehrung in die biologische und medizinische Messtechnik*. Stuttgart, F.K. Schattauer Verlag GmbH 1975
- [12] Morlet D.: *Contribution a l'analyse automatique des electrocardiogrammes – algorithmes de localisation, classification et delimitation precise des ondes dans le systeme de Lyon* (these). INSA-Lyon 1986
- [13] Moss A. J., Stern S.: *Noninvasive Electrocardiology – Clinical Aspects of Holter Monitoring*. Cambridge University Press, W. B. Saunders Co. Ltd. 1996
- [14] Nadachowski M., Kulka Z.: *Analogowe układy scalone*. Warszawa, WKŁ 1985
- [15] Normann R. A.: *Principles of Bioinstrumentation*. New York, University of Utah, John Wiley & Sons Inc. 1988

- [16] Randall R. B., Tech B. A.: *Frequency analysis*. Bruel & Kjaer 1987
- [17] Rubel P.: *OEDIPE – Experimental European Network of Distributed Cooperative ECG Databases*. Commission of the European Communities AIM Project 2026, 1994
- [18] Stopczyk M. (red.): *Elektrodiagnostyka medyczna – podręcznik dla wydziałów elektroradiologii medycznych studiów zawodowych*. Warszawa, PZWL 1984
- [19] Tadeusiewicz R.: *Podstawy elektroniki medycznej*. Kraków, Wyd. AGH 1978
- [20] Teiwes W.: *Video-okulografie – Registrierung von Augenbewegungen in drei Freiheitsgraden zur Erforschung und Medizinischen Diagnostik des Gleichgewichtssystems*. Dissertation TU Berlin, 1991
- [21] Tkacz E.: *Nowe możliwości diagnostyczne analizy zmienności rytmu serca (HRV)*. Prace IBIB-PAN nr 45, Warszawa, 1996
- [22] Tomasik T., Windak A., Skalska A.: *Elektrokardiografia dla lekarza praktyka*. Kraków, Uniwersyteckie Wydawnictwo Medyczne Vesalius 1994
- [23] Tompkins W. J. (ed.): *Biomedical Digital Signal Processing – C-languages Examples nad Laboratory Experiments for the IBM PC*. New Jersey, University of Wisconsin-Madison, Prentice Hall 1993
- [24] Willems J. L.: *Common Standard for Quantitative Electrocardiography – 10th and final report*. Commission of the European Communities – Medical and Public Health Research, Leuven, 1990
- [25] Willems J. L.: *Common Standard for Quantitative Electrocardiography Multilead Atlas – Measurements results Data Set 3*. Commission of the European Communities – Medical and Public Health Research, Leuven, 1988