

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. S. STASZICA
W KRAKOWIE

SKRYPTY UCZELNIANE
Nr 640

RYSZARD TADEUSIEWICZ

PODSTAWY ELEKTRONIKI
MEDYCZNEJ

Część I

KRAKÓW

1978

II S. 38445/3

3 U. CZER 1988

Skrypty można nabywać:

1. Kiosk »Domu Książki« w gmachu AGH, Kraków, al. Mickiewicza 30
2. Księgarnia Techniczna, »Dom Książki«, Kraków, ul. Podwale 4, tel. 559-90
3. Śląska Księgarnia Techniczna, Katowice, ul. Żwirki i Wigury 33, tel. 51-39-88
4. Ośrodek Rozpowszechniania Wydawnictw Naukowych PAN, Wzorcownia, Pałac Kultury i Nauki, Warszawa

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. S. STASZICA
W KRAKOWIE

WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI I ELEKTRONIKI
INSTYTUT INFORMATYKI I AUTOMATYKI AĠH

SKRYPTY UCZELNIANE
Nr 640

RYSZARD TADEUSIEWICZ

PODSTAWY ELEKTRONIKI
MEDYCZNEJ

Część I

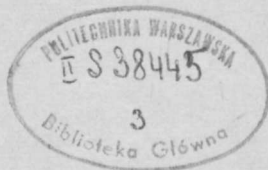
KRAKÓW

1978

Wydano za zgodą
Rektora Akademii Górniczo-Hutniczej
im. Stanisława Staszica w Krakowie

Recenzenci: *Antoni Pach*
Jan Trąbka

Adres Redakcji
al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków
tel. 391-00, wewn. 32-28



Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica w Krakowie		
Wykonano w Powielarni Akademii Górniczo-Hutniczej Kraków, ul. Manifestu Lipcowego 16		
Ilustracje wykonano wg dostarczonych oryginałów		
Opracowanie edytorskie: <i>M. Sosnowska</i> , techniczne: <i>M. Szyska</i>		
Wydanie 1.	Nakład 1000+16 egz.	Zam. nr 71/78
Ark. wyd. 8, ark. druk. 8,5		
Papier offset. kl. V, B3, 70 g		Cena zł 12,-
Oddano do produkcji 19. IV. 1978		
Powielanie ukończono w czerwcu 1978		

317-1378-K

Spis treści

Wstęp	5
1. Właściwości sygnałów biologicznych	7
1.1. Odbiór sygnałów chemicznych	8
1.2. Odbiór i właściwości sygnałów elektrycznych	8
1.3. Sygnały mechaniczne i ich przetwarzanie	9
1.4. Sygnały akustyczne	10
1.5. Sygnały cieplne i termografia	10
1.6. Sygnały i środki techniki rentgenowskiej i radioizotopowej	11
2. Pomiar napięć bioelektrycznych	13
2.1. Ogólne zasady odbioru sygnałów bioelektrycznych	14
2.2. Układowe zabezpieczenia przeciwzakłóceń	18
2.3. Warunki bezpieczeństwa i obciążenie prądowe źródła biopotencjałów	21
2.4. Elektrokardiografia	22
2.5. Elektroencefalografia	25
2.6. Elektromiografia	30
2.7. Elektroretinografia	36
2.8. Elektronystagmografia	37
2.9. Pozostałe biopotencjały. Odruchy skórno - galwaniczne ..	38
3. Elektroniczny pomiar biologicznych sygnałów mechanicznych ..	41
3.1. Kardiotauchometria i pomiary tętna	41
3.2. Pomiar ciśnienia krwi	47
3.3. Balistokardiografia i reografia	56
3.4. Pomiary małych ciśnień i przepływów gazów	59
3.5. Parametry hemodynamiczne i ich pomiar	64
4. Sygnały akustyczne i ultradźwięki	73
4.1. Fonokardiografia i fonendoskopia	73
4.2. Diagnostyka ultradźwiękowa	85
4.2.1. Właściwości fal ultradźwiękowych	88
4.2.2. Rodzaje badań prowadzonych za pomocą aparatury ultradźwiękowej	102
5. Diagnostyka radioizotopowa	108
5.1. Badania czynnościowe	109
5.2. Topograficzne badania radioizotopowe	115

6. Pomiary telemetryczne. Radiosondy	123
6.1. Telemetria w diagnostyce medycznej	124
6.2. Enderadiosondy	127
Zakończenie	134
Literatura	135

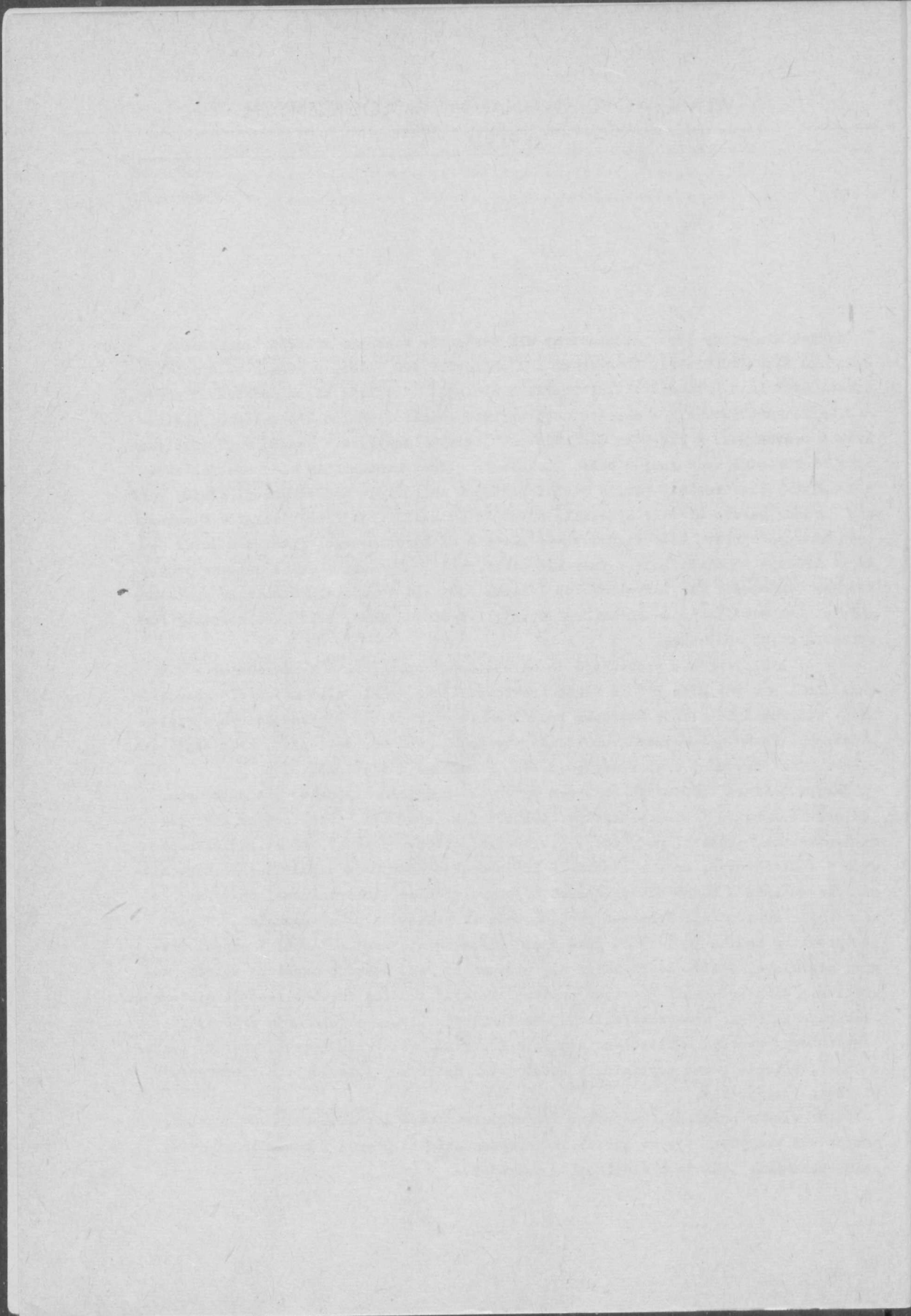
Wstęp

Skrypt niniejszy jest przeznaczony dla studentów kierunku studiów Elektronika Wydziału Elektrotechniki, Automatyki i Elektroniki AGH, który w ramach specjalistycznego wykładu z przedmiotu Elektronika w Biologii zapoznają się z podstawami projektowania, konstruowania i eksploatacji sprzętu elektronicznego dla celów biologicznych i medycznych. W skrypcie dominuje problematyka medyczna z powodu wagi problematyki elektroniki medycznej w całości kształcenia kadr specjalistów z dziedziny elektroniki. Bardzo szybki postęp w dziedzinie technicyzacji służby zdrowia narzuca bardzo wysokie wymagania odnośnie do kwalifikacji specjalistów z zakresu technicznego sprzętu medycznego, w tym głównie elektronicznego. Tymczasem wciąż jeszcze brakuje specjalizacji w zakresie elektroniki medycznej i wciąż jeszcze jedynym źródłem wiadomości dla inżyniera lub lekarza chcącego poznać elektroniczną aparaturę medyczną są publikacje o charakterze specjalistycznych monografii lub prospekty firm wytwarzających aparaturę.

Skrypt niniejszy nie pretenduje do całościowego opracowania wymienionych w nim zagadnień, nie powinien być on także traktowany jako źródło wiadomości dla specjalistów, których działalność zawodowa bezpośrednio wiąże się z elektronicznym sprzętem medycznym. Ma on natomiast stanowić dla początkujących wprowadzenie w krąg zagadnień elektroniki medycznej oraz przegląd metod, rozwiązań i problemów.

Skrypt zawiera informacje na temat ogólnych własności sygnałów biologicznych, pomiarów biopądów i biopotencjałów, odbioru i rejestracji biologicznych sygnałów mechanicznych, akustyki medycznej, diagnostyki ultradźwiękowej, badań radioizotopowych i techniki tzw. endoradiosond. W ten sposób obejmuje on najważniejsze zagadnienia diagnostyki i badań biologicznych z wykorzystaniem elektronicznej aparatury pomiarowej i kontrolnej. Ponieważ problematyka ta stanowiła pewną zamkniętą całość, postanowiono zebrać ją i wydać jako część pierwszą większej całości. W części drugiej niniejszej serii, która ukaże się zapewne za rok, zostaną omówione wybrane zagadnienia elektroterapii (terapia prądami wielkiej i małej częstotliwości, diatermia, elektrokoagulacja, elektrostymulacja, defibrylacja itp.), zagadnienia protetyki (protezy kończyn sterowane miopotencjałami, aparaty dla słabo słyszących, protezy sensoryczne), a także pewne zagadnienia informatyki medycznej i zastosowań komputerów w biologii i medycynie.

Autor wyraża nadzieję, że pomimo fragmentaryczności i prawdopodobnych usterek, skrypt ten przyczyni się do wzrostu zainteresowania tą piękną i humanitarną dziedziną techniki, jaką jest elektronika medyczna.



1. WŁAŚCIWOŚCI SYGNAŁÓW BIOLOGICZNYCH

Znaczna część istniejącej aparatury elektronicznej stosowanej w medycynie służy do zdobywania informacji o aktualnym stanie organizmu. Stąd też dużo uwagi będzie w tym skrypcie poświęcone właściwościom obiektu, z którego te sygnały są odbierane oraz celom, którym zbierane dane mają służyć.

Na początek zajmiemy się klasyfikacją sygnałów biologicznych. Sygnały biologiczne podzielimy roboczo na bezpośrednie i pośrednie.

Przez sygnał biologiczny bezpośredni należy rozumieć dowolną informację odbieraną bezpośrednio z żywego organizmu. Sygnał ten może być wprost generowany przez interesujący nas proces życiowy lub badane zjawisko lub też może dotyczyć pewnych łatwiejszych do zmierzenia parametrów związanych ze zjawiskiem będącym obiektem badania. W pierwszym przypadku mamy do czynienia z tzw. sygnałami pierwotnymi, a w drugim z pochodnymi.

Sygnały biologiczne mogą być uzyskiwane również z wyobcowanych z organizmu preparatów lub próbek. Mamy wówczas do czynienia z sygnałami biologicznymi pośrednimi. Naturalnie mogą być one względem właściwego przedmiotu naszych badań sygnałami pierwotnymi bądź pochodnymi, analogicznie jak sygnały bezpośrednie.

Sygnały biologiczne możemy podzielić ze względu na ich naturę fizyczną na: chemiczne, elektryczne, magnetyczne, mechaniczne, akustyczne, ciepłe, promieniste. Ze względu na możliwości pomiarowe obiektem pracy elektronicznych przyrządów medycznych są głównie sygnały elektryczne i magnetyczne. Odbiór i obróbka innego rodzaju sygnałów odbywa się za pośrednictwem specjalnych przyrządów elektrycznego miernictwa wielkości nieelektrycznych, a więc przy pomocy rozmaitych czujników i przetworników pomiarowych. Ze względu na możliwości konstruowania tych czujników oraz na ich dokładności najbardziej rozpowszechnione są pomiary sygnałów biologicznych mechanicznych, następnie ciepłych, akustycznych i promienistych. Największe trudności wiążą się z konstruowaniem elektronicznej aparatury medycznej, służącej do odbioru sygnałów chemicznych, szczególnie jeśli idzie o aparaturę służącą do pomiarów bezpośrednich.

Omówimy teraz w skrócie metody i podstawowe problemy wiążące się z odbiorem różnego rodzaju sygnałów biologicznych.

1.1. Odbiór sygnałów chemicznych

Informacje chemiczne są zwykle odbierane metodą pośrednią po wyodrębnieniu z badanego organizmu odpowiednich próbek tkanek płynów lub gazów ustrojowych. Niekiedy próbki po zbadaniu zostają zwrócone organizmowi, od którego zostały pobrane, tak jak to ma miejsce np. w ciągłych analizatorach składu chemicznego krwi. W aparatach tych kuweta przepływowa aparatu zostaje włączona do obiegu krwi tętnicznej lub żyłnej (po przeprowadzeniu odpowiedniego zabiegu operacyjnego). Krew przepływająca przez kuwetę jest natychmiast zwracana do ustroju, niemniej sam pomiar jest dokonywany na tkance czasowo wypreparowanej z organizmu, a zatem sygnał pomiarowy jest sygnałem pośrednim.

Aparatura służąca do laboratoryjnych pomiarów pośrednich chemicznych sygnałów biologicznych nie różni się w zasadniczy sposób od elektronicznej aparatury będącej na wyposażeniu laboratoriów chemicznych, przemysłowych lub badawczych. W skład jej wchodzi: polarografy, chromatografy, elektroforetografy, oksyhemografy, urządzenia do pomiaru pH, pO_2 , pCO_2 , automatyczne spektrografy, analizatory chemiczne itp. znane z innych laboratoriów aparaty. Aparatura ta nie będzie w skrypcie szczegółowo omawiana ze względu na to, że jej związek z pomiarami biologicznymi jest raczej funkcjonalny, a nie konstrukcyjny.

Niekiedy jednak zachodzi potrzeba uzyskiwania informacji chemicznych bezpośrednio z rozmaitych części ustroju, najczęściej z układu pokarmowego i krwionośnego. Stosowane są w tym celu m.in. tzw. radiosondy, czyli układy elektroniczne wielkości sporej pigułki, zawierające w swoim wnętrzu odpowiedni czujnik pomiarowy, przetwornik i nadajnik radiowy. Typowe konstrukcje radiosond zostaną w skrypcie pokrótce omówione.

Sygnały chemiczne cechują się bardzo niską częstotliwością, w większości przypadków mogą być one okresowo uważane za stałe. Charakterystyczną ich cechą jest natomiast silne uzależnienie od miejsca pomiaru. Z tego powodu na przykład w technice radiosond bardzo istotnym problemem jest nie tylko poprawny odbiór sygnałów sondy, ale również jej poprawna lokalizacja.

1.2. Odbiór i właściwości sygnałów elektrycznych

Sygnały elektryczne to na ogół rozmaite biopotencjały i prądy czynnościowe towarzyszące akcji żywych tkanek. Amplitudy tych sygnałów są na ogół niewielkie, rzędu od mikrowoltów do setek miliwoltów. Sygnały te są na ogół odbierane metodą bezpośrednią, zarówno z powierzchni ciała, jak

również z wnętrza organizmu, za pośrednictwem specjalnych elektrod. Sygnały te cechują się stosunkowo szerokim pasmem częstotliwości i bardzo niskimi częstotliwościami granicznymi. Przykładowo sygnały elektroencefalograficzne reprezentujące średnią aktywność mózgu zawierają się w pasmie częstotliwości od 0,5 do 30 Hz, zaś sygnały elektroiintestinoграмów związane z motoryką jelit mają częstotliwości rzędu tysięcznych części herca. Odbiór, przetwarzanie i rejestracja tak słabych i wolnozmiennych sygnałów jest z elektronicznego punktu widzenia poważnym i trudnym problemem. Trudności powiększa fakt, że obszar częstotliwości interesujący z punktu widzenia pomiarów bioelektronicznych pokrywa się w znacznym stopniu z obszarem najintensywniejszych zakłóceń przemysłowych i ze strony sieci energetycznej, zaś amplitudy zakłóceń są w większości przypadków co najmniej tego samego rzędu co sygnał mierzony. Stąd też przyrządy pomiarowe stosowane do odbioru biopotencjałów są z reguły budowane ze stopniami wejściowymi, wyposażonymi we wzmacniacze symetryczne z dużą dyskryminacją sygnałów synfazowych.

1.3. Sygnały mechaniczne i ich przetwarzanie

Sygnały mechaniczne rejestrowane i opracowywane przez elektroniczną aparaturę biomedyczną są z reguły wstępnie przetwarzane w specjalizowanych przetwornikach na postać sygnału elektrycznego. Konstrukcja typowych przetworników będzie omówiona w dalszej części skryptu, warto jednak podkreślić, że ze względu na specyficzne warunki i cele jakim służą te przetworniki, ich konstrukcja najczęściej różni się od rozwiązań przetworników pomiarowych wielkości mechanicznych stosowanych w praktyce przemysłowej. Zasada działania przetworników opiera się najczęściej na znanych metodach pomiaru przemieszczenia prędkości i przyspieszeń za pomocą tensometrów, przetworników pojemnościowych, indukcyjnych i (ostatnio) piezoelektrycznych.

Cechą charakterystyczną mechanicznych sygnałów biologicznych jest ich mała amplituda i moc, a także podatność źródła sygnałów na zakłócenia wynikłe z samego pomiaru. Nakłada to na konstrukcje przetworników dość duże wymagania, szczególnie jeśli idzie o czułość i wielkość poboru mocy od mierzonego sygnału.

Częstotliwość typowych, rejestrowanych w medycynie przebiegów mechanicznych zawiera się w granicach od 0,001 Hz do 70 Hz. Jak łatwo zauważyć, niebezpieczny* zakres 50 Hz znajduje się wewnątrz interesującego zakresu częstotliwości, zatem przy przetwarzaniu sygnału elektrycznego,

* Ze względu na częstotliwość napięcia sieci energetycznej w otoczeniu występuje silne pole zakłócające o częstotliwości 50 Hz utrudniające pomiary przy zbliżonych częstotliwościach.

powstałego z przetworzenia sygnału mechanicznego, będą powstawać te same problemy, jak przy przetwarzaniu biopotencjałów.

1.4. Sygnały akustyczne

Sygnały akustyczne są odbierane od organizmu za pośrednictwem specjalnie skonstruowanych przetworników elektroakustycznych, które na ogół różnią się dość znacznie od typowych mikrofonów telekomunikacyjnych. Medyczne sygnały akustyczne na ogół są związane z pracą serca, działaniem narządów ruchu, oddychaniem, układem krążenia i czynnościami trawiennymi. Dość istotnym problemem przy odbieraniu i rejestracji sygnałów bioakustycznych jest zastosowanie takiej metodyki pomiaru, która gwarantowałaby odbiór tylko właściwego sygnału akustycznego i maksymalne stłumienie wszystkich innych. W tym celu stosuje się specjalne konstrukcje mikrofonów kierunkowych i (częściej) kontaktowych, a także ostatnio miniaturowych mikrofonów umieszczanych w sondach, cewnikach i radiosondach.

Sygnały bioakustyczne rejestrowane na powierzchni ciała docierają do mikrofonu za pośrednictwem przewodnictwa akustycznego kości i tkanek. Mogą być one niejednokrotnie zniekształcone przez rezonansowe właściwości jam ciała, przez które były przewodzone. Czynnikiem ten należy uwzględnić w badaniach m.in. przez ścisłe precyzowanie miejsca zamocowania mikrofonu przy badaniu.

Typowe pasmo sygnałów bioakustycznych mieści się w granicach od 16 Hz do około 1500 Hz, a więc jest dużo węższe, a zarazem położone w zakresie niższych częstotliwości niż pasma innych typowych sygnałów akustycznych. Sprawia to znowu określone trudności przy przetwarzaniu sygnału przez aparaturę pomiarową. Dodatkową trudność sprawia dość duży zakres dynamiki szmerów bioakustycznych, sięgający 100 dB. Dodatkowo interesujące z punktu widzenia diagnostyki cechy sygnału bioakustycznego mieszczą się nie tylko w ustalonym widmie sygnału akustycznego, ale również często w czasowych charakterystykach dźwięku, a więc na przykład w kształcie i szybkości zmian średniej mocy sygnału lub w zmianach wzajemnych mocy sygnału w różnych pasmach częstotliwości. Nakłada to dosyć nietypowe wymagania na akustyczną aparaturę biologiczną, a także sprawia trudności przy sposobie przekazywania lekarzowi przetworzonych danych akustycznych.

1.5. Sygnały cieplne i termografia

Informacje o temperaturze są odbierane od organizmu w formie sygnałów bezpośrednich za pomocą czujników kontaktowych umieszczanych na powierzchni ciała lub w odpowiednich sondach albo bezkontaktowe za pośrednictwem promieniowania podczerwonego.

Zakres typowych temperatur, które są mierzone na żywym organizmie, mieści się w granicach od 18 do 42 stopni Celsjusza. Sygnały cieplne charakteryzują się bardzo wolną zmiennością w czasie, ponieważ jednak te czasowe zmiany są na ogół istotne, stosowane są przy rejestracji biologicznych sygnałów cieplnych specjalne techniki bardzo powolnej rejestracji, pozwalające prowadzić zapis przebiegu temperatury w przeciągu wielu godzin czy nawet dni.

W ostatnich czasach dużą wagę przywiązuje się do tzw. techniki termograficznej. Polega ona na pirometrycznym (za pośrednictwem promieniowania podczerwonego) pomiarze temperatury lokalnej w obrębie pojedynczego narządu lub z powierzchni całego ciała. Technika ta jest oparta na zasadzie skaningowego przeglądania przez pirometr całego, podlegającego badaniu obszaru, linia po linii, podobnie jak to ma miejsce z wybieraniem obrazu w kamerze telewizyjnej. W rezultacie zostaje zarejestrowana lokalna temperatura ciała w każdym punkcie, a rozkład powierzchniowej temperatury zostaje zobrazowany na ekranie specjalnego monitora w postaci jaśniejszej i ciemniejszej świecących linii. Dzięki możliwości wykrycia lokalnych okolic podniesionej lub obniżonej temperatury ciała termografia pozwala na wczesne wykrywanie stanów zapalnych oraz na diagnostykę i lokalizację nowotworów. Trudnością przy stosowaniu termografii jest uzyskanie dostatecznej zdolności rozdzielczej, zależnej od czułości pirometru. Dobre urządzenia termograficzne charakteryzują się czułością i zdolnością rozdzielczą rzędu ułamków stopnia. Najczulsze układy termograficzne buduje się w oparciu o kryształy ferroelektryczne*.

1.6. Sygnały i środki techniki rentgenowskiej i radioizotopowej

Sygnały związane z promieniowaniem rentgenowskim i radiacją pierwiastków promieniotwórczych są wykorzystywane w medycynie do różnego rodzaju prześwietleń oraz scyntygramów. Źródłem promieniowania są w pierwszym przypadku specjalne aparaty, zaś w drugim wprowadzone do ustroju atomy pierwiastków promieniotwórczych. Technika rentgenowska nie będzie w tym skrypcie omawiana ze względu na dość luźny związek z właściwą elektroniką biomedyczną. Jeśli idzie o technikę izotopową, to aparatura wykorzystywana w biologicznych badaniach metodą znaczonych atomów niczym właściwie nie różni się od aparatury standardowo wykorzystywanej w pomiarach radioizotopowych. Detektory, liczniki i scyntylatory używane w pracowniach medycznych nie różnią się w istotny sposób od analogicznych urządzeń stosowanych w technice, identyczna jest również elektroniczna aparatura

* Aktualnie najczulszą metodą termograficzną jest stosowanie tzw. ciekłych kryształów. Ponieważ jednak metoda ta niewiele ma wspólnego z elektroniką, zostanie ona w tym skrypcie pominięta.

tura opracowująca wyniki pomiarów. Zasadniczymi aparatami techniki izotopowej stosowanymi głównie w badaniach biologicznych są skenery służące do otrzymywania scyntygramów lokalizujących narządy absorbujące znaczne atomy pierwiastków promieniotwórczych. Aparatura ta zostanie stosunkowo dokładnie omówiona w dalszej części niniejszego skryptu.

2. POMIARY NAPIĘĆ BIOELEKTRYCZNYCH

Napięcia bioelektryczne towarzyszą aktywności życiowej wszystkich żywych tkanek. Wynikają one z różnic stężeń jonów różnych pierwiastków, głównie sodu, chloru i potasu, na zewnątrz i wewnątrz komórki. Oddzielające cytoplazmę od płynu międzykomórkowego błona komórkowa może być więc traktowana jako warstwa dielektryka rozdzielającego okładki kondensatora: z jednej strony przewodząca cytoplazma, z drugiej płyny śródtkankowe. Wielkość napięcia, jakim jest spolaryzowany ten kondensator, można określić z równania Nernsta, określającego wielkość napięcia wynikłego z różnicy stężeń jonów:

$$E = \frac{RT}{FZ} \ln \frac{S_1}{S_2}$$

gdzie: E - wielkość napięcia, R - stała gazowa, T - temperatura w skali bezwzględnej, F - stała Faradaya, zaś przez S_1 i S_2 oznaczono odpowiednio wartości stężenia wewnątrz i na zewnątrz komórki dla jonów pierwiastka o wartościowości Z.

Wypadkowe napięcie pomiędzy wnętrzem komórki a płynami ustrojowymi jest sumą napięć wywołanych różnicą stężeń jonów sodu, chloru (stężenia wewnątrz komórki znacznie mniejsze niż na zewnątrz), potasu (stężenie wewnątrz komórki około 40 razy większe niż na zewnątrz) oraz jonów organicznych mających mniejszy wpływ. Napięcie to przeciętnie wynosi około 70 mV i może być bez trudu zmierzone za pomocą odpowiednio wkluwanych elektrod i woltomierza lampowego o dostatecznej czułości i dużej impedancji wejściowej.

Dla niektórych tkanek są właściwe jednak gwałtowne zmiany stanu naładowania wspomnianego kondensatora komórkowego wynikłe z ich aktywności biologicznej. Do tkanek takich należy tkanka nerwowa i mięśniowa. Komórki tych tkanek w wyniku specjalnych pobudzeń generują tzw. potencjały czynnościowe*.

* Nazwę potencjał czynnościowy przyjęto w skrypcie zgodnie z powszechnie przyjętą konwencją fizjologiczną, pomimo że z punktu widzenia elektryka jest ona nieodpowiednia, jako że chodzi nie o wartości potencjałów, lecz o ich gwałtowne zmiany, a więc pośrednio o pewne prądy czynnościowe.

Przez potencjał czynnościowy rozumie się zjawisko polegające na impulsowej zmianie polaryzacji błony komórkowej z -70mV napięcia spoczynkowego do $+40\text{mV}$, po której następuje powrót do początkowej polaryzacji spoczynkowej. Całe zjawisko trwa około jednej milisekundy i polega na chwilowej zmianie właściwości dyfuzyjnych błony komórkowej. Potencjał czynnościowy towarzyszy spełnianiu przez komórki tkanki nerwowej i mięśniowej ich podstawowych funkcji biologicznych, a więc przekazywaniu i przetwarzaniu informacji przez komórkę nerwową oraz skurczom mięśni. Zjawisko potencjału czynnościowego towarzyszy więc wszelkiej aktywności nerwowej oraz akcji mięśni szkieletowych (prążkowanych) oraz mięśni gładkich (jelita, żołądek). Analizując napięcia bioelektryczne będące wypadkową wielu potencjałów czynnościowych licznych komórek wchodzących w skład danego narządu możemy określić sposób jego pracy, jak również wykryć szereg nieprawidłowości w jego budowie lub działaniu.

Najczęstsze zastosowanie mają następujące pomiary napięć bioelektrycznych:

- elektrokardiografia (EKG) - polegająca na rejestracji potencjałów czynnościowych serca,
- elektroencefalografia (EEG) - rejestracja wypadkowych potencjałów czynnościowych mózgu,
- elektromiografia (EMG) - rejestracja impulsów elektrycznych towarzyszących skurczom mięśni,
- elektrogastrografia (EGG) - rejestracja prądów czynnościowych żołądka,
- elektointestinografia (EIG) - rejestracja aktywności bioelektrycznej związanej z motoryką jelit,
- elektroretinografia (ERG) - rejestracja potencjałów czynnościowych siatkówki oka związanych ze spostrzeganiem,
- elektronystagmografia (ENG) - rejestracja drogą biopotencjałów ruchów gałki ocznej.

W kolejnych podrozdziałach skryptu omówimy technikę i aparaturę elektroniczną służącą do odbioru wymienionych sygnałów bioelektrycznych. Na początku jednak zajmiemy się ogólnymi zasadami odbioru sygnałów bioelektrycznych.

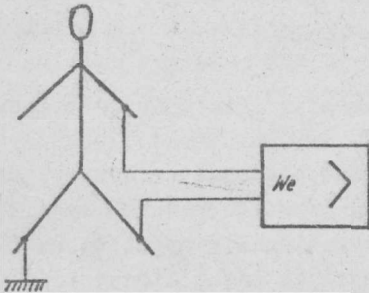
2.1. Ogólne zasady odbioru sygnałów bioelektrycznych

Poziom najsłabszych, dających się zarejestrować sygnałów biologicznych jest wyznaczany przez poziom szumów, których źródła mogą leżeć w otoczeniu lub w elementach samej aparatury badawczej. Ze względu na to, że amplitudy większości sygnałów bioelektrycznych są rzędu mikrowoltów lub najwyżej dziesiątków miliwoltów, niezmiernie istotne jest staranne

wyeliminowanie szumów zarówno otoczenia, jak i samej aparatury. Jest to utrudnione, ponieważ, o czym była wyżej mowa, niemożliwe jest rozdzielnie częstotliwościowe sygnału roboczego od typowych zakłóceń (sieć, zakłócenia przemysłowe), zaś poziom tych zakłóceń w okolicy 50 Hz bywa tysiącokrotnie wyższy od poziomu sygnału.

Eliminacja zakłóceń pochodzących od samej aparatury jest zagadnieniem ważnym, lecz nie pierwszoplanowym. Eliminację tych zakłóceń osiąga się przez stosowanie wyjątkowo starannie selekcionowanych elementów elektronicznych (dotyczy to zwłaszcza elementów czynnych półprzewodnikowych i rezystorów) oraz przez staranny montaż.

Daleko trudniejsze jest wyeliminowanie zakłóceń zewnętrznych, docierających do aparatury pomiarowej wraz z sygnałem pomiaru. Sygnały zakłóceń docierają do aparatury poprzez ciało badanego pacjenta drogą indukcyjną i pojemnościową. Poziom szumów docierających do aparatury drogą indukcyjną można zmniejszyć przez zmniejszenie indukcyjności własnej i wzajemnej zewnętrznego obwodu dołączonego na wejściu wzmacniacza wstępnego aparatury odbiegającej biopotencjały. Uzyskuje się to głównie drogą minimalizacji powierzchni pętli utworzonej przez ciało badanego pacjenta, przewody pomiarowe i wejście aparatury (rys. 2.1). Jeśli idzie o eliminację wpływu sprzężeń pojemnościowych, to zasadniczymi metodami są: staranne ekranowanie aparatury pomiarowej, przewodów łączących, a

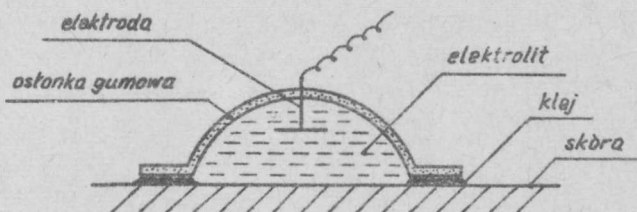


Rys. 2.1. Obszar indukowania się zakłóceń przy pomiarze potencjałów bioelektrycznych

niekiedy i samego chorego, dokładne i właściwe (o małej impedancji) uziemienie specjalną elektrodą ciała pacjenta i masy aparatury, a także taki wybór pomieszczenia pomiarowego, aby w pobliżu stanowiska pomiarowego nie było silnych źródeł zakłóceń, takich jak podstacje czy główne piony energetyczne itp.

Dla ułatwienia walki z zakłóceniami, a także w celu podniesienia efektywności odbioru biopotencjałów ważne jest, aby oporność przejściowa na styku skóry z elektrodami odprowadzającymi potencjały była minimalna. W tym celu stosuje się elektrody dociskane do skóry przy pomocy specjalnych opasek lub nawet naklejane, jak również specjalne pasty i płyny prze-

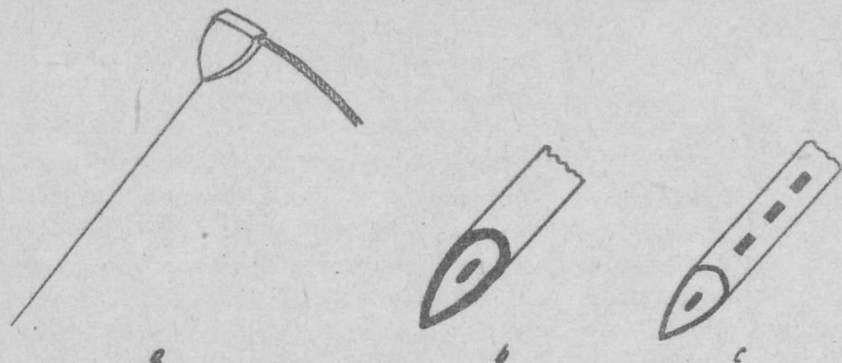
wodzące, zmniejszające impedancję przejścia. Technika instalowania elektrod na ciele pacjenta należy do wiedzy, którą powinien posiadać personel medyczny, rola inżyniera elektronika może jednak polegać na kontroli poprawności i oporności styku, gdyż praktyka wykazuje, że bardzo wiele złych pomiarów wynika ze źle zainstalowanych elektrod. Trudności i zniekształcenia pomiaru związane z instalacją elektrod wybitnie zwiększają się w przypadku stosowania rejestracji biopotencjałów podczas ruchów pacjenta lub w długich interwałach czasowych. Szczególne znaczenie ma wówczas zapewnienie niezmiennego w czasie styku elektrody ze skórą oraz wyeliminowanie zmian oporności przejścia związanych z wysychaniem past i płynów przewodzących itp. Z tego powodu przy rejestracjach długotrwałych lub w trakcie ruchów pacjenta należy stosować elektrody naklejane o specjalnej konstrukcji (rys. 2.2).



Rys. 2.2. Elektroda naklejana

Poza elektrodami zewnętrznymi, o których była mowa wyżej, do odprowadzania biopotencjałów stosuje się elektrody implantowane. Elektrody te wkłada się bezpośrednio do tkanki, której biopotencjały mierzymy, dzięki czemu unika się zniekształceń związanych z przechodzeniem sygnału przez inne tkanki i skórę, a także z rozplywaniem się sygnałów na skutek bocznikującego wpływu innych tkanek znajdujących się pomiędzy źródłem sygnału i elektrodą odbiorczą. Dodatkową zaletą elektrod implantowanych jest ścisła lokalizacja miejsca pomiaru, nieosiągalna w przypadku elektrod zewnętrznych, oraz brak zakłócających oddziaływań ze strony potencjałów czynnościowych innych tkanek.

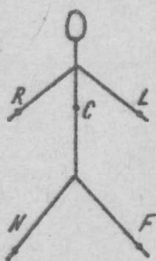
Pomimo tych istotnych zalet technika elektrod implantowanych jest stosowana w warunkach klinicznych raczej wyjątkowo, ze względu na trudności związane z instalacją elektrod oraz uciążliwość tego typu badania dla pacjenta. Jedyną dziedziną, w której stosowanie elektrod implantowanych jest powszechnie stosowane, jest elektromiografia. Kształt elektrod implantowanych pokazano przykładowo na rysunku 2.3. Średnica wkluwanej części elektrody waha się od 0,1 do 1 mm. Elektrody implantowane są izolowane na całej swej długości z wyjątkiem zakończenia (rys. 2.3). W wyjątko-



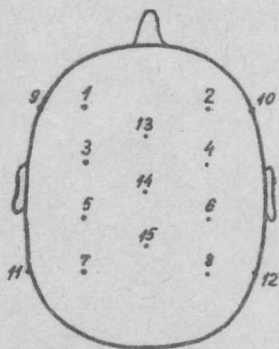
Rys. 2.3. Elektroda implantowana: a) widok ogólny, b) zakończenie elektrody, c) zakończenie elektrody o wielu odprowadzeniach

wych przypadkach w celu dokonania miogramu równocześnie wielu włókien mięśniowych są stosowane elektrody o wielu odprowadzeniach (do 14 odprowadzeń) (rys. 2.3). Wszystkie części przewodzące elektrod implantowanych są wykonywane z platyny, izolacji ze szkła i tworzyw sztucznych.

Jak już wspomniano, w elektrokardiografii, elektroencefalografii oraz w pozostałych technikach odbioru sygnałów bioelektrycznych elektrody implantowane są stosowane bardzo rzadko. Istnieją natomiast pewne standardowe punkty ciała, na których instaluje się elektrody zewnętrzne. W przypadku odbioru sygnałów EKG wyróżniamy zwykle 5 takich punktów, oznaczanych literami L, R, F, C, N (rys. 2.4). Punkt C (odprowadzenie przedsercowe) może być zlokalizowany w różnych punktach klatki piersiowej, w



Rys. 2.4. Układ elektrod przy odbieraniu potencjałów elektrokardiograficznych. Położenie elektrody C (tzw. odprowadzenie przedsercowe) bywa różne w różnych badaniach

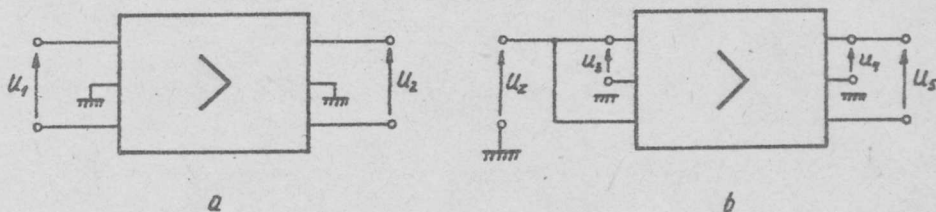


Rys. 2.5. Przykład rozmieszczenia elektrod na skórze czaszki przy odbiorze potencjałów elektroencefalograficznych

związku z czym wyróżnia się aż 8 pozycji: C_1, C_2, \dots, C_8 . Łącząc odpowiednie punkty z odpowiednimi wejściami aparatury wzmacniającej i rejestrującej otrzymujemy różne konfiguracje odprowadzeń: dwubiegunowe (końcowe), jednobiegunowe (drugim biegunem jest wówczas środkowy punkt gwiazdy rezystorów podłączonych do elektrod L, R, F) oraz przedsercowe. Przy prowadzeniu rejestracji potencjałów elektroencefalograficznych jest ważne, aby rozmieszczenie elektrod na powierzchni czaszki pokrywało całą powierzchnię pomiarową bez luk, przy czym odległości pomiędzy elektrodami nie powinny być większe niż około 3 cm (niektórzy autorzy podają, że interesujące z diagnostycznego punktu widzenia różnice potencjałów mogą występować także przy odległościach elektrod rzędu milimetrów). Dla prowadzenia badań rutynowych opracowano pewne standardowe rozmieszczenia elektrod na powierzchni czaszki, na przykład międzynarodowy system "10 - 20". Na rysunku 2.5 przedstawiono rozmieszczenie elektrod przyjęte jako standard w NRD.

2.2. Układowe zabezpieczenia przeciwzakłócenlowe

Dyskryminacja zakłóceń może być zapewniona przez odpowiednie rozmieszczenie elektrod, konieczna jest jednak dodatkowa eliminacja w przedwzmacniaczu aparatury pomiarowej. W tym celu wszystkie przyrządy rejestrujące biopotencjały są wyposażane w symetryczne stopnie wejściowe o dużym współczynniku dyskryminacji i dużym tłumieniu składowej wspólnej. Przez współczynnik dyskryminacji rozumie się stosunek wzmocnienia przedwzmacniacza dla sygnału antyfazowego do współczynnika wzmocnienia dla sygnału synfazowego. Stosując oznaczenia zdefiniowane na rysunku 2.6 możemy współczynnik dyskryminacji D wyznaczyć ze wzoru



Rys. 2.6. Wzmacnianie sygnałów synfazowych i antyfazowych przez ten sam wzmacniacz: a) wzmacnianie sygnału antyfazowego, b) wzmacnianie sygnału synfazowego

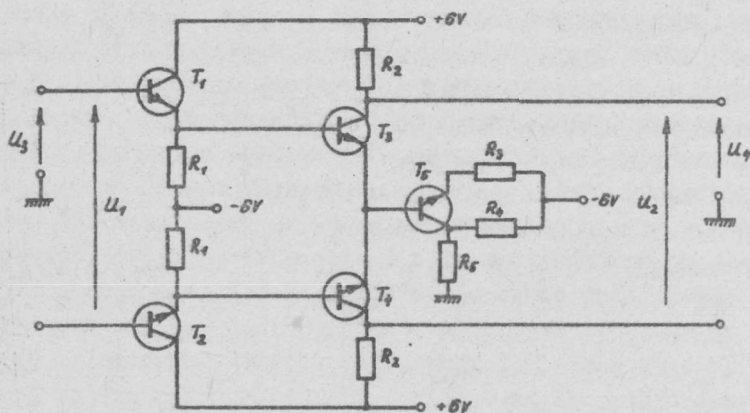
$$D = \frac{\frac{U_2}{U_1}}{\frac{U_4}{U_3}} = \frac{U_2 U_3}{U_4 U_1}$$

zaś współczynnik tłumienia składowej wspólnej H ze wzoru

$$H = \frac{\frac{U_2}{U_1}}{\frac{U_5}{U_3}} = \frac{U_2 U_3}{U_5 U_1}$$

Zależnie od stosowanego układu przedwzmacniacza i użytych elementów może być większy współczynnik dyskryminacji lub współczynnik tłumienia składowej wspólnej. We współczesnych dobrej klasy przedwzmacniaczach biologicznych (najczęściej konstruowanych z wykorzystaniem scalonych wzmacniaczy operacyjnych) wartości D i H są rzędu $10^3 - 10^5$.

Prześledzimy na konkretnym przykładzie, od czego zależy wartość współczynników D i H. Rozważmy typowe rozwiązanie stopnia wejściowego przedwzmacniacza biopotencjałów, przedstawione na rysunku 2.7. Tranzystory T_1 i T_2 pracują w układzie wtórników emiterowych zwiększających impedancję wejściową wzmacniacza, tranzystory T_3 , T_4 i T_5 tworzą stopień wzmacniacza różnicowego, przy czym tranzystor T_5 pełni rolę źródła prądowego. Łatwo sprawdzić, że w układzie tym rezystancja wejściowa przy sterowaniu synfazowym napięciem U_3 wyraża się wzorem



Rys. 2.7. Przykładowa struktura wzmacniacza wstępnego biopotencjałów

$$R_{\text{weS}} = R_1 (\beta_1 + 1)$$

zaś rezystancja wejściowa dla sterowania antyfazowego (napięciem U_1) wyraża się wzorem

$$R_{\text{wea}} = \frac{R_1 \cdot r_{\text{wea3}}}{R_1 + r_{\text{wea3}}} (\beta_1 + 1)$$

gdzie r_{wea3} oznacza rezystancję wejściową tranzystora T_3 przy sterowaniu antyfázowym. Rezystancję r_{wea3} można wyznaczyć z przybliżonego wzoru

$$r_{wea3} = 0,026 \frac{\beta_3}{I_{e3}}$$

do którego prąd emiterowy I_{e3} powinien być podstawiany w miliamperach. Dla typowych wartości parametrów obwodu $R_{wes} > R_{wea}$.

Współczynnik D można w tym układzie wyznaczyć obliczając wzmocnienie napięciowe sygnału synfazowego do wzmocnienia napięciowego sygnału antyfázowego. Otrzymujemy wówczas zależność

$$D = \frac{U_2 U_3}{U_4 U_1} = \frac{2 R_e (1 + \beta_3)}{R_{wea} (1 + \frac{R_2}{r_{c3}})} \approx 2 \beta_3 \frac{R_e}{R_{wea}}$$

gdzie

$$R_e = r_{c5} \left[1 + \frac{\beta_5 \cdot R_3 (R_4 + R_5)}{R_4 R_5 + r_{c5} (R_4 + R_5)} \right] + R_3$$

Oznaczenia r_{c3} oraz r_{c5} oznaczają odpowiednio rezystancje kolektorowe tranzystorów T_3 i T_5 .

Jak widać, współczynnik dyskryminacji D można w pewnym zakresie kształtować poprzez dobór rezystorów wchodzących w skład przedzmacniacza. Zasadniczym czynnikiem wpływającym na współczynnik dyskryminacji D jest wartość prądowego wzmocnienia stosowanych tranzystorów, a szczególnie tranzystorów wzmacniacza symetrycznego. Należy więc przy konstruowaniu przedzmacniaczy biopotencjałów dążyć do stosowania niskoszumowych tranzystorów o dużym β . Należy przy tym pamiętać, że tranzystory te pracują przy bardzo małych prądach bazy, a więc i niewielkich prądach kolektora, a także przy niewielkich częstotliwościach. W zakresie częstotliwości biologicznych we wzmacniaczach tranzystorowych podstawowym źródłem szumów jest efekt śrutowy prądu kolektora oraz zjawisko migotania, związane z istnieniem pułapek w półprzewodniku. W związku z tym celowe jest stosowanie w układach wzmacniaczy biopotencjałów, a szczególnie w ich stopniach wejściowych tranzystorów bipolarnych, charakteryzujących się dużymi wzmocnieniami przy małych prądach oraz niskim poziomem szumów, a także tranzystorów polowych wolnych od zjawisk śrutowych.

Współczynnik tłumienia składowej wspólnej można obliczyć, zwierając oba wejścia (bazy tranzystorów T_1 i T_2) i wysterowując wzmacniacz jak poprzednio napięciem U_3 . Zakładając, że różnica rezystancji dynamicznych kolektorów tranzystorów T_3 i T_4 wynosi Δr_c , a różnica nachyleń ich charakterystyk prądowo-napięciowych $\Delta I_k / \Delta U_{be}$ wynosi Δg_m , jak również przyjmując, że $R_e \gg r_c$, otrzymujemy przybliżoną zależność

$$H = \frac{r_c \varepsilon_m}{\frac{\Delta r_c}{r_c} + \frac{\Delta \varepsilon_m}{\varepsilon_m}}$$

Wynika z niej, że wielkość współczynnika H zależy w zasadniczy sposób od stopnia symetrii wzmacniacza. Stosując dostatecznie staranną selekcję parowanych tranzystorów wzmacniacza symetrycznego można teoretycznie uzyskać nieograniczony współczynnik tłumienia składowej wspólnej; w praktyce jest to oczywiście nie do zrealizowania, niemniej wartości H rzędu 10^5 nie należą (szczególnie w układach scalonych) do rzadkości.

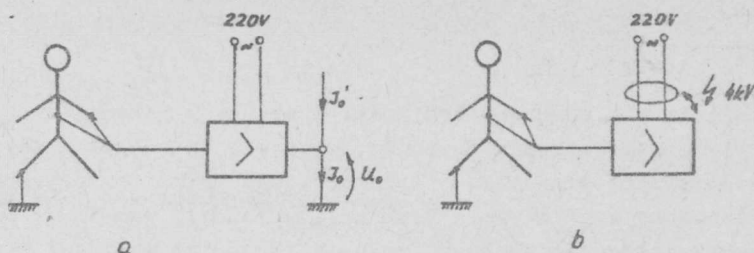
2.3. Warunki bezpieczeństwa i obciążenie prądowe źródła biopotencja-

łów

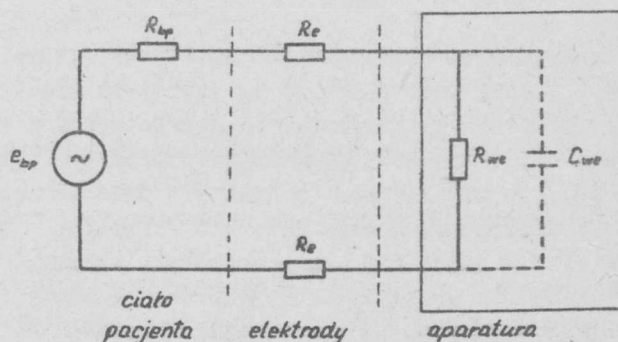
Odbiór biopotencjałów od organizmu pacjenta jest naturalnie najzupełniej nieszkodliwy. Jednak fakt podłączenia człowieka przez niskoomowe doprowadzenia do aparatury elektrycznej zmusza do uwagi i zachowania zwiększonych zasad bezpieczeństwa przeciwporażeniowego. Sytuacja jest tym bardziej groźna, że zwykle jedna z elektrod dołączonych do ciała pacjenta jest dobrze uziemiona, a więc oporność na drodze ciało pacjenta - ziemia jest niewielka - rzędu 200 omów. Pozostałe elektrody są umieszczane w rejonach szczególnie wrażliwych na porażenia elektryczne, a więc w bezpośrednim pobliżu serca lub na powierzchni czaszki.

Z tych względów jest wymagane, aby układ zasilający aparatury pomiarowej był bardzo starannie izolowany od wszystkich części dołączonych galwanicznie do ciała pacjenta. Wymaga się, aby aparatura pomiarowa stosowana w badaniach biopotencjałów posiadała wzmocnioną izolację (napięcie próby 4 kV 50 Hz) lub by była starannie uziemiona. Ten drugi sposób jest gorszy nie tylko ze względu na istniejące ryzyko złego funkcjonowania uziemienia, lecz również dlatego, że w tym przypadku niewielkie prądy upływowe przedostające się na obudowę aparatury podczas odprowadzania przewodem uziomowym wytwarzają na jego rezystancji spadki napięcia, które zakłócają obraz pomiarów potencjałów bioelektrycznych z organizmu pacjenta. Sytuacja jeszcze znacznie pogarsza się, jeśli przewód uziomowy jest wspólny dla kilku aparatów znajdujących się w jednej pracowni, gdyż spadki napięć są wówczas odpowiednio większe (rys. 2.8).

Odbiór potencjałów bioelektrycznych powinien być dokonywany bezprądowo, czyli oporność wejściowa aparatury pomiarowej powinna być wielokrotnie większa niż oporność źródła sygnałów (rys. 2.9). Ponieważ typowo R_{bp} jest rzędu kiloomów lub setek kiloomów (EKG), a nawet dziesiątków megomów (pomiaru potencjałów wewnątrzkomórkowych), więc oporności wejściowe aparatury powinny osiągać wartości setek megomów. Z tego powodu stopnie wejściowe aparatury pomiarowej konstruuje się z zastosowaniem wtórników emi-



Rys. 2.8. Dwa typowe rodzaje zabezpieczenia przeciwporażeniowego stosowane w medycznej aparaturze pomiarowej: a) uziemienie aparatury, b) wzmacniona izolacja

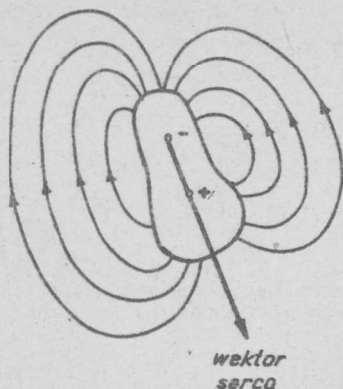


Rys. 2.9. Schemat zastępczy układu pacjent - elektrody - aparatura

terowych lub tranzystorów polowych. Utrudnia to stosowanie aktualnie produkowanych scalonych wzmacniaczy operacyjnych, gdyż wzmacniacze te z reguły posiadają impedancje wejściowe rzędu stu kiloomów. Najwyższej klasy przyrządy pomiarowe buduje się z wykorzystaniem lamp elektrometrycznych o bardzo małym prądzie siatki.

2.4. Elektrokardiografia

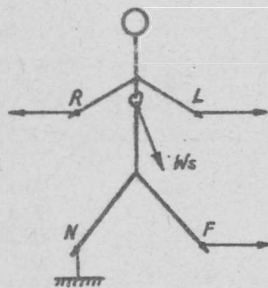
Pracy potężnego mięśnia, jakim jest serce, towarzyszą zjawiska elektryczne, będące wypadkową potencjałów czynnościowych wielkiej liczby włókien tego mięśnia. Rozkład pola elektrycznego na powierzchni serca tworzy stosunkowo złożony obraz, który możemy aproksymować przy pomocy pojedynczego dipola elektrycznego, o ile rozkład biopotencjałów będziemy obserwować z odległości większej niż rozmiary serca. Z dipolem tym jest związany tzw. wektor serca, będący wektorem elektrycznym tego dipola (rys. 2.10). Fale pobudzeń i skurczów, kolejna depolaryzacja i repolaryzacja włókien mięśnia sercowego powodują, że wektor serca zmienia swe



Rys. 2.10. Pracujące serce jako dipol elektryczny

przestrzenne położenie i długość. W czasie pojedynczego cyklu akcji serca wektor ten zatacza trzy pełne pętle w różnych płaszczyznach.

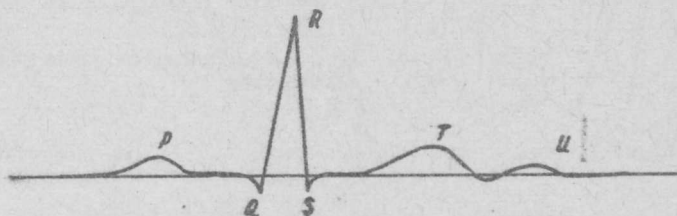
Dla pełnej diagnostyki stanu serca potrzebne byłoby przestrzenne odwzorowanie przy pomocy aparatury pomiarowej ruchów wektora serca. Jest to możliwe, jednak aparatura taka byłaby kosztowna i dość trudna w obsłudze. Z tych powodów w diagnostyce są stosowane elektrokardiogramy uproszczone, polegające na jednowymiarowym przedstawieniu czasowych zmian położenia rzutu wektora serca na wybrany kierunek. Kierunek ten jest wyznaczony przez wybrany system odprowadzeń. Najczęstszy system odprowadzeń to elektrody RLF przy uziemionej elektrodzie N (patrz rys. 2.11 oraz 2.4). Przestrzenny obraz zmian wektora serca odwzorowuje się



Rys. 2.11. Stosunek odprowadzeń EKG do wektora serca

wówczas w okresowy przebieg napięcia, którego jeden typowy okres przedstawiono na rysunku 2.12. W przebiegu normalnego elektrokardiogramu wyróżnia się kilka typowych punktów, opisanych literami P, Q, R, S, T, U. Punkty te nazywa się załankami lub falami EKG. Są one związane z poszczególnymi fazami skurczu serca. Załamek P odpowiada skurczowi przedsionka, fala QRS - skurczowi komory, zaś załamek T oznacza początek fazy repolaryzacji (hamowania).

Do zdejmowania elektrokardiogramów służy typowa aparatura produkowana przez firmy niemieckie, angielskie, japońskie, amerykańskie, szwedzkie i inne. Zestawienie typów produkowanej aparatury wraz z jej podsta-



Rys. 2.12. Przebieg krzywej EKG

wowymi parametrami, jak również zestaw nazw firm zawiera tabela 2.1. W skład aparatu do rejestracji sygnałów EKG wchodzi wzmacniacz biopotencjałów, rejestrator jedno- lub wielkanałowy, komutator odprowadzeń od

T a b e l a 2.1

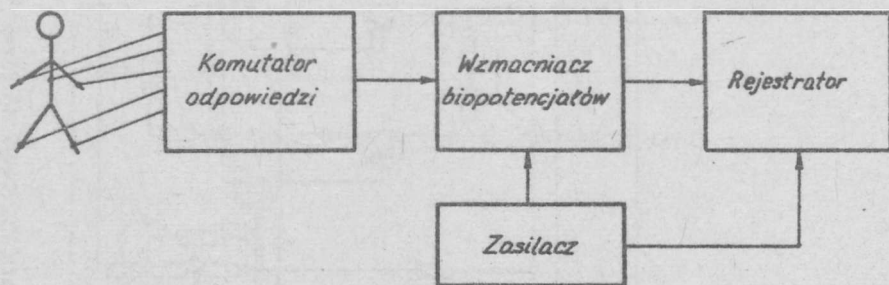
Zestawienie typowych elektrokardiografów

Firma (państwo)	Typ	Zasilanie	Zapis szer. mm	Zapis pręd. mm/s	Zapis czułość mV/mm
Heilige Freiburg (RFN)	Simpliscriptor EK 75	sieć	34	50	18
Cambridge Instr. (Anglia)	Transiscribe	bateria	48	25	30
New Electron Pr. (Anglia)	Cardioview	baterie	35	50/25	15
Fakuda (Japonia)	RS 100	sieć	40	50/25	15
Sharp (Japonia)	M 21	sieć	50	50/25	15
Sanborn Co. (USA)	Visocardiette	sieć	50	50	30
Fritz Schwarzer (RFN)	Cardiscript	sieć	50	50	30
Elema (Szwecja)	Mingograph	sieć, baterie	50	50	25
VEB Messgeräte-werk (NRD)	BK 3	baterie	50	50	18

ciała pacjenta oraz układ zasilający. Strukturę aparatu przedstawiono poglądowo na rysunku 2.13, zaś dla zilustrowania typowych rozwiązań elektronicznych bloków zaznaczonych na rysunku 2.13, na rysunku 2.14 przytoczono schemat typowego nowoczesnego elektrokardiografu wielkanałowego

na przykładzie Mingografu 14 firmy Elema (patrz również tabela 2.1).

Jednowymiarowy przebieg zmian napięć, stanowiący typowy elektrokardiogram, bywa niewystarczającym obrazem przestrzennych zmian położenia i długości wektora serca. Stosowane są więc w praktyce klinicznej elektrokardiografy dwu- i trójwymiarowe, zwane najczęściej wektrokardiografami.



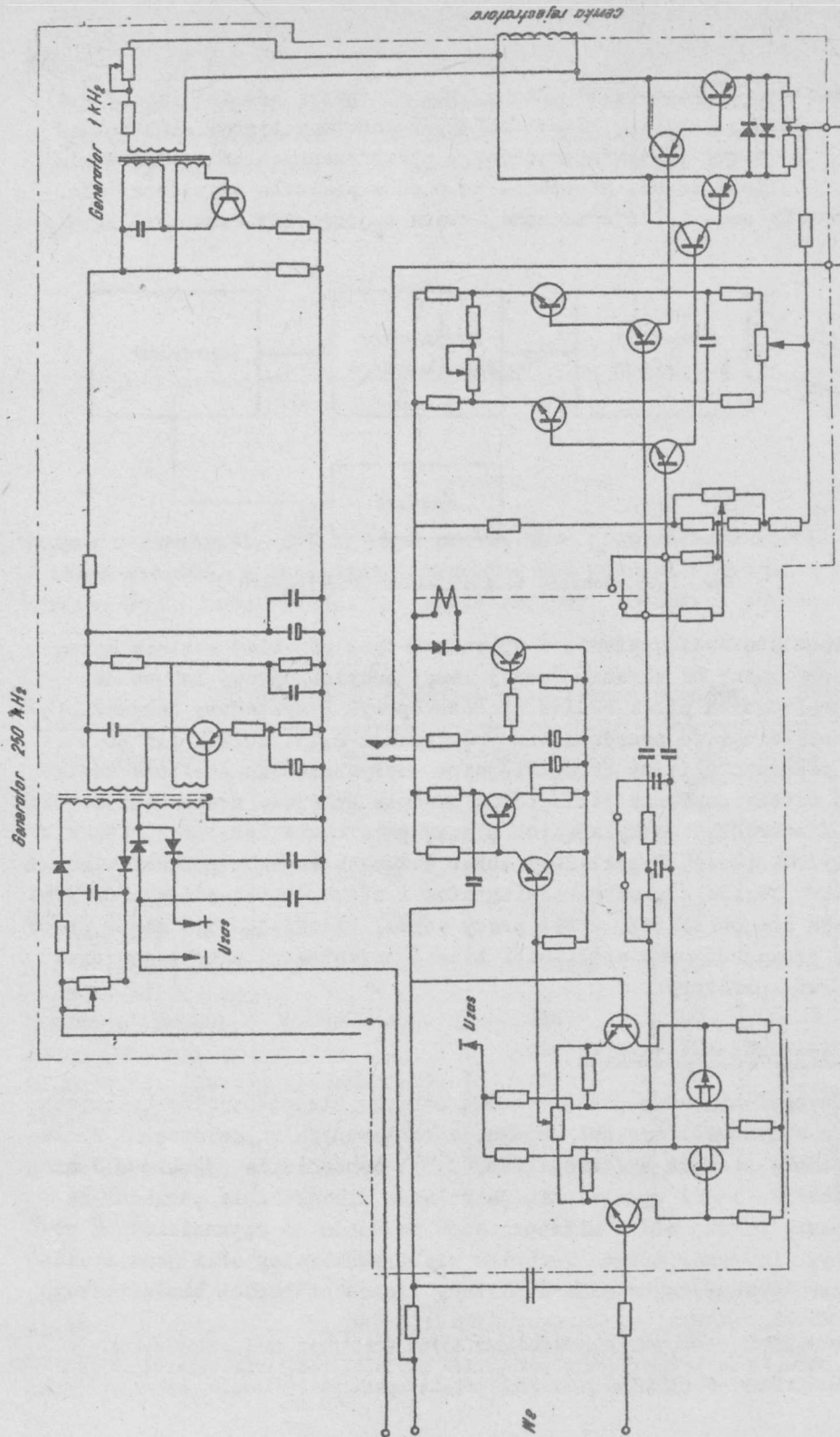
Rys. 2.13. Schemat blokowy elektrokardiografu

mi i stereowektrokardiografami. W aparatach tych przebieg wektora serca jest odwzorowywany na ekranie jednej lampy oscyloskopowej lub na dwu ekranach oglądanych przez okular stereoskopowy. Przykładowy schemat blokowy wektrokardiografu przedstawiono na rysunku 2.15. Składa się on z czterech przedwzmacniaczy biopotencjałów, rezystorowego sumatora zamieniającego cztery napięcia biologiczne na dwie składowe rzuty wektora serca*, dwu wzmacniaczy odchyłających płaszczyznę na ekranie oscyloskopu oraz z lampy oscyloskopowej. Przykładowy obraz wektrokardiogramu przedstawiono na rysunku 2.16. Zaletą wektrokardiografów i stereowektrokardiografów jest to, że dają one pełniejszy obraz pracy serca, ułatwiając tym samym pracę lekarzom. Wadą jest brak możliwości łatwej rejestracji przebiegów oraz wysoki koszt aparatury.

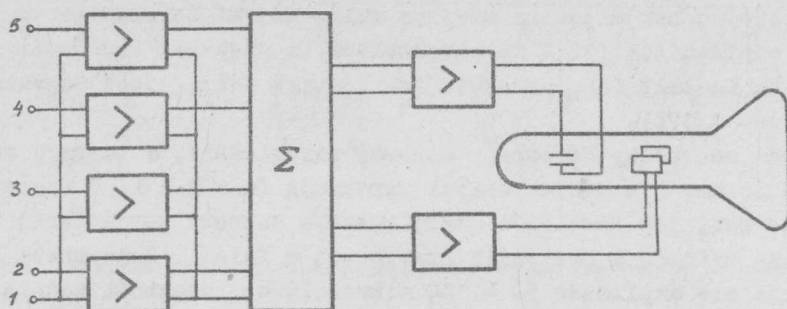
2.5. Elektroencefalografia

Elektroencefalografia jest techniką odbioru biopotencjałów będących rezultatem aktywności życiowej mózgu, a odbieranych z powierzchni czaszki przy pomocy zespołu elektrod (rys. 2.5). Pochodzenie sygnału EEG nie jest jeszcze do końca wyjaśnione, jakkolwiek niewątpliwie pochodzi on ze zsumowania bardzo wielu mikroprocesów potencjałów czynnościowych poszczególnych neuronów mózgu. Technika elektroencefalografii jest stosunkowo trudna ze względu na małe amplitudy i częstotliwości biologicznego

* Odbierane przez elektrody biopotencjały można traktować jako rzuty wektora serca na osie wyznaczone przestrzennym położeniem par elektrod. Przekształcenie tych rzutów na dwa rzuty ortogonalne jest więc prostą operacją liniową.



Rys. 2.14. Schemat elektroniczny (uproszczony) elektrokardiografu MINGOGRAF 14 firmy "Elema"



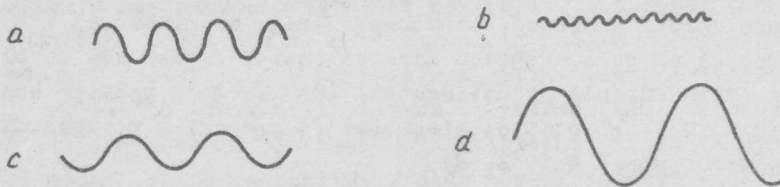
Rys. 2.15. Schemat blokowy wektokardiografu.



Rys. 2.16. Przykładowy przebieg wektokardiogramu

Źródła sygnałów przy bardzo dużej oporności wewnętrznej. Amplitudy sygnału EEG są rzędu 10 - 200 mikrowoltów, a ich częstotliwości od 0,3 do 30 Hz, przy czym pewne przebiegi są silnie odkształcone i wymagają częstotliwości przenoszenia aparatury rzędu 500 Hz.

W rejestrowanym na powierzchni czaszki sygnale EEG wyróżnia się pewne typowe przebiegi zwane falami. Fala α (rys. 2.17a) jest charakterystyczna dla stanu czuwania przy całkowitym braku skupienia uwagi (oczy zamknięte). Występuje ona u zdrowych psychicznie osób dorosłych. Najsilniej jest rejestrowana w okolicy potylicznej czaszki (tzw. ognisko alfa). Fala ta natychmiast znika przy intensywniejszym wysiłku umysłowym lub w przypadku otwarcia oka. Amplituda fal α wynosi około 50 do 150 mikrowoltów, częstotliwości 8 do 16 Hz, kształt stosunkowo regularny.

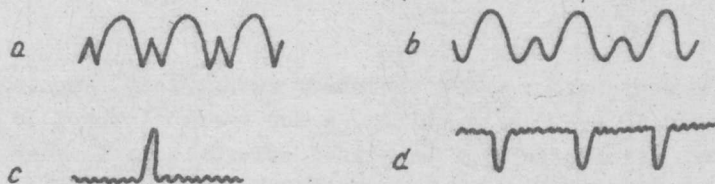


Rys. 2.17. Regularne przebiegi ("fale") w typowych elektroencefalogramach: a) fale α (czuwanie, brak skupienia uwagi), b) fale β (aktywna praca mózgu normalnego), c) fale θ i fale δ (d), charakterystyczne dla snu i niektórych chorób psychicznych

W stanie aktywności mózgu na miejsce fal α pojawiają się tzw. fale β o mniejszej amplitudzie (10 - 16 mikrowoltów) i większej częstotliwości (14 do 30 Hz). Kształt ich, podobnie jak kształt fal α , jest stosunkowo regularny (rys. 2.17b).

W przypadku snu osoby dorosłej, zdrowej psychicznie, a także u osób chorych psychicznie i u małych dzieci występują fale θ i δ . W miarę pogłębiania się snu, jak również w miarę postępu choroby psychicznej fale θ przygłuszają rytm α , a następnie przechodzą w fale δ . Fala theta (θ) charakteryzuje się amplitudą 50 - 100 mikrowoltów i częstotliwością 4 do 7 Hz, zaś fala delta (δ) jest jeszcze wyższa i wolniejsza (200 mikrowoltów, 0,3 Hz). Przebiegi fal theta i delta są regularne w większym nawet stopniu niż fal alfa (rys. 2.17c i d).

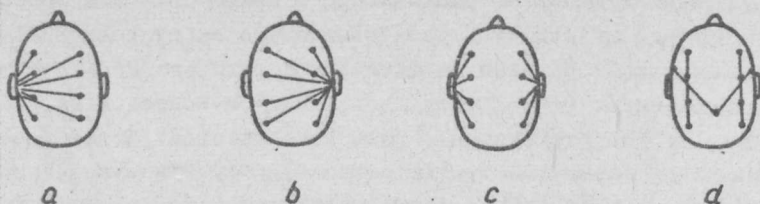
Obok tych regularnych przebiegów w zarejestrowanym sygnale EEG występują nieregularne impulsy, nazywane przez niektórych autorów falami skurczowymi (rys. 2.18 a i b), pikami skurczowymi (rys. 2.18c) i falą stromą (rys. 2.18d). (Nazwy te, w przeciwieństwie do poprzednich, nie są ogólnie używane). Impulsy te charakteryzują się znaczną amplitudą (100 - 300 mikrowoltów) oraz dużą stromością narastania i opadania sygnału.



Rys. 2.18. Nieregularne impulsy w przebiegu sygnału EEG

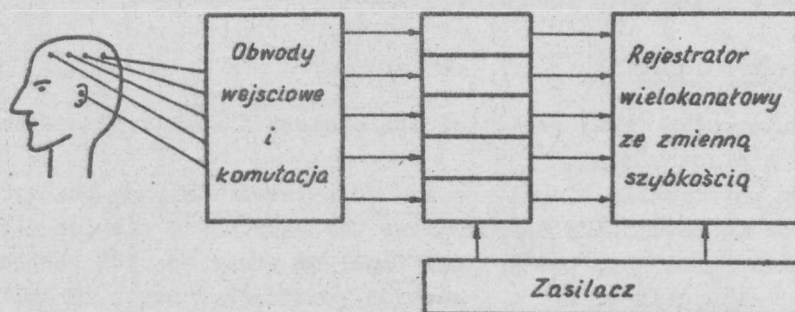
Ponieważ lokalizacja obszarów o nasileniu określonego rodzaju fal EEG ma duże znaczenie diagnostyczne, gdyż pozwala lokalizować nowotwory mózgu i ogniska padaczkowe, istotne jest, aby rejestracja sygnałów EEG była prowadzona wielokanałowo w następujących okolicach: czołowo-ciemieniowej (strona prawa i lewa), przysrodkowo-ciemieniowej (okolica prawa i lewa), potyliczno-skroniowej (strona prawa i lewa) oraz łącznie strona prawa i lewa lub w okolicach: czołowej, przedcentralnej, ciemieniowej i potylicznej. W zależności od celu, któremu zarejestrowany sygnał EEG ma służyć, są stosowane odprowadzenia jednobiegunowe (do lewego i prawego ucha, patrz rysunek 2.19 a, b) oraz dwubiegunowe (z szeregiem poprzecznym i skroniowe, patrz rysunek 2.19 c, d).

Aparatura do elektroencefalografii nie różni się w schemacie blokowym od aparatu EKG, gdyż składa się również z obwodów wejściowych, wzmacniaczy, rejestratora i zasilacza. Różnice, i to istotne, są natomiast w sto-



Rys. 2.19. Przykładowe układy odprowadzeń elektrod umieszczonych na czaszce pacjenta

pnii złożoności poszczególnych bloków (rys. 2.20). Ponieważ poziom szumów wzmacniaczy EEG nie może przekraczać 1 mikrowolta, więc dokładność wykonania aparatury musi być znacznie większa niż ta, która jest wymagana w przypadku EKG. Większa musi być również impedancja wejściowa wzmacniacza i łączna czułość całej aparatury (sygnały EKG mają amplitudy dzie-



Rys. 2.20. Schemat blokowy elektroencefalografu

siątków miliwoltów, sygnały EEG amplitudy rzędu mikrowoltów). Ponadto, ze względu na wskazaną powyżej konieczność wielokanałowej rejestracji sygnałów EEG, aparatura składa się z kilku równoległych zestawów wzmacniaczy i rejestratora wielokanałowego, co zwiększa jej cenę. Poszczególne fale EEG mają tak bardzo różniące się amplitudy i częstotliwości, że układ wejściowy aparatury EEG musi posiadać możliwość zmian współczynnika wzmocnienia sygnałów (różne osobno nastawiane czułości), zaś napęd taśmy, na której są prowadzone rejestracje, musi zapewniać możliwość wyboru jednej z kilku prędkości posuwu taśmy. Ogólnie wymagania stawiane aparaturze EEG są na tyle wyższe od wymagań stawianych aparaturze EKG, że ceny tych urządzeń są o wiele wyższe od cen elektrokardiografów. Mając do dyspozycji aparat EEG można jednak na ogół przy jego pomocy rejestrować również sygnały EKG, stosując ewentualnie odpowiednie przystawki dopasowujące. Wiele rozwiązań firmowych posiada zresztą takie przystawki fabrycznie wbudowane.

Schemat typowego wzmacniacza stosowanego w aparaturze EEG przedstawia rysunek 2.21. Sygnał wyjściowy z przedstawionego na rysunku 2.21 przedwzmacniacza jest przed podaniem na ustrój rejestratora dodatkowo wzmacniany przez odpowiednie wzmacniacze mocy, których schematy są już jednak na tyle typowe, że ich przytaczanie jest tu zbędne. Ważne jest, aby przy rejestracji sygnałów EEG wyeliminować sygnały wyższych częstotliwości, w niektórych przypadkach aż do częstotliwości 15 Hz. Dzięki takiej filtracji łatwiej można wykryć patologiczne rytmy o bardzo niskiej częstotliwości. Wzmacniacz wejściowy powinien również posiadać pewną stałą czasu, rzędu 0,3 do 1 sekundy, w celu wyeliminowania z sygnału wahań linii podstawowej wywołanych galwanicznymi zjawiskami skóry głowy, w szczególności, by wyeliminować działanie tzw. potencjałów potowych.

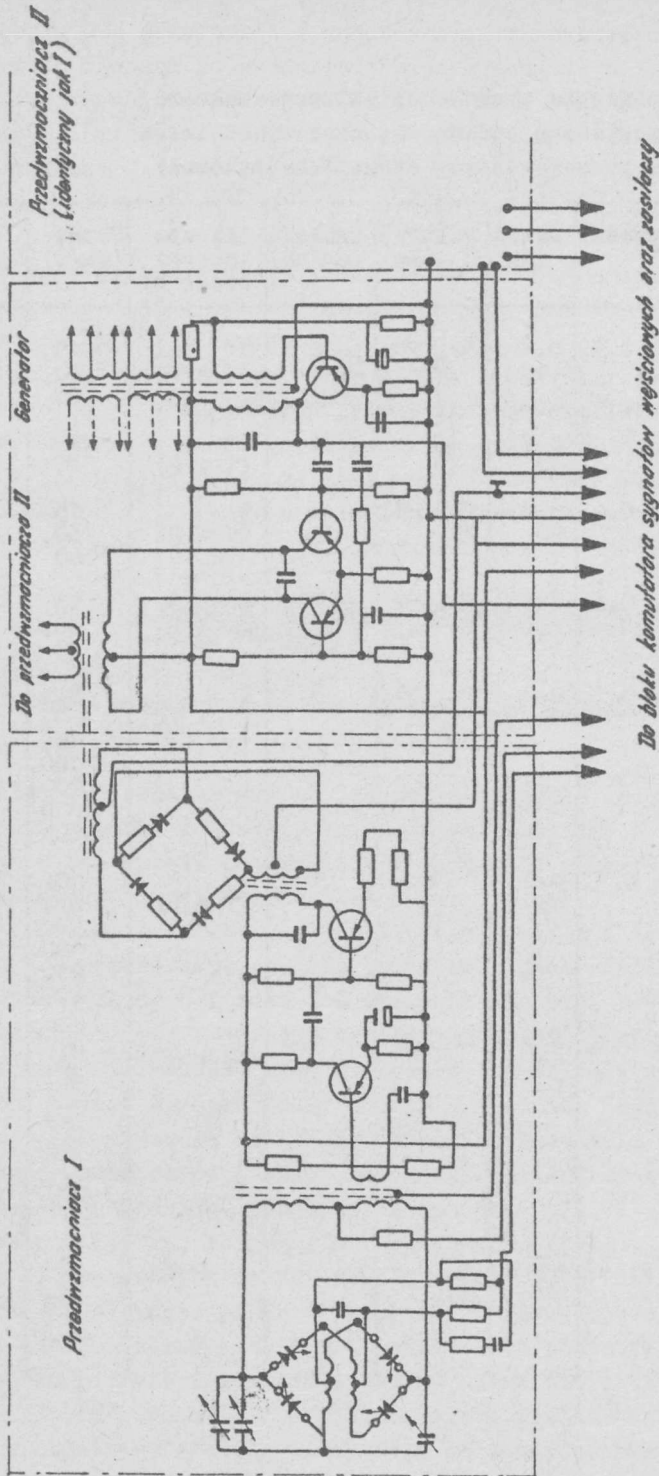
Dla zorientowania Czytelnika w typowych parametrach produkowanej aktualnie aparatury EEG oraz dla zestawienia szeregu najbardziej typowych użytkowanych aktualnie urządzeń przytoczono w tabeli 2.2 podstawowe dane techniczne kilku elektroencefalografów.

2.6. Elektromiografia

Elektromiografia (EMG) jest techniką odbioru i analizy biopotencjałów związanych z pracą mięśni.

Podstawą powstawania biopotencjałów rejestrowanych przy pomocy elektromiografów są potencjały czynnościowe kurczących się włókien mięśniowych. Mięsień kurczy się pod wpływem impulsów stymulujących pochodzących z tzw. mioneuronów, czyli nerwowych komórek ruchowych zlokalizowanych na ogół w rogach przednich rdzenia kręgowego. Pojedynczy mioneuron może pobudzać do akcji pewną liczbę włókien nerwowych - od 8 włókien dla zewnętrznych mięśni ocznych do 1800 włókien w przypadku mięśni podudzia. Zespół włókien mięśniowych stymulowanych przez pojedynczy neuron nazywa się jednostką motoryczną.

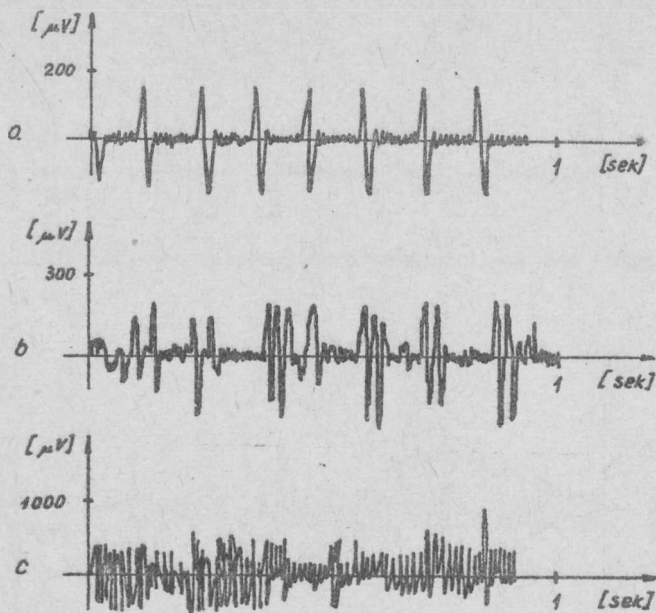
Ze względu na opisany sposób stymulacji mięśnia potencjał czynnościowy rejestrowany przy EMG jest stosunkowo złożony, gdyż stanowi wypadkową bardzo wielu potencjałów czynnościowych licznych włókien mięśniowych zestawionych w szereg jednostek motorycznych. Można to prześledzić na rysunku 2.22. Podano tam obraz potencjałów czynnościowych w pojedynczym włóknie mięśniowym (rys. 2.22a), w jednostce motorycznej (rys. 2.22b) oraz w całym podlegającym skurczowi mięśniu (rys. 2.22c). Rozmycie obrazu impulsów potencjałów czynnościowych w rejestracji potencjałów pojedynczej jednostki motorycznej wynika z faktu, że ze względu na różne długości doprowadzeń nerwowych do poszczególnych włókien mięśniowych powstają przesunięcia fazowe związane ze skończoną i raczej niewielką szybkością rozprzestrzeniania się impulsów we włóknie nerwowym. Obraz



Rys. 2.21. Schemat fragmentów aparatury EEG

Zestawienie typowych Elektroencefalografów
(W nawiasach podano stosunek wzmocnienia
na poszczególnych stopniach czułości)

Firma	Stała czasu (s)	Pasma (Hz)	Filtry f_d (Hz)	Czułość (mm/ μ V)	Liczba stopni czułości	Posuw (mm/s)	Wsp. dyskrym.
Kaiser (Kopenhaga)	1, 0.6, 0.3, 0.2, 0.1	0.2 - 110	30, 70, 100	2	11 (1 : $\sqrt{2}$)	15, 30, 60	1000
Alvar (Paryż)	?	0.7 - 80	?	1	6 (1 : 2)	?	20 000
Siemens Ediswan (Londyn)	1, 0.3, 0.1, 0.003	0.0 - 70	15, 25, 75	1	9 (1 : 2)	15, 30, 60	5 000
Officine Galileo (Florencja)	1, 0.3, 0.1, 0.03	0.1 - 70	35, 50 70	2	6 (1 : 2)	15, 30, 60	10 000
Van Gogh (Amsterdam)	1, 0.3, 0.1, 0.03	0.2 - 85	15, 30, 75, 500	5	9 (1 : $\sqrt{2}$)	5, 10, 40, 100, 500, 1000, 5000	2 000
Offner Elec- tronics (Chicago)	1, 0.3, 0.1, 0.03	0.0 - 150	?	1	11 (1 : ?)	10, 25, 50, 100, 250, 1000	10 000
Tokyo Shi- baura Electric Co. (Kawa- saki, Ja- ponia)	1, 0.3, 0.1, 0.05	1.0 - 60	10, 25	0.5	10 (1 : 2)	5, 10, 20, 50, 100, 500, 1000, 5000	1 000
VEB - WTBG (NRD)	1, 0.3, 0.1, 0.03	0.2 - 150	15, 30, 70, 200	0.5	7 (1 : 2)	10, 20, 100, 500, 1000	5 000



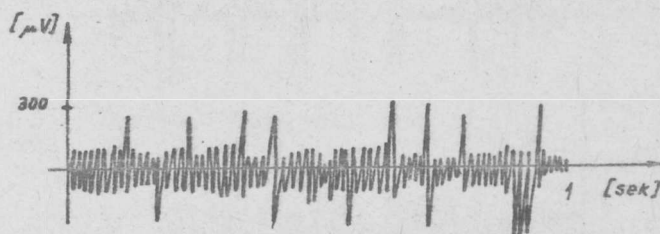
Rys. 2.22. Sygnał elektromiograficzny: a) pojedynczego włókna, b) jednostki motorycznej, c) całego mięśnia

potencjałów EMG rejestrowanych dla całego mięśnia dowodzi, że w przypadku zdrowego mięśnia przesunięcia akcji poszczególnych jednostek motorycznych są w ten sposób przesunięte w fazie, że rozkurczowi jednych partii mięśnia towarzyszy skurcz innych partii, dzięki czemu poszczególne włókna na przemian kurczą się i rozkurczają mając w ten sposób czas na odpoczynek i regenerację, pomimo że mięsień jako całość jest stale napięty. Odnotowujemy ten fakt już teraz, aczkolwiek stanie się on dla nas istotny dopiero przy omawianiu sztucznych stymulatorów mięśni. Wynika bowiem z niego zasadnicza wada stosowanych aktualnie stymulatorów - powodują one bowiem synchroniczny skurcz wszystkich jednostek motorycznych, przez co prowadzą do bardzo szybkiego zmęczenia mięśni.

Należy również zwrócić uwagę na skale amplitud występujące na poszczególnych rejestracjach podanych na rysunku 2.22. Znaczenie elektromiografii polega na tym, że pozwala ona na diagnostykę licznych schorzeń mięśni i fragmentów obwodowego układu nerwowego z nimi współpracujących. Na rysunku 2.23 podano przebieg miogramu odpowiadającego uszkodzeniu obwodowych włókien nerwowych, a na rysunku 2.24 podano przykład miogramu typowego dla pewnych uszkodzeń mięśnia. Aktualnie elektromiografia zaczyna znajdować również i pozadiagnostyczne zastosowania, w szczególności bywa stosowana w sporcie wyczynowym do oceny poprawności pracy mięśni



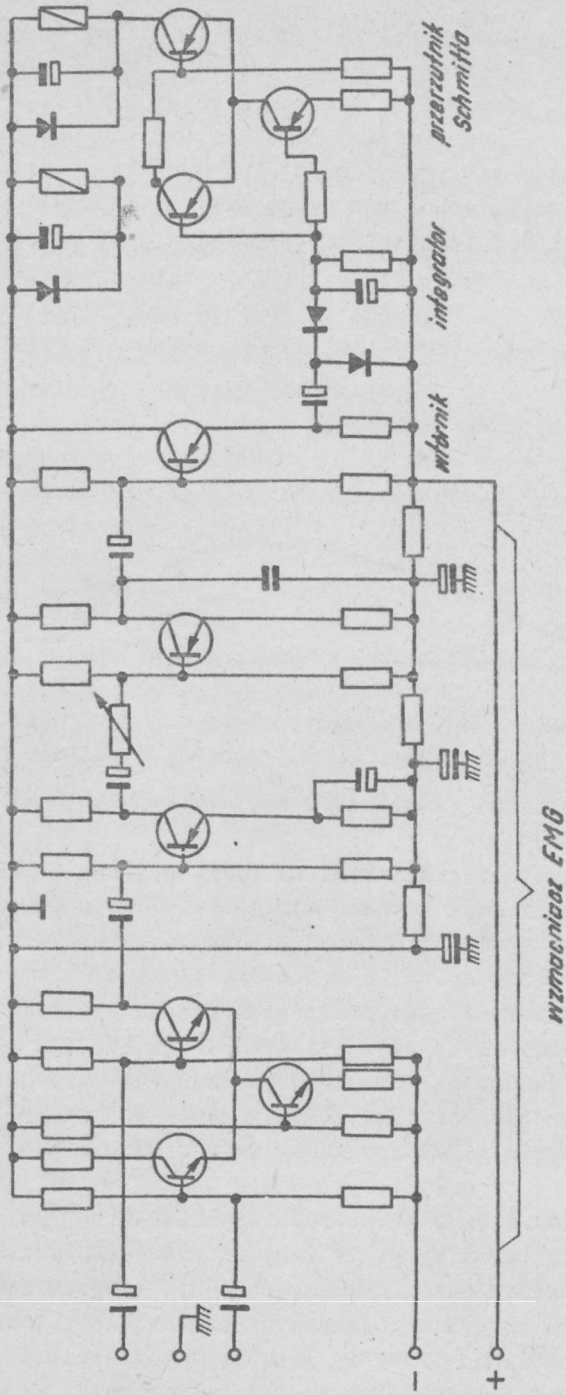
Rys. 2.23. Sygnał EMG znamionujący uszkodzenie obwodowych włókien nerwowych



Rys. 2.24. Sygnał EMG znamionujący uszkodzenie mięśnia

i stopnia wytrenowania zawodnika, a także w konstruowanych obecnie protezach, w których biopotencjalami jednego mięśnia można za pośrednictwem prostego układu elektronicznego (rys. 2.25) kierować pracą silnika elektrycznego protezy lub pracą siłowników hydraulicznych czy pneumatycznych, zastępujących utraconą kończynę. Znane było również skonstruowane w ZSRR urządzenie zwane sztuczną ręką, które za pośrednictwem odbieranych typową aparaturą sygnałów EMG sterowało mechanicznym manipulatorem w ten sposób, że dublował on wiernie ruchy ręki, od której odbierano biopotencjały.

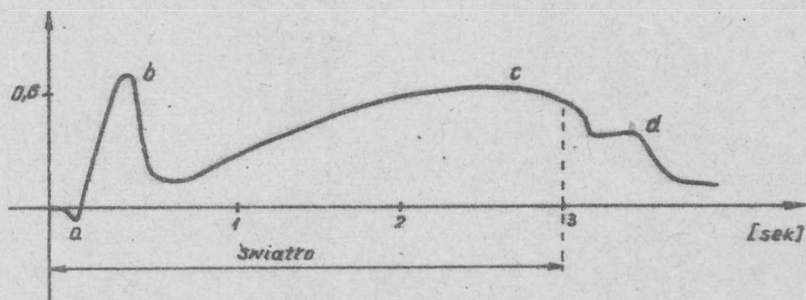
Odbiór sygnałów EMG jest dokonywany przy pomocy elektrod wkłuwanych lub (w celach diagnostycznych raczej rzadko) elektrod dociskanych na skórze. Stosuje się najczęściej odprowadzenia dwubiegunowe, przy czym pacjent musi być starannie uziemiony. Aparatura do obróbki EMG może być mniej złożona od aparatury EKG czy EEG, gdyż zarówno pasmo częstotliwości, w którym występują sygnały EMG, jak ich amplituda są korzystniejsze z punktu widzenia pomiarowego. Zakres częstotliwości przenoszonych przez aparaturę EMG powinien mieścić się w zakresie od pojedynczych herców do około 10 kHz. Amplitudy sygnałów są rzędu 330 mikrowoltów, dzięki czemu wzmacnianie ich nie następuje większych trudności. Aparatura powinna w stopniu wejściowym posiadać filtr eliminujący częstotliwość 50 Hz oraz układ inercyjny o stałej czasu około 0,02 sek, dla eliminacji zakłóceń pochodzących od sygnałów EKG.



Rys. 2.25. Schemat wzmacniacza miopotencjałów

2.7. Elektroretinografia

Elektroretinografia jest techniką odbioru i analizy biopotencjałów towarzyszących reakcji siatkówki oka na bodźce świetlne. Kształt typowego elektroretinogramu przedstawia rysunek 2.26. W przebiegu elektroretinogramu wyróżnia się na ogół cztery charakterystyczne punkty, tzw. fale a, b, c i d, zaznaczone na rysunku 2.26. Ich wysokość, położenie i kształt stanowią czynnikibrane pod uwagę przy diagnostyce pewnych schorzeń dróg wzrokowych. Bardzo istotnym czynnikiem jest położenie fali a w stosunku do punktu zercwego, czyli opóźnienie zarejestrowanego przebiegu elektroretinogramu w stosunku do momentu pojawienia się światła. Okres ten, zwany okresem latencji ma istotne znaczenie przy ocenie właściwości oka.



Rys. 2.26. Przebieg i charakterystyczne punkty elektroretinogramu

Jak wynika z kształtu i skali rysunku 2.26, przebiegi potencjałów ERG są stosunkowo powolne i mają znaczną amplitudę. Z tych powodów stosunkowo niezbyt skomplikowana aparatura elektroniczna pozwala już na ich rejestrację. W praktyce najczęściej do wykonania elektroretinogramów wykorzystuje się elektrokardiografy lub elektroencefalografy. Zastosowanie tych ostatnich ma tę zaletę, że dzięki istnieniu wielu kanałów pomiarowych elektroencefalograf może obok przebiegu ERG zanotować również przebiegi ERG wybranych punktów czaszki, jak również zapis ruchów oka w postaci tzw. elektronystagmogramu (ENG). O technice ENG będzie mowa w następnym punkcie.

Odbiór biopotencjałów przy stosowaniu elektroretinografii jest dokonywany pomiędzy rogówką oka a wybranym punktem skóry czoła lub skroni. Odbiór potencjałów od skóry jest sprawą łatwą, był zresztą omawiany przy dyskusowaniu ogólnych zagadnień pomiaru biopotencjałów. Pewnych trudności nastrocza natomiast rogówka ze względu na jej wrażliwość (każdy dotyk jest odczuwany jako ból z braku innych niż bólowe receptorów na rogówce)

oraz ze względu na to, że poprawne przeprowadzenie pomiaru jest możliwe jedynie w tym przypadku, kiedy oko ma swobodę ruchu. (Przyjmuje się, że warunkiem poprawnego widzenia jest występowanie mimowolnych oscylacji oka, polegających na powolnym przesuwaniu osi optycznej oka w bok od linii skierowanej na obiekt obserwowany i skokowym powrocie do poprawnego położenia po przekroczeniu pewnej minimalnej rozbieżności. Ruchy te są wynikiem działania specyficznego układu regulacji orientacji przestrzennej oka).

Aby zapewnić oku niezbędną swobodę podczas rejestracji potencjałów ERG są stosowane elektrody knotowe, złożone z pasenka waty nasyczonej przewodzącym elektrolitem dotykającej rogówki oka i specjalnego uchwytu zapewniającego stałą wilgotność knota lub elektrody łupinowe, nakładane na rogówkę podobnie jak okulary kontaktowe.

Dotychczas nie istnieją jeszcze jednolite metody rejestracji i oceny ERG i dlatego publikując ewentualne opisy tego typu badań należy zawsze starannie podawać opis metody pomiaru i rejestracji, ze szczególnym uwzględnieniem położenia elektrod.

2.8. Elektronystagnografia

Oko wykazuje pewien stały potencjał spoczynkowy, przy którym siatkówka posiada potencjał dodatni względem średnicy, która jest punktem oka o najniższej rezystancji. W wyniku tego oko jest dipolem elektrycznym, którego osi pokrywa się z grubsza z osią optyczną oka. Różnica potencjałów pomiędzy siatkówką a rogówką wynosi około 10 do 30 mV. Dzięki tej właściwości oka jest możliwe elektroniczne rejestrowanie ruchów oka nawet w przypadku, gdy powieki są zamknięte.

Ruchy gałki ocznej można rejestrować za pomocą dwu elektrod przyłożonych ponad okiem na czole. Elektroda odniesienia może być zamocowana np. na małżowinie usznej lub w innym dostatecznie odległym punkcie ciała. Za pośrednictwem elektrod zamocowanych na czole można rejestrować głównie pionowe składowe ruchów oka, a składowe poziome rejestruje się używając elektrod zamocowanych na skroni. Składowe pionowe i poziome można rejestrować oddzielnie, można je też elektronicznie składać i rejestrować jedynie wypadkową w postaci kąтового położenia osi optycznej oka względem ustalonego kierunku.

Aparatura stosowana przy rejestracji elektronystagmogramów może być względnie nieskomplikowana, ważne jest tylko, aby umożliwiała ona śledzenie nawet powolnych ruchów oka, zatem w przypadku stosowania członów wzmacniaczy RC należy zapewnić stałą czasu wzmacniacza na poziomie 6 do 10 sekund. Najkorzystniejsze jest oczywiście stosowanie w tym przypadku wzmacniaczy prądu stałego.

2.9. Pozostałe biopotencjały. Odruchy skórno-galwaniczne

W poprzednich punktach omówiono najczęściej stosowane w praktyce klinicznej sygnały bioelektryczne oraz techniki ich odbioru, rejestracji i wykorzystywania. Obecnie omówimy krótko inne źródła biopotencjałów, wykorzystywanych niekiedy do celów diagnostycznych lub badawczych, ich właściwości i metody pomiaru. Należy podkreślić, że aparatura służąca do odbioru i obróbki tych sygnałów nie należy do standardowego wyposażenia większości klinik i szpitali.

Elektrogastrografia jest techniką rejestracji prądów czynnościowych związanych z aktywnością żołądka. Charakterystyczną cechą sygnału EGG jest niska częstotliwość (od 0,02 Hz do 0,2 Hz), stosunkowo znaczna amplituda potencjałów (0,2 do 1 miliwolta) i względnie niewielka impedancja źródła biopotencjałów (1 - 2 M Ω). Największe trudności przy pomiarze EGG polegają na umieszczeniu elektrod. Zazwyczaj elektrody są doprowadzane do żołądka pacjenta za pośrednictwem połykanej sondy, nie zawsze jednak jest to wystarczający sposób. Do rejestracji potencjałów EEG są stosowane najczęściej elektrokardiografy, aczkolwiek przy stosowaniu takiego postępowania mogą pojawiać się zniekształcenia sygnału związane z dolną częstotliwością graniczną aparatury EKG.

Elektrointestinografia jest techniką pomiarową, pozwalającą na ocenę perystaltyki jelit drogą rejestracji biopotencjałów związanych z motoryką mięśni gładkich ścian jelit. Najbardziej charakterystyczną cechą sygnałów FIG jest ich niska częstotliwość - rzędu tysięcznych części herca. Pomiar FIG jest również bardzo kłopotliwy z powodu trudności dotarcia z elektrodami pomiarowymi w pobliże źródła sygnału. Przy rejestracji sygnałów FIG są wykorzystywane najczęściej aparaty elektroencefalografii lub elektrokardiografy z bardzo powolnym przesuwem taśmy papierowej.

Elektroneuronografia jest techniką badawczą, opierającą się na zapisach potencjałów czynnościowych ośrodków nerwowych drogą elektrod wszczepianych i wkłuwanych. Przebiegi potencjałów rejestrowanych tą metodą cechują się znaczną częstotliwością (10 - 10 000 Hz) i dość dużą amplitudą (0,1 - 1 miliwolta). Technika elektroneuronografii jest stosunkowo rzadko stosowana na ludziach z powodu możliwości powstania nieodwracalnych uszkodzeń fragmentów układu nerwowego przy wkłuwaniu elektrod, jest ona natomiast często stosowana w neurofizjologicznych eksperymentach prowadzonych na zwierzętach. Aparatura wykorzystywana w tych badaniach jest na ogół prototypowa, przystosowana specjalnie do tych badań, lub produkowana w małych seriach przez firmy specjalizujące się w produkcji unikalnej aparatury naukowej.

Elektrokortykografia jest techniką leżącą na pograniczu pomiędzy elektroencefalografią a elektroneuronografią. Sygnał elektrokortykograficzny

jest odbierany bezpośrednio z powierzchni kory mózgowej przy operacjach dokonywanych na otwartym mózgu, jednakże bez zagłębiania elektrod w głąb tkanki nerwowej. Charakterystyka sygnałów elektrokortykograficznych pod względem typów występujących fal (alfa, beta, theta, delta) i ich interpretacji medycznej jest identyczna jak w przypadku elektroencefalogramu. Identyczne też są oczywiście zakresy częstotliwości występujących sygnałów. Zasadnicza różnica występuje w intensywności - sygnały elektrokortykograficzne są wielokrotnie silniejsze od sygnałów EEG (0,15 - 0,3 mV). Do rejestracji elektrokortykogramów służą zwykle typowe elektroencefalografy, przy czym jednak najczęściej są stosowane odprowadzenia jednoelektrodowe.

Elektrohistografia polega na rejestracji potencjałów czynnościowych macicy. Częstotliwości sygnałów EHG mieszczą się w granicach od 0 do 200 Hz, co sprawia pewne trudności aparaturowe (niezbędne są wzmacniacze napięć stałych). Łatwe jest natomiast samo umieszczenie elektrod, jak również nie są konieczne zbyt wielkie wzmocnienia, gdyż amplitudy EHG są bardzo duże od 0,1 do 8 mV. Są to w istocie największe amplitudy biopotencjałów ze wszystkich, które podlegają rejestracji.

Elektrohistografia jest stosunkowo rzadko stosowaną techniką diagnostyczną, stosowaną w najbardziej złożonych przypadkach ginekologicznych. Badania EHG są dokonywane jedynie w nielicznych klinikach. Przy wykonywaniu EHG wykorzystuje się na ogół specjalistyczną aparaturę lub czasami stosuje się elektroencefalografy z odpowiednimi przystawkami wejściowymi, zabezpieczającymi przed przeciążeniem.

Elektrodermografia polega na rejestracji efektów skórno-galwanicznych. Składają się na nie potencjały czynnościowe o częstotliwości od 0 do 1 Hz i amplitudzie do 5 mV, jak również zmiany rezystancji skóry. Ponieważ zjawiska EDG są silnie związane ze stanem psychicznym badanego pacjenta i niezależne od jego opanowania, analiza zapisów EDG obok zastosowań medycznych w diagnostyce chorób skórnych i nieprawidłowej przemiany materii bywa stosowana w kryminalistyce do określania stanów psychicznych osób przesłuchiwanym ("detektor kłamstw"). Naturalnie trzeba pamiętać, że zmiana rezystancji skóry czy powstawanie potencjałów EDG nie muszą świadczyć o tym, że osoba przesłuchiwana kłamie, lecz dowodzą tylko, że przeżywa w tej chwili gwałtowniejsze stany psychiczne, mogące mieć jednak zupełnie odmienne podłoże. Z tego względu prawodawstwo niektórych państw, w tym i Polski, nie dopuszcza rejestracji EDG jako dowodów sądowych.

Do grupy rejestracji biopotencjałów należy zaliczyć również badania prowadzone nad wewnątrzkomórkowymi napięciami czynnościowymi. Badania te są prowadzone zazwyczaj w celach wyłącznie badawczych przy stosowaniu specjalistycznej aparatury o przeznaczeniu naukowym a nie klinicznym, Właściwości wewnątrzkomórkowych źródeł biopotencjałów utrudniają znaczą-

nie te pomiary. Impedancja właściwa tych źródeł sięga $10^9 \Omega$, a zakres częstotliwości rejestrowanych przebiegów mieści się od 0 do 50 000 Hz. Jedynie amplitudy potencjałów są dość znaczne, co ułatwia pomiar, gdyż pozwala na stosowanie mniejszych wzmocnień. Typowo amplitudy biopotencjałów wewnątrzkomórkowych sięgają 50 do 130 mV.

3. ELEKTRONICZNY POMIAR BIOLOGICZNYCH SYGNAŁÓW MECHANICZNYCH

3.1. Kardiotachometria i pomiary tętna

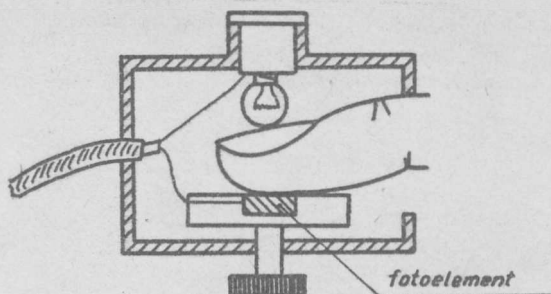
Jednym z najistotniejszych biologicznych sygnałów mechanicznych, których pomiar i rejestracja metodami elektronicznymi bywa stosowana w celach diagnostycznych, jest pomiar tętna.

Rejestracja chwilowej i średniej częstości pulsu może być prowadzona w oparciu o określenie odległości załamków QRS elektrokardiogramów. Sposób ten jest jednak względnie rzadko stosowany ze względu na kłopotliwość długotrwałego noszenia elektrod (rejestracja częstości pulsu jest prowadzona zwykle w sposób ciągły przez dłuższy okres czasu) oraz ze względu na trudności dostatecznie trwałego zamocowania elektrod.

Z tych powodów pomiar częstości skurczów serca (kardiotachometria) jest prowadzony zwykle w oparciu bądź to o sygnały mechaniczne, bądź akustyczne. Zajmiemy się najpierw pomiarami mechanicznymi, pozostawiając metody akustyczne do omówienia w osobnym rozdziale, poświęconym wyłącznie zastosowaniu metod akustycznych w biologii i medycynie.

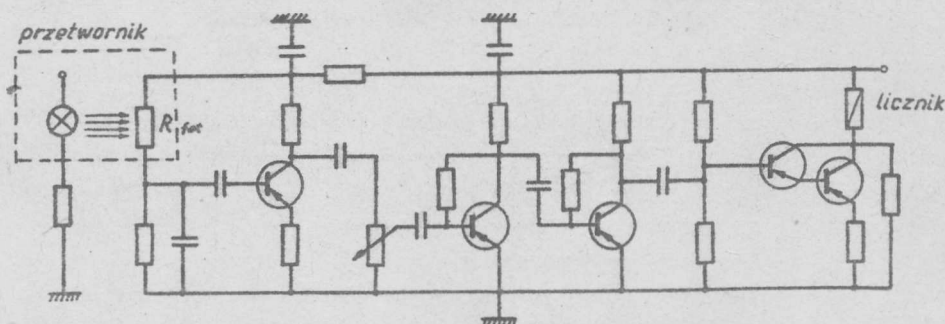
Do odbioru tętna są stosowane przetworniki elektromechaniczne pojemnościowe, piezoelektryczne lub fotometryczne. Najczęściej są stosowane przetworniki fotoelektryczne. Przetwornik taki reaguje na zmiany natężenia światła przechodzącego przez tkankę w zależności od stopnia wypełnienia jej krwią. Przetworniki fotoelektryczne tętna są zakładane najczęściej na palec lub na płatek uszny. Przetwornik składa się z żaróweczki będącej źródłem światła i czułego fotoelementu - fotorezystora, fotodiody, fototranzystora itp. Kształt fotoelektrycznego przetwornika palcowego pokazano na rysunku 3.1. Struktura przyrządu jest tak prosta, że rysunek nie wymaga komentarza, łatwo również można sobie wyobrazić, jak jest skonstruowany analogiczny przetwornik przystosowany do instalowania na płatku usznym pacjenta.

Sygnał uzyskany z fotoelektrycznego przetwornika tętna jest następnie obrabiany przez aparaturę elektroniczną celem wydobycia potrzebnych informacji. Najczęściej sygnał ten po wzmocnieniu jest kierowany do specjalnego licznika zliczającego kolejne fale tętna. Dokonując pomiaru



Rys. 3.1. Fotoelektryczny palcowy przetwornik tętna

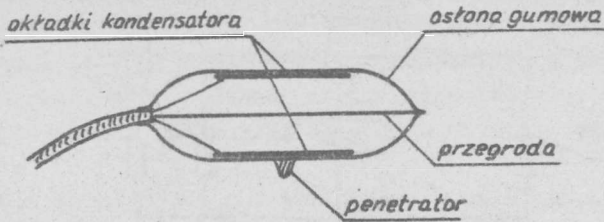
przez ustalony odcinek czasu, a następnie dzieląc stan licznika po pomiarze przez długość tego odcinka czasu, otrzymujemy średnią częstość skurczów serca. Prosty schemat aparatury służącej do fotoelektrycznego zliczania częstości uderzeń serca przedstawiono na rysunku 3.2. Jak łatwo zauważyć, aparatura składa się w zasadzie wyłącznie ze wzmacniacza,



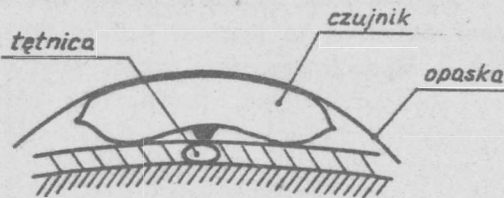
Rys. 3.2. Fotoelektryczny układ zliczający częstość uderzeń serca

wzmacniającego oscylację prądu bazy pierwszego tranzystora, wywołane zmiennym (w takt tętna) oświetleniem fotorezystora R_{fot} do poziomu potrzebnego do wysterowania ceweczki licznika elektromagnetycznego. W nowocześniejszych rozwiązaniach stosuje się formowanie impulsów i sterowanie nimi liczników elektronicznych cyfrowych.

Obok przetworników fotoelektrycznych są stosowane przetworniki pojemnościowe, piezoelektryczne a także tensometryczne. Przykładową strukturę czujnika pojemnościowego służącego do pomiaru tętna przedstawiono na rysunku 3.3. Przetwornik ten składa się z kondensatora powietrznego o zmiennej (zależnej od nacisku mechanicznego) odległości okładek oraz gumowej obudowy. Sposób zakładania czujnika przedstawia rysunek 3.4. Tętnicą, na którą jest zakładany czujnik, jest najczęściej tętnica skroniowa.

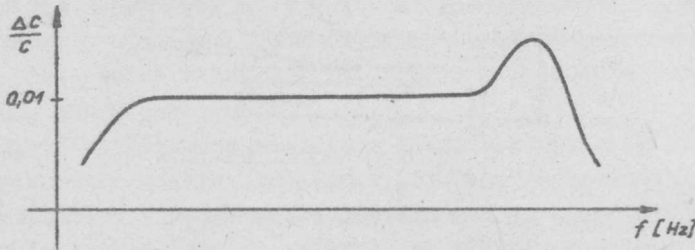


Rys. 3.3. Pojemnościowy przetwornik do pomiaru tętna



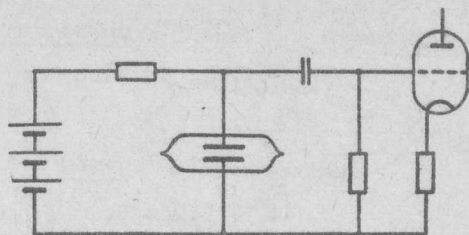
Rys. 3.4. Sposób stosowania czujnika z rysunku 3.3

Przetwornik bywa również instalowany na tętnicy promieniowej. Pożądaną charakterystykę amplitudowo-częstotliwościową czujnika pojemnościowego przedstawiono na rysunku 3.5, a sposób jego włączenia w układ pomiarowy na rysunku 3.6.



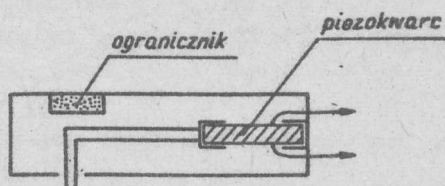
Rys. 3.5. Pożądana charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa pojemnościowego czujnika tętna

Przetworniki piezoelektryczne, a także stosowane niekiedy przetworniki tensometryczne, działają na ogół na tej zasadzie, że siły tętna przenieszone przez penetrator uginają kryształ piezokwarcu lub beleczkę, na której naklejono tensometr. Potencjały piezoelektryczne lub zmiany rezystancji tensometru są następnie rejestrowane przez układy elektroniczne zło-

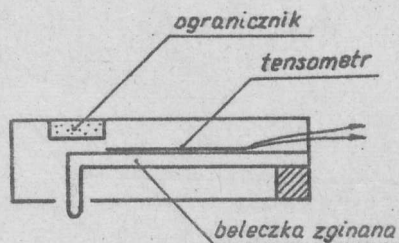


Rys. 3.6. Sposób włączenia czujnika tętna do układu pomiarowego

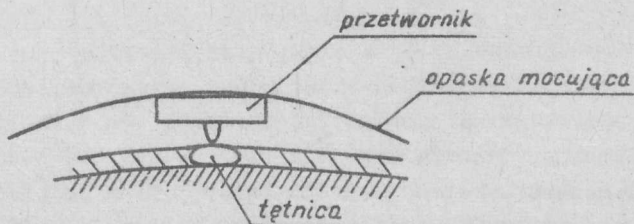
żone ze wzmacniaczy i odpowiednich rejestratorów. Schemat przetwornika piezoelektrycznego przedstawiono na rysunku 3.7, a przetwornika tensometrycznego na rysunku 3.8. Sposób stosowania tych przetworników ilustruje rysunek 3.9.



Rys. 3.7. Piezoelektryczny przetwornik tętna



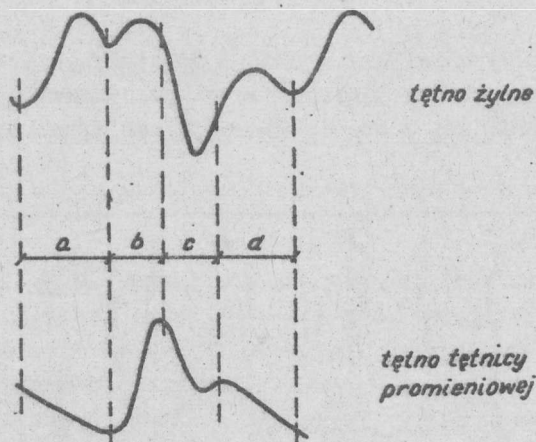
Rys. 3.8. Tensometryczny przetwornik tętna



Rys. 3.9. Sposób mocowania przetwornika na ciele chorego

Zaletą przetworników piezoelektrycznych i tensometrycznych jest możliwość uzyskania za ich pomocą nie tylko impulsów synchronicznych z przebiegiem tętna, ale również zarejestrowanie pełnej krzywej tętna (krzywej zmian chwilowych wartości ciśnienia tętniczego lub żylnego krwi). Znajomość krzywej zmian tętna jest istotna w diagnostyce pewnych chorób układu krążenia.

Przebieg fali tętna żylnego i tętniczego w zależności od poszczególnych faz skurczu serca przedstawiono na rysunku 3.10. Poszczególne zazna-



Rys. 3.10. Przebieg fali tętna żylnego i w arterii promieniowej

zione na rysunku fazy odpowiadają: a - skurczowi przedsionków serca, b - skurczowi komór, c - zapasici poskurczowej, d - fali poskurczowej. Rejestracja przebiegu tętna żylnego i tętniczego bywa niekiedy cenniejsza diagnostycznie niż rejestracja EKG.

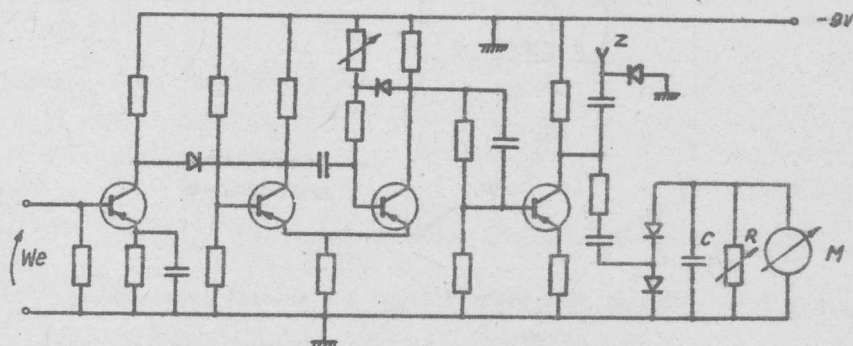
Do rejestracji sygnałów z mierników piezoelektrycznych lub pojemnościowych są stosowane elektrokardiografy, z tego względu fabryczne wykonania tych czujników bywają często dostosowane do właściwości obwodów wejściowych elektrokardiografu. Przykładem takiego rozwiązania może być piezoelektryczny przetwornik tętna AP-2 lub VP-1, produkcji VEB Messgerätewerk Zwicknitz z NRD, przystosowany fabrycznie do współpracy z elektrokardiografem typu 6 NEK-2 produkcji tej samej firmy.

Do pomiaru tętna bywają stosowane również przetworniki ciśnieniowe, współpracujące z mankietami uciskowymi zakładanymi na przedramię lub palec osoby badanej. Ponieważ jednak technika ta jest bardziej uciążliwa dla badanego, celowość stosowania tego typu czujników jest ograniczona do przypadków, kiedy obok przebiegu tętna mierzymy również wartości skurczowego i rozkurczowego ciśnienia krwi. Układy te będą więc omówione

przy omawianiu układów służących do pomiaru ciśnienia tętniczego krwi.

Elektroniczna aparatura służąca do pomiaru częstości skurczów serca, współpracująca z jednym z wyżej omówionych przetworników, może dokonywać również wstępnego przetwarzania sygnałów określając na przykład chwilową wartość częstości skurczów serca i ewentualnie nadzorując w sposób ciągły graniczne wartości częstości skurczów - w przypadku, kiedy chwilowa częstość tętna przekracza zadany poziom minimalny bądź maksymalny, jest uruchamiana aparatura alarmowa. Urządzenia te oddają nieocenione usługi w ośrodkach tzw. intensywnego nadzoru szpitalnego uwalniając personel od stałego czuwania nad chorymi z zaburzeniami akcji serca lub chorymi pod narkozą.

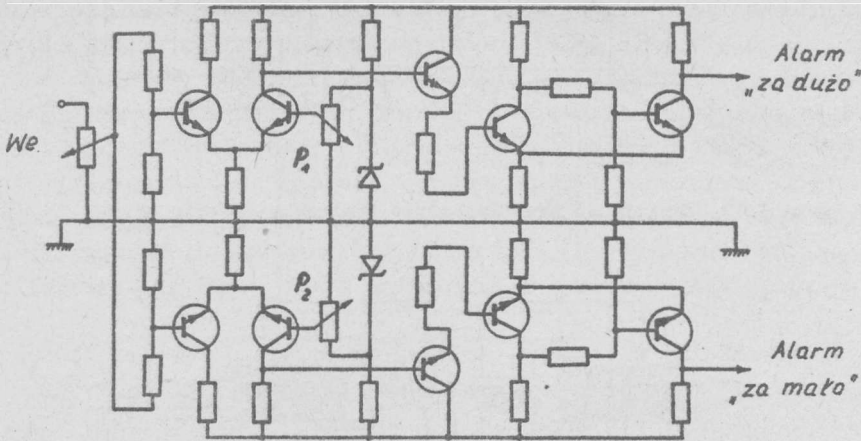
Układ elektroniczny aparatury służącej do ciągłego pomiaru (i ewentualnej rejestracji) częstości skurczów serca przedstawiono na rysunku 3.11. Układ ten składa się z obwodu generującego synchronicznie z impul-



Rys. 3.11. Układ do ciągłego pomiaru częstotliwości tętna

sami tętna (rejestrowanymi jednym z omówionych przetworników) prostokątne impulsy prądowe o stałym kształcie oraz z demodulatora ładującego przy pomocy tych impulsów kondensator C. Napięcie kondensatora C jest mierzone przez miernik wychyłowy M lub rejestrowane przez rejestrator włączony w miejsce miernika M. Równocześnie kondensator C jest rozładowywany przez opornik R o regulowanej rezystancji, dzięki czemu jest możliwe dostosowanie stałej czasowej obwodu RC do szybkości przebiegów impulsowych. Sygnał wejściowy do układu z rysunku 3.11 może być pobierany przez specjalny układ dopasowujący z elektrokardiografu, można jednak wykorzystać tu dowolny układ współpracujący z jednym z wyżej omówionych przetworników tętna, np. układ opisany na rysunku 3.12.

Sygnał wyjściowy z układu ciągłego pomiaru częstości skurczów serca może być podany na dwa proste dyskryminatory amplitudy, zbudowane w oparciu o triggerzy Schmidta (rys. 3.12), pozwalające wykrywać przekroczenia mini-



Rys. 3.12. Układ alarmowy sygnalizujący częstotści tętna wykraczające poza fizjologiczne granice

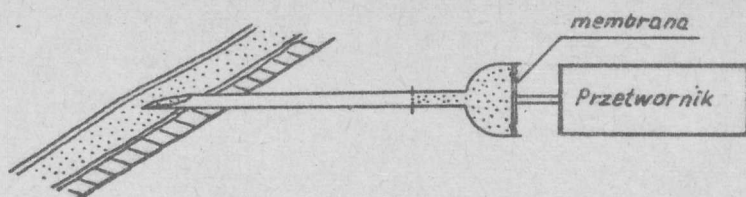
malnej i maksymalnej wartości częstotści tętna. Progowe wartości minimalne i maksymalne mogą być ustawiane przy pomocy potencjometrów P_1 i P_2 , ich przekroczenie może być sygnalizowane alarmem akustycznym lub może powodować określoną reakcję w postaci np. uruchomienia elektrokardiografu lub wznowienia akcji elektronicznego stymulatora pracy serca.

3.2. Pomiar ciśnienia krwi

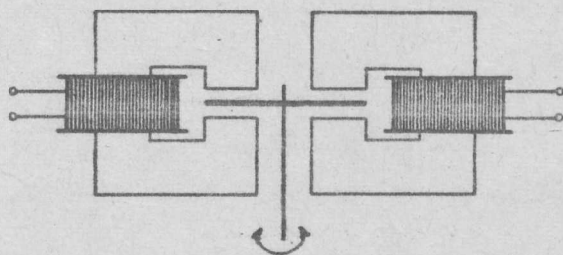
Pomiar ciśnienia krwi jest jednym z ważniejszych diagnostycznie i klinicznie pomiarów. Pomiaru tego dokonuje się metodami krwawymi lub bezkrwawymi. Pierwsze z nich polegają na stosowaniu tzw. kaniuli napełnionych krwią z przekłutej żyły.

Metody bezkrwawe polegają na stosowaniu rozmaitych mankietów uciskowych i puszek uciskowych lokalizowanych na kończynach lub czasem na tętnicy skroniowej lub na palcu.

Przy stosowaniu metody krwawej bardzo ważną rzeczą jest taki dobór kształtu i wymiarów kaniuli (rys. 3.13), aby właściwości dynamiczne słupka krwi zawartej w kaniuli nie zniekształcały rejestrowanych przebiegów tętna. Stosowane w praktyce kaniule mają średnice od 0,0075 cm do 0,029 cm i długości (zależnie od pożądaných właściwości częstotliwościowych) od 20 do 1000 mm. Kaniula jest zamknięta na swoim tęym końcu lekkim tłoczkiem lub elastyczną błoną, do której jest zamocowany łącznik przetwornika pomiarowego. Stosuje się najczęściej przetworniki indukcyjne (rys. 3.14), pojemnościowe (rys. 3.3) i tensometryczne (rys. 3.8). W przypadku stosowania przetworników tensometrycznych stopień wejściowy

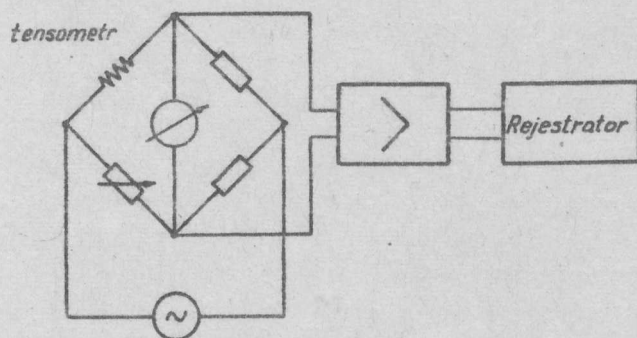


Rys. 3.13. Kaniula do bezpośredniego pomiaru ciśnienia krwi

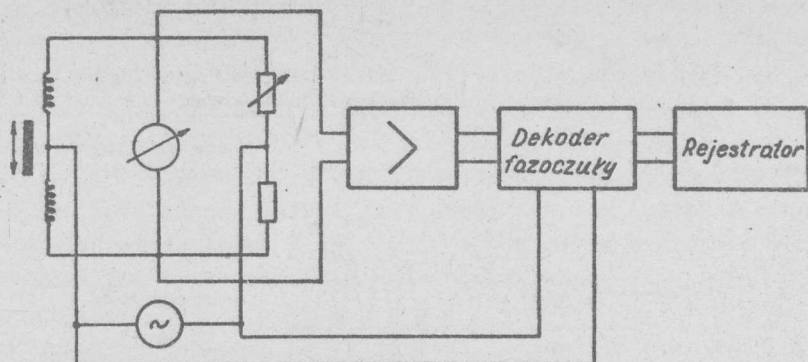


Rys. 3.14. Indukcyjny przetwornik ciśnienia krwi

aparatury elektronicznej rejestrującej przebieg ciśnienia ma postać wstępnie zrównoważonego mostka zasilanego prądem stałym lub zmiennym, a sygnał elektryczny, który po wzmacnieniu jest rejestrowany, pobiera się z przekątnej mostka (rys. 3.15). W przypadku stosowania czujników indukcyjnych typu pokazanego na rysunku 3.14 zasada pomiaru pozostaje niezmielona, a schemat aparatury uzupełniony zostaje dodatkowo detektorem fazoczułym (rys. 3.16).



Rys. 3.15. Mostkowy układ pomiarowy służący do pomiaru ciśnienia krwi z użyciem tensometru



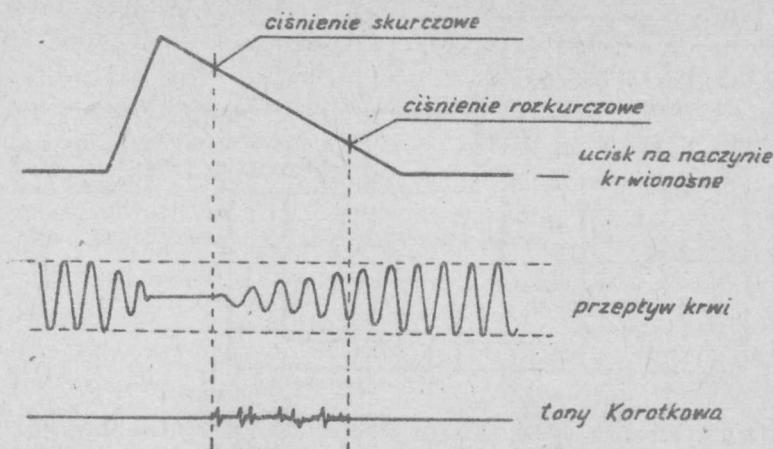
Rys. 3.16. Mostkowy układ pomiaru ciśnienia z czujnikiem indukcyjnym

Pomiary krwawe są dokonywane głównie wtedy, gdy jest konieczne określenie dokładnego przebiegu tętna oraz ustalenie np. czasowych zmian ciśnienia po zażyciu określonego leku. W codziennej praktyce klinicznej i ambulatoryjnej są stosowane mniej dokładne, ale mniej uciążliwe dla pacjenta metody pomiaru ciśnienia krwi, a mianowicie metody pośrednie.

Podstawą większości metod jest fakt, że przy wywieraniu ucisku na naczynie krwionośne przepływ krwi zaczyna być tamowany i zamiast przepływu ciągłego i laminarnego pojawia się przepływ impulsowy (tylko w momentach skurczu serca) i turbulentny. Przepływowi temu towarzyszą tzw. tony Korotkowa, czyli szumy o częstotliwości około 70 do 120 Hz, łatwo wyczuwalne słuchem zwłaszcza przy pomocy stetoskopu. Tony Korotkowa pojawiają się przy zmniejszaniu nacisku na poddawane badaniu naczynia krwionośne w momencie, gdy nacisk mankietu uciskowego zrówna się z ciśnieniem skurczowym, a zanikają w momencie, gdy nacisk staje się mniejszy od ciśnienia rozkurczowego (rys. 3.17).

W licznych aparatach do automatycznego pomiaru ciśnienia krwi są stosowane pneumatycznie zaciskane rękawy uciskowe, zakładane na przedramię, podudzie lub czasem palec pacjenta i mikrofony rejestrujące tony Korotkowa. W przypadku pojawienia się i w momencie zaniku tonów Korotkowa automatycznie jest rejestrowane (niekiedy przy pomocy specjalnej drukarki) ciśnienie powietrza w mankiecie, które na mocy podanych wyżej uwag jest równe odpowiednio ciśnieniu skurczowemu i rozkurczowemu krwi.

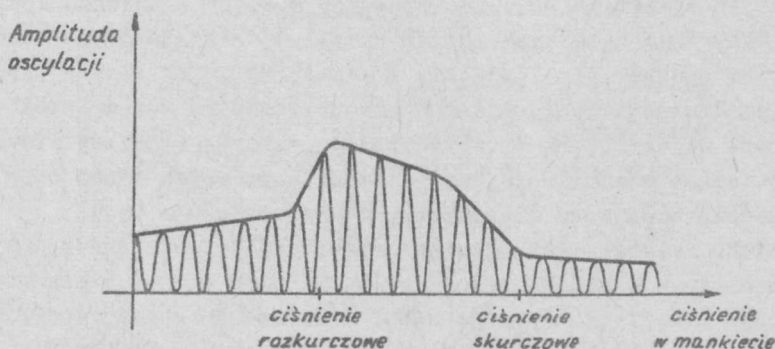
Zasadniczą zaletą elektronicznej aparatury rejestrującej ciśnienie krwi na podstawie odsłuchu tonów Korotkowa jest jej prostota oraz fakt, że aparatura taka łatwo zyskuje sobie zaufanie personelu medycznego, jako że zasada pracy automatu jest identyczna jak zasada, na której dokonuje się pomiaru ciśnienia "ręcznie". Z tych powodów akustyczne aparaty pomiaru ciśnienia są aktualnie najbardziej rozpowszechnione. Do ich omawie-



Rys. 3.17. Zależność przepływu krwi i tonów Korotkowa od ciśnienia powietrza w opasce uciskowej przy tradycyjnej metodzie pomiaru ciśnienia krwi

nia powrócimy jeszcze w rozdziale poświęconym wykorzystaniu akustyki w biologii i medycynie.

Obecnie omówimy kilka typów aparatów służących do automatycznego pomiaru ciśnienia opartych na innych zasadach działania. Zaczniemy od tzw. oscylacyjnego pomiaru ciśnienia krwi. W metodzie tej analizuje się zmiany ciśnienia powstające w wyniku rytmu tętna w mankiecie uciskowej. W chwili kiedy wzrastające ciśnienie w mankiecie osiąga wartość równą ciśnieniu rozkurczowemu, oscylacje ciśnienia w mankiecie wyraźnie nasilają się (rys. 3.18). Z chwilą osiągnięcia przez ciśnienie w mankiecie ciśnienia skurczowego dalsze zmiany ciśnienia nie powodują zmian amplitudy oscylacji. Metodę tę można udoskonalić stosując zamiast jednego dwa mankiety uciskowe. Przy stopniowym maleniu ciśnienia w mankietach w mankiecie



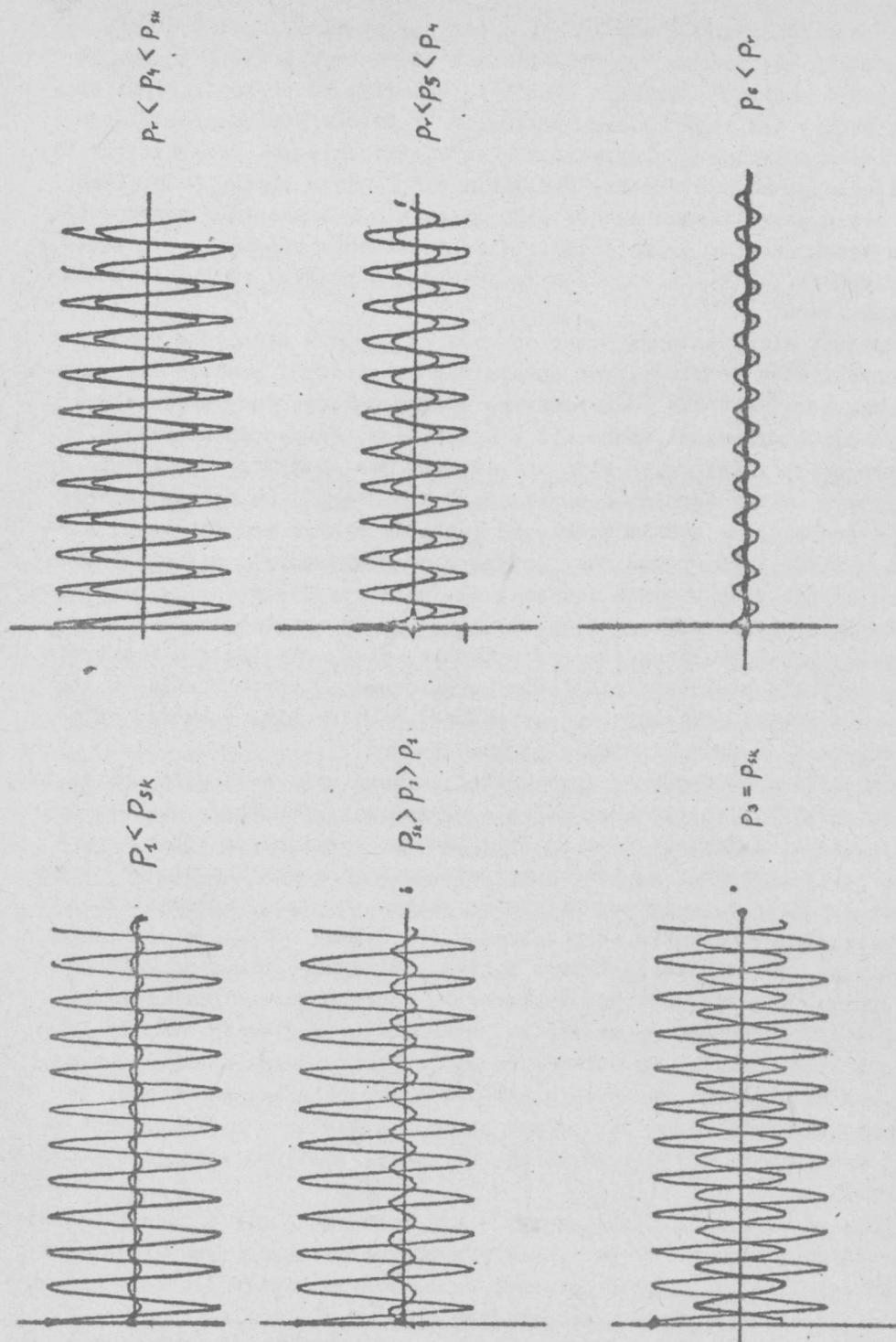
Rys. 3.18. Oscylacje ciśnienia w mankiecie i metoda wyznaczania przy ich pomocy skurczowego ciśnienia krwi

drugim oscylacje prawie zupełnie nie będą wyczuwalne, dopóki ciśnienie w mankietach nie zrówna się z ciśnieniem skurczowym krwi. Z tą chwilą ciśnienie w mankiecie dalszym (bardziej odległym od serca) zaczyna oscylować, jednak istnieje znaczne przesunięcie fazowe pomiędzy oscylacjami w mankiecie bliższym a oscylacjami w mankiecie dalszym. Przesunięcie fazowe oscylacji maleje w miarę obniżania ciśnienia w obydwu mankietach i staje się w przybliżeniu zerowe przy ciśnieniu w mankietach równym ciśnieniu rozkurczowemu (rys. 3.19). Dalsze obniżanie ciśnienia w mankietach powoduje już tylko synchroniczny spadek amplitudy oscylacji w obydwu mankietach.

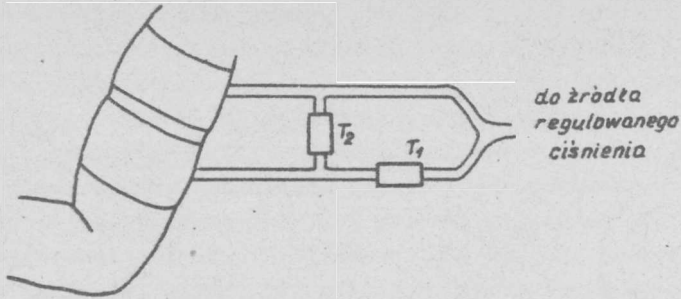
Aparatura elektroniczna przystosowana do pomiaru ciśnienia drugą z omówionych metod oscylacyjnych opiera się na zasadzie pomiaru rezystancji termistora wstępnie podgrzewanego i schładzanego ruchem powietrza wywoływanym oscylacjami ciśnienia w mankietach. Zazwyczaj stosowane są przy tym dwa termistory, z których pierwszy jest owiewany powietrzem wypełniającym dalszy mankieta i w związku z tym reagują na moment pojawienia się oscylacji w drugim mankiecie (pozwala wykryć moment, kiedy ciśnienie w mankietach zrówna się z ciśnieniem skurczowym), natomiast drugi jest umieszczony w rurce łączącej oba mankiety i jest owiewany ruchem powietrza wywołanym różnicą fazy oscylacji w obu mankietach. Ponieważ różnica ta redukuje się do zera w momencie, kiedy ciśnienie w mankiecie jest w przybliżeniu równe ciśnieniu rozkurczowemu, zatem chwila, w której termistor ten przestaje być schładzany jest chwilą, w której należy zarejestrować wartość ciśnienia rozkurczowego.

Stosunkowo dość obszerna grupa metod pomiaru ciśnienia jest oparta na pomiarze przy tzw. odprężonej ścianie naczynia krwionośnego. Istota tej metody polega na tym, że w specjalnym mankiecie uciskowym lub w sztywnej pelocie nakładanej na kończynę (najczęściej na przedramię lub na palec) utrzymuje się za pomocą nadążnego układu regulacji automatycznej ciśnienie równe ciśnieniu skurczowemu krwi. Sygnał o tym, że ciśnienie w mankiecie lub pelocie jest zbyt wysokie, otrzymuje się z czujnika mechanicznego (najczęściej typu stykowego), kontrolującego stan ścianek jakiegoś łatwo dostępnego naczynia krwionośnego (najlepiej tętnicy lub tętniczki). W chwili, gdy ścianka naczynia krwionośnego zaczyna się zapadać pod działaniem ciśnienia w mankiecie lub pelocie, uważa się, że ciśnienie skurczowe krwi jest równe ciśnieniu medium w mankiecie lub pelocie. Medium wypełniającym mankieta lub pelotę jest powietrze lub niekiedy ciecz.

Metoda odprężonej ścianki naczynia krwionośnego posiada szereg zalet, z których na pierwszym miejscu należy wymienić możliwość pomiaru ciągłego ciśnienia krwi w długich okresach czasu przy minimalnej uciążliwości badania dla chorego. Zaletą metody jest również jej względna prostota.



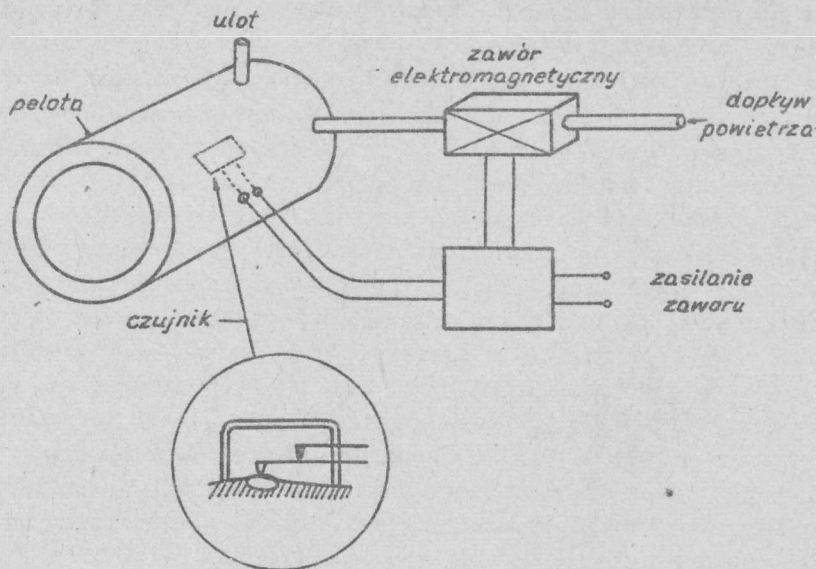
Rys. 3.19. Przebiegi czasowe oscylacji w dwu mankietach przy różnych ciśnieniach powietrza w stosunku do ciśnienia krwi. Uwidoczniono przesunięcie fazowe oscylacji



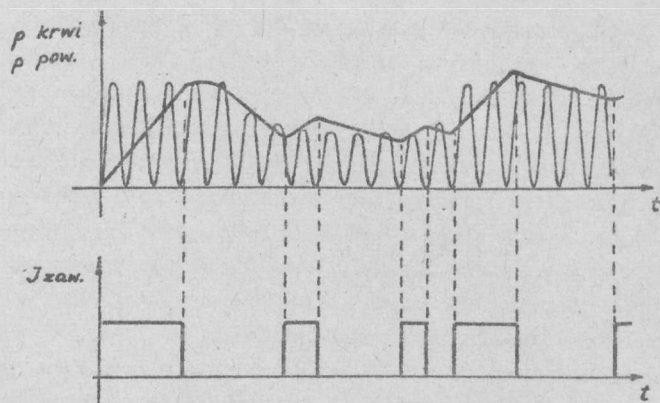
Rys. 3.20. Układ do pomiaru ciśnienia krwi metodą dwu mankietów uciskowych. T_1 i T_2 - termistory chłodzone przepływem powietrza w odpowiednich rurkach

Regulacja ciśnienia w mankiecie może być prowadzona przez prosty układ elektroniczny, złożony ze stykowego czujnika badającego stan naprężenia ścianki naczynia krwionośnego i elektromagnetycznego zaworu na przewodzie doprowadzającym sprężone powietrze do peloty. W przypadku, kiedy ścianka naczynia zaczyna zapadać się pod wpływem ciśnienia w pelocie, następuje rozłączenie obwodu elektrycznego zaworu elektromagnetycznego i ciśnienie w pelocie przestaje wzrastać (następuje zamknięcie dopływu medium). Ponieważ równocześnie stale jest otwarty dławiony odpływ powietrza z peloty, ciśnienie w niej z wolna obniża się, co prowadzi do ponownego wypełnienia się naczynia krwionośnego i załączenia zaworu przez czujnik. Na rysunku 3.21 przedstawiono szkic układu, a na rysunku 3.22 przebiegi zmian poszczególnych wielkości w układzie. Pomiaru ciśnienia dokonuje się na podstawie bezpośredniego pomiaru ciśnienia w pelocie przy pomocy standardowych (np. pojemnościowych, indukcyjnych lub piezoelektrycznych) czujników pomiarowych. Metodę odprężonej ścianki naczynia krwionośnego stosuje się niekiedy również dla pomiaru ciśnienia krwi u zwierząt, szczególnie zwierząt małych, takich jak myszy, szczury, żaby itp. Istnienie tej metody pomiarowej umożliwia przeprowadzanie wielu eksperymentów medycznych i biologicznych na zwierzętach małych, co daje znaczne oszczędności, gdyż nie trzeba w badaniach stosować królików, małp i innych drogich zwierząt.

Zasadniczą wadą pomiaru ciśnienia krwi metodą odprężonej ścianki naczynia jest jej względnie niska dokładność. W literaturze podaje się, że jeśli wahania ciśnienia krwi w czasie pomiaru nie przekraczają ± 30 mm Hg, to można przyjąć, że metoda pozwala na pomiar ciśnienia z dokładnością nie gorszą niż $\pm 16\%$ błęd. Niekiedy jest to dokładność wystarczająca, szczególnie wtedy, kiedy zależy nam raczej na obserwacji zmian ciśnienia krwi (czy nie występują gwałtowne skoki ciśnienia lub czy nie następuje spadek ciśnienia sygnalizujący zapaść). Główną przyczyną niskiej dokładności pomiaru ciśnienia metodą odprężonej ścianki



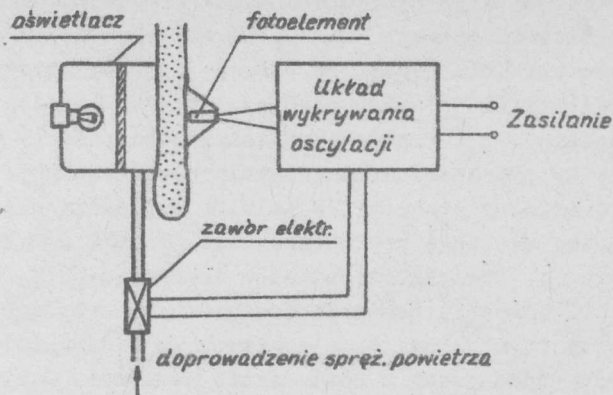
Rys. 3.21. Nadążny układ pomiaru ciśnienia krwi z wykorzystaniem czujnika pomiaru tętna i sztywnej peloty



Rys. 3.22. Przebiegi ciśnienia krwi (p_{krwi}) ciśnienia powietrza w pelocie (p_{pow}) prądu w zaworze elektromagnetycznym regulującym dopływ powietrza do peloty (J_{zaw}) w układzie pomiarowym z rysunku 3.21

naczynia jest fakt, że stan napięcia ścianki ocenia się nie bezpośrednio, a za pośrednictwem szeregu tkanek, leżących pomiędzy naczyniem krwionośnym a powierzchnią skóry, do której jest dociśnięty czujnik. Tkanki te również zmieniają wpływ ucisku ciśnienia w pelocie na ściankę naczynia. W rezultacie chcąc zwiększyć dokładność pomiaru tą metodą dokonuje się niekiedy wypreparowania naczynia krwionośnego z układu (np. może to dotyczyć tętnicy szyjnej). W pelocie umieszcza się wówczas wyłączenie wypreparowane naczynie krwionośne, zaś czujnik dotyka bezpośrednio ścianki naczynia. Dokładność pomiarów dokonywanych tą metodą jest porównywalna z dokładnością pomiarów dokonywanych metodą krwawą z użyciem kaniuli, przy czym jednak z naturalnych względów pomiar tą metodą raczej rzadko bywa dokonywany w odniesieniu do ludzi. Zastosowanie tej metody ogranicza się więc głównie do doświadczeń na zwierzętach oraz do pomiarów ciśnienia krwi przy operacjach w rejonie klatki piersiowej. Zwłaszcza w tym ostatnim przypadku omówiona metoda pomiaru bywa chętnie stosowana szczególnie do pomiaru ciśnienia w naczyniach krwionośnych w bezpośrednim pobliżu serca i ciśnień lokalnych w różnych punktach krwioobiegu.

Inną, względnie prostą, ale mało dokładną metodą pomiaru ciśnienia skurczowego krwi jest metoda polegająca na rejestracji ciśnienia, przy którym zanika tętno. Realizując tę metodę aparaty mają z reguły niewielkie rozmiary, stosunkowo typowy jest tu aparat instalowany na płątku usznym (stosowanym m.in. przy pomiarach ciśnienia krwi u kosmonautów w warunkach lotu kosmicznego). Zasada działania aparatu polega na tym, że w kapslu instalowanym na płątku usznym wytwarza się (i rejestruje) tak duże ciśnienie, aby w objętym kapslem fragmencie płątku przestało pojawiać się tętno. Wykrywanie tętna odbywa się przy tym opisaną już wyżej metodą fotometryczną, tzn. światło miniaturowej żaróweczki przechodzi przez płatek ucha i pada na fotoelement (typowo fototranzystor). Dopóki ciśnienie w kapslu nie osiągnie wartości ciśnienia skurczowego krwi, stopień oświetlenia fotoelementu zmienia się okresowo zgodnie z rytmem tętna wypełniającego i opróżniającego włoskowate naczynka krwionośne w płątku ucha. Ciśnienie, przy którym te oscylacje przestają być zauważalne, może być uznane za ciśnienie skurczowe krwi. Uproszczony schemat aparaciku przedstawiono na rysunku 3.23. Odmiany tej metody polegają na uciskaniu naczyń krwionośnych palca lub odbyticy. Pomiaru tą metodą są jednak zbyt mało dokładne, aby mogły mieć znaczenie diagnostyczne, dlatego metody te są stosowane raczej dla celów nadzoru nad ludźmi zdrowymi w nietypowych warunkach (wspomniane już loty kosmiczne, badania sportowe, badania ludzi wykonujących szczególnie ciężką pracę, np. głębokich nurków itp.). Aparaty pomiaru ciśnienia krwi metodą zaniku tętna są budowane zwykle w formie silnie zminiaturyzowanej oraz bywają zaopa-



Rys. 3.23. Aparat do pomiaru ciśnienia krwi w płątku usznym

trywane w nadajniki telemetryczne, pozwalające na badanie pacjenta z pewnej odległości i w czasie wykonywania przez niego dowolnych ruchów.

Na zakończenie tego rozdziału zostaną przytoczone wzory określające poprawną wartość ciśnienia skurczowego i rozkurczowego w zależności od wieku i wagi zdrowego człowieka. Czytelnik będzie mógł (oczywiście uprzednio skonstruowawszy jeden z omówionych aparatów elektronicznych do pomiaru ciśnienia) skontrolować, czy jego ciśnienie jest prawidłowe.

Wartość ciśnienia skurczowego dla mężczyzn w wieku y lat o wadze z kg można określić ze wzoru 2 :

$$P_{sk} = 109,64 + 0,4829 y + 0,1022 z$$

a wartość ciśnienia rozkurczowego ze wzoru

$$P_{rk} = 74,15 + 0,0981 y + 0,1429 z$$

Odpowiednie wzory dla kobiet mają postać

$$P_{sk} = 102,12 + 0,6582 y + 0,1636 z$$

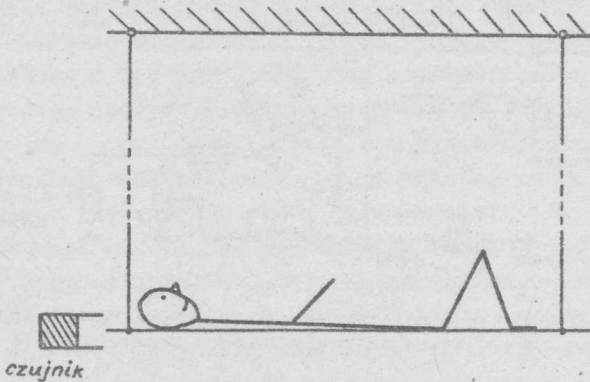
$$P_{rk} = 78,12 + 0,1744 y + 0,0834 z$$

3.3. Balistokardiografia i reografia

Balisto-kardiografia jest technicznym środkiem diagnostyki serca i układu krążenia, opartym na pomiarach ruchów ciała pacjenta spowodowanych uderzeniami serca i rytmicznym przepływem krwi. Za pomocą badań balistokardiograficznych można badać raczej młodych pacjentów, u których akcja serca jest bardzo intensywna. Przyjmuje się, że przydatność diagnostyczna balistokardiografii w przypadku pacjentów w

wieku powyżej 50 lat jest znikoma i że metoda ta w stosunku do nich nie powinna być stosowana.

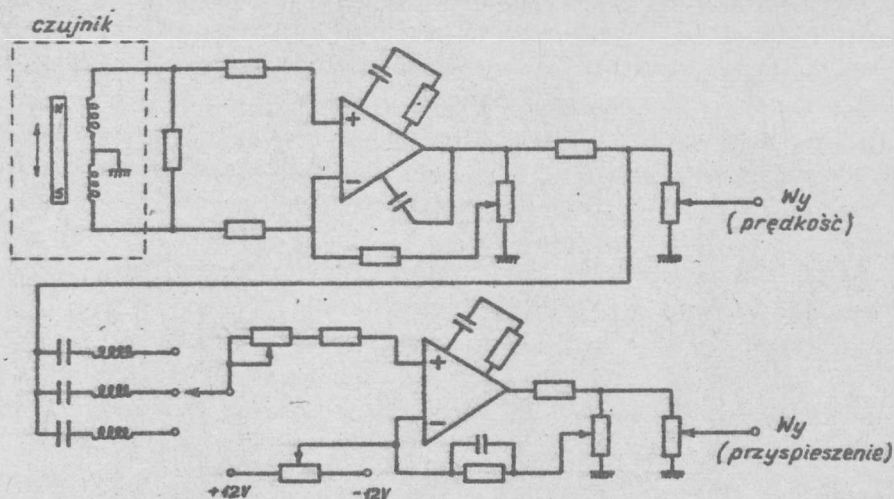
Zaletą badań balistokardiograficznych jest względnie prosta metodyka badawcza, co jest istotne szczególnie przy badaniach masowych w celach profilaktycznych. Zasadę działania balistokardiografu przedstawia rysunek 3.24. Pacjent leży na lekkim i sztywnym "łóżku" zawieszonym na dłu-



Rys. 3.24. Zasada badań balistokardiograficznych

gich linkach stalowych pod sufitem sali badań. Ruchy łóżka wywołane zjawiskami dynamicznymi towarzyszącymi akcji serca są rejestrowane przy pomocy dowolnego czujnika przemieszczeń, najczęściej czujnika indukcyjnego, pojemnościowego lub niekiedy z użyciem czujników pneumatycznych (cienki balonik gumowy jest zgniatany pomiędzy krawędzią łóżka a nieruchomą podporą, rejestruje się zmiany ciśnienia w baloniku). Zadaniem czujnika jest rejestrowanie ruchów podłużnych łóżka wzdłuż kierunku głowa - nogi pacjenta, gdyż głównie te ruchy są wywoływane odrzutem mechanicznym powstającym przy pracy serca. Rejestrowane są głównie nie same przemieszczenia łóżka i ich amplituda, lecz raczej prędkości chwilowe ruchu i przyspieszenia. W celu wyeliminowania zjawisk związanych z oscylacjami swobodnymi wahadła, jakim jest łóżko z pacjentem, stosuje się dość długie linki zawieszające (rzędu 2,75 - 3 metrów), dzięki czemu częstotliwość drgań własnych wahadła jest dużo niższa od częstotliwości oscylacji wymuszających podlegających rejestracji. Drgania, które są rejestrowane przy pomiarach balistokardiograficznych mają częstotliwości od 1 do 20 Hz.

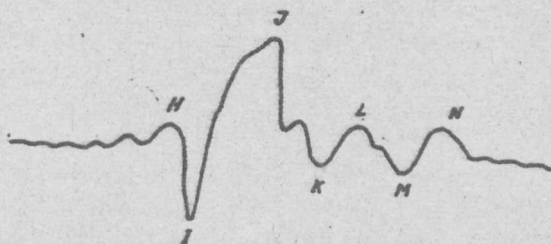
Układ elektroniczny typowego balistokardiografu przedstawiono na rysunku 3.25. Układ ten zrealizowano w oparciu o dwa wzmacniacze scalone. Schemat przytoczony na rysunku 3.25 jest oczywiście bardzo uproszczony, rze czywiste instalacje balistokardiografów bywają dużo bardziej rozbudowane.



Rys. 3.25. Układ elektroniczny balistokardiografu (z wykorzystaniem scalonych wzmacniaczy), pozwalający na ciągłą rejestrację zarówno prędkości, jak i przyspieszeń ruchu łożka

Typowy prawidłowy przebieg balistokardiogramu przedstawiono na rysunku 3.26, na którym zaznaczone typowe, wyróżniane w BKG (rejestracja balistokardiogramu, analogicznie do skrótu EKG) załamki krzywej. Położenie i amplituda załamków BKG, a szczególnie względne wysokości załamków I, H, K oraz M stanowią ważne cechy diagnostyczne, pozwalające identyfikować różne niedomogi serca i układu krążenia. Do oceny BKG stosuje się tzw. skalę Browna. Technika balistokardiograficzna jest rozwijana głównie w ZSRR, jednak z powodu dużych trudności technicznych i kontrowersyjnych wciąż ocen wartości diagnostycznej nie doczekała się jeszcze szerszego spopularyzowania w rutynowanych badaniach klinicznych.

Oprócz balistokardiogramów globalnych (całego ciała) są stosowane balistokardiogramy lokalne, np. balistokardiogramy uderzenia kołuszka ser-



Rys. 3.26. Przebieg typowego balistokardiogramu z zaznaczeniem najważniejszych punktów charakterystycznych

sa. Sposób zdejmowania takich balistokardiogramów jest nieco inny, rejestruje się mianowicie drgania określonego punktu klatki piersiowej, wywołane uderzeniami koniuszka serca. Niezależnie od metody samego pomiaru sposób dalszej elektronicznej obróbki wyników pomiarów jest w przypadku balistokardiogramu lokalnego identyczny jak przy BKG globalnym.

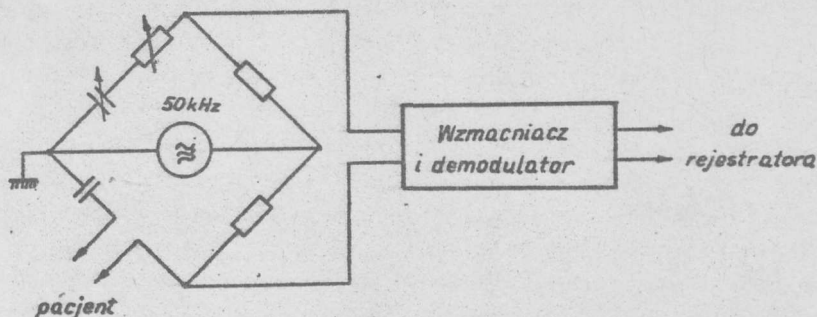
Inną techniką stosowaną przy diagnostyce i badaniach układu krążenia jest *reografia*. Pomiar reograficzny opiera się na fakcie, że przewodność elektryczna dowolnej części ciała zmienia się wraz z tętnem na skutek zmiennego wypełnienia tkanek krwią. Przy pomiarach elektroreograficznych stosuje się prądy wysokiej częstotliwości (typowo 30 lub 50 kHz), przy pomocy których bada się rezystancję określonej części ciała (zwykle kończyny - nogi, ręki, fragmentu przedramienia itp.). Stosowanie prądów wysokiej częstotliwości ma tę zaletę, że na wynik pomiaru nie wpływają zmiany rezystancji styku skóra - elektroda, gdyż rezystancja ta jest blokowana równoległą pojemnością skóra - elektroda, której impedancja przy częstotliwościach dziesiątków kiloherców jest o rzędy wielkości niższa od rezystancji styku. Wadą natomiast stosowania prądów zmiennych jest to, że w przypadku stosowania do odczytu zmian rezystancji niezrównoważonych mostków prądu zmiennego powstaje konieczność wstępnego równoważenia mostka dla składowej rzeczywistej (rezystancyjnej) i dla składowej urojonej (pojemnościowej) osobno, co jest kłopotliwe i utrudnia szybkie wykonywanie pomiarów.

Mierzone przy reografii zmiany rezystancji wynoszą około 0,2 - 0,3%, co stanowi około 1% rezystancji spoczynkowej. Zaletą reografii jest możliwość rejestrowania fali tętna pod względem kształtu, częstotliwości i fazy w dowolnych punktach ciała, co pozwala na określanie m.in. sposobu rozprzestrzeniania się fali tętna w organizmie. Elektrody reograficzne wykonuje się na ogół w postaci przewodzących opasek lub pierścieni. Wartość prądu przepływającego przez organizm chorego przy pomiarze wynosi typowo ok. 10 mA.

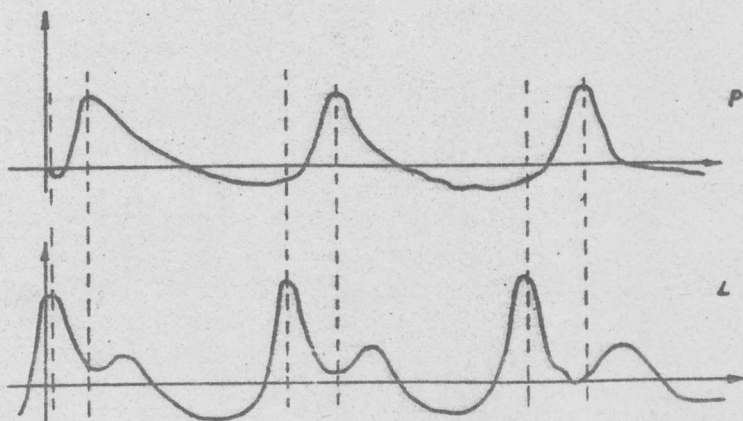
Na rysunku 3.27 przedstawiono typowy układ elektroniczny stosowany do pomiarów reograficznych, zaś na rysunku 3.28 przytoczono rejestracje fali tętna zarejestrowane metodą reograficzną w prawej (P) i lewej (L) ręce pacjenta. Widoczne są różnice faz obydwu fal, pozwalające m.in. określić prędkość rozprzestrzeniania się fali tętna w organizmie.

3.4. Pomiar małych ciśnień i przepływów gazów

Przy licznych badaniach krtani i płuc są potrzebne przyrządy pomiarowe pozwalające na precyzyjne pomiary małych ciśnień lub różnic ciśnień oraz natężeń przepływu o bardzo małych wartościach. Dodatkowym warunkiem, jaki przy tym na ogół trzeba spełnić, jest konieczność zapewnienia mini-



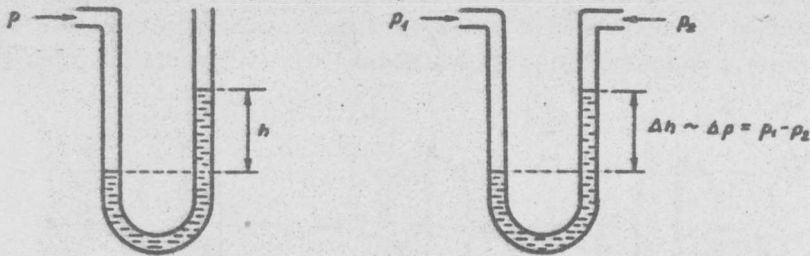
Rys. 3.27. Zestaw pomiarowy stosowany w badaniach reograficznych



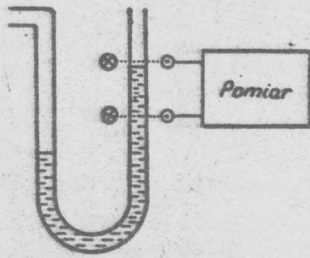
rys. 3.28. Fale tętna zarejestrowane metodą reograficzną w prawej (P) i lewej (L) ręce pacjenta. Widoczne są przesunięcia fazowe wynikłe z lewostronnego położenia serca

malnej uciążliwości samej metodyki badań dla chorego oraz minimalizacja wpływu procedury pomiarowej na badaną wielkość. Utrudnione jest np. stosowanie zwężek i dysz dławiących przepływ przy pomiarze natężeń przepływu lub manometrów o dużej pojemności komory roboczej przy pomiarach ciśnień.

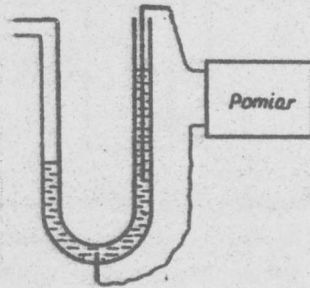
Podlegające pomiarom wartości ciśnień są niewielkie - od kilkadziesiątu milimetrów słupa wody do pojedynczych milimetrów słupa wody, a nawet ich ułamków. Z tego powodu czułość używanych czujników pomiarowych musi być bardzo duża. Typowo są stosowane czujniki dwu rodzajów: typu u-rurka z kontrolą fotoelektryczną lub oporową oraz typu pojemnościowego. Czujniki typu u-rurka opierają się na znanej zasadzie manometru wodnego (rys. 3.29), przy czym pomiar może być równolegle wykonywany "ręcz-



Rys. 3.29. Pomiary małych ciśnień i różnic ciśnień za pomocą u-rurki



Rys. 3.30. Fotoelektryczna kontrola wysokości słupa cieczy w u-rurce



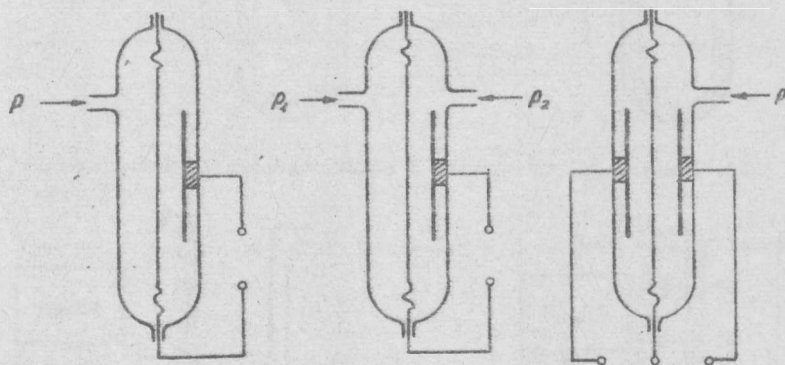
Rys. 3.31. Rezystancyjny pomiar zmian poziomu słupa cieczy manometrycznej w u-rurce

nie" (przez obserwację poziomu cieczy w rurce) i elektronicznie (np. w celu rejestracji lub monitorowania równocześnie kilku chorych).

Odczyt elektroniczny poziomu cieczy w rurce bywa dokonywany drogą fotoelektryczną (rys. 3.30) lub niekiedy drogą pomiaru zmian rezystancji obwodu złożonego z zanurzonego w rurce przewodnika i zmieniającego się na skutek zmian ciśnienia słupka cieczy manometrycznej (rys. 3.31). Wspólną wadą wszystkich metod pomiaru ciśnienia metodą u-rurki jest duża wrażliwość pomiaru na zmiany temperatury, powodujące zmiany ciężaru właściwego cieczy manometrycznej, a także błędy wynikające na skutek parowania cieczy manometrycznej.

Przy pomiarze metodą fotometryczną (rys. 3.30) kłopoty sprawia dodatkowo konieczność odpowiedniego zabarwienia cieczy oraz zapewnienia dostatecznie wąskiego pola widzenia fotoelementu, natomiast przy pomiarach rezystancyjnych (rys. 3.31) kłopotliwe bywają zjawiska korodowania przewodu zanurzonego w cieczy manometrycznej lub zjawiska osadzania na przewodzie różnych składników mineralnych i organicznych zawartych w cieczy manometrycznej.

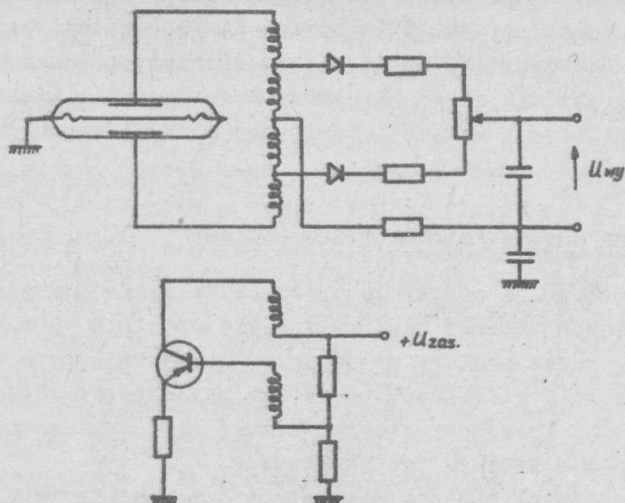
Z tych powodów ostatnio coraz powszechniej do pomiaru małych ciśnień, różnic ciśnień i przepływów w biologii i medycynie są stosowane czujniki pojemnościowe o konstrukcji przedstawionej schematycznie na rysunku 3.32.



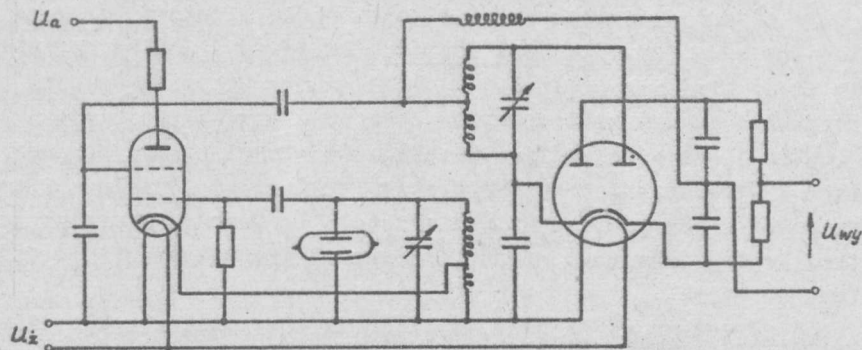
Rys. 3.32. Różne typy pojemnościowych czujników niskich ciśnień i różnic ciśnień

Czujniki te współpracując z układem elektronicznym, w którym grają rolę pojemności rozstrajających obwód rezonansowy lub pojemności modułujących częstotliwość generatora, pozwalają na uzyskanie w znacznym zakresie liniowej zależności prądu wyjściowego z układu od zmian pojemności czujnika. Dwa typowe, praktycznie stosowane układy elektroniczne współpracujące z pojemnościowymi czujnikami ciśnienia lub różnicy ciśnień przedstawiono na rysunkach 3.33 i 3.34.

Zasadniczą trudnością, z jaką należy sobie poradzić przy konstruowaniu pojemnościowych czujników niskich ciśnień dla potrzeb aparatury medycznej, jest konieczność zapewnienia wystarczającej czułości czujnika przy równoczesnym zmniejszeniu do minimum wpływu temperatury na wskazania czujnika oraz przy wyeliminowaniu histerezy mechanicznej, związanej z małą sztywnością membrany czujnika. Aktualnie wykonywane czujniki zawierają membrany wykonywane z ultracienkich folii metalowych, przy czym niejednokrotnie są stosowane folie z metali szlachetnych, w szczególności złote. Dokonywane są próby z wykorzystaniem w czujnikach pojemnościowych cienkich błon gumowych lub z tworzyw sztucznych napyłanych lub powlekanych galwanicznie cienkimi warstewkami metali. Znane są również próby stosowania w celu pomiaru małych ciśnień w biologii tzw. mechanotronów, czyli lamp elektronowych próżniowych lub gazowych, w których prąd wyjściowy lampy jest sterowany mechanicznym przemieszczaniem elektrody lampy (anody lub siatki). W mechanotronach przemieszczenie np. katody o 1 mikron powoduje zmianę prądu anodowego lampy o ok. 0,5 mA przy napięciu anodowym rzędu 10 V. Mechanotrony są obecnie niezbyt popularne.



Rys. 3.33. Przykładowe rozwiązanie układu elektronicznego współpracującego z pojemnościowym czujnikiem ciśnienia lub różnicy ciśnień



Rys. 3.34. Starsze, ale często w praktyce spotykane, rozwiązanie układu elektronicznego służącego do pomiaru małych ciśnień z przetwornikiem pojemnościowym

co wiąże się m.in. ze spadkiem popularności lamp elektronowych w ogóle, niemniej np. mechanotrony RCA 5734 produkcji USA są dość szeroko stosowane w aparaturze medycznej, np. w elektronicznych manometrach konstruowanych przez amerykańską firmę Stattham. Zaletą mechanotronów obok dużej czułości jest bardzo wysoka częstotliwość drgań własnych wynosząca około 12 000 Hz.

3.5. Parametry hemodynamiczne i ich pomiary

Hemodynamika obejmuje wszystkie zjawiska związane z krążeniem krwi w organizmie. Ponieważ chorobą wieku stają się ostatnio choroby serca i układu krążenia, zatem pomiary parametrów hemodynamicznych odgrywają coraz ważniejszą rolę w diagnostyce, a ich automatyzacja drogą wprowadzenia odpowiedniej aparatury elektronicznej jest konieczna, jeśli chcemy wprowadzić masowe badania profilaktyczne.

Liczba podlegających badaniu parametrów hemodynamicznych jest bardzo duża i zależy od szczegółowości badania. Opiszemy teraz kilka podstawowych parametrów hemodynamicznych, a następnie omówimy metody ich mierzenia. Zostaną podane także wzorcowe wartości parametrów hemodynamicznych, których znajomość jest niezbędna przy ocenianiu wyników pomiarów parametrów hemodynamicznych u chorego, a które są również uwzględniane przy konstruowaniu i skalowaniu aparatury pomiarowej.

Pojemność minutowa serca jest to ilość (objętość) krwi przepływającej w ciągu jednej minuty przez prawą lub lewą komorę serca (ilość krwi przepływającej przez jedną komorę serca jest taka sama, jak ilość krwi przepływającej przez drugą komorę serca ze względu na zamknięty obieg krwi). Parametrami stowarzyszonymi z pojemnością minutową serca są przepływ globalny oraz tzw. wskaźnik sercowy. Przepływ globalny definiuje się jako ilość krwi przepływającą w ciągu minuty przez sumaryczny przekrój wszystkich naczyń krwionośnych. Jest on w przybliżeniu równy pojemności minutowej serca ze względu na ciągłość strugi cieczy płynącej w naczyniach krwionośnych. Wskaźnik sercowy oblicza się dzieląc pojemność minutową serca przez powierzchnię ciała (w m^2). Wskaźnik sercowy jest parametrem lepiej nadającym się do porównań i standaryzacji niż pojemność minutowa serca.

Objętość wyrzutowa serca jest to ilość krwi wyrzucana przez lewą (lub prawą) komorę serca podczas jednego skurczu. Parametr ten można wyznaczać bezpośrednio, dzieląc pojemność minutową serca przez ilość skurczów serca w ciągu jednej minuty. Korzystniejsze jest jednak wyznaczanie objętości wyrzutowej bezpośrednim pomiarem, gdyż wielkość objętości wyrzutowej może wahać się w szerokich granicach (m.in. z powodu wahań objętości klatki piersiowej w czasie oddychania).

Objętość krwi krążącej. Parametr ten określa łączną ilość zawartą w naczyniach krwionośnych krwi, na którą składają się: ogólna objętość osocza i ogólna objętość krążących krwinek. Stosunek objętości krwinek do osocza wyraża tzw. hematokryt, będący jednym z podstawowych parametrów przy analizach krwi (patrz dalej).

Narządowa objętość krwi krążącej jest to ilość krwi krążącej, znajdującej się w chwili pomiaru w określonym przyrządzie (np. w wątrobie, płucach, trzewiach itp.). Ważne jest tu podkreślenie, że chodzi o krew krążącą, a nie o krew zalegającą w naczyniach krwionośnych danego narządu. Duże ilości takiej krwi zalegającej, stanowiącej rezerwę awaryjną znajdują się w śledzionie i płucach.

Czas krążenia jest to okres czasu upływający od chwili, kiedy dana (w jakiś sposób oznaczona) partia krwi opuściła dany punkt do chwili, kiedy pojawia się ona w nim ponownie.

Przepływ narządowy jest to natężenie przepływu krwi (w litrach na minutę) w określonym narządzie (np. w wątrobie lub w nerkach).

Cięnienia wewnątrzsercowe i wewnątrznaczyniowe są to wartości ciśnienia krwi notowane w poszczególnych narządach ciała, a także w komorach serca. Ich pomiar jest trudny (zwykle przeprowadza się go metodą krwawą poprzez wprowadzone do naczynia krwionośnego sondy i cewniki, które docierają nieraz również do serca), jednak ich wartość diagnostyczna jest ogromna, a przy niektórych niedomogach serca i układu krążenia stosowanie tych badań jest niezbędne.

Podamy teraz typowe wartości niektórych parametrów hemodynamicznych w przypadku dorosłych, zdrowych ludzi.

Pojemność minutowa serca		$6,6 \pm 1,3$ litra/min
(wskaznik sercowy)		$3,8 \pm 0,7$ litra/min/m ²
Objętość wyrzutowa serca		73,4 mililitra
Objętość krwi krążącej		$5,9 \pm 1,2$ litra
Cięnienia (w mm Hg)		
prawy przedsionek		-2 ÷ +5
lewy przedsionek		+4 ÷ +12
prawa komora	16 ÷ 30 (skurcz)	0 ÷ 7 (rozkurcz)
lewa komora	80 ÷ 125 "	4 ÷ 12 "
tętnica płucna	12 ÷ 30 "	4 ÷ 13 "

Większość parametrów hemodynamicznych mierzy się metodą dodawania do krwi tzw. indykatora, tj. obcego ciała, którego obecność łatwo potem wykryć w pobieranych próbkach krwi.

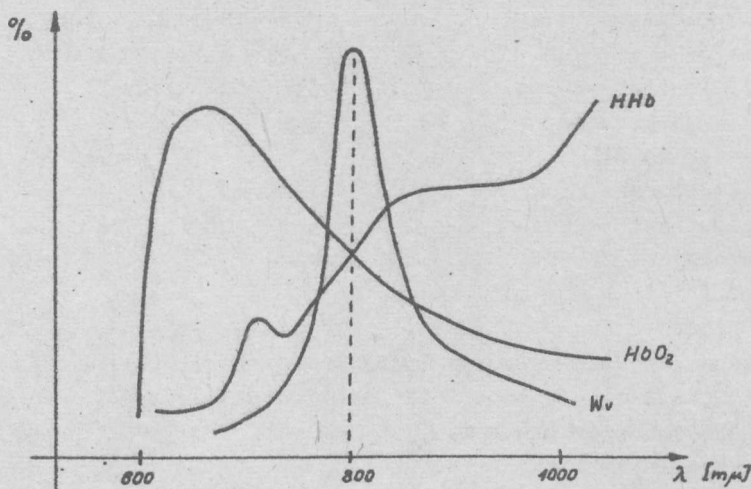
Indykator powinien być:

- nieszkodliwy dla organizmu,
- łatwy do wykrywania i oznaczania,
- nie powinien opuszczać strumienia krwi w czasie potrzebnym do wykonania pomiaru,

- nie powinien zmieniać swoich właściwości podczas pomiaru,
- powinien mieścić się w małej objętości roztworu.

Wygodnym indykátorem jest m.in. preparat o nazwie Wofaverdina. Jest to barwnik organiczny, który absorbuje światło w sposób maksymalny w zakresie fal o długości ok. 800 milimikronów. Fala o długości 800 m μ jest nazywana punktem izobestycznym hemoglobiny. Pojęcie punktu izobestycznego wiąże się z faktem, że hemoglobina zredukowana (pozbawiona tlenu, np. w krwi żylną) ma charakterystykę widmową absorpcji, rosnącą ze wzrostem długości fali świetlnej, a hemoglobina utlenowana, zwana również oxyhemoglobina, ma charakterystykę widmową absorpcji opadającą w zakresie większych długości fal światła. Okiem różnice te wyczuwa się w ten sposób, że krew zawierająca dużo hemoglobiny zredukowanej jest ciemniejsza. Charakterystyki absorpcyjne hemoglobiny zredukowanej i utlenowanej przecinają się w okolicy fal o długości 800 m μ , w związku z czym oznaczanie indykatora, mającego w tym zakresie maksimum charakterystyki absorpcyjnej, jest wyjątkowo łatwe i nie jest zakłócanie zmianami stosunku ilości krwi natlenowanej do zredukowanej, dzięki czemu można w sposób poprawny oznaczać fotometrycznie stężenie indykatora w próbkach krwi pobranych z różnych punktów układu krwionośnego.

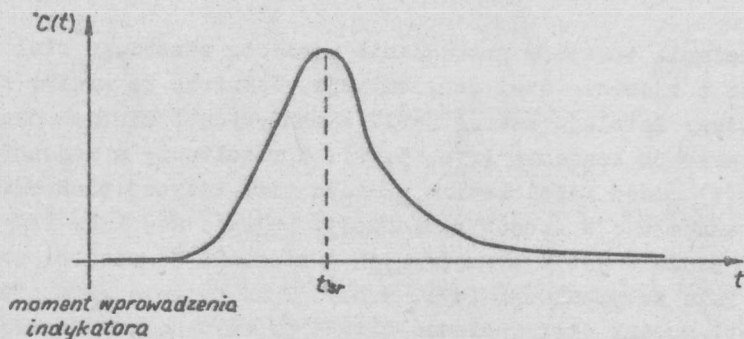
Charakterystyki absorpcyjne hemoglobiny zredukowanej (HHb), hemoglobiny utlenowanej (HbO₂) i indykatora Wofaverdiny (Wv) przedstawiono na rysunku 3.35. Należy zwrócić uwagę na to, że zakres fal ok. 800 m μ leży na granicy światła widzialnego i podczerwieni, zatem oznaczanie optyczne indykatora Wv we krwi jest praktycznie niemożliwe i trzeba posługiwać się pomiarem fotoelektrycznym z użyciem fotoelementów uczulonych na fale



Rys. 3.35. Charakterystyki absorpcyjne hemoglobiny zredukowanej (HHb), hemoglobiny utlenowanej (HbO₂) i indykatora Wofaverdiny (Wv)

o długości 800 - 850 m μ . Przy optycznym oznaczaniu zawartości indykatora stosuje się barwniki niebieskie (np. błękit Evansa), lecz błędy pomiarów są przy tym o wiele większe. Niekiedy w charakterze indykatorów są stosowane izotopy promieniotwórcze, w szczególności jod J^{131} do pomiaru pojemności minutowej serca oraz ksenon X_e^{133} do pomiaru przepływu wieńcowego. Indykatorami bywają również znakowane termicznie (zwykle izotonicznie oziębione) roztwory glukozy lub soli kuchennej. Oczywiście przy stosowaniu indykatorów radioaktywnych lub termicznych jedyną metodą wykrywania i oznaczania indykatora we krwi jest zastosowanie odpowiedniej aparatury elektronicznej. W przypadku metod izotopowych jest to miniaturowy licznik scyntylicyjny wraz ze wzmacniaczami i układami zliczającymi, a w przypadku metod termicznych termistor lub termorezystor współpracujący z aparaturą wzmacniającą typu podobnego do aparatury stosowanej w pomiarach tensometrycznych.

Przy posługiwaniu się indykatorami postępowanie badawcze jest następujące. W określonym punkcie ustroju wprowadzamy do krwiobiegu dawkę 1 mg indykatora. Następnie w pewnym innym punkcie krwiobiegu zaczynamy w sposób ciągły mierzyć stężenie indykatora we krwi (metodami fotoelektrycznymi, termicznymi lub radioizotopowymi w zależności od rodzaju stosowanego indykatora). Mierząc wielkość stężenia indykatora w każdym momencie czasu otrzymujemy tzw. krzywą przejścia indykatora w punkcie badania $c(t)$ (rys. 3.36).



Rys. 3.36. Przebieg wielkości stężenia indykatora w wybranym punkcie w kolejnych momentach czasu wyznacza tzw. krzywą przejścia indykatora $c(t)$

Można udowodnić, że przepływ krwi pomiędzy punktem wprowadzenia indykatora a punktem pomiaru Q można obliczyć ze wzoru

$$Q = \frac{I}{\int_0^{\infty} c(t) dt}$$

W zależności od lokalizacji miejsca wprowadzenia indykatora i miejsca pomiaru możemy w ten sposób wyznaczyć przepływ narządowy dla dowolnego narządu. W przypadku, kiedy miejsce pomiaru jest identyczne z miejscem wprowadzenia indykatora, jest określana objętość wyrzutowa serca i pojemność minutowa serca. Pomiar przebiegu $c(t)$ pozwala również wyznaczyć średni odcinkowy czas krążenia krwi między punktem wprowadzenia a punktem pomiaru. Stosuje się wówczas wzór

$$t_{sr} = \frac{\int_0^{\infty} t c(t) dt}{\int_0^{\infty} c(t) dt}$$

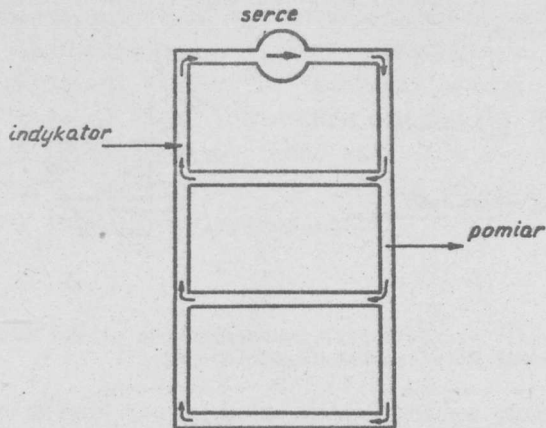
Znając Q i t_{sr} możemy łatwo obliczyć objętość żołądka naczyniowego pomiędzy punktami wprowadzenia i pomiaru ze wzoru

$$V = Q t_{sr}$$

Jak widać, metoda indykatorowa stanowi wygodne narzędzie przy wyznaczaniu całego szeregu parametrów hemodynamicznych, jednak rejestracja i pomiar przebiegu stężenia indykatora w punkcie pomiarowym muszą być prowadzone z dużą dokładnością, gdyż inaczej parametry te mogą być wyznaczone z niedopuszczalnym błędem. Z tego względu jedynymi skutecznymi metodami pomiaru $c(t)$ są metody elektroniczne, np. fotoelektryczne, termiczne lub radioizotopowe, pozwalające na bieżącą ocenę i rejestrację przebiegu $c(t)$.

Przy omawianiu sposobów prowadzenia pomiarów przebiegu $c(t)$ niepodobna zapominać o zjawisku tzw. recyrkulacji. Zjawisko to wynika z faktu, że w krwiobiegu istnieje szereg pętli zamkniętych o różnych długościach i różnych okresach krążenia (rys. 3.37). W rezultacie w rejestrowanym przebiegu $c(t)$ przed zakończeniem pomiaru tzw. krzywej pierwszego pasażu która interesuje nas w sposób zasadniczy, pojawia się fala indykatora zawróconego jedną z pętli wewnętrznych w stosunku do miejsca pomiaru, czyli tzw. fala recyrkulacji (rys. 3.38). W rezultacie interesujący nas przebieg $c(t)$ musimy ekstrapolować (linia przerywana), co uniemożliwia prymitywną automatyzację pomiaru parametrów Q , t_{sr} i V i zmniejsza jego dokładność. Fakt ten stanowi równocześnie argument na rzecz bardziej wyrafinowanej automatyzacji indykatorowych pomiarów parametrów hemodynamicznych z użyciem maszyny cyfrowej lub wyspecjalizowanego przelicznika cyfrowego, który mógłby dokładnie ekstrapolować krzywą $c(t)$. Jest to jednak na obecnym etapie rozwoju elektroniki medycznej sprawa raczej przyszłościowa.

Jak już wyżej wspomniano, do pomiaru krzywej $c(t)$ są stosowane (w za-



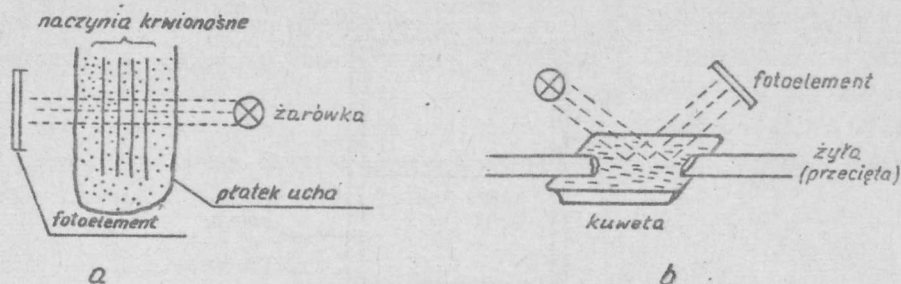
Rys. 3.37. Uproszczony schemat przepływu krwi z wprowadzonym indykátorem przez serce i łożysko naczyniowe, z zaznaczeniem miejsca podania indykatora i miejsca pomiaru



Rys. 3.38. Zniekształcenie krzywej przejścia indykatora przez zjawisko recyrkulacji

leżności od rodzaju stosowanego indykatora) przetworniki fotoelektryczne, termoelektryczne i radioizotopowe.

Istnieją dwa typy przetworników fotoelektrycznych (nazywanych fotodensytometrami): transmisyjne i odbiciowe. W przypadku przetworników transmisyjnych pomiar jest dokonywany za pośrednictwem strumienia światła przenikającego przez naczynie krwionośne i zawartą w nim krew i padającego na fotoelement (rys. 3.39), natomiast w przypadku fotodensytometrów typu odbiciowego stosuje się pomiar natężenia i koloru światła odbitego od strumienia krwi. W tym ostatnim przypadku pomiar raczej rzadko jest dokonywany poprzez ściankę naczynia krwionośnego, a częściej



Rys. 3.39. Fotodensymetr transmisyjny, instalowany na płatku ucha oraz schematyczne przedstawienie zasady fotodensymetrii odbiciowej

jest stosowany pomiar metodą krwawą przy pomocy kuwety szklanej wprowadzonej w przecięty fragment naczynia krwionośnego (rys. 3.39b). W przypadku pomiarów termoelektrycznych przyrządem pomiarowym bywa z reguły termistor umieszczany bezpośrednio w strumieniu płynącej krwi za pośrednictwem specjalnego cewnika. Przy pomiarach termicznych w charakterze dawki I indykatora przyjmuje się

$$I = V_1 (T_b - T_1)$$

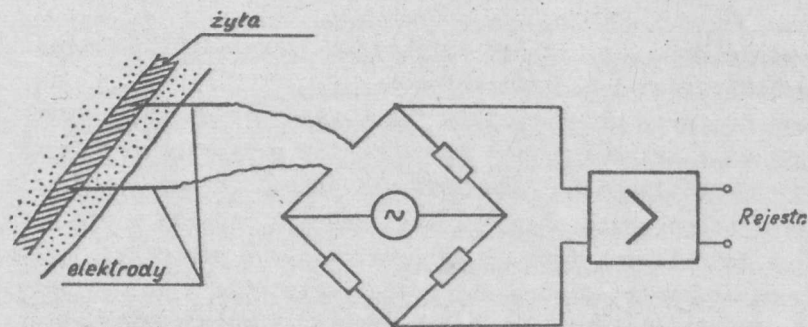
gdzie: V_1 - objętość wstrzykiwanego znakowanego termicznie medium,

T_b - temperatura krwi w chwili podawania indykatora,

T_1 - temperatura samego indykatora (zawsze $T_b > T_1$).

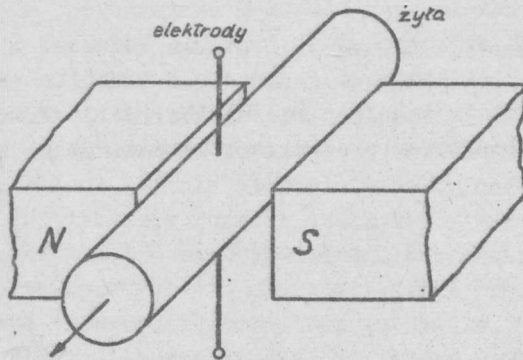
Niekiedy, bardzo rzadko, do wykrywania i oznaczania indykatora są używane metody impedancyjne. Indykatorem jest wtedy roztwór soli lub inny dobrze przewodzący elektrolit, a jego stężenie w miejscu pomiaru mierzy się przy pomocy mostkowego pomiaru rezystancji jednostkowej przepływającego strumienia krwi (rys. 3.40).

W badaniu parametrów hemodynamicznych są stosowane również inne niż indykatorowe metody pomiarowe. W szczególności, pomiary ciśnień wewnątrz-

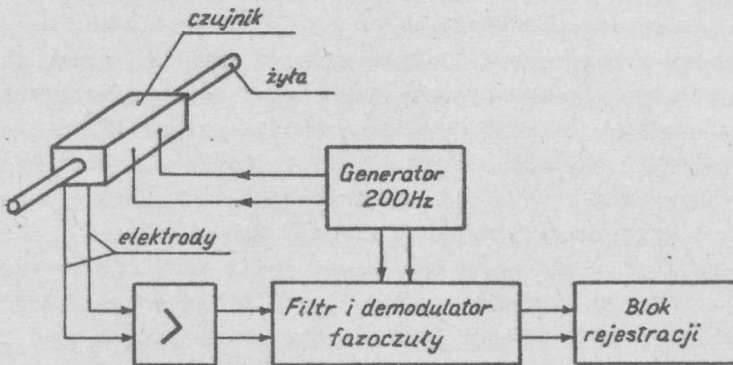


Rys. 3.40. Mostkowe metody oznaczania indykatora impedancyjnego

sercowych i wewnątrznaczyniowych są prowadzone przy pomocy specjalnych mikromanometrów umieszczanych we wprowadzanych do naczyń krwionośnych cewnikach. Elementem pomiarowym w tych mikromanometrach są czujniki pojemnościowe lub (częściej) indukcyjne. Niekiedy bywają stosowane także czujniki piezoelektryczne. Przy ich stosowaniu cewnik spełnia zwykle dwa zadania: rejestruje wartości bezwzględne ciśnień w określonych punktach układu krwionośnego, a także rejestruje drgania ścianek arterii i tętnic wywołane falą tętna (tzw. arterioplezografia).



Rys. 3.41. Przepływ krwi mierzony metodą elektromagnetyczną. Prędkość przepływu jest mierzona na podstawie wielkości napięcia indukcyjnego, odbieranego z elektrod w silnym zewnętrznym polu magnetycznym



Rys. 3.42. Indukcyjny przepływomierz z polem przemiennym

Do pomiaru natężenia przepływu krwi bywają stosowane również mierniki elektromagnetyczne, działające na zasadzie pomiaru indukowanej w ruchomej strudze cieczy (krwi) siły elektromotorycznej indukcji w warunkach działania zewnętrznego silnego pola magnetycznego (rys. 3.41). W celu uniknięcia polaryzacji elektrod odbierających indukowaną SEM stosuje się w praktycznie konstruowanych przepływomierzach pola przemienne (rys. 3.42). Wartość indukowanej SEM jest niewielka - od 1 do 100 μV , sygnał wymaga więc starannego filtrowania celem uniknięcia wpływu zakłóceń oraz są konieczne duże wzmocnienia. Zagadnienia te były już omawiane w rozdziale dotyczącym pomiaru sygnałów bioelektrycznych, nie ma więc potrzeby szczegółowego ich dyskusowania. Aktualnie budowane elektromagnetyczne przepływomierze krwi są budowane w oparciu o technikę obwodów scalonych, przy czym miniaturyzacja ich jest tak wielka, że jest możliwe umieszczenie czujnika przepływomierza w cewniku wprowadzanym do wnętrza serca.

4. SYGNAŁY AKUSTYCZNE I ULTRADŹWIĘKI

W rozdziale tym będziemy omawiać zastosowanie sygnałów akustycznych oraz ultradźwięków do odbioru informacji o aktualnym stanie organizmu. Omówimy więc zagadnienia zastosowań diagnostycznych i badawczych sygnałów akustycznych, pozostawiając chwilowo na uboczu inne zastosowania sygnałów akustycznych (szczególnie ultradźwięków) w zagadnieniach terapii lub farmakologii (uzyskiwanie mgieł i emulsji), a także pomijając problematykę wad słuchu i metod elektronicznego wspomagania słuchu. Zagadnienia zastosowań terapeutycznych ultradźwięków i prądów wysokiej częstotliwości zostaną omówione w oddzielnym rozdziale, natomiast problematyka wspomagania słuchu i aparatów dla osób słabo słyszających została włączona do rozdziału dotyczącego protetyki.

4.1. Fonokardiografia i fonendoskopia

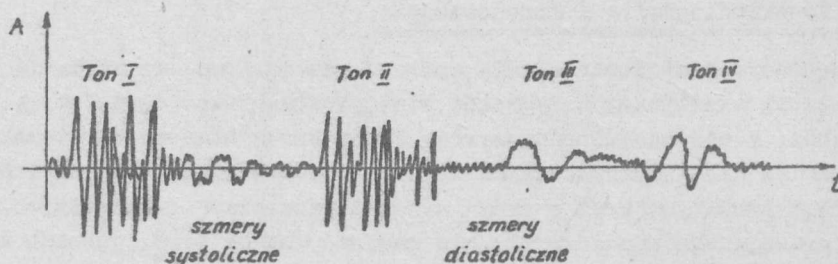
Najczęstszym zastosowaniem dla aparatów do odbioru, wzmacniania i przetwarzania akustycznych sygnałów biologicznych jest diagnostyka układu krążenia, a w szczególności serca. Pracy serca towarzyszą dźwięki będące wynikiem mechanicznych drgań serca, zwłaszcza zastawek, a także turbulencji przepływu krwi w samym sercu i naczyniach krwionośnych. Dźwięki pracującego serca zwykle się nazywają tonami serca, pomimo że w istocie są one mieszaniną szumów o różnych pasmach częstotliwości i różnych czasach trwania. Wyróżnia się cztery zasadnicze tony serca występujące cyklicznie podczas każdej ewolucji (sekwencji akcji skurczu i rozkurczu komór i przedsionków). Krótka charakterystyka tych tonów będzie zamieszczona dalej. Obok tonów serca występują także tzw. szmery serca, łatwo odróżnialne doświadczonym słuchem, pomimo że w istocie są one, podobnie jak tony serca, szumami o złożonej barwie i skomplikowanym przebiegu czasowym. Przyjmuje się, że tony serca są objawem fizjologicznym (występującym podczas normalnej akcji zdrowego serca), natomiast występowanie szmerów jest oznaką patologii.

Odsłuchiwanie szmerów i tonów serca bezpośrednio uchem (za pomocą fonendoskopu, czyli tzw. słuchawki lekarskiej) jest jak na razie najdosko-

nalszą metodą badawczą ze względu na doskonałość ucha jako odbiornika i analizatora dźwięków. Metoda bezpośredniego odsłuchiwania ma jednak pewne wady. Po pierwsze, aby była ona skuteczna, lekarz dokonujący osłuchiwania musi być bardzo doświadczony (lata praktyki) i w dodatku musi dysponować odpowiednimi predyspozycjami (odpowiednio czuły i muzykalny słuch). Najgorszy jest fakt, że w miarę jak przybývá doświadczenia, często ubywa czułości słuchu, w wyniku czego doświadczony lekarz może już nie dosłyszeć szmerów, które właśnie jemu jednemu mogły tak wiele powiedzieć. Z tego względu, jak również ze względu na to, że jest wskazane, aby diagnozę i leczenie opierać na jakimś trwałym dokumencie, do którego można zawsze wrócić i ponownie go przeanalizować, a nie na ulotnym wrażeniu lekarza, zaczęły rozwijać się metody fonokardiograficzne, mniej (na obecnym etapie) precyzyjne od klasycznego osłuchiwania, ale łatwiejsze do stosowania masowego, łatwiejsze do nauczenia i dające trwałe zapis zarejestrowanych tonów i szmerów.

Zanim zaczniemy omawiać metody fonokardiograficzne i stosowaną w fonokardiografii aparaturę, omówimy krótko charakterystykę tonów i szmerów serca oraz podstawowe problemy, jakie występują przy ich analizie i odsłuchiwaniu.

W przebiegu akustycznym, towarzyszącym pojedynczej ewolucji serca, wyróżniamy, jak już wyżej powiedziano, cztery tzw. tony serca (rys. 4.1).



Rys. 4.1. Tony i szmery serca

Ton I, najsilniejszy i najbardziej wyrazisty, występuje w czasie około 20 - 50 msek po rozpoczęciu zespołu QRS elektrokardiogramu i jest nazywany tonem skurczowym. Wiąże się on z akcją skurczu komory serca, jego czas trwania nie przekracza 150 msek, a zakres częstotliwości w nim występujących mieści się w granicach 10 - 150 Hz. Ton I powstaje w wyniku drgań zastawek (dwudzielnej i trójdzielnej) i jego analiza pozwala w głównej mierze na wykrycie wad i nieprawidłowości pracy tej zastawki. Przykładowo, na rysunku 4.2 pokazano typowe przebiegi obwiedni sygnału dźwiękowego reprezentującego pierwszy ton serca w przypadku kilku typo-

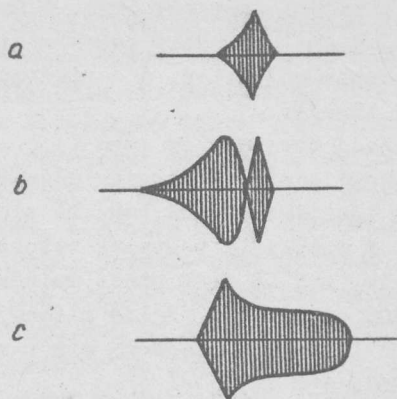
wych chorób związanych z wadami zastawek (rys. 4.2a - prawidłowy przebieg obwiedni tonu, rys. 4.2b - przebieg patologiczny - zwężenie ujścia zastawki przedsionkowo-komorowej lewej, c - niedomykalność zastawki przedsionkowo-komorowej lewej).

Ton II, słabszy i krócej trwający od tonu I, powstaje w chwili rozkurczu komór w wyniku drgań zastawek tętnicy głównej i tętnicy płucnej. Z tego względu zniekształcenia obwiedni tonu II służą do wykrywania nieprawidłowości w budowie i działaniu zastawek tętnicznych oraz samej aorty czy tętnicy. Czas trwania tonu II jest nieco mniejszy od czasu trwania tonu I i wynosi około 100 - 120 msek. Skład widmowy tonu II jest podobny do składu widmowego tonu I, a więc mieszczą się w nim dźwięki o częstotliwościach od 10 do około 150 Hz.

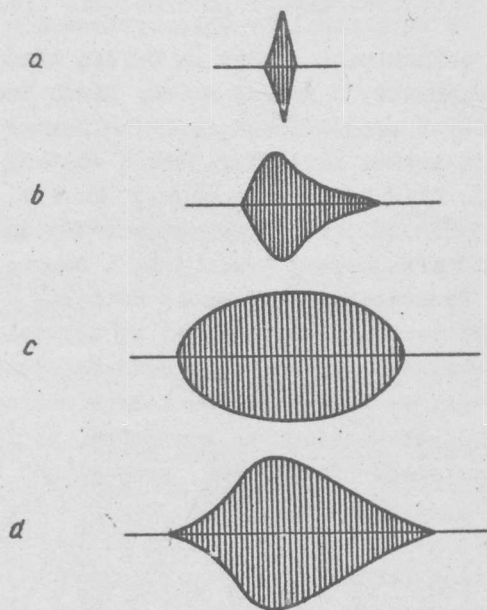
Na rysunku 4.3 przedstawiono przykładowo zniekształcenia obwiedni tonu II przy kilku wadach zastawek tętnicznych i nieprawidłowościach budowy układu naczyniowego (rys. 4.3a - przebieg normalny, rys. 4.3b - przebieg nieprawidłowy w przypadku niedomykalności zastawek półksiężycowatych aorty, rys. 4.3c - przebieg nieprawidłowy wskazujący na to, że u pacjenta nie zanikł przewód Botalla*, rys. 4.3d - przebieg nieprawidłowy wskazujący na to, że ujście aorty jest zwężone).

Tony III i IV są dużo słabsze, jeśli idzie o amplitudę, oraz charakteryzują się dużo niższymi częstotliwościami niż tony I i II. Z tych względów tony III i IV są minimalnie wykorzystywane w celach diagnostycznych przy normalnym osłuchiowaniu, gdyż są bardzo trudno wykrywalne. Składają się na to dwa czynniki. Z jednej strony słuch ludzki wyraźniej odbiera dźwięki o wyższych częstotliwościach (zwłaszcza w zakresie dźwięków bardzo cichych, a takimi są dobiegające z wnętrza klatki piersiowej tony i szmery serca). Zilustrowano to na rysunku 4.4, na którym zaznaczono krzywą tzw. progu słyszalności w zależności od częstotliwości, oraz naniesiono obszar widma zajmowany przez tony i szmery serca. (Na rysunku tym na osi pionowej oznaczono intensywność dźwięku, a na osi poziomej częstotliwość). Można zauważyć, że łatwiej są słyszalne szmery serca niż tony, pomimo że obiektywnie szmery niosą dużo mniejszą energię niż tony. Dzieje się tak dlatego, że widmo szmerów leży w większym zakresie w obszarze słyszalności. Jest to zjawisko korzystne, ponieważ właśnie szmery niosą informację o zmianach chorobowych, podczas gdy tony występują zarówno w warunkach fizjologicznych, jak i przy patologii. Jednakże zjawisko to jest w głównej mierze odpowiedzialne za trudności słuchania tonów III i IV, które zajmują bardzo niskie (niskoczęstotliwościowe) pasmo. Drugim czynnikiem wpływającym na trudności pomiaru (drogą osłuchiwania)

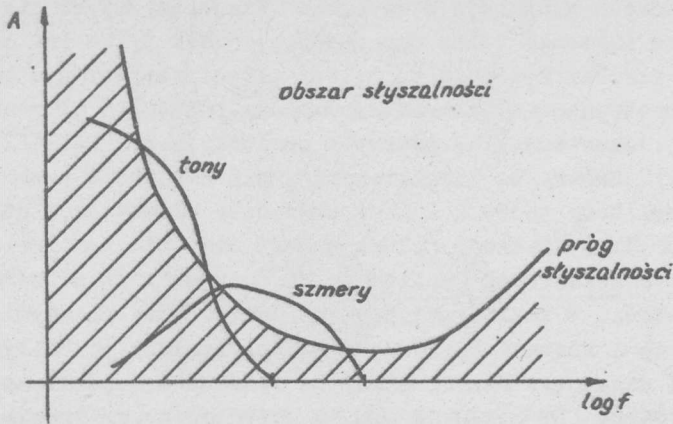
* Przewód Botalla stanowi połączenie pomiędzy aortą a tętnicą płucną. Występuje on w warunkach normalnych podczas rozwoju płodu i następnie zanika. Jego przetrwanie obniża efektywność pracy serca i jest zjawiskiem patologicznym.



Rys. 4.2. Przebiegi czasowe I tonu serca: a) w warunkach prawidłowych, b) zwężenie ujścia przedsionkowo-komorowego lewego, c) niedomykalność zastawki przedsionkowo-komorowej lewej)

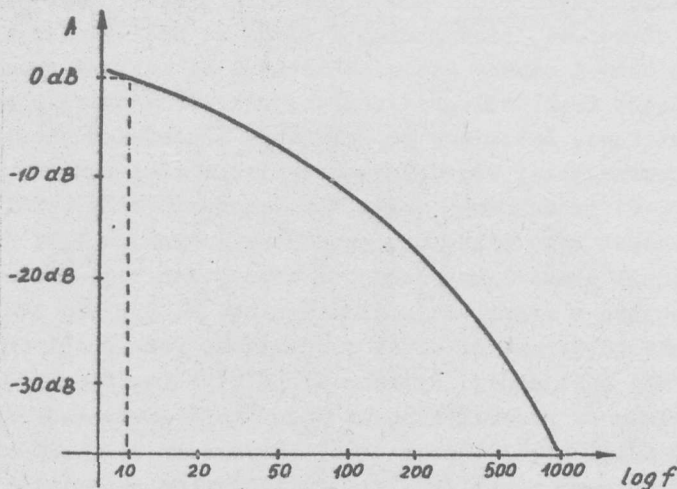


Rys. 4.3. Przebiegi czasowe II tonu serca: a) przebieg prawidłowy, b) niedomykalność zastawek aorty, c) istnieje przewód Botalla, d) zwężenie ujścia aorty



Rys. 4.4. Częstotliwościowa charakterystyka tonów i szmerów serca w stosunku do obszaru słyszalności u człowieka

tonów serca jest fakt, że osłuchiwanie nie jest prowadzone w bezpośredniej bliskości źródła powstawania tonów i szmerów, to znaczy w pobliżu serca, lecz za pośrednictwem tkanek klatki piersiowej. Tkanki te są złym przewodnikiem dźwięków i dlatego dźwięk, który dociera do ucha lekarza jest stłumiony i częściowo zniekształcony. Tłumienie wnoszone przez tkanki jest w przybliżeniu kwadratową funkcją częstotliwości, to znaczy dźwięki o wyższej częstotliwości są tłumione silniej niż dźwięki niskiej częstotliwości (rys. 4.5).

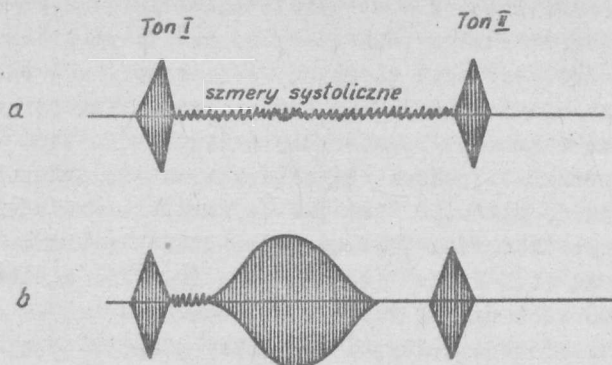


Rys. 4.5. Tłumienie dźwięków przez tkanki klatki piersiowej w zależności od częstotliwości

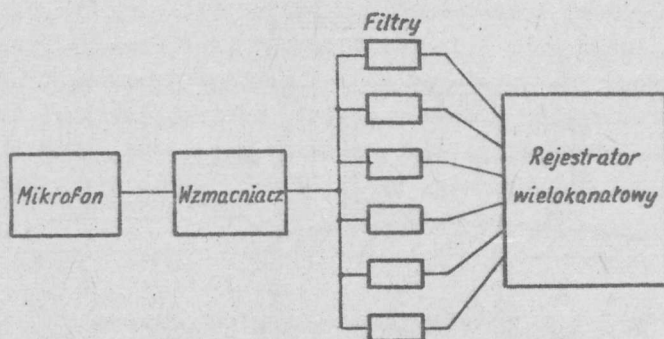
Obok tonów serca występują w warunkach fizjologicznych pewne szmery, które nie muszą oznaczać zmian chorobowych, jeśli tylko ich amplituda nie jest zbyt wielka. Wyróżnić tu należy głównie szmery systoliczne (skurczowe), występujące w przerwie pomiędzy tonem I i II oraz szmery diastoliczne (rozkurczowe), w przerwie pomiędzy tonem II a III oraz III i IV (rys. 4.1). Szmery te charakteryzują się amplitudą o około 20 dB mniejszą od amplitudy tonów I i II i względnie wysoką częstotliwością (pasmo 50 - 800 Hz). Niekiedy jednak szmery diastoliczne lub systoliczne mają wyraźnie zwiększoną amplitudę, dorównującą nawet czasami amplitudzie tonów serca. W takich przypadkach zawsze mamy do czynienia z chorobą, a wielkość i kształt czasowej obwiedni szmerów pozwalają na postawienie trafnej diagnozy. Przykładowo, na rysunku 4.6 pokazano prawidłowy (a) i nieprawidłowy (b) przebieg szumów systolicznych. Pokazany przebieg szumów systolicznych wskazuje na zwężenie ujścia aorty i tętnicy płucnej.

Omówione wyżej cechy dźwięków generowanych przez pracujące serce są ważnym czynnikiem diagnostycznym, tym niemniej, jak już wspomniano, ich ocena drogą osłuchiwania jest subiektywna, trudna do przekazania innemu człowiekowi (trudności kształcenia młodych kadr) i zależna od jakości słuchu osoby przeprowadzającej badanie. Z tego względu opracowywano i dalej opracowuje się rozmaite urządzenia, pozwalające rejestrować interesujące cechy dźwięków pracującego serca. Urządzenia te są nazywane zwykle fonokardigrafami i składają się z mikrofonu, wzmacniacza, układu filtrów i rejestratora wielokanałowego o odpowiedniej szybkości zapisu (konieczność przeniesienia przebiegów o częstotliwościach sięgających 1200 Hz). Schemat typowego fonokardigrafu przedstawia rysunek 4.7.

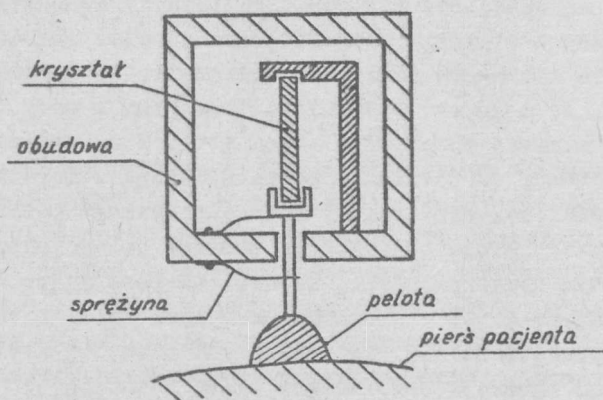
Jednym z zasadniczych problemów w fonokardiografii jest problem doboru właściwego mikrofonu, przy pomocy którego są odbierane z klatki piersiowej chorego tony i szmery serca. Właściwie są używane aktualnie trzy rodzaje mikrofonów fonokardiograficznych: mikrofony akcelerometryczne, komorowe i cewnikowe. Zaczniemy od omówienia mikrofonów akcelerometrycznych jako najpowszechniej używanych. Przykładem mikrofonu tego typu może być mikrofon HM-61 produkowany przez VEB Messgerätewerk Zwicknitz (NRD). Uproszczony schemat tego mikrofonu przedstawia rysunek 4.8. Mikrofon ten działa na zasadzie piezoelektrycznej, wykorzystując zjawisko piezoelektryczne występujące w kryształach soli Seignette'a. Sygnały akustyczne są w tym mikrofonie odbierane od ciała pacjenta za pośrednictwem dociskanej do ciała pacjenta specjalnej (wymiennej) peloty. Drgania akustyczne odebrane przez pelotę są przekazywane na sprężyste zamocowany dolny uchwyt kryształu soli Seignette'a. Górny uchwyt kryształu jest zamocowany sztywno do masywnej obudowy mikrofonu, stanowiącej masę sejsmiczną akcelerometru. Powstające w wyniku drgań naprężenia w kryształach są przetwarzane (na zasadzie zjawiska piezoelektrycznego) na potencjały elektryczne prze-



Rys. 4.6. Przebieg szmerów systolicznych: a) prawidłowy, b) patologiczny



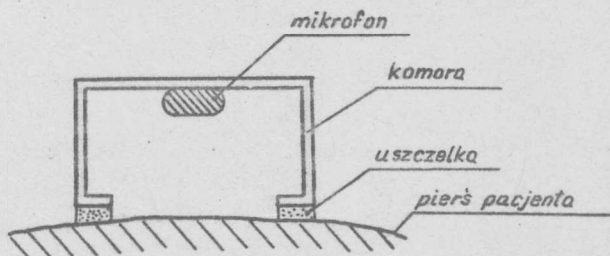
Rys. 4.7. Schemat blokowy fonokardiografu



Rys. 4.8. Mikrofon akcelerometryczny do fonokardiografii

twarzane i wzmacniane później w celu rejestracji. Takie rozwiązanie mikrofonu fonokardiograficznego posiada sporo zalet: po pierwsze, mikrofon taki posiada dość szerokie pasmo częstotliwości, a w szczególności poprawnie przenosi niskie (infradźwiękowe!) częstotliwości związane z pracą serca. Pasmo mikrofonu HM-61 pokrywa zakres 15 - 1000 Hz i jest w tym zakresie równomierne (płaska charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa). Po drugie, mikrofon taki prawie idealnie izoluje układ pomiarowy od dźwięków postronnych. Po trzecie wreszcie, mikrofon taki cechuje się dobrą czułością ($1,5 \text{ V/m s}^{-2}$), małą wagą (0,6 kg) i niewielkimi rozmiarami (130 x 100 x 85 mm), a także łatwą obsługą.

Mikrofony komorowe konstrukcyjnie bardziej przypominają klasyczne mikrofony stosowane przy nagrywaniu mowy czy muzyki, z tą jedynie różnicą, że właściwy mikrofon jest otoczony otwartą z jednej strony obudową (rys. 4.9) izolującą go od dźwięków otoczenia. Otwarty fragment obudowy (komo-

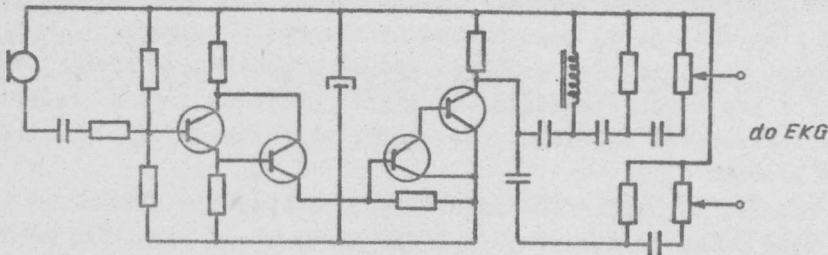


Rys. 4.9. Mikrofon komorowy do fonokardiografii

ry) musi zostać dokładnie dopasowany do fragmentu klatki piersiowej, tak aby cała komora stała się zamkniętą szczelnie wnęką rezonansową. Powoduje to pewne komplikacje i utrudnia obsługę aparatu, w związku z czym mikrofony komorowe są mniej chętnie używane. Dużą i ważną grupę w badaniach fonokardiograficznych stanowią badania prowadzone za pomocą mikrofonów cewnikowych. Są to mikrofony o tak małych rozmiarach (średnica ich nie przekracza 1 mm), że mogą one być wprowadzone przy pomocy cewnika do wnętrza krwioobiegu, a nawet do wnętrza serca (tzw. fonokardiografia wewnętrz-sercowa). Dzięki temu, że położenie cewnika wewnątrz organizmu może być ściśle kontrolowane (np. przy pomocy aparatury rentgenowskiej), jest możliwe "osłuchiwanie" ściśle określonych punktów układu naczyniowego oraz serca. Pomaga w tym dodatkowo fakt, że dźwięki powstające wewnątrz serca rozchodzą się w miarę łatwo w kierunku przepływu krwi, natomiast prawie zupełnie nie rozprzestrzeniają się "pod prąd" płynącej krwi, a także fakt, że przegroda komorowa oraz ściany serca stanowią (po wprowadzeniu cewnika) dość dobre izolatory akustyczne, wydatnie stłumiające szmery pochodzące z sąsiedniej komory lub spoza serca. Badania fonokardiografi-

czne z wykorzystaniem mikrofonów cewnikowych są prowadzone jedynie w wyspecjalizowanych klinikach i jedynie w razie potrzeby, gdyż jak wszystkie badania "krwawe", są one dla pacjenta bardzo uciążliwe, a nawet w pewnym stopniu niebezpieczne.

Wzmacniacze sygnałów fonokardiograficznych nie różnią się w zasadzie od wzmacniaczy akustycznych, z tym jednak, że muszą być one dostosowane do przenoszenia bardzo niskich częstotliwości (infradźwięków) i dlatego sprzężenia poszczególnych stopni wzmacniacza są wykonywane jako sprzężenia bezpośrednie, a nie, jak to się często praktykuje we wzmacniaczach akustycznych, sprzężenia pojemnościowe. Z tego względu projektowanie wzmacniaczy fonokardiografów przypomina projektowanie wzmacniaczy prądu stałego. W ostatnich latach jako podstawowe elementy wzmacniaczy fonokardiograficznych są używane liniowe elementy scalone (wzmacniacze operacyjne). Niekiedy sygnały fonokardiograficzne bywają rejestrowane przy pomocy typowej aparatury przystosowanej do rejestracji sygnałów EKG (elektrokardiograficznych). Konieczne jest wówczas dobudowanie odpowiedniej przystawki pozwalającej połączyć mikrofon z wejściem aparatu EKG. Na rysunku 4.10 pokazano schemat takiej przystawki stosowanej w aparacie EKG Cardiomat 3T firmy Siemens. Przy stosowaniu rejestracji sygnałów fonokardiograficznych za pomocą aparatury EKG najpoważniejszym problemem jest zazwyczaj zapewnienie odpowiedniego pasma przenoszenia układu reje-

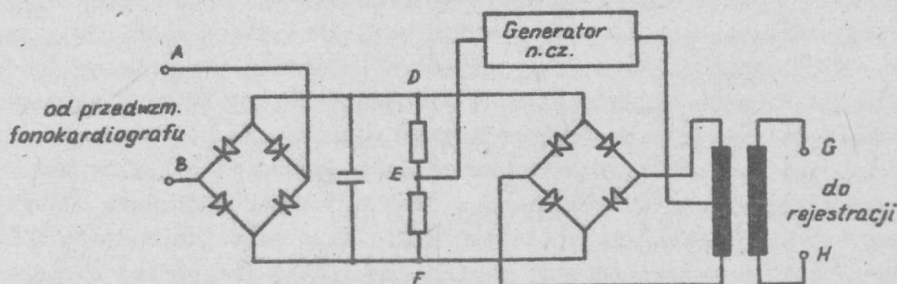


Rys. 4.10. Przystawka do elektrokardiografu, pozwalająca zamienić go na fonokardiograf

strującego. Rejestracja fonokardiogramów powinna obejmować pasmo częstotliwości do około 1200 Hz. Częstotliwości takiej nie są w stanie przenieść na ogół atramentowe pisaki aparatów EKG. Stosowanie rejestracji fotograficznej (takiej, jak w oscyloskopach) jest o tyle niewygodne, że zapisu nie widać od razu, a dopiero po odpowiedniej obróbce chemicznej. Istnieją jednak systemy rejestracji (dyszowe, elektroerozyjne, termiczne i inne) pozwalające na dokonywanie bezpośrednio widocznych zapisów elektrycznych fonokardiogramów. W systemy takie są zaopatrzone m.in. aparaty Elema, Mingograf, Cardirex i inne. Cóż jednak robić, kiedy aparatura,

którą dysponujemy, nie pozwala na wystarczająco szybko rejestrowanie przebiegów fonokardiograficznych?

Zauważmy, że na rysunkach 4.2, 4.3 i 4.6 o rozpoznaniu odpowiedniej jednostki chorobowej decydował nie dokładny przebieg czasowy szmerów serca, ale kształt obwiedni czasowej sygnału. Możemy zatem zrealizować układ elektroniczny, który pozwoli zamieniać wysokoczęstotliwościowe przebiegi fonokardiograficzne na niskoczęstotliwościowe przebiegi o tej samej obwiedni czasowej. Układ taki przedstawiono na rysunku 4.11. Skła-



Rys. 4.11. Układ przekształcający przebieg sygnału fonokardiograficznego na niskoczęstotliwościowy o tej samej obwiedni

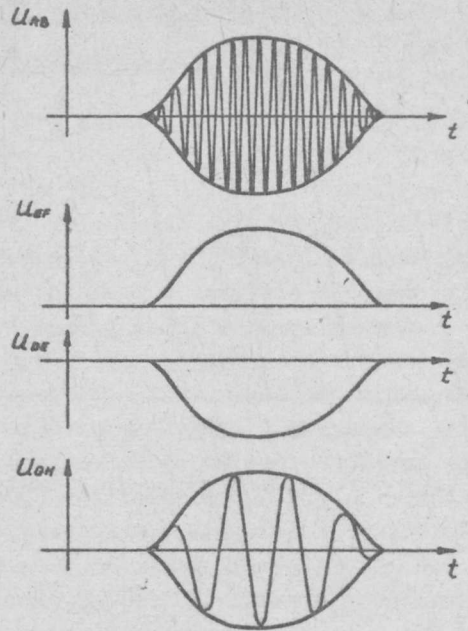
da się on z części demodulującej wysokoczęstotliwościowy sygnał fonokardiogramu i wydzielającej jego obwiednię czasową. Obwiednia ta w typowym modulatorze pierścieniowym moduluje sygnał z generatora niskiej częstotliwości, i ten właśnie zmodulowany sygnał podawany jest na rejestrator (np. EKG). Przebiegi napięć w poszczególnych punktach układu przedstawiono na rysunku 4.12.

Przy fonokardiografii dość istotne jest stłumienie silniejszych amplitudowo, lecz mniej wartościowych, z diagnostycznego punktu widzenia, sygnałów niskoczęstotliwościowych. Z tego względu sygnał przed zarejestrowaniem jest poddawany filtracji. (patrz schemat na rys. 4.7). W powszechnym użyciu są filtry Rappaporta i Spraguea, a także Maasa i Webera. Te ostatnie są stosowane częściej i (jak wynika z publikacji lekarzy stosujących fonokardiografię dla celów diagnostycznych) dają pełniejszy obraz stanu zdrowia pacjenta.

Filtry Maasa i Webera stanowią układ pięciu filtrów dolnoprzepustowych o częstotliwościach granicznych wynoszących kolejno

$$f_{g1} = 35 \text{ Hz}, \quad f_{g2} = 70 \text{ Hz}, \quad f_{g3} = 140 \text{ Hz}, \quad f_{g4} = 250 \text{ Hz},$$

$$f_{g5} = 400 \text{ Hz}$$



Rys. 4.12. Przebiegi napięć w wyróżnionych punktach schematu z rysunku 4.11

Standardowo filtry te posiadają następujące stromości charakterystyk w zakresie tłumienia:

$$d_1 = 9 \text{ dB/oktawę}, \quad d_2 = 18 \text{ dB/oktawę}, \quad d_3 = 24 \text{ dB/oktawę},$$

$$d_4 = 24 \text{ dB/oktawę}, \quad d_5 = 24 \text{ dB/oktawę}$$

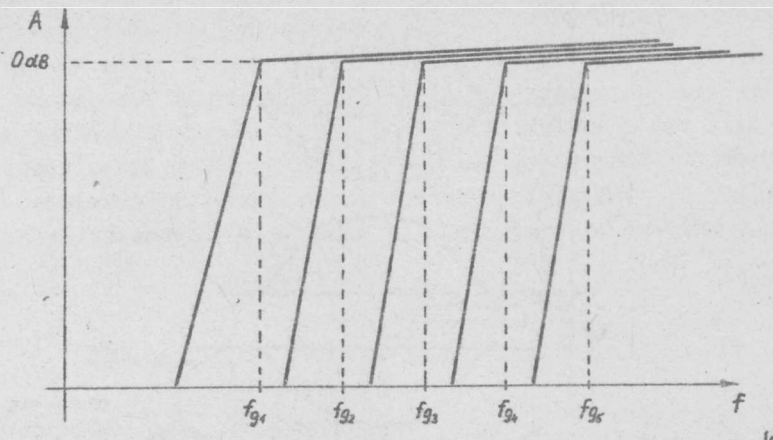
Charakterystyki filtrów Maasa i Webera pokazano na rysunku 4.13. Charakterystyki te wraz z charakterystyką tłumienia tkanek pośredniczących przy przekazywaniu dźwięków od serca do mikrofonu fonokardiografu (rys. 4.5) dają w sumie charakterystyki o ekstremalnej zależności tłumienia od częstotliwości, pokazane na rysunku 4.14. Częstotliwości odpowiadające minimalnemu tłumieniu wynoszą przy tym

$$f_{01} = 50 \text{ Hz}, \quad f_{02} = 100 \text{ Hz}, \quad f_{03} = 200 \text{ Hz}, \quad f_{04} = 400 \text{ Hz},$$

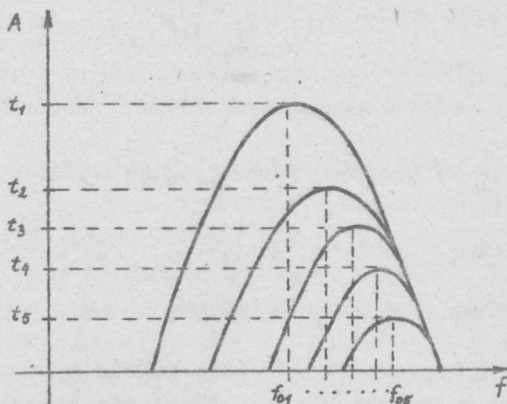
$$f_{05} = 600 \text{ Hz}$$

Jak widać z rysunku 4.14, charakterystyki te są tego rodzaju, że w poszczególnych, coraz wyższych pasmach częstotliwości, tłumienie sygnału jest coraz większe. Współczynniki tłumienia w poszczególnych pasmach wynoszą

$$t_1 = 100, \quad t_2 = 1000, \quad t_3 = 2000, \quad t_4 = 4000, \quad t_5 = 15\,000$$



Rys. 4.13. Charakterystyki filtrów używanych w fonokardiografii



Rys. 4.14. Wypadkowe charakterystyki kanałów fonokardiografu

Chcąc uzyskiwać w poszczególnych pasmach częstotliwości te same amplitudy sygnału wyjściowego, musimy sygnały po przefiltrowaniu poddawać wzmocnieniu, przy czym współczynniki wzmocnienia w odpowiednich kanałach powinny być proporcjonalne do przytoczonych wyżej współczynników tłumienia, (A więc przykładowo: 1, 10, 20, 40, 150).

Fonokardiografia jest obecnie uznaną i cieszącą się dużym powodzeniem metodą badawczą. Nie można natomiast powiedzieć, aby takie powszechne uznanie zyskały metody elektronicznej fonendoskopii. Wiele było już prób zastąpienia tradycyjnego stetoskopu lekarskiego z gumowymi rurkami przewodzącymi dźwięki przez elektroniczne urządzenie złożone z mikrofonu, wzmacniacza i głośnika. Urządzenia takie budzą dość kontrowersyjne opinie.

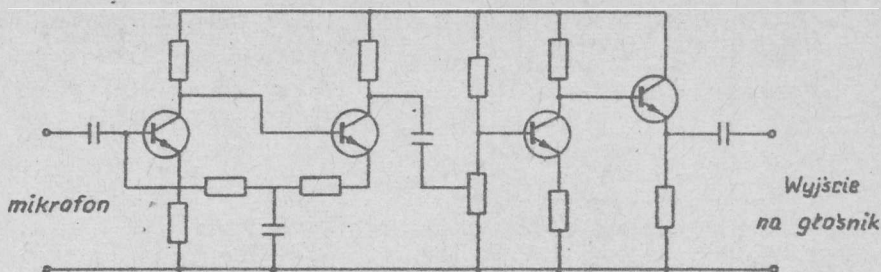
Z jednej strony są one bardzo pomocne m.in. w dydaktyce, gdyż ten sam dźwięk pracującego serca mogą oceniać i odsłuchiwać równocześnie studenci i doświadczeni praktycy. Umożliwia to łatwą wymianę doświadczeń. Z drugiej jednak strony podkreśla się, że zwiększenie (równomierne) głośności dźwięków we wszystkich pasmach częstotliwości powoduje zmianę subiektywnego odczucia barwy i charakteru dźwięków ze względu na nieliniową charakterystykę zależności słyszalności od głośności (rys. 4.4). W wyniku takiego równomiernego wzmocnienia wszystkich dźwięków silniejsze amplitudowo, ale położone w zakresie niższych częstotliwości tony serca mogą zagłuszyć szmery serca w normalnych warunkach dobrze słyszalne dzięki różnicującym właściwościom ucha w zakresie słabych dźwięków. Ponadto lekarze podkreślają, że skuteczność osłuchiwania zależy w decydującym stopniu od ciągłej praktyki. W przypadku przyzwyczajenia ucha do odbioru tonów i szmerów serca za pośrednictwem aparatury elektronicznej może się zdarzyć, że lekarz postawiony w sytuacji, kiedy jest konieczne natychmiastowe postawienie diagnozy w warunkach "polowych" (przypadek nagłego zaskabnięcia na ulicy itp.), będzie bez aparatury elektronicznej bezsilny, gdyż drogą bezpośredniego osłuchiwania nie będzie w stanie wykryć typowych szmerów.

Nie wdając się w dyskusję na temat celowości konstruowania i stosowania elektronicznych fonendoskopów odnotujemy tylko krótko wskazania, jakie należałoby wziąć pod uwagę w przypadku konieczności skonstruowania elektronicznego fonendoskopu.

Po pierwsze, należy zastosować odpowiedni mikrofon o silnym działaniu kierunkowym (eliminacja szumów postronnych). Mikrofony takie, służące do budowy fonendoskopów i fonokardiografów produkuje szwedzka firma Klemar-Jaruh. Mikrofony te są mniejsze i lżejsze od omówionych wyżej mikrofonów do fonokardiografii produkcji NRD, co w przypadku osłuchiwania ma istotne znaczenie. Po drugie, układ wzmacniający i dopasowujący mikrofon musi charakteryzować się możliwie jak największym wzmocnieniem (rzędu 2000) przy minimalnym poziomie szumów i zniekształceń nieliniowych. Układ taki musi przenosić częstotliwości od 20 do 1200 Hz, co narzuca konieczność stosowania układów z bezpośrednim sprzężeniem tranzystorów. Po trzecie, układ wzmacniający powinien być stabilny, aby pojawiające się impulsowo tony serca nie wzbudzały w nim oscylacji. Przykład pewnego praktycznie zrealizowanego układu fonendoskopu elektronicznego podaje rysunek 4.15.

4.2. Diagnostyka ultradźwiękowa

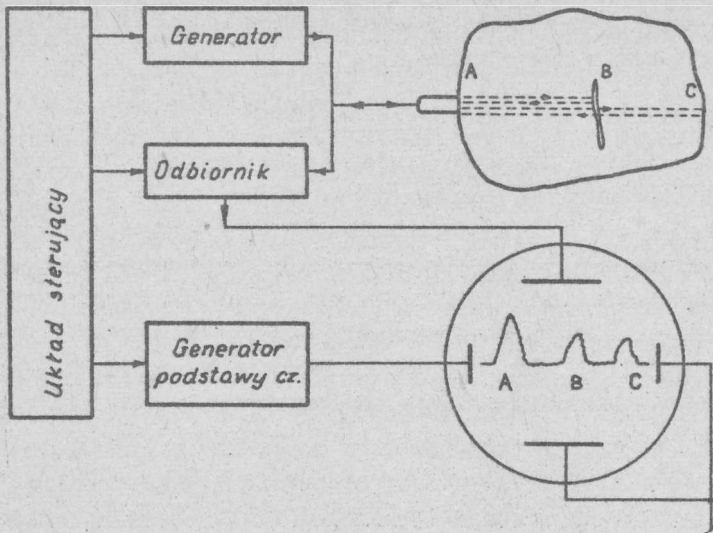
Ultradźwięki, czyli fale mechaniczne o częstotliwości większej (na ogół znacznie większej) od częstotliwości dźwiękowych są stosowane w



Rys. 4.15. Fonendoskop elektroniczny

medycynie w dwóch celach: do diagnostyki i terapii. Zagadnienia zastosowań terapeutycznych pozostawimy chwilowo na uboczu i zajmiemy się głównie zagadnieniami diagnostycznymi. Diagnostyczne zastosowania ultradźwięków wynikają głównie z tego faktu, że ultradźwięki w postaci fali podłużnej mogą stosunkowo dość swobodnie penetrować wewnątrz tkanek żywego organizmu bez najmniejszej szkody dla niego. Z tego względu diagnostyka ultradźwiękowa posiada zdecydowaną wyższość nad diagnostyką rentgenowską i innymi metodami diagnostycznymi (katatery, cewniki itp.). Średnie w czasie natężenia ultradźwięków stosowane w diagnostyce nie przekraczają 1 mW/cm^2 i są około 1000 razy mniejsze od natężeń powszechnie stosowanych w terapii i uznanych za całkowicie nieszkodliwe. Maksymalne natężenia ultradźwięków, stosowane w celach diagnostycznych dosięgają 5 W/cm^2 , ale czas trwania takiego impulsu nie przekracza 1 μs (ultradźwięki o tej mocy powodowały szkodliwe skutki przy badaniach prowadzonych na zwierzętach dopiero przy czasach trwania rzędu milisekund, a więc ponad 1000 razy dłuższych).

Początkowo stosowano ultradźwięki w celach diagnostycznych w sposób podobny do promieni rentgenowskich, tzn. badano "cienie" dźwiękowe powstające w wyniku tłumienia przechodzącej przez organizm wiązki ultradźwięków. Metoda ta dawała wyniki mało dokładne, gdyż różnice przepuszczalności ultradźwięków przy przechodzeniu przez różne tkanki są niewielkie, a całkowite tłumienie wiązki ultradźwiękowej w organizmie jest bardzo silne. Istotny rozwój metod diagnostyki ultradźwiękowej nastąpił z chwilą, kiedy zastosowano technikę odbić ultradźwięków od poszczególnych narządów organizmu. W technice tej badanie odbywa się na tej zasadzie, że w głąb ciała jest wysyłana przez tzw. głowicę nadawczą wiązka ultradźwięków o bardzo krótkim czasie trwania. Wiązka ta przenikając w głąb ciała podlega pięciu zjawiskom. Po pierwsze, prędkość jej ruchu w różnych tkankach jest różna, a więc odległości przebywane przez ultradźwięki w tych samych odstępach czasu mogą być różne w zależności od właściwości akustycznych ośrodka, w którym rozprzestrzenia się fala. Po



Rys. 4.16. Schemat sondowania ultradźwiękowego. Przedstawiono echa, jakie uzyskuje się na ekranie układu sondującego od przedniej ściany (A), tylnej ściany (C) i przeszkody (B)

drugie, wiązka ultradźwięków w miarę wnikania w głąb ciała rozchodzi się z pewnym kątem rozbieżności, zależnym od wymiarów geometrycznych i właściwości głowicy nadawczej. Po trzecie, wiązka ultradźwięków podlega zjawisku wykładniczego tłumienia dźwięku w miarę zagłębiania się coraz dalej w głąb organizmu i to tym intensywniej, im większa jest częstotliwość dźwięku. Po czwarte, dźwięki napotykając na powierzchnie organów wewnętrznych, położone pod pewnym kątem w stosunku do kierunku rozchodzenia się wiązki, ulegają załamaniu (zgodnie z prawem Snelliusa), rozproszeniu i częściowemu pochłonięciu. Po piąte wreszcie, wiązka ultradźwiękowa natrafiając na powierzchnie organów prostopadłe do kierunku rozchodzenia się wiązki ulega odbiciu i powraca do głowicy nadawczej, gdzie może być zarejestrowana i poddana analizie.

Z wymienionych zjawisk cztery pierwsze stanowią źródło podstawowych trudności, z jakimi przychodzi się borykać przy stosowaniu diagnostyki ultradźwiękowej. Natomiast piąte zjawisko, tzw. zjawisko echa, stanowi podstawowy element wykorzystywany przy diagnostyce. Mierząc czas, jaki upływa od chwili wysłania wiązki do chwili uzyskania echa, możemy w przybliżeniu określić, na jakiej głębokości leży powierzchnia odbijająca falę ultradźwiękową, a na podstawie intensywności echa możemy wysuwać pewne wnioski odnośnie do charakteru powierzchni odbijającej. Zasadę działania aparatury ultradźwiękowej dla celów diagnostycznych przedstawia rysunek 4.16. Zanim jednak przystąpimy do szczegółowego omawiania konkret-

nych realizacji poszczególnych elementów diagnostycznej aparatury ultradźwiękowej, musimy podać kilka podstawowych wiadomości o ultradźwiękach i ich oddziaływaniu z żywą tkanką.

4.2.1. Właściwości fal ultradźwiękowych

Fala ultradźwiękowa charakteryzuje się swoją częstotliwością f , długością fali λ i prędkością propagacji c . Wielkości te wiąże pomiędzy sobą znana relacja: $c = \lambda \cdot f$. Częstotliwość fali wynika z właściwości używanego do wytwarzania fali generatora. W diagnostyce medycznej są używane częstotliwości od 1 MHz do 20 MHz. Prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej c jest zależna od właściwości ośrodka, w którym następuje propagacja fal. Poniżej podano przykładowo prędkości rozchodzenia się ultradźwięków w niektórych substancjach:

woda	1500 m/s
powietrze	340 "
stal	5000 "
kręć	1560 "
tluszcz	1440 "
mięsień (wzdłuż)	1575 "
mięsień (poprzecznie)	1590 "
mózg	1510 "
wątroba	1590 "
kości	3360 "

Jak widać, prędkości fal ultradźwiękowych w większości tkanek miękkich są dość bliskie, zasadniczą różnicę daje się dopiero zanotować przy przejściu do tkanek twardych (kości) lub obszarów wypełnionych powietrzem (gazami). Ułatwia to w zasadzie stosowanie diagnostyki ultradźwiękowej, gdyż można - nie popełniając zbyt rażących błędów przyjąć, że droga przebyta przez wiązkę ultradźwiękową jest proporcjonalna do czasu przelotu.

Na podstawie znajomości prędkości fal ultradźwiękowych w tkankach i częstotliwości generatora możemy obliczyć długość fali ultradźwiękowej w tkance. Wynosi ona od 1,5 mm do 0,075 mm. Długość fali jest bardzo istotnym parametrem w diagnostyce ultradźwiękowej, gdyż z jednej strony warunkuje ona maksymalną dokładność określenia głębokości, na której nastąpiło odbicie fali (im krótsza fala, tym pomiar może być dokładniejszy), a z drugiej strony im dłuższa fala jest krótsza, tym mniejsze przeszkody powodują jej odbicie (na przeszkodach i wielkości porównywalnej z długością fali następuje ugięcie fali, a nie odbicie i obiekty takie są niewykrywalne). Korzystne jest więc operowanie falami o możliwie małej długości, szczególnie przy badaniu struktur o małych rozmiarach,

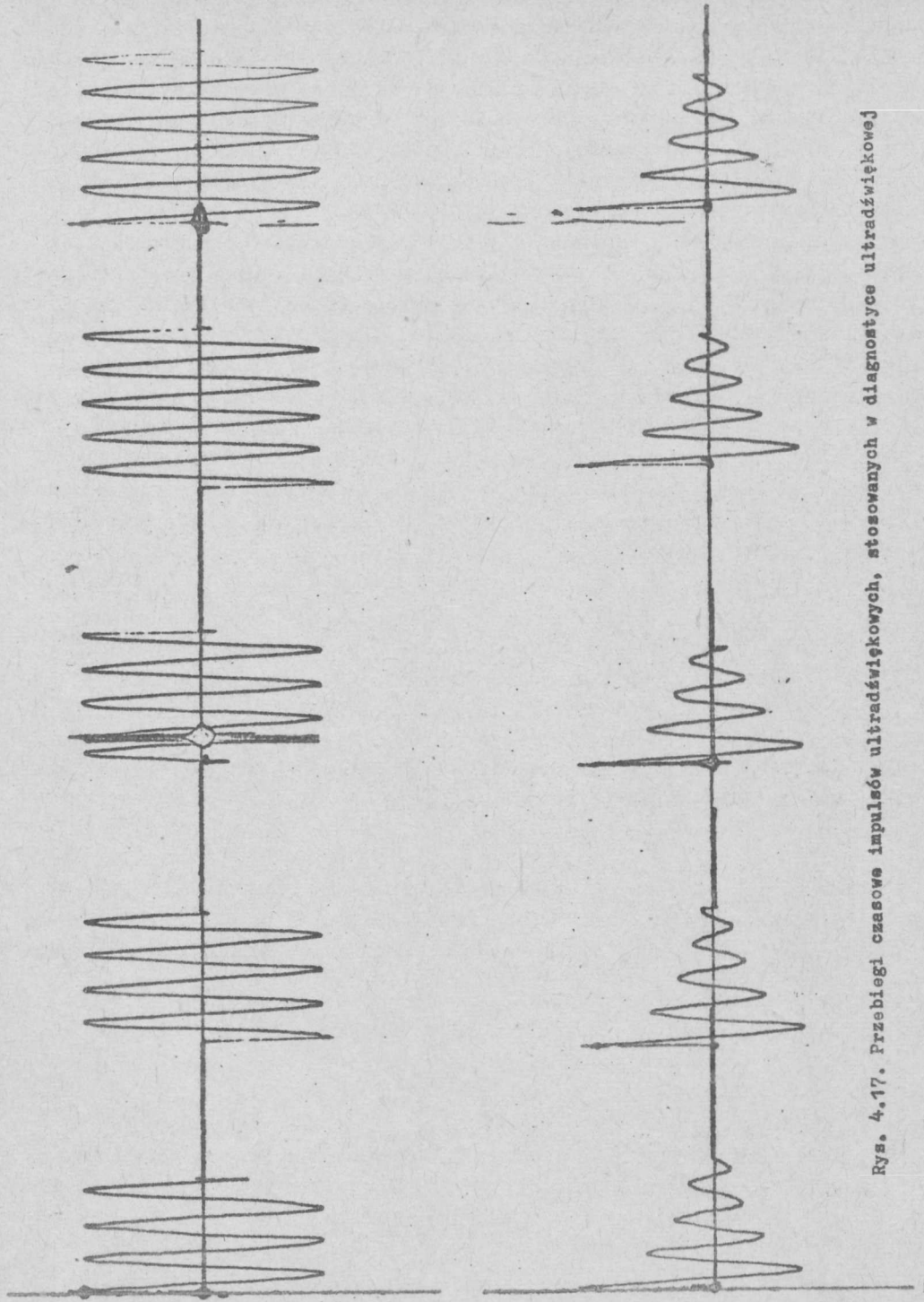
np. oka. Zasadniczym utrudnieniem jest jednak fakt, że w miarę wzrostu częstotliwości fala jest coraz silniej tłumiona w tkankach, zatem operując generatorami o wyższych częstotliwościach musimy dla zapewnienia tej samej głębokości penetracji wiązki ultradźwiękowej w głąb organizmu stosować czulsze odbiorniki ultradźwiękowego "echa" lub operować większymi mocami sondujących impulsów. Jednakże zarówno jedno, jak i drugie rozwiązanie nie jest korzystne. Z jednej strony bowiem wzrost czułości odbiornika powoduje bardzo kłopotliwe problemy eliminacji zakłóceń, z drugiej - wzrost mocy sygnałów sondujących może być szkodliwy dla organizmu.

Fale ultradźwiękowe wykorzystywane w diagnostyce medycznej są wysyłane przez generator nie w sposób ciągły, lecz impulsowo, na ogół ze stałą częstotliwością powtarzania impulsów. Typowo są stosowane generatory, w których częstota impulsów wynosi około 200 do 1000 Hz. Impulsy fal ultradźwiękowych mogą mieć prostokątną obwiednię (rys. 4.17) i pochodzić z generatorów o modulowanych amplitudowo przebiegach, jednak wygodniejsze jest stosowanie impulsów ultradźwiękowych o wykładniczo zanikającej amplitudzie impulsu (rys. 4.17b). Impulsy takie są stosunkowo łatwe do wytwarzania, gdyż generator wysyła do głowicy nadawczej (piezoelektrycznej) jedynie bardzo krótki i silny impuls elektryczny o kształcie igłowym. Impuls ten wywołuje gwałtowne odkształcenie (najczęściej grubościowe) płytki piezoelektryka będącego źródłem ultradźwięków. Dalszy przebieg drgań ultradźwiękowych jest generowany przez płytkę z częstotliwością jej drgań własnych (rezonansowych). Naturalnie energia dostarczona płytce przez zapoczątkowujący drgania impuls bardzo szybko ulega wypromienieniu wraz z falą ultradźwiękową rozchodzącą się w głąb organizmu, w związku z czym drgania bardzo szybko zanikają (na pojedynczy impuls składa się zaledwie kilka do kilkunastu okresów drgań).

Fala ultradźwiękowa rozprzestrzeniając się w głąb tkanki ulega silnemu tłumieniu zgodnie z prawem wykładniczej absorpcji

$$I_x = I_0 e^{-ax}$$

We wzorze tym I_x oznacza intensywność fal na głębokości x , a I_0 oznacza początkową intensywność fal. Współczynnik absorpcji a zależy od rodzaju tkanki (najsilniejszą absorpcją fal ultradźwiękowych odznaczają się mięśnie, nieco słabszą wątroba, dalej - w kolejności około dwukrotnie słabsze tłumienie niż mięśnie wykazują nerki i mózg, a najsłabiej jest tłumiona fala ultradźwiękowa w tłuszczu - około czterokrotnie słabiej niż w mięśniach). Znacznie silniej jest uzależniony współczynnik absorpcji a od częstotliwości fal ultradźwiękowej f . Teoretycznie absorpcja ultradźwięków w tkankach miękkich powinna wzrastać proporcjonalnie do kwadratu częstotliwości, w rzeczywistości wzrost jest w przybliżeniu liniowy. Przypuszcza się, że zasadniczy udział w tłumieniu fal ultradźwiękowych w



Rys. 4.17. Przebiegi czasowe impulsów ultradźwiękowych, stosowanych w diagnostyce ultradźwiękowej

organizmie mają struktury białkowe tkanek. Złożona struktura białek jest odpowiedzialna za obserwowane odstępstwo wzrostu tłumienia z częstotliwością od założeń teoretycznych, jednakże zjawisko to nie jest jeszcze do końca zbadane. Warto nadmienić, że jakkolwiek wzrost tłumienia ultradźwięków w tkankach jest wolniejszy od przewidywań teoretycznych, tym niemniej jest on znaczny. Przykładowo, tłumienie fal ultradźwiękowych dla tkanki mózgowej przy częstotliwości 1 MHz wynosi 10 dB/cm, a przy częstotliwości 3 MHz wynosi już 60 dB/cm.

W wyniku rozprzestrzeniania się fali ultradźwiękowej w głąb tkanek następuje bardzo silne ich wytłumianie, w związku z czym echa ultradźwiękowe pochodzące od głębiej położonych przeszkód są daleko słabsze od ech uzyskiwanych po odbiciu fali od przeszkód bliskich. Gdyby zatem odbiornik fal ultradźwiękowych (rys. 4.15) dysponował stale tym samym wzmocnieniem, to występowałoby jedno z dwu zjawisk: albo byłby on silnie przeesterowany w przypadku wykrycia "płytkiego" echa, albo echa "dalekie" byłyby całkowicie nieczytelne. W związku z tym w odbiornikach fal ultradźwiękowych jest stosowany mechanizm tzw. czasowej regulacji wzmocnienia. Ponieważ można przyjąć, że głębokość wnicania fal ultradźwiękowych jest proporcjonalna do czasu

$$x = c \cdot t$$

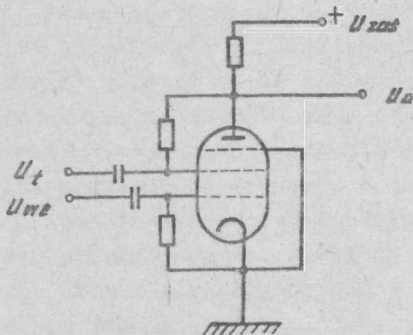
a tłumienie zależy wykładniczo od głębokości (czyli od drogi jaką przebyły fale ultradźwiękowe)

$$I_x = I_0 e^{-ax}$$

zatem dla skompensowania wpływu tłumienia można zastosować wzmocnienie wykładniczo wzmacniające z czasem

$$K(t) = K(0) e^{at}$$

Można to zrealizować np. w układzie przedstawionym na rysunku 4.18. W układzie tym napięcie anodowe U_a jest zależne od napięcia wejściowego (pochodzącego od głowicy ultradźwiękowej U_{we}) oraz od napięcia z genera-



Rys. 4.18. Układ korekcyjny, wykorzystywany w odbiornikach ultradźwięków

torą podstawy czasu, liniowo narastającego w czasie U_t , zgodnie z następującą zależnością:

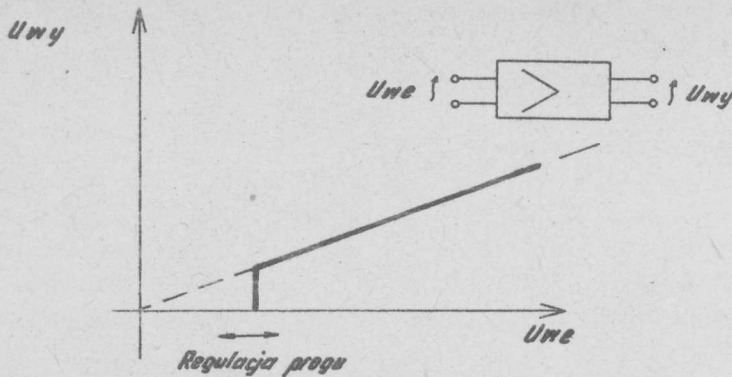
$$U_a = K U_{we} e^C U_t$$

gdzie K i C są stałymi lampy.

Takie i podobne układy czasowej regulacji wzmocnienia stanowią obecnie nieodzowne wyposażenie odbiorników aparatury do ultradźwiękowej diagnostyki medycznej. Układy te jednakże nie są w stanie wyeliminować całkowicie niekorzystnego wpływu nadajnika na odbiornik, wynikającego z faktu, że głowica ultradźwiękowa pełni równocześnie rolę nadawczą i odbiorczą (rys. 4.15).

Impuls nadajnika powodujący wygenerowanie drgań będących źródłem fali ultradźwiękowej ma z reguły dużą amplitudę - typowo rzędu 1000 V. Impuls ten oczywiście dostaje się także na wejście wzmacniacza odbiornika, przesterowując go znacznie i na stosunkowo długi okres czasu. Czułość wzmacniacza odbiornika jest dostosowana do amplitudy typowych sygnałów echowych, która wynosi od 1V do 10 μ V. Dlatego przy konstruowaniu wzmacniaczy odbiorników ultradźwiękowych do celów diagnostycznych trzeba zwracać uwagę na stopień wejściowy odbiornika, który musi zapewniać wysoką czułość, być odporny na znaczne nawet przesterowania i musi charakteryzować się małą stałą czasową, aby stan przesterowania związany z impulsem nadawczym nie trwał zbyt długo.

Przy dyskusowaniu zagadnień związanych z konstruowaniem wzmacniacza odbiornika impulsów ultradźwiękowych nie należy zapominać o jednym jeszcze warunku. Otóż w wyniku dużej czułości odbiornika ultradźwięków wzmocnieniu podlegają obok sygnałów użytecznych także sygnały postronne, tj. różnego rodzaju szumy, a także echa powstające w wyniku odbić fali ultradźwiękowej od drobnych niejednorodności tkanek, przez które fala przebiega. W rezultacie uzyskiwany na ekranie oscyloskopu obraz przebiegu fali dźwiękowej przez organizm pacjenta jest bardzo skomplikowany i trudny do analizy, a także zawiera wiele wyskoków i załamania, zaciemniających przebieg krzywych echowych. Zjawisko to zyskało w żargonie lekarzy posługujących się techniką ultradźwiękową nazwę "trawy". Celem wyeliminowania "trawy" i polepszenia czytelności obrazów ultradźwiękowych stosuje się nieliniowe układy wzmacniające, tłumiące silnie bardzo słabe sygnały (patrz charakterystyka podana na rysunku 4.19). Takie wzmacniacze z regulowaną wartością progową sygnałów przepuszczanych przez układ są obecnie powszechnie stosowane w medycznej ultradźwiękowej aparaturze diagnostycznej. Aparatura taka pozwala uzyskiwać czytelniejsze i łatwiejsze do analizy przebiegi sygnałów, niemniej zastosowanie nieliniowego wzmocnienia powoduje wytłumienie słabych ech niezależnie od ich pochodzenia i może spowodować wyeliminowanie istotnych z diagnostycznego punktu widzenia szczegó-



Rys. 4.19. Nieliniowa charakterystyka wzmacniacza, polepszająca czytelność obrazów uzyskiwanych w diagnostyce ultradźwiękowej

łów obrazu. Ponadto obraz ech ultradźwiękowych, otrzymany przy pomocy wzmacniacza z progmem nieczułości, jest bardzo klarowny, ale częściowo mylący. Wszystkie struktury wykryte przez sondującą wiązkę ultradźwięków mają na tym obrazie wyraźne i ostre kontury. Nie należy jednak sądzić, że w rzeczywistości takie ostre kontury występują. Na ogół obszar zmienionej tkanki (np. guz rakowy) jest otoczony obszarem przejściowym zawierającym zarówno tkankę zdrową, jak i komórki raka. Nonsensowne jest więc np. mierzenie na wyidealizowanym obrazie ultradźwiękowym "średnicy guza" lub "miejsca położenia granicy".

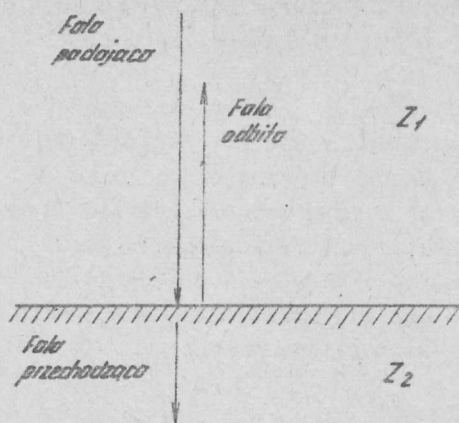
Zajmiemy się teraz najistotniejszym z diagnostycznego punktu widzenia zjawiskiem, a mianowicie odbiciem fali ultradźwiękowej. Wiązka fal ultradźwiękowych padająca na prostopadłą do kierunku rozchodzącej się fali granicę dzielącą dwa ośrodki o różnych gęstościach lub charakteryzującą się różnymi prędkościami rozchodzenia się fal ultradźwiękowych ulega częściowemu odbiciu (rys. 4.20). Stosunek natężenia fali padającej do fali odbitej określa tzw. stopień odbicia η . Parametr ten może być obliczony ze wzoru

$$\eta = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

gdzie Z_1 i Z_2 oznaczają odpowiednio impedancje akustyczne obu graniczących ze sobą tkanek. Impedancje te można wyznaczyć ze wzoru [3]

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\beta_{ad}}} \frac{1 + j \frac{\alpha \lambda}{2\pi}}{1 + \left(\frac{\alpha \lambda}{2\pi} \right)^2}$$

gdzie: ρ - gęstość tkanki, β_{ad} - jej adiabatyczny współczynnik ściśliwos-



Rys. 4.20. Zachowanie fali ultradźwiękowej na granicy ośrodków

ci, α - współczynnik tłumienia fali w tkance, λ - długość fali. Na ogół przy przechodzeniu fali ultradźwiękowej przez tkankę dominującą rolę odgrywa składowa rzeczywista powyższej impedancji (rezystancja akustyczna). Bezystancje te dla niektórych substancji wynoszą:

woda	1,50	($10^6 \text{ kg s}^{-1} \text{ m}^{-2}$)
powietrze	$4 \cdot 10^{-3}$	"
stal	39,0	"
krew	1,56	"
tłuszcz	1,40	"
mięsień	1,63	"
mózg	1,56	"
wątroba	1,67	"
kości	1,30	"

Jak widać, różnice rezystancji dla poszczególnych tkanek są niewielkie, w związku z czym natężenie fali odbitej jest na ogół znikomym ułamkiem natężenia fali padającej. Na najsilniej odbijającej ultradźwięki granicy mięsień - tłuszcz odbiciu ulega zaledwie 0,0036 padającej fali. Silniejsze odbicie zachodzi jedynie na granicy tkanki miękkie - kość (odbiciu ulega 0,36 energii fali padającej), a także na granicy tkanki miękkie - powietrze (prawie 100% odbicia).

Z faktów tych wynikają następujące dwa wnioski: po pierwsze, energia sygnałów echowych jest znikoma i dlatego należy liczyć się z koniecznością stosowania dużych czułości (rzędu $10 \mu\text{V}$) i dużych wzmocnień w odbiornikach echa. Po drugie, niemal całkowite odbicie fali na granicy tkanka - powietrze zmusza do stosowania specjalnych środków przy wprowadzaniu wiązki ultradźwięków do organizmu. Najczęściej jest stosowane umieszczenie pomiędzy głowicą ultradźwiękową a powierzchnią ciała warstewki

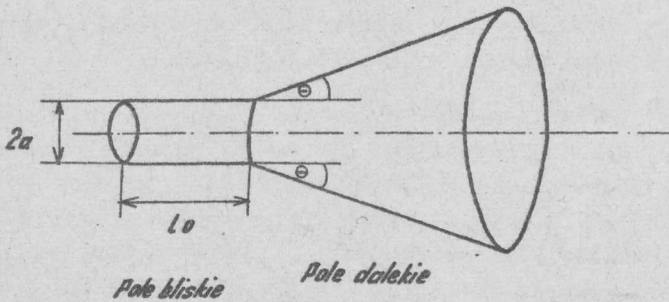
plynu (np. sondowanie ultradźwiękowe w kąpielii wodnej) lub zapewnianie właściwego styku głowicy ultradźwiękowej z powierzchnią ciała poprzez stosowanie warstewki kremu lub specjalnej maści.

Wiązka fal ultradźwiękowych generowanych przez głowicę ultradźwiękową przebiega wewnątrz tkanek w dość skomplikowany sposób. Założmy, że powierzchnia nadawcza głowicy ma kształt krążka o promieniu a (jest to założenie uzasadnione, jako że typowe głowice mają właśnie koliste elementy nadawcze). Wzdłuż kierunku rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w organizmie możemy wówczas wyróżnić tzw. pole bliskie i pole dalekie (rys. 4.21). W polu bliskim wiązka rozchodzi się praktycznie w sposób równoległy. Długość pola bliskiego można szacować ze wzoru

$$l_0 = \frac{a^2}{\lambda}$$

natomiast w polu dalekim zaczyna się zaznaczać rozbieżność wiązki, przy czym kąt rozbieżności θ można obliczyć ze wzoru

$$\sin 2\theta = \frac{\lambda}{2a}$$



Rys. 4.21. Pole bliskie i pole dalekie przy rozchodzeniu się fali ultradźwiękowej

W wyniku zjawiska rozchodzenia się wiązki ultradźwiękowej w polu dalekim echa bardziej oddalonych formacji odbijających ultradźwięki stają się mniej precyzyjne i nieostre, co w wielu wypadkach utrudnia interpretację echogramów. Rozkład energii w wiązce ultradźwiękowej wzdłuż długości wiązki (mierzonej w kierunku rozchodzenia się fali) zmienia się zgodnie z zależnością

$$p(x) = p_{\max} 2 \sin \left[\frac{\pi}{\lambda} (\sqrt{a^2 + x^2} - x) \right]$$

Wykres tej zależności podano na rysunku 4.22. Widać z niego, że w polu bliskim istnieją obszary "bezechowe", tzn. obszary, w których intensywność fali spada do zera, w związku z czym przeszkoda umieszczona w jednym

najczęściej z żywicy epoksydowych. Ze względu na to, że prędkość fali dźwiękowej w tworzywie sztucznym, będącym materiałem soczewki, jest większa niż w wodzie lub maści pośredniczącej przy przekazywaniu fal ultradźwiękowych od głowicy nadawczej do ciała pacjenta, soczewki dźwiękowe skupiające mają kształt płasko-wklęsły, odwrotnie niż soczewki optyczne. Ogniskową soczewki można wyznaczyć ze wzoru

$$f = \frac{R}{1 - \frac{c_w}{c_s}}$$

gdzie: f - ogniskowa, R - promień krzywizny powierzchni wklęsłej soczewki, c_w i c_s - prędkości fal ultradźwiękowych w wodzie (lub maści) oraz w soczewce odpowiednio.

Ognisko soczewki dźwiękowej nie jest punktem, lecz pewnym obszarem, w którym podłużny i poprzeczny rozkład ciśnienia akustycznego można wyznaczyć ze wzorów

$$p(x) = P_{\max} \frac{2f\lambda}{\pi a^2 \left(1 - \frac{x}{f}\right)} \sin \frac{\pi a^2 (f - x)}{2\lambda f x}$$

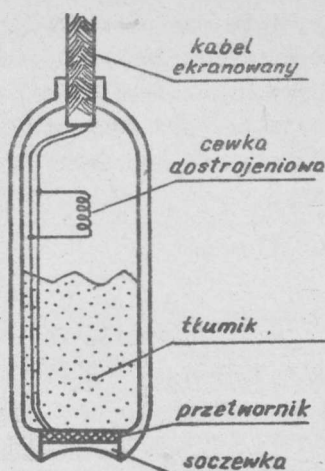
$$p(y) = P_{\max} \frac{2I_1 \left(\frac{2\pi a y}{\lambda f}\right)}{\frac{2\pi a y}{\lambda f}}$$

w których stosowano oznaczenia takie, jak wszędzie wyżej, a mianowicie a oznacza promień głowicy nadawczej, f ogniskową soczewki, λ długość fali, x i y współrzędne, a I_1 jest funkcją Bessela 1-szego rzędu.

Ogólna konstrukcja nadawczo-odbiorczej głowicy ultradźwiękowej jest przedstawiona na rysunku 4.24. Na rysunku tym jest widoczny przetwornik elektromechaniczny w postaci krążka z materiału piezoelektrycznego, stanowiący właściwe jądro głowicy. Właściwości elektromechaniczne materiału piezoelektrycznego, z którego wykonano przetwornik, można scharakteryzować tzw. współczynnikami piezoelektrycznymi: e , h , d i g . Wygodniejsze jest jednak używanie w charakterze parametru określającego piezoelektryczne właściwości przetwornika tzw. współczynnika sprzężenia k , definiowanego jako

$$k^2 = \frac{E'_m}{E'_e} = \frac{E'_e}{E'_m}$$

gdzie: E'_m - ilość energii mechanicznej (w tym przypadku energii fali ultradźwiękowej) uzyskiwanej w wyniku doprowadzenia do przetwornika energii elektrycznej w ilości E'_e , E'_e - ilość energii elektrycznej wytworzonej przez przetwornik po pobudzeniu go energią mechaniczną E'_m .



Rys. 4.24. Nadawczo-odbiorcza głowica ultradźwiękowa

Innymi słowy można powiedzieć, że współczynnik sprzężenia k charakteryzuje przetwornik piezoelektryczny pod względem sprawności energetycznej realizacji przemiany energii mechanicznej na elektryczną i odwrotnie. Poniżej podano wartości współczynnika sprzężenia k dla kilku typowych i często stosowanych materiałów piezoelektrycznych:

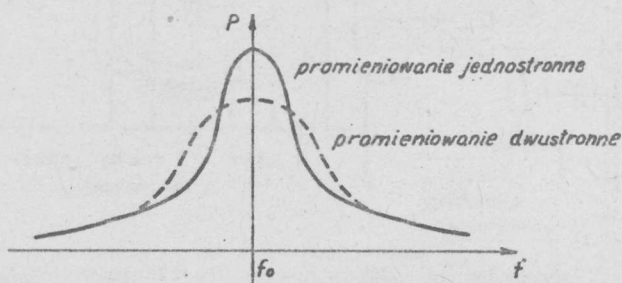
kwarc (SiO_2 - cięcie X)	10%
siarczan litu (cięcie Y)	38%
tytaniań baru (BaTiO_3)	38%
cyrkonian (PZT-4)	51%
nioban ołowiu (PbNb_2O_6)	30%

Jak widać z powyższego zestawienia, najpopularniejszy w elektronice piezoelektryk, jakim jest kwarc, jest zdecydowanie najgorszym materiałem przy konstruowaniu głowic ultradźwiękowych. Najkorzystniejszym materiałem jest cyrkonian, produkowany przez firmę Clevite z USA, jest on jednak stosunkowo kosztowny i trudno dostępny. Z tego względu najczęściej (w warunkach polskich) stosowanym piezoelektrykiem jest niobian ołowiu lub tytaniań baru.

Płytkę przetwornika z jednej strony przylega do powierzchni nadawczo-odbiorczej głowicy (rys. 4.24), z drugiej natomiast jest dociśnięta tzw. tłumikiem (najczęściej jest nim pył metalowy zmieszany z żywicą epoksydową). Zastosowanie tłumika powoduje obniżenie dobroci rezonansowej* przetwornika będącego źródłem drgań, dzięki czemu możliwe staje się wytwarzanie krótkich impulsów o bardzo wysokiej częstotliwości. Wpływ tłu-

* Przez dobroć rezonansową Q rozumiemy stosunek częstotliwości rezonansu f_0 do szerokości pasma częstotliwości Δf mierzonej na poziomie -3dB poniżej szczytu rezonansowego.

mika zilustrowano na rysunku 4.25, na którym pokazano charakterystykę amplitudowo-częstotliwościową przetwornika przy promieniowaniu jednostronnym i dwustronnym. Zastosowanie tłumika powoduje, że promieniowanie jest dwustronne - w głąb organizmu i w głąb tłumika, przy czym fala ge-

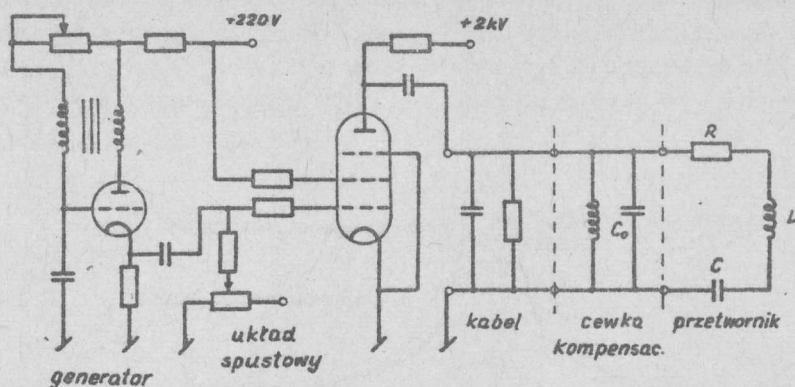


Rys. 4.25. Wpływ tłumika na charakterystykę częstotliwościową głowicy ultradźwiękowej

nerowana do tłumika ulega całkowitemu wygaszeniu nie dając echa. Płytką przetwornika elektromechanicznego jest dwustronnie metalizowana. W wyniku impulsu napięciowego przyłożonego do obydwu metalizowanych powierzchni następuje silne grubościowe odkształcenie piezoelektryka - zapoczątkowujące oscylacje. Z punktu widzenia schematu elektrycznego płytka przetwornika może być reprezentowana dwójnikiem zastępczym r, L, C oraz włączoną równolegle pojemnością reprezentującą statyczną pojemność kondensatora utworzonego z dwu metalizowanych okładzin przedzielonych płytką przetwornika. Dla optymalnego dopasowania impedancji głowicy nadawczej do impedancji wewnętrznej generatora impulsów jest stosowana wbudowana w głowicę cewka kompensacyjna. Pełny układ typowego nadajnika impulsów ultradźwiękowych wraz z głowicą i generatorem podano na rysunku 4.26. Obecnie układy elektroniczne generatorów ultradźwiękowych są budowane z użyciem tranzystorów lub (lepiej) tyrystorów.

Urządzenia do diagnostyki ultradźwiękowej są produkowane obecnie przez cały szereg firm, m.in. na uwagę zasługują echoskopy firm Kretztechnik z Austrii (np. typ 4100 MG) oraz firmy Siemens (typ Vidicon), a także np. japońskie Multi-Scan SSD-1C. W Polsce produkcją i badaniami w zakresie zastosowań ultradźwiękowych urządzeń diagnostycznych zajmuje się Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN. W rozdziale 4.2.2, omawiając poszczególne zastosowania techniki ultradźwiękowej w medycynie, będziemy wskazywać na typy wyspecjalizowanych aparatów ultradźwiękowych produkcji IPPT PAN służących do różnych celów w diagnostyce ultradźwiękowej.

W zależności od zastosowań różne są ciężary i rozmiary aparatury stosowanej w ultradźwiękowych badaniach lekarskich. Orientacyjnie można po-

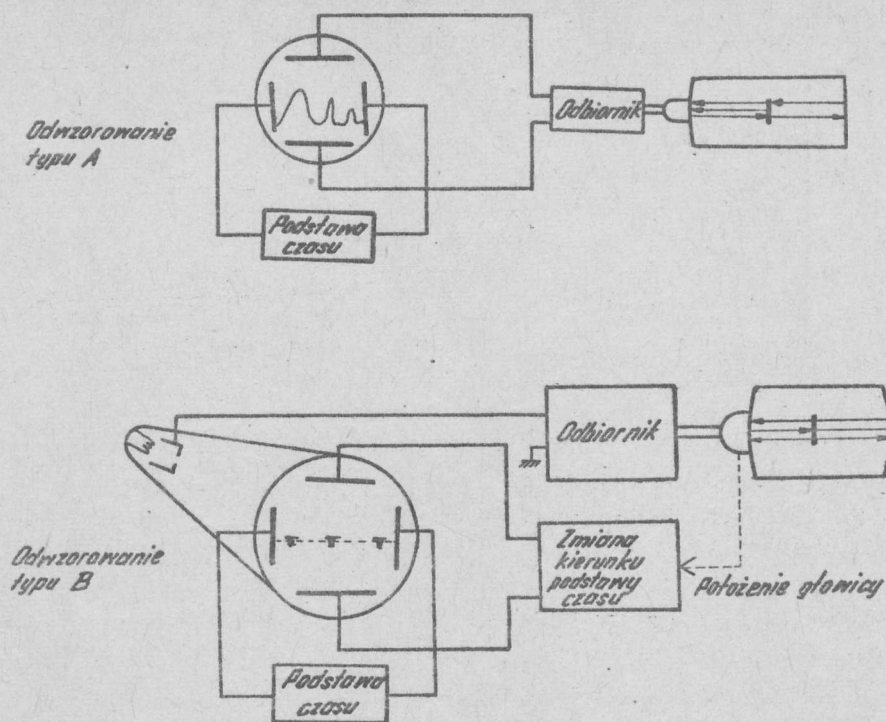


Rys. 4.26. Przykładowy schemat generatora ultradźwiękowego

dać, że typowy echoskop ultradźwiękowy ma rozmiary 50 x 35 x 25 cm i ciężar około 10 kg.

Przy prezentowaniu echa ultradźwiękowego odbitego od jakiejś struktury wewnątrz ciała chorego są używane ekrany oscyloskopowe różnych typów i wielkości. Wykorzystywane są przy tym dwa zasadnicze rodzaje odwzorowania sygnałów echowych na ekranie oscyloskopu: tzw. odwzorowanie A i odwzorowanie B. Różnicę pomiędzy tymi dwoma typami odwzorowań wyjaśnia rysunek 4.27. Jak widać w odwzorowaniu typu A, przebieg sygnałów echowych jest ilustrowany za pomocą wykresu, na którego osi poziomej jest odkładany czas upływający od chwili wysłania impulsu do chwili pojawienia się echa, a na osi pionowej jest podawana amplituda fali odbitej. Odwzorowanie takie pozwala na w miarę dokładne śledzenie przebiegu echa, jest jednak dla niewprawnego oka mało czytelne, w szczególności niezbyt oczywiste jest powiązanie pomiędzy budową anatomiczną sondowanej partii ciała a obrazem na ekranie echoskopu.

Odwzorowanie typu B powstaje w ten sposób, że oś pozioma ponownie odpowiada czasowi (czyli w innej skali głębokości, na której następuje odbicie fali), ale w odwzorowaniu tym fakt pojawienia się echa jest sygnalizowany rozjaśnieniem odpowiedniego punktu ekranu. W odwzorowaniu typu B stosuje się często tzw. badania przekrojowe, przy których dokonuje się sondowań określonej okolicy ciała w różnych kierunkach z ewentualnym przesuwaniem głowicy ultradźwiękowej wzdłuż pewnych kierunków. Jeśli przy takim badaniu zapewni się, że przebieg kierunku osi czasu na ekranie odpowiada geometrycznemu kierunkowi przebiegu wiązki fal ultradźwiękowych w ciele pacjenta, to wówczas po dokonaniu serii sondowań na ekranie oscyloskopu ukaże się obraz odbijających falę ultradźwiękową wewnętrznych narządów ciała (np. na rys. 4.28 pokazano obraz przekrojowy uży-



Rys. 4.27. Zasada działania detektorów ultradźwiękowych wykorzystujących różne rodzaje odwzorowania sygnałów echowych na ekranie oscyloskopu



Rys. 4.28. Obraz przekrojowy igły oczonej uzyskany drogą wielokrotnego sondowania ultradźwiękowego z zastosowaniem odwzorowania typu B

Skany drogą wielokierunkowego sondowania igły oczonej wiązką fal ultradźwiękowych z użyciem odwzorowania typu B). Dla zapewnienia zgodności przebiegu kierunku podstawy czasu na ekranie oscyloskopu oraz kierunku przebiegu wiązki ultradźwiękowej w ciele pacjenta są stosowane specjalne układy śledzące położenie głowicy złożone z potencjometrów liniowych lub trygonometrycznych albo specjalnych przetworników kąta (najczęściej

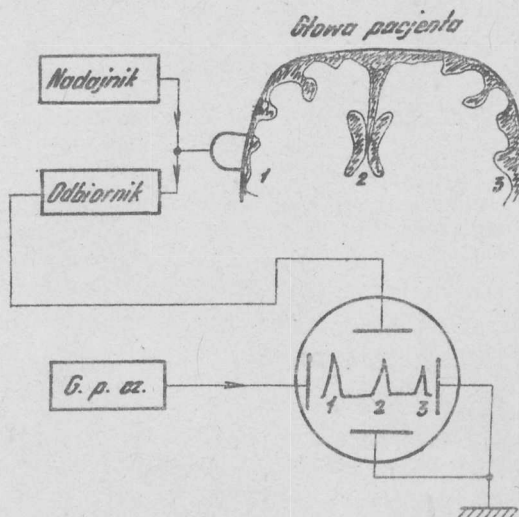
indukcyjnych) o konstrukcji podobnej do stosowanych w urządzeniach radarowych przetworników o nazwie "resolver". W prostszych urządzeniach ruchy głowicy ultradźwiękowej są mechanicznie przenoszone na obudowę lampy oscyloskopowej przy pomocy mechanizmu pantograficznego podobnego do stosowanego w rysownicach mechanizmu prowadzenia liniału. Do zarejestrowania całego obrazu (powstającego w wyniku kilku sondowań) są stosowane lampy pamięciowe lub kamery fotograficzne, przy pomocy których są rejestrowane na wspólnej kliszy wyniki wielu sondowań.

Bliższe uwagi na temat zastosowań techniki odzorowań A i B w konkretnych zagadnieniach diagnostycznych zostaną podane w następnym rozdziale.

4.2.2. Rodzaje badań prowadzonych za pomocą aparatury ultradźwiękowej

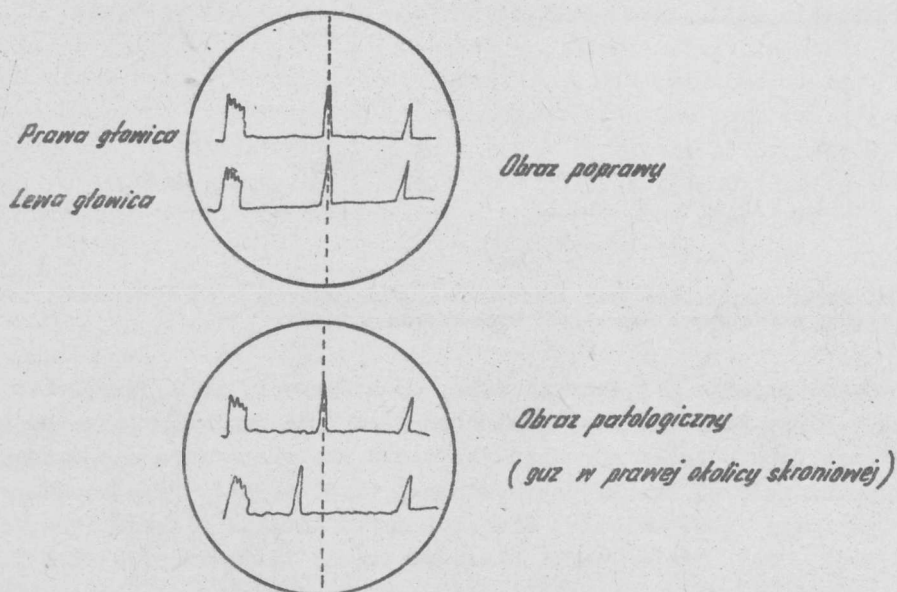
W rozdziale niniejszym zostaną omówione niektóre rodzaje badań prowadzonych z zastosowaniem aparatury ultradźwiękowej. Omówieniu będą podlegać jedynie te badania, które są aktualnie prowadzone w sposób niemal rutynowy, a których wartości diagnostyczne zdają się nie ulegać wątpliwości. Pominięto tu omawianie sygnalizowanych w obszernej literaturze przedmiotu licznych nietypowych zastosowań aparatury ultradźwiękowej ze względu na ich ilość oraz z powodu mniejszej przydatności.

Jednym z typowych zastosowań aparatury ultradźwiękowej jest echoencefalografia. Jest to technika badawcza, polegająca na sondowaniu wiązkami ultradźwięków mózgu celem wykrycia ewentualnych nieprawidłowości budowy mózgu, a w szczególności znacznych deformacji i przesunięć mas. Typowy obraz echoencefalograficzny przedstawiono na rysunku 4.29. Zasadnicze znaczenie diagnostyczne ma położenie tzw. echa środkowego, pochodzącego



Rys. 4.29. Zasada echoencefalografii - sondowania ultradźwiękami mózgu

od odbicia fal ultradźwiękowych od ścian bocznych trzeciej komory mózgu, przegrody przezroczystej, szyszynki szczeliny podłużnej mózgu lub sierpa mózgu. Ewentualne przesunięcie lub zniekształcenie echa środkowego wskazuje na przemieszczenie się w mózgu większych mas tkanki nerwowej, co może być spowodowane guzem lub wylewem krwi. Warto podkreślić, że większość schorzeń łatwo wykrywanych metodami ultradźwiękowymi jest całkowicie niewykrywalna metodami rentgenowskimi. Dla łatwiejszej oceny ewentualnego przesunięcia echa środkowego przy echoencefalografii stosuje się często dwustronne sondowanie mózgu przy pomocy dwu głowic ultradźwiękowych przyłożonych do prawej i lewej skroni. Obrazy pochodzące od obydwu głowic są prezentowane na jednym ekranie (rys. 4.30), w związku z czym

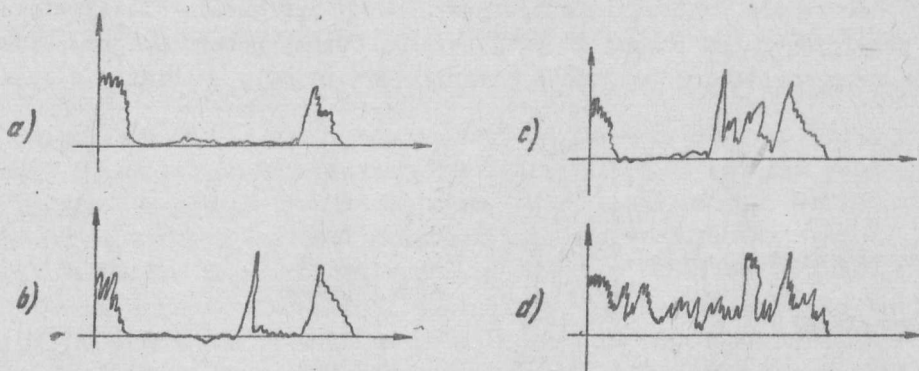


Rys. 4.30. Obrazy uzyskiwane w obustronnej echoencefalografii w warunkach prawidłowych i przy nieprawidłowościach w obrębie czaszki

łatwo można wykryć przesunięcie echa lub jego nieprawidłowy wygląd. Do celów echoencefalografii może być stosowany, skonstruowany w IPPT PAN, echoencefalograf ultradźwiękowy EM-1.

Innym zastosowaniem metod diagnostyki ultradźwiękowej jest oftalmografia ultradźwiękowa. W oftalmografii ultradźwiękowej bada się metodą sondowania wiązką ultradźwiękową struktury wewnętrzne oka, z możliwością wykrywania m.in. nowotworów gałki ocznej, wylewów krwawych do wnętrza oka, a także przypadków odklejenia siatkówki. Zasadniczą zaletą ultradźwiękowych metod badania gałki ocznej jest z jednej strony precyzja

uzyskiwanych wyników, a z drugiej - możliwość stosowania jednolitej metody badań zarówno na oku przeziernym, jak i w przypadku chorób, przy których wgląd do wnętrza gałki ocznej staje się niemożliwy. Przy oftalmografii ultradźwiękowej jest stosowana zarówno technika odwzorowań typu A, jak i obrazów przekrojowych (odwzorowań typu B - patrz rys. 4.28). W przypadku odwzorowań typu A przy wprowadzeniu wiązki ultradźwiękowej z pominięciem soczewki obraz echogramu zawiera dwa wyraźne piki: echo rogówki i echo dna oka (rys. 4.31a). W przypadku odklejenia siatkówki

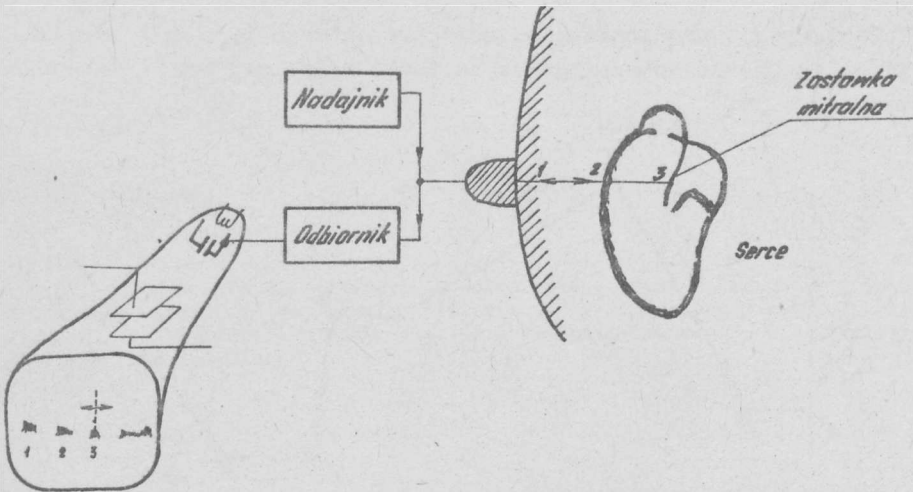


Rys. 4.31. Obrazy uzyskiwane przy sondowaniu oka ultradźwiękami w warunkach prawidłowych i przy określonych chorobach. Objasnienia w tekście

(pierwotnego) pojawia się trzecie echo, pochodzące od odklejonej siatkówki (rys. 4.31b). Przy odklejeniu wtórnym siatkówki pomiędzy echem odpowiadającym siatkówce a echem odpowiadającym dnu oka zaznaczają się dalsze maksima pochodzące od tkanki pokrwotocznej (rys. 4.31c). Przy nowotworze wewnątrzgałkowym widać na całej długości gałki liczne, nieregularne echa (rys. 4.31d). Przy oftalmografii ultradźwiękowej istotnym problemem jest uzyskanie wystarczającej rozdzielczości obrazu. Zmusza to do stosowania dużych częstotliwości sygnałów ultradźwiękowych (15 MHz), co odpowiada falam o długości 0,1 mm w oku. Dopiero tego rzędu długości fal są zdolne zapewnić rozdzielczość obrazu niezbędną dla obserwacji drobnych elementów wnętrza oka. Niezbędne jest również skonstruowanie odpowiednich głowic ultradźwiękowych o małej średnicy emitowanej wiązki fal ultradźwiękowych. Przykładem poprawnych rozwiązań takich głowic mogą być głowice typu GO-6 produkowane przez IPPT PAN oraz głowice importowane typu "Sonolux". Przy diagnostyce ultradźwiękowej wnętrza oka są niekiedy wykorzystywane także informacje zawarte w wysokości i kształcie impulsów echowych na ekranie. Z tego względu przy oftalmografach ultradźwiękowych w skład standardowego wyposażenia aparatury wchodzi parafinowy lub plezigrasowy wzorzec służący do kalibracji amplitudy impulsów na ekranie

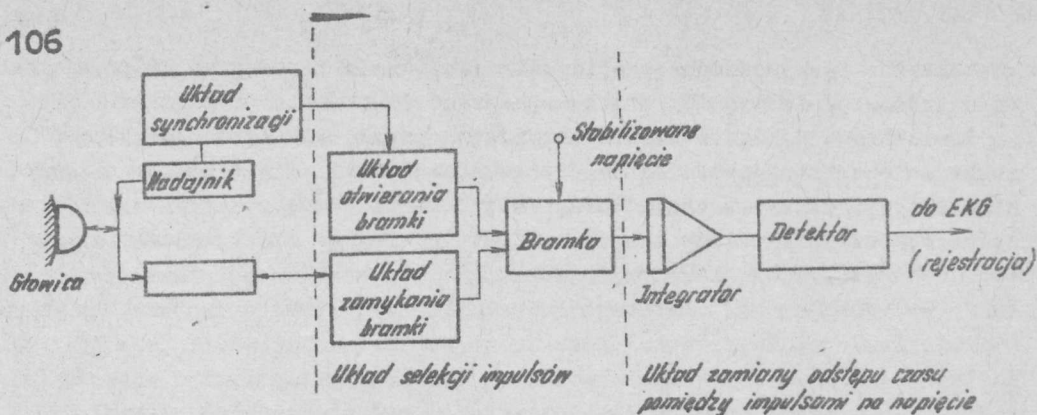
echoskopu. Typowym oftalmografem ultradźwiękowym jest aparat o nazwie OU-1 produkcji IPPT PAN.

Stosunkowo od niedawna jest stosowana diagnostyka ultradźwiękowa w analizie chorób serca, a szczególnie wad zastawek. Nie wdając się w za-
wile szczegóły należy stwierdzić, że główną zasadą wszystkich zastosowa-
nia diagnostyki ultradźwiękowej w kardiologii jest obserwowanie ruchów
serca (lub częściej jego fragmentów, np. zastawek) na podstawie ruchów
echa ultradźwiękowego, odbitego od ścianki serca lub od zastawek na ekra-
nie oscyloskopu. Najczęściej jest tu stosowane odwzorowanie typu B, po-
zwalające na trwałe śledzenie przemieszczania się zastawki w trakcie peł-
nej ewolucji serca (rys. 4.32). Przy takim badaniu głowica ultradźwięko-
wa jest przykładana pacjentowi do powierzchni klatki piersiowej w okoli-
cy III lub IV międzyżebrza w pobliżu mostka. Wiązka fal ultradźwiękowych



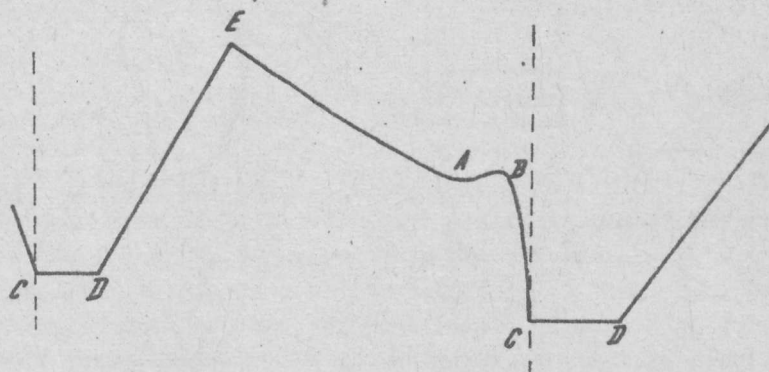
Rys. 4.32. Obserwacja ruchów płatków zastawki mitralnej (dwudzielnej) przy pomocy sondowań ultradźwiękowych

przenika kolejno przez ściankę prawej komory, stożek płucny, przegrodę międzykomorową, drogę odpływu lewej komory i natrafia na zastawkę mitralną na głębokości około 5,5 - 8,0 cm pod powierzchnią ciała. Ruchomy punkt na ekranie, odpowiadający ruchom zastawki, jest stosunkowo trudno obserwować i dlatego tzw. ultrasonokardiografy są wyposażone zazwyczaj w specjalny układ elektroniczny (rys. 4.33) pozwalający na rejestrowanie ruchów badanej zastawki na taśmie rejestratora EKG (ewentualnie, co jest bardzo korzystne, razem z przebiegiem EKG, co pozwala porównywać i oceniać stosunki fazowe). Taki rodzaj prezentacji wyników sondowań ultradźwiękowych nosi niekiedy miano odwzorowania typu TM. Przykładem aparatury ultrasonokardiograficznej może być aparat UKG-1 skonstruowany w



Rys. 4.33. Ultrasonokardiograf - przystawka pozwalająca na rejestrację ruchu zastawki na taśmie elektrokardiografu (schemat blokowy)

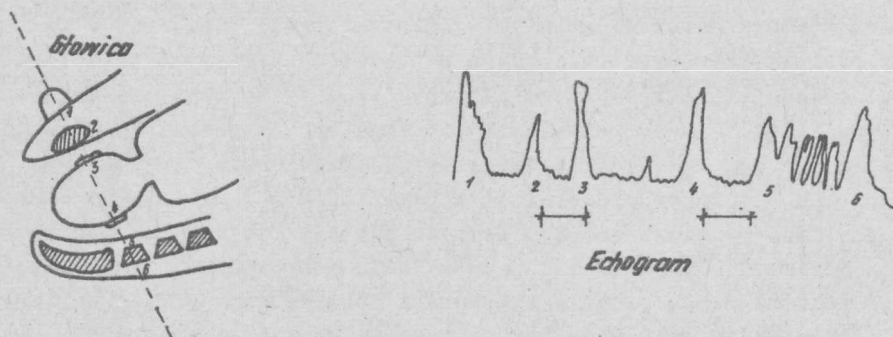
IPPT PAN. Aparat ten posiada możliwość prezentacji typu A, B oraz TM. Typowy przebieg ultrasonokardiogramu zastawki mitralnej serca przedstawiono na rysunku 4.34.



Rys. 4.34. Przebieg ultrasonokardiogramu

Bardzo ważne zastosowania mają metody ultradźwiękowe w położnictwie. Dzięki temu, że promieniowanie ultradźwiękowe jest praktycznie całkowicie nieszkodliwe, można przy pomocy odpowiednich sondowań ultradźwiękowych badać akcję serca płodu (na zasadzie analogicznej do podanej wyżej), a także można przed porodem skontrolować średnicę czaszki płodu i porównać ją ze zmierzoną (również ultradźwiękowymi metodami) średnicą kanału miednicy (kanału porodowego). W ten sposób można wcześniej wykryć konieczność stosowania przy porodzie cesarskiego cięcia, dzięki czemu można uni-

knąć urazów okołoporodowych dziecka i zaoszczędzić cierpień matce. Metody ultradźwiękowe mogą być także stosowane do określenia położenia płodu i wczesnego wykrycia niebezpieczeństwa porodu pośladowego. Wszystkie te badania są stosunkowo łatwe do przeprowadzenia ze względu na silne odbijanie fali ultradźwiękowej na granicy tkanka - kość, w wyniku czego np. kości czaszki płodu dają bardzo wyraźne i czytelne echo. Badania ultradźwiękowe mogą być kontynuowane nawet w czasie trwania porodu w celu określenia odległości pomiędzy czaszką dziecka a kośćmi łonowymi (rys. 4.35).



Rys. 4.35. Zastosowanie ultradźwięków w położnictwie. Pomiar rozmiarów główki płodu i rozmiarów miednicy pozwala wcześniej przewidzieć przebieg porodu. Oznaczenia na rysunku: 1 - powierzchnia podbrzusza, 2 - spojenie łonowe, 3, 4 - główka płodu, 5, 6 - 5-ty krąg lędźwiowy

Z innych zastosowań diagnostyki ultradźwiękowej należy wymienić badania części miękkich jamy brzusznej (najczęściej techniką obrazów przekrojowych z zastosowaniem prezentacji typu B), badania zatok szczękowych, diagnostykę stomatologiczną itp.

W perspektywie przewiduje się możliwość zastosowania do analizy ultrasonogramów maszyny cyfrowej, jak również możliwość sporządzania za pomocą spójnych wiązek ultradźwięków swojego rodzaju "hologramów" przestrzennych obiektów biologicznych. Przewiduje się także możliwość zastosowania zjawiska Dopplera do oceny ruchomych elementów biologicznych. To wszystko - to jednak jeszcze obecnie przyszłość. Najważniejszym zadaniem na dziś wydaje się być nie szukanie nowych rozwiązań, ale szerokie spopularyzowanie dobrze znanych metod.

5. DIAGNOSTYKA RADIOIZOTOPOWA

Zastosowanie metod diagnostyki radioizotopowej wiąże się z faktem, że wiele pierwiastków uczestniczących w procesach życiowych organizmu człowieka posiada promieniotwórcze izotopy. Izotopy te mogą być dodawane w śladowych ilościach do pożywienia lub mogą być bezpośrednio wprowadzane do ustroju drogą iniekcji (zastrzyków). Badając obieg znakowanego promieniotwórczym izotopem pierwiastka w organizmie możemy uzyskać stosunkowo dokładne dane na temat szeregu ważnych funkcji fizjologicznych zarówno całego organizmu, jak również jego określonych organów. Badania te mogą być prowadzone drogą badania aktywności pobieranych próbek (np. krwi) lub badanie aktywności może być prowadzone bezpośrednio w ciele pacjenta. Możemy przy tym interesować się albo stanami ustalonymi (proporcje dawek pierwiastka promieniotwórczego w określonych tkankach) lub też dynamiką czasowych zmian aktywności w określonych punktach ciała. Całokształt badań wymienionych wyżej, a więc statyczne i dynamiczne badanie aktywności próbek lub wybranych punktów ciała pacjenta, nosi nazwę badania czynnościowych, jako że celem tych badań jest określenie czynności określonych narządów ciała w określonych warunkach. Znaczenie diagnostyczne takich badań jest oczywiste i nie ulega wątpliwości.

Istnieje jednak także inna grupa zastosowań diagnostycznych techniki radioizotopowej, a mianowicie tzw. badania topograficzne. Badania te wiążą się z faktem, że absorpcja pewnych pierwiastków chemicznych (a tym samym ich izotopów promieniotwórczych) jest inna w tkance zdrowej, i inna w tkance chorej. W rezultacie np. guz rakowy daje się zauważyć drogą badania aktywności poszczególnych punktów ciała jako obszar szczególnie silnej lub wprost przeciwnie - osłabionej aktywności promieniowania (w języku lekarzy mówi się wówczas o tzw. "tworach gorących" lub "tworach zimnych"). Badania topograficzne mają szczególnie duże znaczenie przy lokalizacji schorzeń części miękkich (mózg, wątroba, tarczyca, choroby nerek, śledziona i płuc), a także przy wadliwym działaniu węzłów chłonnych. Są to jednak badania trudniejsze i kosztowniejsze od badań czynnościowych (droższy i bardziej skomplikowany sprzęt), a także bardziej obciążające

dla chorego (konieczność stosowania większych dawek promieniotwórczego izotopu).

5.1. Badania czynnościowe

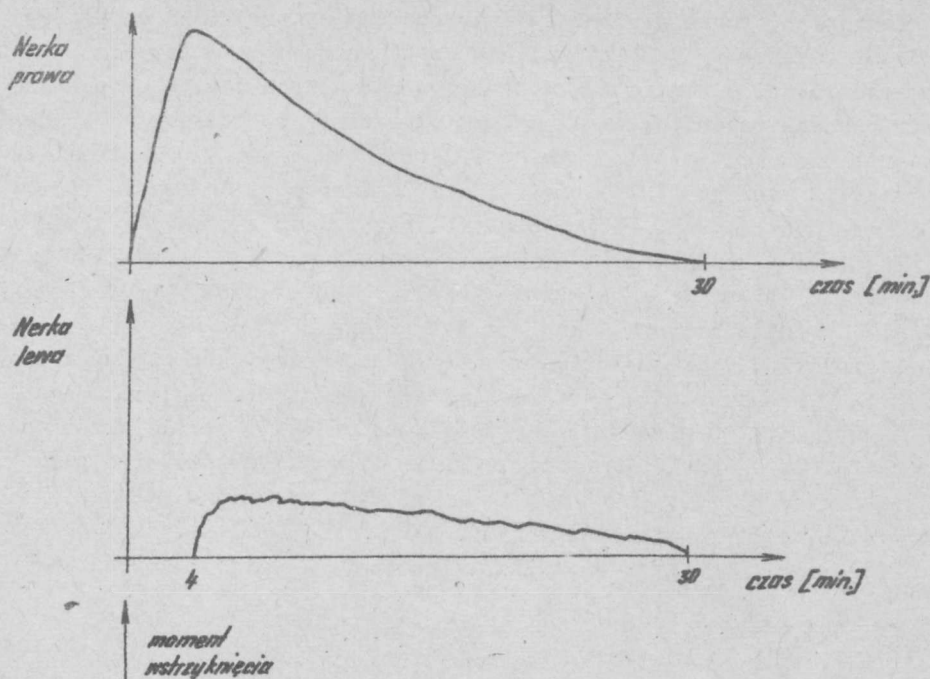
W badaniach czynnościowych metodyka badania polega na tym, że do organizmu pacjenta zostaje wprowadzona pewna dawka związku chemicznego, zawierającego niewielkie ilości promieniotwórczego izotopu jednego z pierwiastków wchodzących w skład tego związku, a następnie są badane czasowe zmiany aktywności promienistej jednego lub częściej dwu punktów ciała pacjenta. Na podstawie szybkości obiegu, absorpcji, resorpcji i wymiany znakowanego promieniotwórczym izotopem związku chemicznego można wnioskować o czynnościach, a pośrednio i o zdrowiu określonego organu. Ponieważ istnieje możliwość synchronicznego rejestrowania przebiegu zmian aktywności kilku punktów ciała, można przy pomocy tej metody badać współdziałanie kilku narządów i wykrywać ewentualne nieprawidłowości tego współdziałania. Przykładowo można omówić badanie zwane renografią radioizotopową. W badaniu tym choremu podaje się (poprzez dożylną wstrzyknięcie) pewną dawkę hipuranu znakowanego izotopem ^{131}J , a następnie mierzy się ilość hipuranu wydalanego przez nerki (każdą z osobna). Na rysunku 5.1 pokazano czasowy przebieg wydalania hipuranu przez nerkę prawą (zdrową) i nerkę lewą (z upośledzeniem funkcji miąższu nerkowego). Obydwie krzywe zostały zarejestrowane przy pomocy dwu sond scyntylicyjnych i dwu oddzielnych kanałów analizatora (patrz dalej).

Dużą zaletą metod radioizotopowych jest ich duża czułość. Minimalna masa możliwa do wykrycia przy stosowaniu współczesnych technik izotopowych może być obliczona ze wzoru

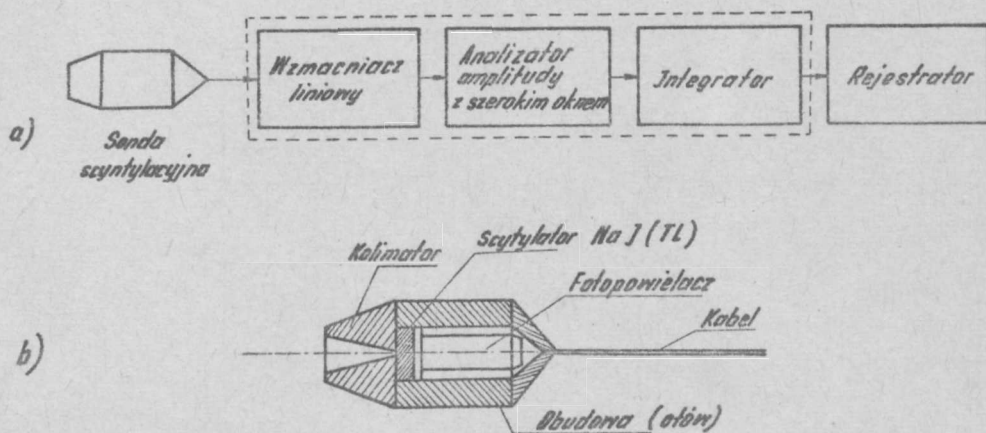
$$m = A T 10^{-23}$$

gdzie: A - masa atomowa badanego izotopu, T - jego okres połowicznego rozpadu (w sekundach). Masa obliczona z powyższego wzoru jest wyrażona w gramach. Wynosi ona w przypadku stosowanego w diagnostyce izotopu fosforu ^{32}P $4 \cdot 10^{-16}$ g. Badaniu podlega na ogół promieniowanie gamma emitowane przez znajdujący się w ciele pacjenta wskaźnik.

Typowa budowa aparatu do czynnościowej diagnostyki radioizotopowej jest przedstawiona na rysunku 5.2a. Aparat taki składa się z sondy, licznika i układu rejestrującego. Dokładniejszą budowę sondy przedstawiono na rysunku 5.2b. Zasadniczym elementem sondy jest scyntylator, którym zazwyczaj jest kryształ jodku sodu aktywowanego talem NaJ(Tl) . Scyntylator ten jest sprzężony optycznie z fotopowielaczem zamieniającym słabe rozświetlenie scyntyлятора na silne impulsy elektryczne przesyłane do analizatora. Scyntylator wraz z fotopowielaczem jest umieszczony w grubej ob-



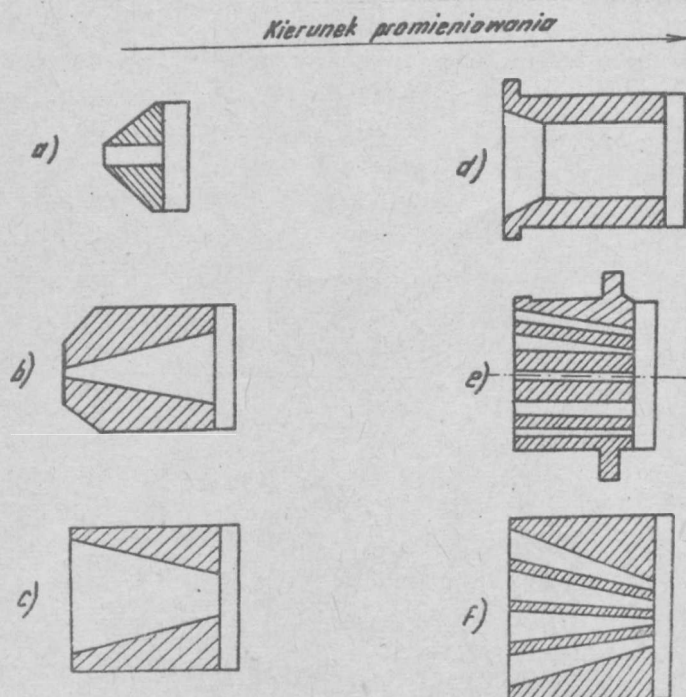
Rys. 5.1. Czasowy przebieg wydalania hipuranu przez nerki. Widoczne upośledzenie czynności lewej nerki



Rys. 5.2. Aparat do czynnościowej diagnostyki radioizotopowej: a) schemat blokowy całości aparatury, b) przekrój podłużny sondy

nowe ołowianej (typowo grubość ścianek obudowy wynosi do 25 mm i więcej). Zadaniem obudowy jest osłanianie scyntylatora przed rozproszonym tzw. promieniowaniem tła, które może być w normalnych warunkach pomiarowych wielokrotnie silniejsze niż sygnał użyteczny, pochodzący od znakowatych atomów izotopu wprowadzonego do organizmu chorego. W celu lokalizacji obszaru, z którego jest pobierane analizowane promieniowanie radioaktywne są stosowane tzw. kolimatory. Kolimator jest w zasadzie płytą z materiału słabo przepuszczającego promieniowanie gamma z jednym lub kilkoma otworami. Otwory te mają kształt walcowy lub stożkowy, są drażone równoległe lub zbieżne, mają większą lub mniejszą średnicę.

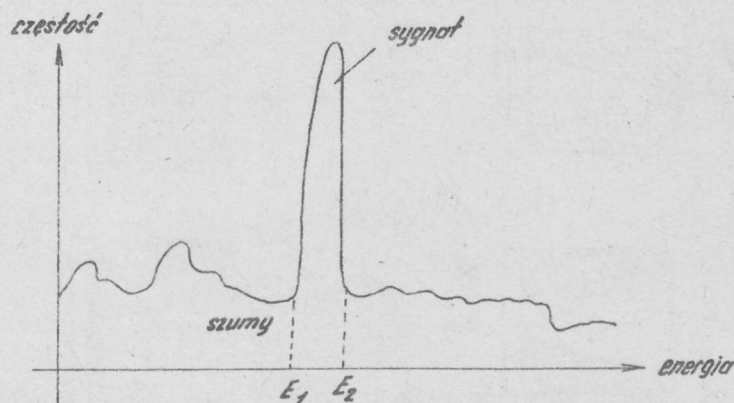
W zależności od rodzaju kolimatora sonda charakteryzuje się mniejszą lub większą kierunkowością, a także niekiedy wykazuje właściwości ogniskowe (maksymalnie są wzmacniane sygnały pochodzące ze ściśle określonej głębokości ciała). Przekroje i widoki kilku typowych kolimatorów przedstawiono na rysunku 5.3. Zazwyczaj sondy są konstruowane w ten sposób, aby kolimator mógł być wymieniany (tak jak obiektyw w lepszych aparatach fotograficznych). Tego typu rozwiązanie gwarantuje dużą uniwersalność



Rys. 5.3. Przekroje typowych kolimatorów. Na rysunku e) pokazano dwa możliwe ukształtowania otworów: skośne (powyżej osi symetrii) i proste (poniżej)

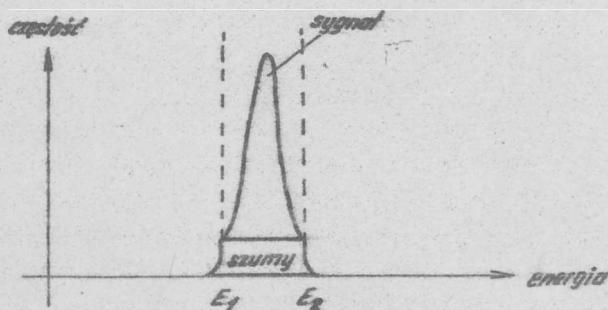
przyrządu, gdyż w zależności od rodzaju i celu badania można dobrać kolimator z najodpowiedniejszym "polem widzenia". Kolimatory są stosunkowo kosztowne, z jednej strony z powodu koniecznej precyzji wykonania, a z drugiej - ze względu na kosztowność materiałów, z których kolimatory się wykonuje, gdyż najlepsze są kolimatory ze złota lub wolframu. Ze względu na rozmiary i wagę kolimatora, a także ze względu na ciężar obudowy niemożliwe jest operowanie sondą scyntylicyjną trzymaną w ręce. Dlatego w skład urządzeń diagnostycznych, pracujących w oparciu o metody radioizotopowe, wchodzi zazwyczaj dodatkowo dość rozbudowana i masywnie skonstruowana część mechaniczna, służąca do precyzyjnego prowadzenia głowicy sondy scyntylicyjnej nad ciałem chorego i unieruchamiania jej w pożądanym położeniu na odpowiedni okres czasu. Bardzo często w skład tej konstrukcji mechanicznej wchodzi także fotel lub łóżko dla chorego.

W aparaturze elektronicznej wchodzącej w skład wyposażenia aparatury do diagnostyki radioizotopowej można wyróżnić trzy podzespoły. Elementem wejściowym jest wzmacniacz liniowy odbierający, wzmacniający, a niekiedy także formujący impulsy pochodzące od sondy scyntylicyjnej. Sygnał sondy scyntylicyjnej zawiera jednak obok sygnału użytecznego także bardzo wiele szumów, pochodzących od różnych naturalnych źródeł promieniowania. Z tego względu łączna amplituda sygnału sondy może nie być reprezentatywna dla oceny aktywności znakowanego pierwiastka w tkankach badanego organizmu. Konieczna jest więc wstępna obróbka sygnału, przy czym obróbka ta jest realizowana w sposób typowy dla metod pomiarów nuklearnych, to znaczy za pośrednictwem analizy energii poszczególnych impulsów. Na rysunku 5.4 przedstawiono zależność częstotliwości zliczanych impulsów w zależności od amplitudy (energii) impulsu przy pomiarach dokonywanych za pomocą głowicy scyntylicyjnej po podaniu dożylnym znakowanego izotopem ^{131}J jodu.



Rys. 5.4. Zależność częstotliwości zliczanych impulsów w zależności od energii impulsu

Jak wynika z podanego na rysunku przebiegu większość łącznej liczby zliczanych impulsów stanowią impulsy pochodzące od promieniotwórczości tła, a także od innych źródeł promieniotwórczych. W przebiegu krzywej daje się zauważyć wysoki i wąski szczyt związany z promieniotwórczością podanego izotopu ^{131}I , jednak stosunek tego użytecznego sygnału do sygnału szumów ma się jak 0,5 : 1,0, jest więc niekorzystny i trudno na podstawie takich pomiarów precyzyjnie określać przebieg absorpcji lub wydalenia znakowanego pierwiastka z organizmu. Dlatego w analizie sygnałów z głowicy scyntylacyjnej stosuje się tzw. oko amplitudowe. Jest to specjalny układ analizujący amplitudę zarejestrowanego impulsu. Jeśli amplituda ta jest większa od E_2 (patrz rys. 5.4) lub mniejsza od E_1 , to wówczas impuls taki nie jest rejestrowany i zliczany. Zliczaniu podlegają więc tylko impulsy z tego pasma energetycznego, które jest charakterystyczne dla promieniowania pierwiastka wprowadzonego do organizmu w charakterze znacznika. W rezultacie zarejestrowany rozkład liczby impulsów w funkcji częstotliwości wygląda jak na rysunku 5.5, a stosunek sy-



Rys. 5.5. Efekt zastosowania okna amplitudowego przy analizie impulsów. Należy zwrócić uwagę na daleko korzystniejszy (w stosunku do sytuacji przedstawionej na rysunku 5.4) stosunek sygnału użytecznego do szumów

gnału użytecznego do szumów ma się jak 5 : 1, jest więc dziesięciokrotnie korzystniejszy. Z tego względu analizatory amplitudy z szerokim oknem amplitudowym są niezbędnym elementem wyposażenia każdego aparatu do diagnostyki radioizotopowej. W przypadku, jeśli pomiar aktywności organizmu odbywa się wielokanałowo z wykorzystaniem kilku sond scyntylacyjnych dla każdego kanału z osobna, należy stosować analizator z odpowiednim oknem amplitudowym. Na ogół istnieje możliwość regulacji zarówno dolnej jak i górnej granicy okna amplitudowego (E_1 i E_2 na rys. 5.4), przy czym w analizatorach wielokanałowych regulacja ta jest w każdym kanale niezależna.

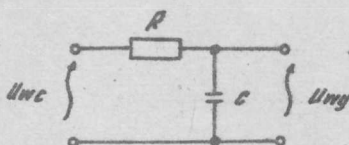
Sposób zobrazowania zarejestrowanej ilości impulsów (a tym samym w

innej skali aktywności odpowiedniego rejonu ciała) bywa różny w zależności od przyjętej techniki i w zależności od celów, jakim ma służyć badanie. Na ogół bywają stosowane cyfrowe przeliczniki obliczające zarejestrowaną liczbę impulsów w ciągu ustalonego interwału czasowego lub układy zamieniające średnią (w określonym odcinku czasu) liczbę impulsów na proporcjonalną wielkość elektryczną, którą jest zazwyczaj napięcie. Ta druga metoda, pomimo że oparta na nienowoczesnej obecnie technice analogowej, wydaje się być w wielu przypadkach wygodniejsza, głównie z tego względu, że istnieje wówczas możliwość łatwej rejestracji czasowego przebiegu zmienności średniej częstotliwości impulsów, a tym samym czasowych zmian intensywności promieniowania przy pomocy tradycyjnych i tanich przyrządów samopiszących (woltmierz rejestrujące). Dla zmiany chwilowej częstotliwości impulsów na proporcjonalną wartość napięcia są stosowane układy całkujące o transmitancji

$$G(s) = \frac{1}{1 + Ts}$$

gdzie: s - operator Laplace'a, T - tzw. stała czasowa, będąca odpowiednikiem (w pewnym sensie) okresu uśredniania sygnału.

Przykład układu o transmitancji danej wzorem przytoczonym wyżej podano na rysunku 5.6. Stałą czasową w tym układzie możemy obliczyć ze wzoru $T = R \cdot C$.



Rys. 5.6. Przykład układu całkującego o stałej czasowej $T = RC$

Typowe, fabrycznie wykonane przyrządy do czynnościowych badań radioizotopowych posiadają możliwość przystosowania ich czułości do różnych średnich częstotliwości impulsów - typowo 100, 300, 1000 itd., aż do 1 000 000 impulsów na minutę. Istnieją też możliwości skokowego zmieniania stałych czasowych przetworników częstotliwość - napięcie typowo od 0,03 sekundy do 100 sekund.

Istotnym problemem przy konstruowaniu aparatury do czynnościowych badań radioizotopowych jest zapewnienie odpowiedniej stabilności napięć zasilających, szczególnie wysokiego (1600 V) napięcia zasilającego fotopowielacz sondy scyntylicyjnej. Jest to niezmiernie ważne, gdyż wzmocnienie fotopowielacza zależy wykładniczo od napięcia polaryzacji dynod, a stałość wzmocnienia jest istotna z powodu stosowania omówionej wyżej amplitudowej dyskryminacji szumów. Z tego powodu jest wymagane zazwyczaj zasilanie sondy zapewniające wahania napięcia mniejsze niż 0,01%. Łat-

wiejsze do uzyskania, ale też bardzo ważne, jest zapewnienie liniowości wzmacniaczy impulsów (problem proporcjonalności sygnału wyjściowego do wejściowego w dużym zakresie amplitud sygnałów), a także problem stabilnej pracy dyskryminatora amplitud (stabilność w czasie progów E_1 i E_2).

Niemniej ważny jest problem zastosowanego w aparaturze rejestratora. Rejestrator ten musi dysponować odpowiednią szerokością zapisu (typowo 110 - 250 mm) i szeroką gamą prędkości posuwu taśmy (0,3 - 300 mm/min). Najnowocześniejsze rozwiązania aparatów do czynnościowej diagnostyki radioizotopowej są wyposażone w system rejestracji danych na taśmie magnetycznej, umożliwiającą z jednej strony wielokrotną analizę pod różnymi kątami tych samych danych, a ponadto dającą możliwość łatwego zastosowania maszyny cyfrowej do analizy i opracowywania danych pomiarowych.

Na zakończenie tego podrozdziału wymienimy kilka firm specjalizujących się w budowie aparatury do czynnościowej diagnostyki radioizotopowej. Są to m.in. firmy: Ateliers de Constructions Electriques de Charleroi (ACEC), Societa Electronica Lombarda (SELO), Picker Nuclear, Rieske-Hoepfner i inne. Najczęściej stosowanymi izotopami są:

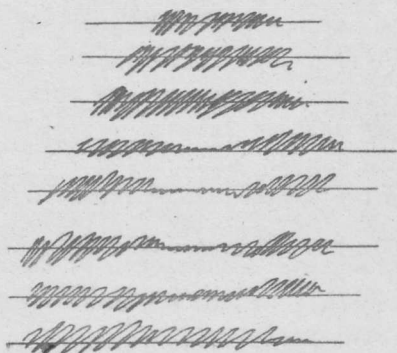
- jod ^{131}I , ^{132}I , ^{125}I w diagnostyce tarczycy, nerek, serca i trzustki,
- chrom ^{51}Cr w diagnostyce układu krwiotwórczego i krwi obwodowej,
- żelazo ^{58}Fe w diagnostyce krwi obwodowej,
- kobalt ^{58}Co w diagnostyce układu krwiotwórczego,
- technet ^{99}Tc w diagnostyce chorób serca i naczyń obwodowych,
- krypton i ksenon ^{133}Xe , ^{85}Kr w diagnostyce chorób płuc i chorób naczyń obwodowych,
- złoto ^{198}Au w diagnostyce wątroby trzustki i przewodu pokarmowego,
- sód, potas, wodór ^{24}Na , ^{42}K , ^3H - zaburzenia przemiany wodno-elektrolitowej.

5.2. Topograficzne badania radioizotopowe

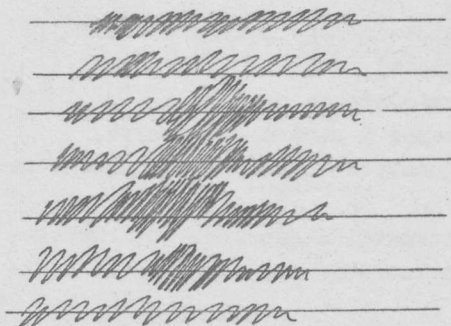
Metody radioizotopowe stosowane w celach topograficznych mają za zadanie określenie rozmieszczenia atomów pierwiastka promieniotwórczego w ciele poddawanego badaniu pacjenta.

Technika badań topograficznych polega na wykonaniu rodzaju "fotografii" ciała pacjenta, przy czym zamiast światła jest używane promieniowanie gamma, wysyłane przez podany pacjentowi preparat promieniotwórczy. Na zdjęciach takich widać zarysy niektórych struktur wewnątrz ciała (np. tarczycy, wątroby, nerek itp.), gdyż narządy te w większym stopniu niż reszta ciała przyswajają związek chemiczny, który podano wraz ze znakowanymi atomami izotopu promieniotwórczego. Nie koniec jednak na tym. Stopień przyswajania promieniotwórczej substancji jest zależny od aktyw-

ności życiowej narządu. Słabsza absorbcja substancji znakowanej pierwiastkiem promieniotwórczym może być ważnym symptomem choroby; jeszcze ważniejsze może być stwierdzenie, że pewne fragmenty narządu przyswajają zbyt mało znakowanego pierwiastka. Na "fotografii" wykonanej w świetle promieni gamma (tzw. scyntygramie) widać wówczas jaśniejsze plamy wewnątrz zarysu narządu (rys. 5.7). Takie jasne plamy (tzw. "twory zimne")



Rys. 5.7. Przykładowy obraz scyntygramu. Widoczne "twory zimne"

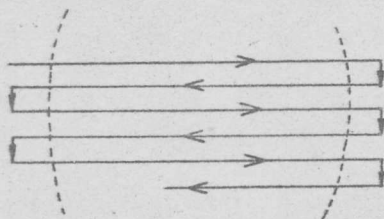


Rys. 5.8. Przykładowy obraz scyntygramu. Widoczne "twory gorące"

są z reguły nowotworami lub obszarami o zmniejszonej aktywności życiowej (martwica). Często jednak można wykryć w obrębie narządu twory o wyjątkowo dużej aktywności, czyli twory, które zdołały zaabsorbować daleko więcej promieniotwórczej substancji niż reszta tkanki. Te tzw. "twory gorące" oznaczają na scyntygramie prawie zawsze ogniska rakowe (rys. 5.8).

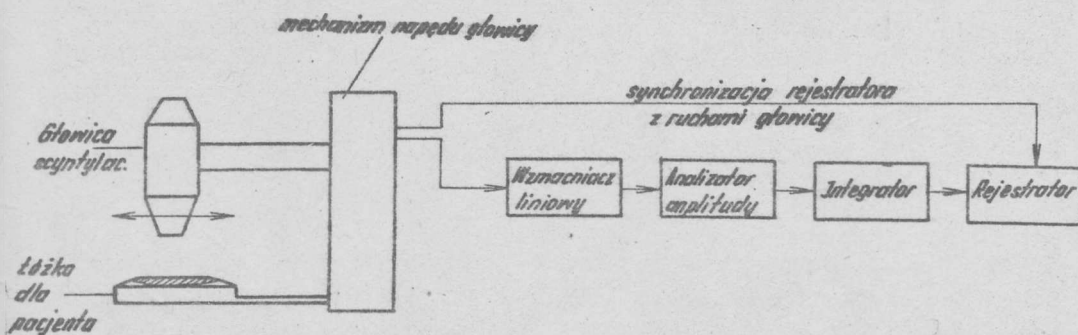
Aparatura służąca do uzyskiwania scyntygramów jest z reguły dużo bardziej złożona i kosztowniejsza od aparatury używanej w radioizotopowej diagnostyce czynnościowej. Istnieją dwa zasadnicze rodzaje aparatów używanych w badaniach topograficznych. Pierwsze z nich, zwane scannerami, pracują na zasadzie zbliżonej do zasady działania telewizji. W aparatach tych specjalny układ mechaniczny powoduje przesuwanie sondy scyntylicyjnej wyposażonej w kolimator zapewniający wąskie "pole widzenia" sondy

ponad ciałem pacjenta po linii meandrowej (rys. 5.9). Równocześnie układ piszący w analogiczny sposób porusza element zaciemniający papier ponad powierzchnią papieru, na którym jest dokonywana rejestracja scyntygramu.



Rys. 5.9. Droga głowicy (sondy scyntylacyjnej) nad ciałem pacjenta

Ta zasada działania jest podobna do zasady działania telewizora, w którym również jest dokonywane wybieranie obrazu linia po linii (tzw. scanning, stąd nazwa przyrządu - scanner). W każdym punkcie swego ruchu głowica scyntylacyjna scanera dokonuje pomiaru intensywności promieniowania gamma odbieranego z ciała pacjenta, a układ piszący zanotowuje wynik pomiaru w postaci proporcjonalnego do pomierzonej intensywności promieniowania zaciemnienia papieru. Naturalnie na drodze głowicy scyntylacyjnej - układ rejestrujący muszą znajdować się wszystkie omówione w poprzednim podrozdziale elementy toru pomiarowego, czyli: wzmacniacz liniowy, analizator amplitudy z szerokim (i regulowanym) oknem, a także integrator stałej czasowej dobieranej w zależności od szybkości ruchów głowicy (rys. 5.10).



Rys. 5.10. Schemat blokowy części mechanicznej i elektronicznej scanera

Urządzenie sterujące układem rejestrującym scanera bywa niekiedy dość rozbudowane, podobnie jak i sam zapis bywa prowadzony różnymi metodami. Rozpowszechnione są metody zapisu fotograficznego, gdzie materiałem, na którym jest dokonywany zapis, jest błona fotograficzna, a źródłem sy-

gnału zapisującego jest lampa błyskowa lub lampa oscyloskopowa, której intensywność świecenia jest proporcjonalna do zliczonej liczby impulsów. W metodach tych dąży się niekiedy także i do tego, aby kształt plamki świetlnej zaciemniającej papier był podobny w kształcie i miał podobne wymiary jak kształt i wymiary pola widzenia sondy scyntylicyjnej, z uwzględnieniem używanego kolimatora. Z tego względu, że zazwyczaj aparatura dysponuje kilkoma wymiennymi kolimatorami o różnych wielkościach pola widzenia, jest konieczne w takim przypadku przestawianie wielkości i kształtu plamki przy pomocy specjalnego przełącznika. Układ zapisujący scyntygram bywa niekiedy także wyposażony w dodatkowe układy tzw. selekcji tła. Układy te powodują, że słabe sygnały (małe liczby impulsów w danym punkcie przestrzeni) nie powodują w ogóle zaciemnienia papieru. Dzięki takiemu mechanizmowi rysunek scyntygramu staje się bardziej czytelny, co można stwierdzić porównując rysunek 5.11 a i b. Rysunek 5.11a przedstawia scyntygram tarczycy, która pochłonęła pewną ilość izotopu ^{131}I wykonany bez eliminacji tła, natomiast rysunek 5.11b przedstawia scyntygram tego samego organu wykonany po wyeliminowaniu sygnałów słabszych niż 10% sygnału maksymalnego.



Rys. 5.11. Efekt eliminacji tła. Po lewej scyntygram płuca wykonany przy zachowaniu rejestracji wszystkich sygnałów, po prawej ta sama rejestracja przy usunięciu wszystkich sygnałów o mocy mniejszej niż 10% sygnału maksymalnego

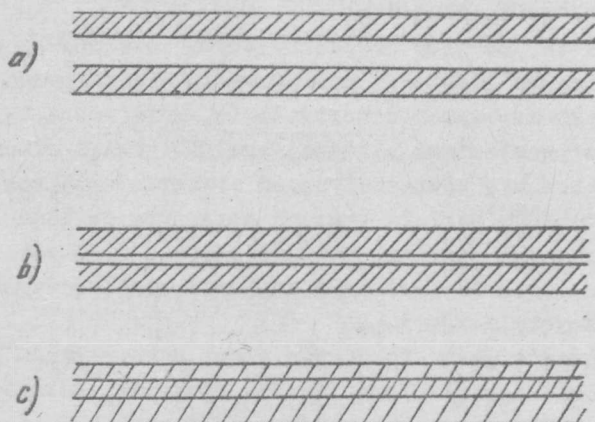
Obok zapisu fotograficznego przy realizacji scyntygramów bywa stosowany zapis kreskowy realizowany bądź to przez elektronowy rysik (wypalanie papieru metalizowanego przez przeskakującą iskrę) bądź przez specjalną drukarkę. W przypadku użycia drukarki stosuje się często technikę uzyskiwania scyntygramów barwnych, które są bardziej czytelne i łatwiejsze do wykorzystania i interpretacji. Scyntygram barwny przypomina nieco mapę fizyczną, na której wysokości poszczególnych punktów przedstawia się za pomocą barw. Typowo jest stosowany kod, w którym poszczególnym częstotliwościom impulsów odpowiadają następujące barwy:

- 0 - 10% maksymalnej liczby impulsów - kolor biały,
- 10 - 20% " " " " - kolor fioletowy,

20 - 30%	maksymalnej liczby impulsów	- kolor niebieski,
30 - 40%	" " "	- kolor zielony,
40 - 50%	" " "	- kolor brązowy,
50 - 60%	" " "	- kolor żółty,
60 - 80%	" " "	- kolor czerwony,
80 - 100%	" " "	- kolor ciemnoczerwony.

Zapis barwny jest uzyskiwany w ten sposób, że w skład drukarka wchodzi czcionka odbijająca znaki na papierze i wielobarwna taśma podobna do taśmy używanej w maszynach do pisania. Taśma ta jest przesuwana przez specjalny mechanizm w ten sposób, aby w zależności od ilości zarejestrowanych w danym położeniu sondy scyntylacyjnej impulsów pomiędzy czcionką a papierem znalazła się taśma barwiąca o odpowiednim kolorze, zgodnie z wyżej przytoczoną tabelą barw. Łatwo zauważyć, że przy stosowaniu barwnej metody rejestracji scyntygramów niejako automatycznie uzyskuje się omawiany wyżej efekt eliminacji tła.

Sposób poruszania się sondy scanera, a wraz z nią urządzenia piszącego może być różny, przy czym wyróżnia się trzy zasadnicze metody prowadzenia sondy (rys. 5.12). W pierwszej z tych metod (rys. 5.12a) pomiędzy



Rys. 5.12. Trzy metody prowadzenia sondy scanera. Objaśnienia w tekście

dwoma kolejnymi liniami zakresłanymi przez sondę występuje odstęp, którego szerokość jest w przybliżeniu równa szerokości pola widzenia sondy (tzw. double spacing). W drugiej metodzie kolejne linie przylegają do siebie szczelnie (rys. 5.12b) tworząc pełne pokrycie analizowanej powierzchni (tzw. adjacent spacing). W trzeciej metodzie odstęp jest mniejszy od szerokości linii (rys. 5.12c), w wyniku czego analiza jest prowadzona "na zakładkę" (tzw. overlap spacing).

Scanery są obecnie budowane w dużych ilościach przez różne firmy specjalizujące się w produkcji sprzętu jądrowego dla potrzeb medycyny. Z bardziej znanych, można wymienić scanery:

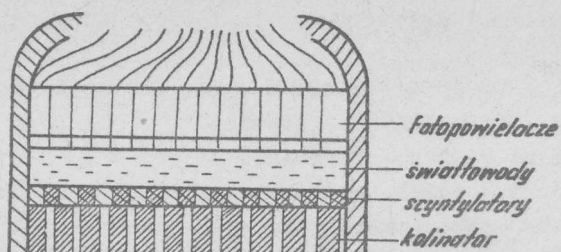
- Pho-Dot (firma Nuclear Chicago),
- Magna Scanner (firma Picker Nuclear),
- Scientificscanner NE 8270 (firma Nuclear Enterprises),
- Universal Scientigraph PHT 807 A (firma Friesseke - Hoepfner).

Jakość scanera można określić poprzez podanie następujących jego charakterystyk:

- wydajność detekcji (stosunek liczby fotonów gamma zarejestrowanych do ilości wysłanych),
- przestrzenna zdolność rozdzielcza (minimalna odległość, przy której dwa oddzielne źródła promieni gamma będą zarejestrowane jako oddzielne punkty na scyntygramie),
- rozkład przestrzenny zdolności rozdzielczej (zmiany zdolności rozdzielczej przy oddalaniu sondy od źródła promieniowania),
- czułość głębokościowa sondy (zmiana częstości rejestrowanych impulsów przy oddalaniu sondy od źródła promieniowania),
- średnica pola widzenia kolimatora,
- szerokość okna amplitudowego.

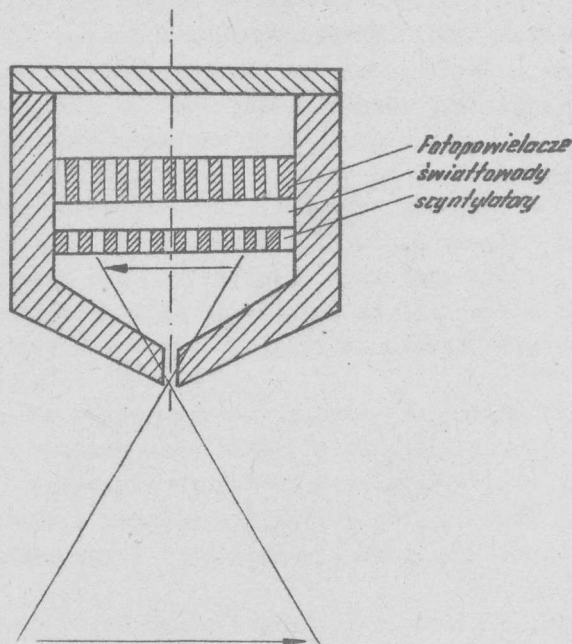
Ze względu na to, że przy badaniu różnych narządów są stosowane różne izotopy, konieczne jest przy posługiwaniu się scannerem posiadanie odpowiednio bogatego asortymentu kolimatorów, gdyż różne typy kolimatorów różnie pracują z promieniami o różnej energii. Uwagi odnośnie do walorów, jakimi powinna się odznaczać część elektroniczna scanera, są identyczne jak w przypadku radioizotopowej aparatury do badań czynnościowych. Również ogromnie ważne jest zapewnienie odpowiednich stabilności napięć zasilających, szczególnie wysokiego napięcia zasilającego dynody fotopowielacza sondy scyntylicyjnej.

Dużą wadą scannerów jest stosunkowo długi czas trwania badania, wynoszący często kilkadziesiąt minut. W celu wyeliminowania tej wady niektóre firmy wprowadziły tzw. scanery wielodektektorowe. W urządzeniach tych sonda zawiera nie jeden, ale cały szereg równoległe pracujących układów odbiorczych (rys. 5.13). Dzięki temu jednorazowe przesunięcie głowicy ponad ciałem pacjenta powoduje wykreślenie na ekranie lub papierze rejestracyjnym od razu kilku lub kilkunastu linii obrazu. W wyniku tego czas badania udaje się skrócić wielokrotnie, na przykład przy pomocy wielodektektorowej głowicy scyntylicyjnej scanera typu Dynapix firmy Picker Nuclear pełny scyntygram mózgu wykonuje się w niespełna 3 minuty. Jeszcze szybsze analizy uzyskuje się dokonując analizy za pomocą tzw. scyntykamery, której zasada działania jest bliska zasadzie działania najprostsze aparatu fotograficznego, tzw. camera obscura. W aparacie tego ty-



Rys. 5.13. Schematyczny przekrój głowicy scanera wielodetektorowego

pu promienie gamma poprzez specjalnie skonstruowany kolimator padają na całą siatkówkę kryształów NaJ(Tl) , połączonych całą siecią światłowodów z fotopowielaczami. Sygnały odbierane z fotopowielaczy pozwalają określić trojaki informacje: współrzędne punktu, w którym nastąpił rozbłysk (współrzędną x i y) oraz intensywność błysku. Na podstawie tych informacji można odtworzyć pojawiający się błysk na ekranie lampy oscyloskopowej. Wypadkowy rozkład przestrzenny wszystkich zarejestrowanych rozbłysków daje na ekranie lampy oscyloskopowej obraz aktywności poszczególnych punktów ciała chorego, czyli właśnie nie co innego, tylko scyntygram. Bardzo uproszczony schemat scyntykamery przedstawia rysunek 5.14.



Rys. 5.14. Uproszczony schemat blokowy struktury scyntykamery

Z fabrycznych wykonań scyntykamery wymienić można przykładowo urządzenia:

- Scienticamera III NE 8251 (firma Nuclear Enterprises),
- Autofluoroscope (firma Baird - Atomic),
- Magnacamera (firma Picker - Nuclear).

Jedną z zasadniczych zalet, które stawiają scyntykamery wyżej od scannerów, jest możliwość obserwowania czasowych zmian stopnia aktywności poszczególnych punktów ciała po wprowadzeniu znakowanych pierwiastków. Możliwe jest nawet sporządzenie ruchomego filmu obrazującego poszczególne fazy absorpcji i usuwania znakowanego związku z chorego narządu.

W badaniach topograficznych są używane następujące izotopy:

- badania tarczycy ^{131}I , ^{99}Tc (jodek sodowy, nadtechnecjan),
- badania wątroby ^{198}Au , ^{131}I , ^{99}Tc (czerwień bengalska, zawiesiny koloidalne),
- badania mózgu ^{99}Tc , ^{197}Hg (nadtechnecjan, nechydryna),
- badania nerek ^{197}Hg (nechydryna),
- badania śledziony ^{51}Cr , ^{198}Au (znakowane erytrocyty, koloidy),
- badania kości ^{85}Sr , ^{87}Sr (chlerek strontu),
- badania płuc ^{131}I , ^{99}Tc (makroagregaty albuminy),
- badania węzłów chłonnych ^{198}Au (zawiesina koloidalna).

Zestawienie powyższe nie jest oczywiście kompletne, gdyż wciąż pojawiają się nowe metody i nowe izotopy.

6. POMIARY TELEMTRYCZNE. RADIOSONDY

We współczesnej medycynie coraz większe znaczenie diagnostyczne mają badania, w których pacjent nie jest unieruchomiony i przywiązany do określonego stanowiska diagnostycznego. Badania te są wykonywane w czasie normalnej aktywności pacjenta, a więc w trakcie marszu, biegu, przy pracy itp. Jest to szczególnie ważne w diagnostyce chorób serca i narządów krążenia. Z tego względu dąży się do konstruowania aparatury, za pomocą której można by było przekazywać na odległość informacje o stanie zdrowia pacjenta, a w szczególności informacje o rytmie i szybkości jego tętna, przebiegu pracy serca (EKG), aktywności oddechowej, a także niekiedy aktywności mózgu (fale EEG). Badania te, zapoczątkowane w celach diagnostycznych, są obecnie bardzo intensywnie rozwijane również w celach pozamedycznych, na przykład w kosmonautyce (do badania stanu zdrowia i samopoczucia kosmonauty lub zwierząt doświadczalnych w statkach kosmicznych), a także w sporcie do kontroli (w celach treningowych) wpływu wysiłku sportowca na funkcjonowanie jego organizmu.

Dla wszystkich wyżej wymienionych celów są potrzebne urządzenia do zdalnego pomiaru określonych parametrów biologicznych, czyli urządzenia telemetryczne. W urządzeniach tych wykorzystuje się, do przekazania sygnału od poruszającego się człowieka do aparatury kontrolno-pomiarowej na nieruchomym stanowisku diagnostycznym, miniaturowe nadajniki radiowe pracujące najczęściej w reżimie FM (przy modulacji częstotliwości sygnału).

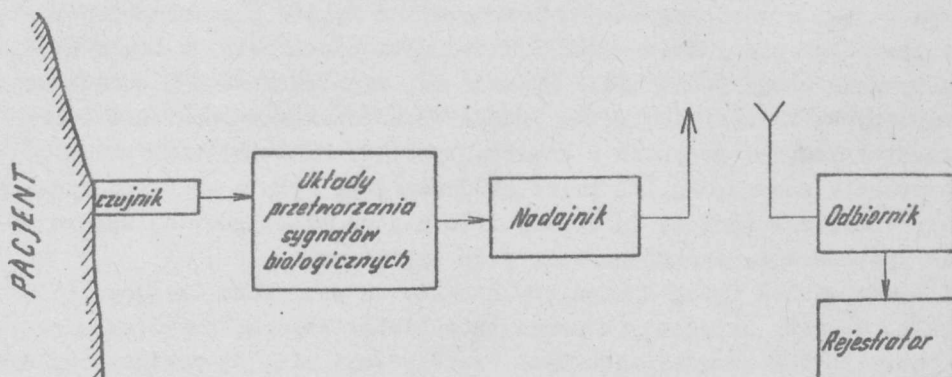
Niejednokrotnie do celów medycznych bywa adoptowana bezpośrednio nadawczo-odbiorcza aparatura modelarska, a niemal z reguły jest stosowane w telemetrycznej diagnostyce medycznej modelarskie pasmo częstotliwości radiowych, a mianowicie pasmo 27,12 MHz. W podrozdziale 6.1 zostanie omówionych kilka wypróbowanych rozwiązań aparatury do telemetrycznych pomiarów w medycynie.

Obok aparatury do badań telemetrycznych służącej do przekazywania parametrów od poruszającego się pacjenta bywają stosowane aparaty służące do zdalnego mierzenia pewnych parametrów biologicznych wewnątrz organizmu. Aparaty te są konstruowane w ten sposób, aby uzyskać minimalne wy-

mały całej aparatury, dzięki czemu niejednokrotnie urządzenia pomiarowe wraz z nadajnikiem radiowym, który ma przekazać wyniki pomiaru na zewnątrz ciała, mają rozmiary małej pastylki i mogą być przez pacjenta np. połknięte. Tego typu urządzenia noszą nazwę radiosond, albo niekiedy (dla podkreślenia faktu, że pomiar odbywa się wewnątrz ciała pacjenta) endoradiosond. Przy konstruowaniu endoradiosond dokłada się starań w celu ich miniaturyzacji, przy czym typowym zabiegiem stosowanym w celu miniaturyzacji radiosondy jest łączenie funkcji elementów; przykładowo tranzystor radiosondy może równocześnie pełnić rolę elementu wzmacniającego i elementu pomiarowego (np. pomiar temperatury). Szczegółowiej zagadnienia endoradiosond zostaną omówione w podrozdziale 6.2.

6.1. Telemetria w diagnostyce medycznej

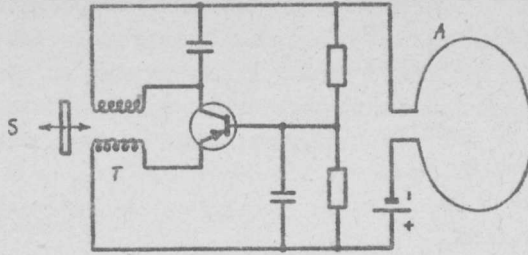
Schemat blokowy układu do teletransmisji sygnałów pochodzenia biologicznego jest przedstawiony na rysunku 6.1. Jak widać, w układzie tym



Rys. 6.1. Zasada telemetrycznego pomiaru parametrów organizmów żywych

występują znane nam już elementy (układy pomiarowe elektrycznych lub nie-elektrycznych sygnałów pochodzenia biologicznego), a także elementy nowe w postaci nadajnika i odbiornika przystosowanego do przesyłania wyników pomiaru. W niniejszym rozdziale zajmiemy się głównie tymi właśnie nowymi elementami, pomijając same człony pomiarowe, które powinny być Czytelnikowi znane z lektury poprzednich rozdziałów.

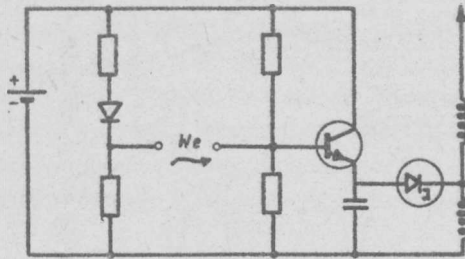
Na rysunku 6.2 przedstawiono bardzo prosty schemat układu do zdalnego pomiaru tętna. W aparacie tym elementem pomiarowym jest blaszka stalowa S, której odległość od transformatora T jest zależna od mierzonej fali tętna (aparacik zakłada się na przegub ręki, tak jak zegarek, ale dociska się dość silnie do ścianki tętnicy, tak aby fale tętna ugięły bla-



Rys. 6.2. Prosty indukcyjny nadajnik tężna

szkę S i zbliży ją do transformatora T). Układ elektroniczny aparatu jest wyjątkowo prosty i składa się z jednotranzystorowego generatora wysokiej częstotliwości o częstotliwości zależnej od indukcyjności transformatora T. W rezultacie fala tężna powoduje modulację częstotliwościową sygnału, który może być odbierany za pośrednictwem odbiornika indukcyjnie sprzężonego z pętlą anteny A nadajniczka. Rozmiary aparatu mogą być (bez anteny) bardzo małe, w praktycznym wykonaniu stosuje się aparat o rozmiarach zbliżonych do rozmiarów męskiego zegarka na rękę.

Inny bardzo pomysłowy i prosty nadajnik sygnałów biologicznych przedstawiono na rysunku 6.3. W nadajniku tym elementem użytym do generacji



Rys. 6.3. Nadajnik biopotencjałów z diodą tunelową

drgań jest dioda tunelowa. Nadajnik ten może być użyty do przekazywania za pomocą modulacji częstotliwości drgań rozmaitych biopotencjałów podawanych na jego wejście. Na ogół amplituda biopotencjałów (np. rytmu EKG) jest wystarczająca do wywołania czytelnej dewiacji częstotliwości nośnej nadajnika. Podstawowy problem może tu jedynie polegać na uzyskaniu dostatecznie dużej impedancji wejściowej. Dla zwiększenia tej impedancji należy stosować tranzystory o bardzo dużym wzmocnieniu (duże β) lub specjalne rozwiązania układowe, na przykład dwa tranzystory w miejsce pokazanego na schemacie jednego, połączone w znany układ Darlingtona. Zrealiz-

wany praktycznie układ z rysunku 6.3 miał następujące parametry:

wymiary 12,5 x 12,5 x 9,5 mm,

ciężar 2,8 g (wraz z baterią),

pobór mocy 1,6 mW,

trwałość baterii 50 godzin,

częstotliwość nośna 89 MHz,

czułość na wejściu 5 μV ,

napięcie szumów 0,5 μV ,

zakres pomiarowy 0,5 - 2 μV ,

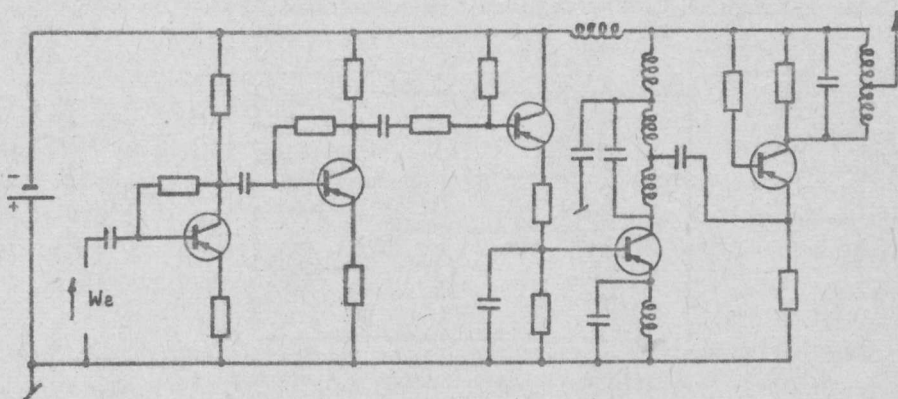
liniowość pomiaru 0,5%,

oporność wejściowa 6 k Ω ,

zasięg z anteną nadawczą 10 cm przy napięciu odbiorczym 5 μV ,

z anteną odbiorczą półfalową około 3,5 m.

Jak widać z powyższego zestawienia jest możliwe uzyskanie bardzo dobrych rezultatów nawet przy zastosowaniu bardzo prostych układów nadawczych. Zasadniczym ograniczeniem przy stosowaniu tych pomysłowych i prostych aparatów jest problem zasięgu. Przy konieczności naprawdę zdalnego odbierania sygnałów biologicznych są konieczne bardziej rozbudowane układy. Przykładowo na rysunku 6.4 pokazano układ elektroniczny stosowany



Rys. 6.4. Nadajnik biopotencjałów o większym zasięgu

przy zdalnym przekazywaniu miopotencjałów mięśni gołębi. Nadajnik ten został wykonany w praktyce i wypróbowany w badaniach Roya i Harada nad energetycznymi zależnościami związanymi z lotem ptaków. Nadajnik ten ma dość ograniczone wzmocnienie dla sygnałów biopotencjałów (zaledwie 800 razy), co wystarcza przy badaniu miopotencjałów, ale może być niewystarczające przy badaniu np. EKG lub EEG. Zasięg nadajnika wynosi około kilometra.

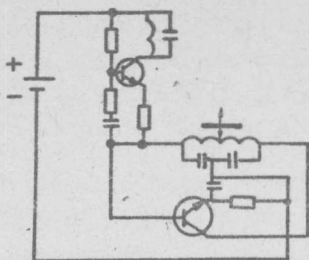
Znane są również nadajniki i odbiorniki wielokanałowe, służące do równoczesnego zdalnego pomiaru wielu parametrów biologicznych. Układów tych

jednak nie będziemy tu omawiali z kilku powodów, z których najważniejszym jest obszerność tematyki i istnienie stosunkowo licznej i łatwo dostępnej literatury na ten temat. Niektóre pozycje literatury, z których można korzystać uzupełniając swoje wiadomości z zakresu techniki radiotelemetrii zamieszczono na końcu skryptu.

6.2. Endoradiosondy

Technika endoradiosond jest stosunkowo niedawna, to znaczy od stosunkowo niezbyt długiego okresu czasu istnieją możliwości takiego zminiaturyzowania elektronicznych urządzeń pomiarowych i nadawczych, aby było możliwe ich wprowadzenie drogą bezpośrednią (np. przez pokłnięcie) lub drogą zabiegu operacyjnego do wnętrza jam ciała. Z tego powodu przytoczone w tym rozdziale przykłady rozwiązań układów elektronicznych endoradiosond nie należy uważać za jedyne czy powszechnie stosowane. Właśnie w dziedzinie endoradiosond wciąż jeszcze pozostaje bardzo wiele do zrobienia, zwłaszcza że zupełnie nowe i bogate możliwości w tym zakresie daje technika elektronicznych obwodów scalonych. Przytoczona w tym podrozdziale rozwiązania stanowią układy już opracowane i zastosowane w praktyce, niemniej ze wszech miar celowe wydaje się poszukiwanie nowych rozwiązań. Warto przy tym podkreślić zalety techniki endoradiosondowej. Przy pomocy poprawnie skonstruowanej radiosondy można przez długi okres czasu uzyskiwać dokładne pomiary wielu interesujących z medycznego punktu widzenia parametrów, przy czym na podkreślenie zasługuje fakt, że są to wyłącznie pomiary bezpośrednie, to znaczy wynik pomiaru nie jest fałszowany samą techniką pomiaru (jak to się niekiedy zdarza w przypadku pomiarów za pomocą sond typu gumowych rurek lub cewników), ani też wynik pomiaru nie jest w żaden sposób interpolowany na podstawie innych pomiarów. W dodatku badanie radiosondowe nie jest dla chorego uciążliwe (metoda "bezkrwawa").

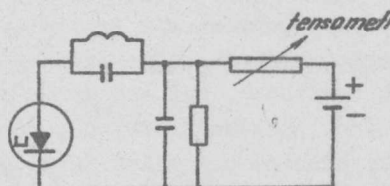
Zacniemy od omówienia endoradiosondy do pomiaru ciśnienia. Endoradiosondy mogą być stosowane np. do pomiaru ciśnienia krwi w miejscach, do których bezpośredni dostęp jest niemożliwy, na przykład w pobliżu serca. Przykładem endoradiosondy do pomiaru ciśnienia może być układ MacKay'a przedstawiony na rysunku 6.5. W radiosondzie tej elementem pomiarowym jest metalowa (ferromagnetyczna) membrana stanowiąca fragment obudowy sondy. Wewnątrz szczelnie zamkniętej sondy istnieje pewne określone ciśnienie. Pod działaniem różnicy ciśnienia zewnętrznego i wewnętrznego następuje przysuwanie lub oddalanie membrany sondy do cewki L, w wyniku czego następuje modulacja częstotliwości generowanej przez nadajnik radiosondy. W radiosondzie tej, podobnie jak we wszystkich innych radiosondach, bardzo istotny jest problem źródeł zasilania i ich żywotności.



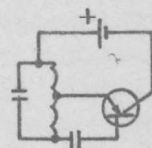
Rys. 6.5. Endoradiosonda do pomiaru ciśnienia (układ McKaya)

Do problemu tego powrócimy pod koniec tego rozdziału, tutaj nadmienimy jedynie, że pobór prądu przez sondę przedstawioną na rysunku 6.5 może być mniejszy od $3 \mu\text{A}$. Innym problemem, specyficznym już wyłącznie dla endoradiosond mierzących ciśnienie, jest problem szczelności obudowy. Warunkiem poprawnej kalibracji wskazań sondy jest zachowanie stałej wartości ciśnienia wewnątrz sondy, gdyż przy zmiennym ciśnieniu zewnętrznym ugięcie membrany jest proporcjonalne do różnicy ciśnień, czyli pozostaje przy tym samym zewnętrznym ciśnieniu stałe jedynie w warunkach stałego ciśnienia wewnętrznego. Pewne kłopoty powstają także w przypadku, kiedy endoradiosonda znajduje się w środowisku o zmiennej temperaturze (wzrost temperatury może powodować wzrost ciśnienia gazu wewnątrz sondy).

Do pomiaru wielkości mechanicznych wewnątrz organizmu pacjenta można stosować endoradiosondy Cobbolda (rys. 6.6). Elementem generującym drgania jest w takiej sondzie dioda tunelowa, a elementem modulującym czę-



Rys. 6.6. Endoradiosonda do pomiaru napiężeń (układ Cobbolda)

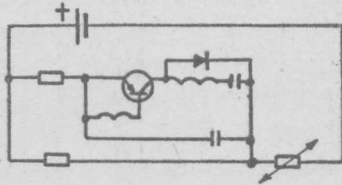


Rys. 6.7. Miniaturowa endoradiosonda do pomiaru temperatury

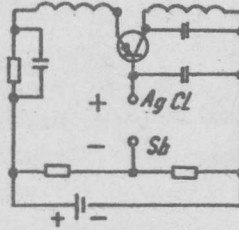
stotliwość drgań - tensometr połączony z badanym organem. Znane są przypadki zastosowania endoradiosond Cobbolda do pomiaru siły skurczów serca (tzw. mechanogramy serca). Krzemowy pasek tensometryczny był wówczas naszywany (operacyjnie) bezpośrednio na mięśniu sercowym. W sondzie takiej zmiany rezystancji tensometru powodują zmiany napięcia polaryzującego diodę tunelową, co w wyniku daje modulację częstotliwości impulsów.

Stosunkowo bardzo prostą budową odznaczają się endoradiosondy do pomiaru temperatury (rys. 6.7). W układzie z rysunku 6.7 zmiany temperatury powodują zmiany parametrów tranzystora, w wyniku czego ulega zmianie

częstotliwość generowanych przez radiosondę impulsów. Czulość tranzystora jako układu mierzącego zmiany temperatury może okazać się zbyt mała, zwłaszcza że zmiany temperatury wewnątrz organizmu człowieka są na ogół niewielkie. Z tego względu popularniejszym typem endoradiosondy do pomiaru temperatury jest endoradiosonda Esslera, w której elementem pomiarowym jest termistor ustalający punkt pracy tranzystora w układzie generatora wysokiej częstotliwości (rys. 6.8).



Rys. 6.8. Endoradiosonda do dokładnego pomiaru temperatury (układ Esslera)



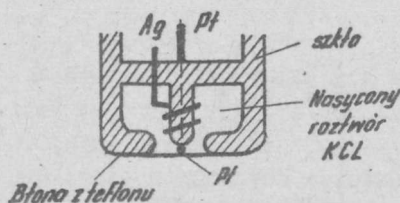
Rys. 6.9. Endoradiosonda przeznaczona do pomiaru pH

Jednym z najpotrzebniejszych typów sond radiowych są endosondy do pomiaru wartości pH (stężenia jonów wodorowych, będącego miarą kwasowości środowiska). Przykładowe rozwiązanie endosondy do pomiaru wartości pH przedstawia rysunek 6.9. Sonda przedstawiona na rysunku działa w ten sposób, że częstotliwość generacji oscylatora tranzystorowego jest w tej sondzie modyfikowana (modulowana) różnicą potencjałów powstającą pomiędzy dwoma wyprowadzonymi na zewnątrz plastikowej obudowy sondy elektrodami: antymonową i srebrową. Wartość tego napięcia jest proporcjonalna do wartości pH środowiska, w którym znajdują się elektrody. Endoradiosondy tego typu są z reguły wykonywane w postaci pastylek ("pigulka radiowa") służących do łykania przez pacjenta. Sonda wędrując w przewodzie pokarmowym nadaje w sposób ciągły informacje o kwasowości treści żołądka i jelit. Przy odbiorze sygnałów radiosond do pomiaru pH jest konieczne nie tylko odebranie i zdemodulowanie właściwego sygnału, niosącego informację o pH środowiska, ale także jest konieczna precyzyjna lokalizacja miejsca położenia sondy w przewodzie pokarmowym. Z tego względu odbiorniki do odbioru sygnałów endoradiosond do pomiaru pH są wyposażone zwykle w tzw. anteny koszulkowe (podobne do anten ramowych używanych w radionamiernikach), pozwalające na automatyczną lub ręczną rejestrację aktualnego położenia radiosondy.

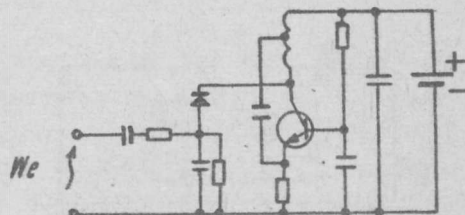
Radiosondy do pomiaru pH bywają niekiedy bezpośrednio stosowane do pomiaru stężenia CO_2 , jako że kwasowość płynów wzrasta proporcjonalnie do ilości rozpuszczonego w nich CO_2 . Metoda ta jest jednak mało dokładna,

gdyż kwas węglowy jest bardzo słabym kwasem, w związku z czym podwojenie stężenia CO_2 powoduje wzrost pH zaledwie o 0,4 razy.

Do pomiaru ciśnienia cząsteczkowego tlenu w tkankach i płynach ustrojowych bywa stosowana radiosonda o schemacie podanym na rysunku 6.10. W sondzie tej jest wykorzystywana zminiaturyzowana wersja tzw. elektrody Clarka, dająca prąd w zakresie od 10^{-2} do 10^{-4} μA proporcjonalny do



Rys. 6.10. Miniaturowa elektroda Clarka używana do oznaczania ciśnienia cząsteczkowego tlenu w endoradiosondach



Rys. 6.11. Endoradiosonda do pomiaru biopotencjałów

cząsteczkowego ciśnienia O_2 . W układzie współpracującym z elektrodą przedstawioną na rysunku 6.10 można uzyskać zmianę częstotliwości o około 3% przy zmianie ciśnienia cząsteczkowego O_2 w zakresie od 0 do 160 torów. Zasadniczym problemem przy konstruowaniu endoradiosond do oznaczania pO_2 jest zapewnienie odpowiednio wysokiej impedancji wejściowej układów elektronicznych współpracujących ze szklaną elektrodą Clarka.

Niekiedy radiosondy są stosowane do badania i przekazywania drogą radiową na powierzchnię ciała biopotencjałów (sygnałów EKG, miogramów, potencjałów twarzyszących pracy nerwów itp.). Jedną z sond tego typu przedstawiono na rysunku 6.11. W sondach tego typu zasadniczym problemem jest uzyskanie wystarczająco dużej impedancji wejściowej przy równoczesnym zapewnieniu wystarczającej czułości i małego poboru prądu. Zwłaszcza ten ostatni warunek bywa trudny do spełnienia i dlatego w sondach do pomiaru biopotencjałów częściej niż w jakichkolwiek innych stosuje się specjalne środki mające zapewnić długotrwałe funkcjonowanie sondy przy równoczesnej ograniczonej żywotności źródeł zasilania. Problemem tym zajmemy się w tej chwili bliżej w szerszym aspekcie.

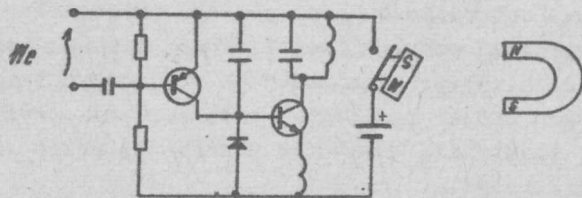
Konieczność wyposażenia endoradiosondy w indywidualne źródło zasilania przy równoczesnej konieczności zapewnienia długotrwałej żywotności sondy i niewielkich rozmiarów jest obecnie pierwszoplanowym problemem. Problem ten w identycznej postaci pojawia się w przypadku rozważania zagadnień związanych z konstruowaniem i eksploatacją implantowanych stymulatorów, o których będzie mowa w rozdziale ósmym. Istnieją w zasadzie cztery sposoby rozwiązania tego problemu.

Pierwszym sposobem jest zastosowanie niekonwencjonalnych źródeł zasilających o długotrwałej żywotności. Najszerzej znanym przykładem takiego rozwiązania jest zastosowanie tzw. baterii atomowych, czyli ogniw, w których wykorzystuje się energię rozpadu jąder jakiegoś izotopu promieniotwórczego do wytwarzania energii elektrycznej. Baterie atomowe są rozwiązaniem pod wieloma względami bardzo dobrym, m.in. ich długowieczność (pojemność energetyczna) może zapewnić nieprzerwaną pracę sondy lub stymulatora przez okres wielu lat. Niestety są one jednak bardzo kosztowne, a ponadto dość trudno jest całkowicie wyeliminować promieniowanie wydostające się z takiej baterii na zewnątrz, w wyniku czego tkanki położone w bezpośrednim sąsiedztwie baterii są narażone na długotrwałe wpływy kumulujących się małych dawek promieniowania.

Drugą drogą jest poszukiwanie takich rozwiązań konstrukcyjnych układów elektronicznych endoradiosond, aby uczynić pobór mocy z baterii minimalnym. Współczesne układy elektroniczne radiosond pobierają ze źródeł zasilania moce rzędu mikrowatów. Nie jest to jednak najważniejsza droga, gdyż przy znikomej mocy pobieranej przez radiosondę ze źródeł zasilania jest minimalna także moc generowanego sygnału, w wyniku czego uzyskujemy niekorzystny stosunek sygnału do szumu i napotykamy na duże trudności przy interpretacji wyników pomiarów. Mała moc ogranicza także oczywiście zasięg możliwości odbioru sygnałów radiosondy.

Trzecia możliwość polega na tym, aby przy pomocy odpowiednich mikrowyłączników sterowanych z zewnątrz ciała pacjenta (np. za pośrednictwem magnesów lub z wykorzystaniem wyłączników rtęciowych włączających się tylko przy pewnej określonej pozycji ciała pacjenta w stosunku do pionu) włączać endoradiosondę jedynie na czas wykonywania badań, natomiast podczas normalnego poruszania się pacjenta utrzymywać radiosondę w stanie wyłączonym. Koncepcja ta jest obecnie niejednokrotnie realizowana przy konstruowaniu radiosond, szczególnie w przypadku radiosond przeznaczonych do pomiaru biopotencjałów. Na rysunku 6.12 został przedstawiony jeden z takich układów.

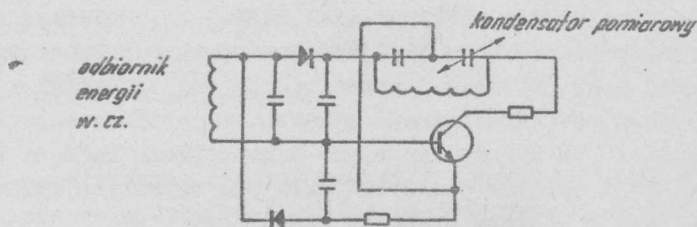
Czwarta w końcu możliwość budowania trwałych radiosond polega na ich zdalnym zewnętrznym zasilaniu przy pomocy energii wysokiej częstotliwości



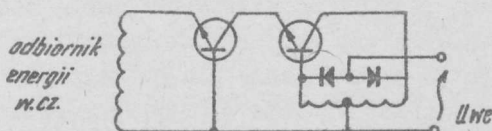
Rys. 6.12. Przykład zdalnego włączania układu endoradiosondy

ści. W skład takiej zewnętrznie zasilanej sondy wchodzi wówczas zwykle cewka sprzężona indukcyjnie z cewką nadajnika energii umieszczonego na zewnątrz ciała pacjenta. Napięcie wysokiej częstotliwości indukowane w cewce odbiorczej jest następnie prostowane i wygładzane, a następnie służy do zasilania członów pomiarowych i nadawczych sondy. Niekiedy jest stosowana także odmiana tej metody, polegająca na tym, że sonda jest wyposażona w akumulator, który zasila ją w normalnych warunkach pracy, a który jest okresowo podładowywany przy pomocy energii wysokiej częstotliwości.

Przykłady sond zasilanych energią wysokiej częstotliwości z zewnętrznego generatora podano na rysunkach 6.13 i 6.14. Na rysunku 6.13 pokazano układ elektroniczny endoradiosondy do pomiaru temperatury, w której wykorzystano jako element pomiarowy kondensator ceramiczny o dużym tem-



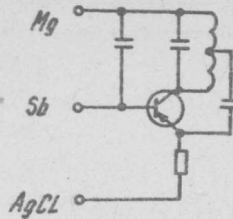
Rys. 6.13. Endoradiosonda do pomiaru temperatury zasilana bezprzewodowo energią wielkiej częstotliwości



Rys. 6.14. Układ endoradiosondy do pomiarów potencjałów mięśniowych, zasilanej energią wielkiej częstotliwości

peraturowym współczynnikiem zmian pojemności, natomiast na rysunku 6.14 został podany schemat endoradiosondy do pomiaru potencjałów mięśniowych zasilanej energią wysokiej częstotliwości. Pewną ciekawostką jest układ sondy Nollera (rys. 6.15) przeznaczonej do pomiaru pH tkanek. Sonda ta nie posiada własnych źródeł zasilania, natomiast wykorzystuje ona płyny śródtkankowe jako elektrolit w baterii utworzonej przez jej wykonane z różnych metali elektrody.

Przy stosowaniu klasycznych źródeł zasilania endoradiosond nakorzyst-



Rys. 6.15. Endoradiosonda Nollera do pomiaru pH tkanek. Zasilanie tej sondy stanowi bateria, w skład której wchodzi piny wewnątrzustrojowe (z mierzonych tkanek)

niejsze jest używanie ogniw rtęciowych. Ogniwa te mają szereg istotnych zalet: posiadają największą pojemność na jednostkę objętości, a także cechują się korzystnym kształtem krzywej rozładowania, gdyż nawet po wyładowaniu 90% zawartej w ogniwie energii napięcie na biegunach ogniwa maleje zaledwie o kilka procent i wynosi około 1,2 - 1,3 V. Typowym, często stosowanym w endoradiosondach ogniwem, jest ogniwo Mallory RM-312 o pojemności 35 mAh i wymiarach 7,7 x 3,4 mm.

Przy stosowaniu zasilania prądami wysokiej częstotliwości ważnym praktycznym problemem jest zapewnienie właściwego dopływu energii (właściwego sprzężenia nadajnika energii i radiosondy) niezależnie od położenia radiosondy w ciele pacjenta i niezależnie od ewentualnych ruchów pacjenta. Niekiedy są stosowane trzy cewki nadawcze ułożone w płaszczyznach wzajemnie prostopadłych i łącznie wytwarzające potrzebne do zasilania endoradiosondy pole wysokiej częstotliwości. Przy realizacji przesyłania energii drogą bezprzewodową od nadajnika do radiosondy należy zważyć, aby nie przekroczyć dopuszczalnych wartości gęstości energii pola elektromagnetycznego w żywej tkance. Nie wiadomo dokładnie, jakie gęstości mocy mogłyby wywołać uszkodzenie tkanki, przyjmuje się jednak, że stosowana w praktyce gęstość mocy nie powinna przekraczać wartości 20 mW/cm^2 (przy poprawnie zaprojektowanym i skonstruowanym układzie przekazywania energii wysokiej częstotliwości do radiosondy na ogół nie potrzeba stosować energii większych niż około $5 - 8 \text{ mW/cm}^2$).

Zakończenie

Przedstawione w tym skrypcie zagadnienia stanowią jedynie wycinek obszernej i szybko zmieniającej się problematyki miernictwa elektronicznego w medycynie. Wybór tych, a nie innych zagadnień przeznaczonych do prezentacji w ramach niniejszego skryptu był podyktowany opinią autora o ich aktualnej ważności. Wydaje się, że inne, nader ciekawe problemy zastosowań elektroniki w medycynie będą przedmiotem dalszych opracowań, ten natomiast skrypt powinien dostarczyć wiadomości najpotrzebniejszych i najbardziej podstawowych. Jak już wspomniano, problematyka miernictwa elektronicznego w medycynie przeżywa aktualnie szybki rozwój. Z faktu tego wynika jeden zasadniczy wniosek. Żaden podręcznik czy inne opracowanie nie będzie w stanie nadążyć za postępem i dlatego nauczysz się podstaw (np. z niniejszego skryptu) musimy zdobytą wiedzę traktować jedynie jako punkt wyjścia do dalszych ustawicznych i systematycznych studiów, do stałego poszerzania i pogłębiania wiedzy. Należy więc pilnie śledzić piśmiennictwo naukowe i techniczne, a także należy zwracać uwagę na doniesienia i prospekty czołowych firm krajowych i zagranicznych, produkujących elektroniczny sprzęt medyczny; należy także samemu nie ustawać w ciągłym dążeniu do doskonalenia istniejącej aparatury i do opracowywania nowych rozwiązań układowych i nowych metod. Uwagi tego rodzaju są oczywiście komunałami, dającymi się zastosować do każdej dziedziny wiedzy i do każdego typu działalności. Pamiętać jednak trzeba, że na styku techniki i medycyny są one szczególnie ważne, gdyż jest to odcinek frontowy. Trwa tam walka o życie i zdrowie ludzi, a nikt nie może być (niestety) pewien, że walka ta nie stanie się w pewnym momencie walką o jego życie lub życie jego najbliższych.

Literatura

1. Antoniewicz J.: Urządzenia do badań elektrobiologicznych. PZWL. Warszawa 1951.
2. Dobrski J.: Aparaty elektromedyczne. PZWL. Warszawa 1956.
3. Elektronika Medyczna. Praca zbiorowa pod red. Kellera J. Warszawa, PZWL, I część - 1972, II część - 1975.
4. Elektronika w medycynie. Praca zbiorowa pod red. Berga A.J. (tłum. z j. ros.). WNT. Warszawa 1963.
5. Ilmurzyńska K.: Nowe zastosowania ultrasonokardiografii. PZWL. Warszawa 1970.
6. Jus A., Jus K.: Elektroencefalografia. PZWL. Warszawa 1967.
7. Kistelska-Nielubowiczowa H.: Elektrodiagnostyka i chromaksymetria. PZWL. Warszawa 1957.
8. Kwoczyński J.: Elektrokardiografia. PZWL. Warszawa 1972.
9. Majkowski J.: Atlas elektroencefalograficzny. PZWL. Warszawa 1975.
10. Majkowski J.: Elektromiografia kliniczna. PZWL. Warszawa 1961.
11. Materiały konferencji "Elektronika i automatyka w służbie medycyny". NOT. Katowice 1975.
12. Poradnik elektroniki medycznej. Praca zbiorowa (tłum. z j. niem.). PZWL. Warszawa, tom 1 - 1971, tom 2 - 1973, tom 3 - 1975.
13. Miller R.: Podstawy elektroniki medycznej. PZWL. Warszawa 1973.
14. Piątkowski J., Schart B.: Aparatura radiomedyczna w medycynie i biologii. PZWL. Warszawa 1972.
15. Szumielewicz B.: Czujniki i aparatura elektroniczna w badaniach ergonomicznych. IWP. Warszawa 1974.
16. Zimmermann R.: Biomedyczne przyrządy pomiarowe. WKŁ. Warszawa 1969.
17. Zimmermann R.: Automatyczna centralizacja pomiarów i obróbka danych. MON. Warszawa 1975.

IS 38445
BIBLIOTEKA GŁÓWNA
Politechniki Warszawskiej

IS.38445-01-06



400000000081200

— POWIELARNIA —
— AGH —
— KRAKÓW —