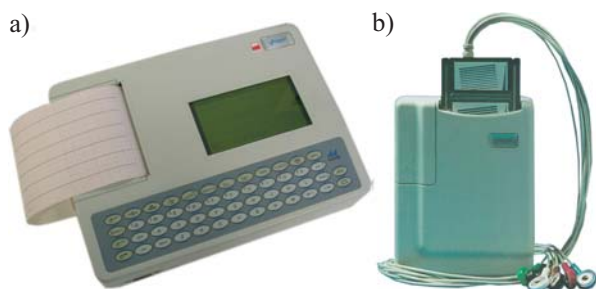


2.1.A. Elektrokardiografia

Piotr Augustyniak

1. WPROWADZENIE

Elektrokardiografia obejmuje grupę technik pozyskiwania, analizy i interpretacji potencjałów czynnościowych pracującego serca. Pod tym pojęciem rozumiany jest zazwyczaj wypadkowy wektor pola elektrycznego rzutowany na prostą wyznaczoną w przestrzeni przez punkty kontaktu elektrod pomiarowych ze skórą. W zależności od celu badania stosuje się albo rejestrację 12-kanalową, albo 3-kanalową, albo wreszcie układ odprowadzeń pseudo-prostopadłych umożliwiających uzyskanie trójwymiarowego obrazu pętli zakreślonych podczas ewolucji serca przez koniec wypadkowego wektora pola elektrycznego serca w przestrzeni. Pomiar nieinwazyjny, czyli takie, które zakładają zewnętrzny kontakt elektrod ze skórą pacjenta są obarczone znaczącym wpływem tkanek pośredniczących (np. płuc) oraz zjawisk związanych z transmisją sygnału z ośrodka o przewodnictwie jonowym (ciało) do ośrodka o przewodnictwie elektronowym (układ pomiarowy). Istnieją także sposoby rejestracji inwazyjnej, które przybliżają elektrody pomiarowe w sąsiedztwo wybranej części układu bódźcotwórczego serca, zawsze jednak jest to pomiar wypadkowego pobudzenia pewnej grupy włókien nerwowo-mięśniowych.



Rys. 1. Rejestrator EKG: a) przyłóżkowy; b) długoczasowy

Podstawową zaletą elektrokardiografii jest jej dostępność i nieinwazyjny charakter, powodujące, że jest to najczęściej wykonywany test elektrofizjologiczny. Bardzo istotny jest również fakt, że podstawą diagnostyki jest impuls pobudzający skurcz serca, a więc bezpośrednie źródło informacji o sterowaniu nim przez układ nerwowy i hormonalny o generowaniu dodatkowych, niekontrolowanych impulsów, a także o zaburzeniach w przewodzeniu pobudzeń do włókien roboczych mięśnia serca. Istnieją wszakże choroby poważnie wpływa-

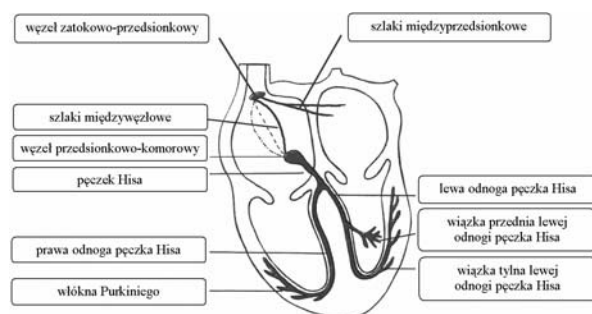
jące na wydajność hemodynamiczną serca, jak np. niedomykalność zastawek, nie wykrywane przy pomocy badania EKG (rys. 1).

Ponieważ zapotrzebowanie poszczególnych organów na „usługi transportowe” ze strony układu krwionośnego jest proporcjonalne do ich aktywności, w zapisie elektrokardiogramu znajdują się elementy reprezentujące aktywność życiową człowieka. Krótkotrwałe wysiłki związane np. z wchodzeniem po schodach, stres towarzyszący odebraniu niepomyślnego wiadomości, czy też przyjęcie niektórych środków farmakologicznych są łatwe do zidentyfikowania podczas analizy EKG. Analiza taka może być zatem podstawą określenia modelu aktywności i elementem kontrolnym podczas dobrowolnego jego kształtowania. W niektórych wysokorozwiniętych krajach propagowany styl życia zakłada pewne minimum aktywności ruchowej, a nadzór elektrokardiograficzny okazuje się najprostszą z obiektywnych metod kontroli. Podobnie, ocena wydajności fizjologicznej zawodników w wielu dyscyplinach sportu jest wykonywana analogicznie do testu wysiłkowego pacjentów z podejrzeniem choroby niedokrwiennej – poprzez zadawanie standaryzowanego wysiłku i ocenę reakcji ze strony układu sercowo-naczyniowego. Elektrokardiografia nie musi więc być kojarzona z ciężką, zagrażającą życiu chorobą. Oczywiście znaczenie układu krwionośnego dla podtrzymania życia organizmu oraz gwałtowny przebieg niektórych chorób kardiologicznych są głównym uzasadnieniem nakładów finansowych i zainteresowania nauki rozwojem aparatury i oprogramowania dla elektrokardiografii.

2. PRZEWODZENIE POBUDZENIA

W warunkach fizjologicznych głównym generatorem rytmu jest węzeł zatokowo-przedsionkowy (sinoatrial node) umieszczony w okolicach ujścia żyły głównej górnej do prawego przedsionka serca [1–3]. Swą dominującą rolę zawdzięcza on krótszemu interwałowi automatyzmu własnego (samoczynnej depolaryzacji komórek) w porównaniu z pozostałymi ośrodkami bódźcotwórczymi, które pełnią rolę generatorów zastępczych. Pobudzenie fizjologiczne obejmuje mięsień roboczy prawego przedsionka, a za pośrednictwem szlaków międzyprzedsionkowych także lewy przedsionek. Efektem pobudzenia jest skurcz przedsionków i przetłoczenie krwi (ok. 70 ml w każdym z przedsionków) poprzez zastawki przedsionkowo-komorowe do komór serca.

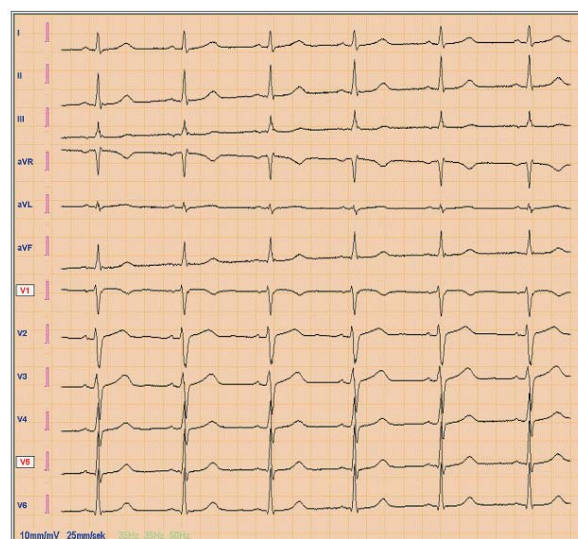
Równocześnie z akcją mechaniczną przedsionków pobudzenie jest przewodzone szlakiem międzywęzłowym podstawowym (Bachmanna) lub którymś z zapasowych (Wenckebacha lub Thorela) do węzła przedsionkowo-komorowego (atrioventricular node). Węzeł ten leży na granicy przedsionków i komór serca na przegrodzie oddzielającej prawą i lewą jego stronę w geometrycznym centrum serca. Szczególną cechą węzła AV jest bardzo niewielka prędkość przewodzenia bodźców. Podczas, gdy w pozostałych częściach układu bódzoprzewodzącego wynosi ona ok. 4 m/s, w komórkach węzła AV prędkość ta wynosi zaledwie 0,05 m/s. Na długości szlaku przewodzenia związanej z rozmiarami węzła powstaje więc „linia opóźniająca” bodziec o ok. 120 ms. Opóźnienie to zapewnia synchroniczną pracę przedsionków i komór serca, a jednocześnie wystarczająca ilość czasu na przemieszczenie 140 g krwi z przedsionków do komór. Z węzła przedsionkowo-komorowego pobudzenie jest przewodzone pęczkiem Hisa w przegrodzie międzykomorowej. Początkowy jego odcinek posiada zdolność automatyzmu własnego o częstotliwości ok. 50/min i może pełnić rolę zapasowego generatora rytmu. Ok. 1 cm poniżej węzła AV pęczek Hisa rozgałęzia się na wiązkę prawą i lewą, następnie od wiązki lewej odgałęzia się jeszcze wiązka przednia obejmując ścianę komory lewej. Wiązki prawa i lewa przewodzą pobudzenie do koniuszka serca gdzie następuje ich obfite rozgałęzianie w postaci tzw. włókien Purkiniego wstępujących po obu zewnętrznych ścianach mięśnia roboczego komór. Włókna Purkiniego są ostatnim elementem układu bódzoprzewodzącego a jednocześnie posiadają zdolność automatyzmu własnego o częstotliwości ok. 30/min. W związku z ich rozległą topologią pobudzenie komorowe może powstać w bardzo wielu punktach komór, co skutkuje wielką różnorodnością kształtów takich pobudzeń w elektrokardiogramie. W związku ze znacznie wyższą wartością ciśnienia w lewej komorze w porównaniu a pozostałymi jamami serca, masa mięśniowa lewej komory przeważa, pociągając za sobą znacznie szerszy front pobudzenia w lewej połowie serca i skrócenie kierunku wektora pola elektrycznego w lewo podczas trwania ewolucji. Przewaga masy mięśniowej komór nad masą przedsionków skutkuje znacznie wyższą amplitudą rejestrowanego sygnału w obrębie zespołu QRS niż w obrębie załamka P.



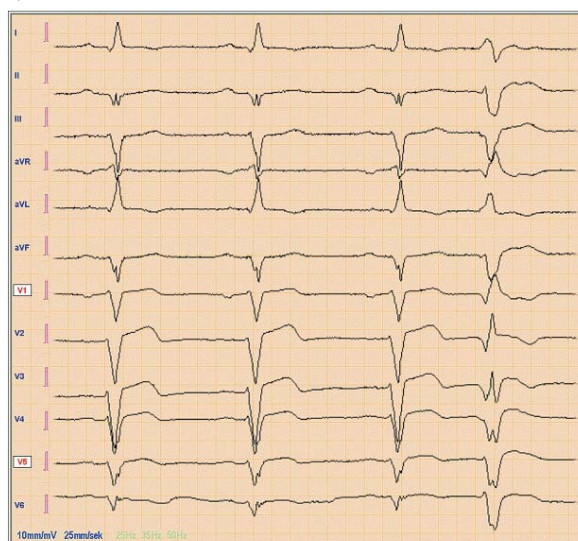
Rys. 2. Budowa układu bódzoprzewodzącego serca

Aktywność elektryczna serca nie związana z przewodzeniem pobudzenia, ale dokładnie reprezentowana w zapisie EKG w postaci załamka T jest związana z repolaryzacją, czyli przywracaniem potencjału spoczynkowego komórek mięśnia roboczego komór. Potencjał spoczynkowy musi zostać przywrócony także w przypadku przedsionków, jednak aktywność ta jest skutecznie maskowana przez zespół QRS. Ponieważ repolaryzacja przebiega w kierunku od nasierdžia ku wsierdziu w kolejności w przybliżeniu odpowiadającej uprzedniej depolaryzacji komórek, wypadkowy wektor pola elektrycznego także zatacza pętlę. Załamek T w elektrokardiogramie jest jednak zwykle bardzo łagodny, repolaryzacja nie jest procesem lawinowym i nie jest związana z frontem pobudzenia.

a)



b)



Rys. 3. Przykładowy elektrokardiogram: a) prawidłowy, b) patologiczny – świeży zawał przednio-boczny

Źródło: CSE Multilead Database, pliki Mo125 i Mo112

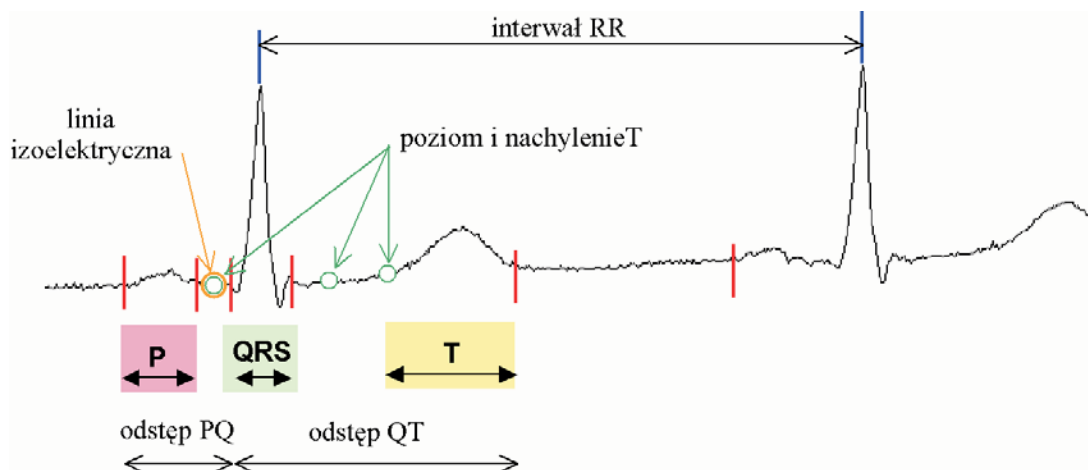
3. PARAMETRY DIAGNOSTYCZNE ELEKTROKARDIOGRAMU

Interpretacja zapisu EKG wiąże się z próbą wyobrażenia sobie przez lekarza pracy serca na podstawie obserwowanych na zewnątrz zjawisk elektrycznych [4]. Jest to tak zwany problem odwrotny, kiedy próbujemy poznać „drzewo po owocach”, albo defekt silnika samochodu po jego odgłosach. Oczywiście reprezentacja pracy serca w zapisie EKG nie jest jednoznaczna, a zatem poszczególne hipotezy o przyczynach nieprawidłowego zapisu mogą być stawiane jedynie z określonym prawdopodobieństwem. Kardiolodzy określają reprezentatywność zapisu EKG wobec dysfunkcji serca na ok. 70%. Jest to i tak najbardziej „wyrazisty” test elektrofizjologiczny.

Ponieważ ewolucja serca składa się z sekwencji akcji mięśnia roboczego przedsionków i komór, podstawą interpretacji EKG jest wykrycie prawidłowości następstw i odstępów czasowych tych sekwencji. Jest to tak zwana analiza rytmu. Skurcz przedsionków, reprezentowany w zapisie jako załamek P (najwcześniejszy i o niewielkiej amplitudzie powinien poprzedzać skurcz komór, reprezentowany przez tzw. zespół QRS, który jest największym energetycznie, a zatem i amplitudowo wydarzeniem na osi czasu elektrokardiogramu. Wartość odstępu PQ powinna być stała i wynosić $100 \div 180$ ms, czyli $3 \div 6$ mm przy standardowej prędkości zapisu (25 mm/s). Reprezentuje ona całkowity okres przewodzenia pobudzenia w układzie bodźcoprzewodzącym serca. Innym parametrem wyliczanym podczas analizy rytmu jest odstęp QT, który reprezentuje całkowity czas pobudzenia mięśnia roboczego komór serca. Wydłużenie odstępu QT, duża zmienność jego długości w poszczególnych ewolucjach serca oraz niejednorodne zakończenie załamka T w poszczególnych odprowadzeniach (dyspersja QT) są podstawowymi wskaźnikami zaburzeń okresu późnej repolaryzacji, mogą świadczyć

o zmianach w obrębie przedłużonej refrakcji lub parametrów biochemicznych środowiska, w którym funkcjonuje błona komórkowa. Do analizy rytmu należy także podstawowy parametr kardiologiczny: częstość akcji serca (*heart rate*). Parametr ten można zmierzyć stosując rozmaite środki od prostego pomiaru stoperem, w warunkach pomocy przedmedycznej, poprzez pomiar ciśnienia krwi metodą Korotkowa, elektrokardiografię, kardiologię aż do zaawansowanych metod obrazowych: ultrasonografii dopplerowskiej i funkcjonalnej tomografii rezonansowej.

Poza analizą rytmu, istotnych informacji o pracy serca dostarcza analiza konturu. Stosowana jest ona przede wszystkim do interpretacji zapisu 12-odprowadzeniowego (spoczynkowego i wysiłkowego), w przypadku mniejszej ilości odprowadzeń analiza konturu jest ograniczona do wyznaczenia morfologii poszczególnych ewolucji serca. Morfologia ewolucji określa, czy źródłem bodźca pobudzającego jest węzeł zatokowo-predsionkowy (prawidłowo) czy też któryś z zapasowych ośrodków rytmotwórczych zlokalizowanych w węźle przedsionkowo-komorowym (pobudzenia węzłowe) lub w komorach (pobudzenia komorowe). W prawidłowym przypadku automatyzm własny zapasowych ośrodków rytmotwórczych jest wolniejszy niż automatyzm węzła zatokowo-predsionkowego, dlatego front pobudzenia generowany przez ten węzeł po dotarciu do komórek zapasowych generatorów rytmu „rozładowuje” ich potencjał spoczynkowy. Niestety, nie zawsze proporcja interwałów jest prawidłowa, dlatego pobudzenia pozazatokowe można podzielić na zastępcze, kiedy zastępują one nieobecne pobudzenia zatokowe oraz nadmiarowe (przedwczesne), kiedy pobudzenie pozazatokowe wyprzedza i zarazem blokuje pobudzenie fizjologiczne „rozładowując” przy okazji węzeł zatokowo-predsionkowy. Analiza konturu dostarcza podstawowych informacji o drodze przewodzenia bodźca w układzie bodźcoprzewodzącym i pozwala wykryć bloki odnog pęczka Hisa (*left, right bundle branch block*).



Rys. 4. Podstawowe parametry diagnostyczne EKG

W dalszej części, kiedy pobudzenie jest przewodzone w tkankach mięśnia roboczego komór serca, analiza konturu pozwala na stwierdzenie przerostów lewej (prawej) komory oraz lokalizację zawału i określenie jego stadium (świeży, ostry, przetrwały). Analiza konturu technicznie sprowadza się do detekcji załamków Q, R, S (niekiedy także R' i S' a następnie pomiaru zależności amplitudowo-czasowych w obrębie zespołu QRS. Zestaw kryteriów jest odrębny w specyficznych odprowadzeniach. Przestrzeganie standardów rozmieszczenia elektrod i wysoka jakość sygnału jest więc podstawą powodzenia analizy konturu.

4. AUTOMATYCZNA INTERPRETACJA ELEKTROKARDIOGRAMU

Analiza cyfrowego elektrokardiogramu [5–7] zazwyczaj rozpoczyna się od oceny jakości sygnału na podstawie porównania ilościowego obecności cech typowych dla sygnału i obecności cech typowych dla szumu. W pierwszym etapie analizy celem jest rozpoznanie uderzeń serca. W tym celu w kanałach, w których zapis ma najwyższą jakość poszukiwane są zespoły QRS, bo choć ewolucja serca zwykle inicjowana jest wcześniej w przedsionkach, których akcję reprezentuje załamek P, to zespoły QRS posiadają największą energię i są najłatwiejsze do automatycznego rozpoznawania.

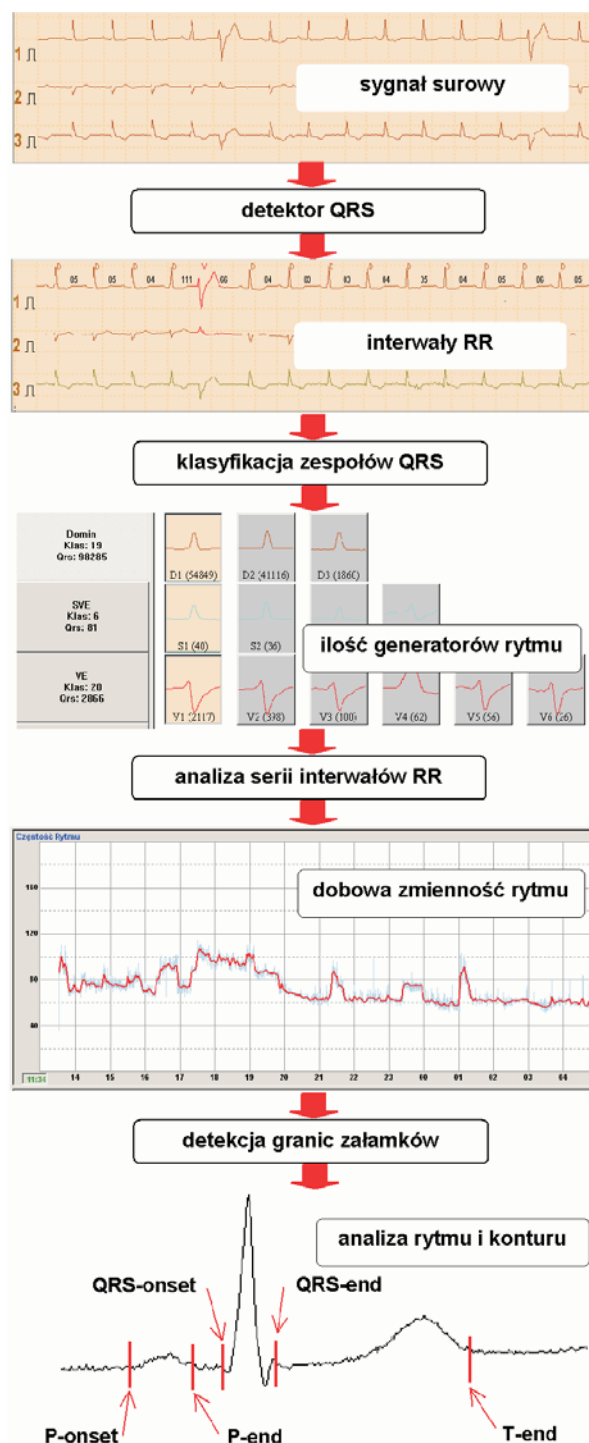
Proces rozpoznawania przebiega zwykle z wykorzystaniem jednej z następujących metod:

- filtracji sygnału zmierzającej do wyodrębnienia cech typowych dla zespołu QRS,
- różniczkowaniu sygnału, wykorzystującego znaczną prędkość lub prędkość kątową wektora pola elektrycznego w obrębie zespołu QRS,
- porównywanie ze wzorcami typowych ewolucji za pomocą korelacji,
- porównywanie ze wzorcowymi opisami semantycznymi krzywych EKG.

Każda z tych operacji prowadzi do rezultatu liczbowego, który można interpretować jako prawdopodobieństwo, że w danym miejscu zapisu EKG wykryto zespół QRS. Przekroczenie eksperymentalnie ustalonego progu przez tą wartość jest równoznaczne z pozytywną detekcją ewolucji serca, wskaźnik osi czasu znajduje się zazwyczaj w obrębie zespołu QRS.

Kolejnym krokiem analizy jest identyfikacja wszystkich istotnie różnych kształtów zespołów QRS, jako reprezentacji ilości i udziału poszczególnych ośrodków bójcotwórczych w rytmie serca. Wszystkie zarejestrowane zespoły QRS są dzielone na klasy według wzajemnego podobieństwa w dziedzinie sygnału lub w dziedzinie cech wyznaczonych wcześniej na podstawie sygnału. Przed klasyfikacją zespoły QRS powinny zostać zsynchronizowane i ograniczone w celu poprawnego ich porównywania. Stopień podobieństwa wymagany dla przynależności zespołu do jednej klasy jest zwykle

regulowany: wymaganie wysokiego podobieństwa prowadzi do nadmiernego wzrostu ilości klas pomimo braku medycznie uzasadnionych różnic, wymaganie niskiego podobieństwa powoduje pominięcie informacji o aktywności niektórych ośrodków bójcotwórczych. Klasyfikacja kolejnych uderzeń serca jest bardzo podobna do klasyfikacji innych obiektów: obrazów, muzyki, przedmiotów, cech osobowości itp.

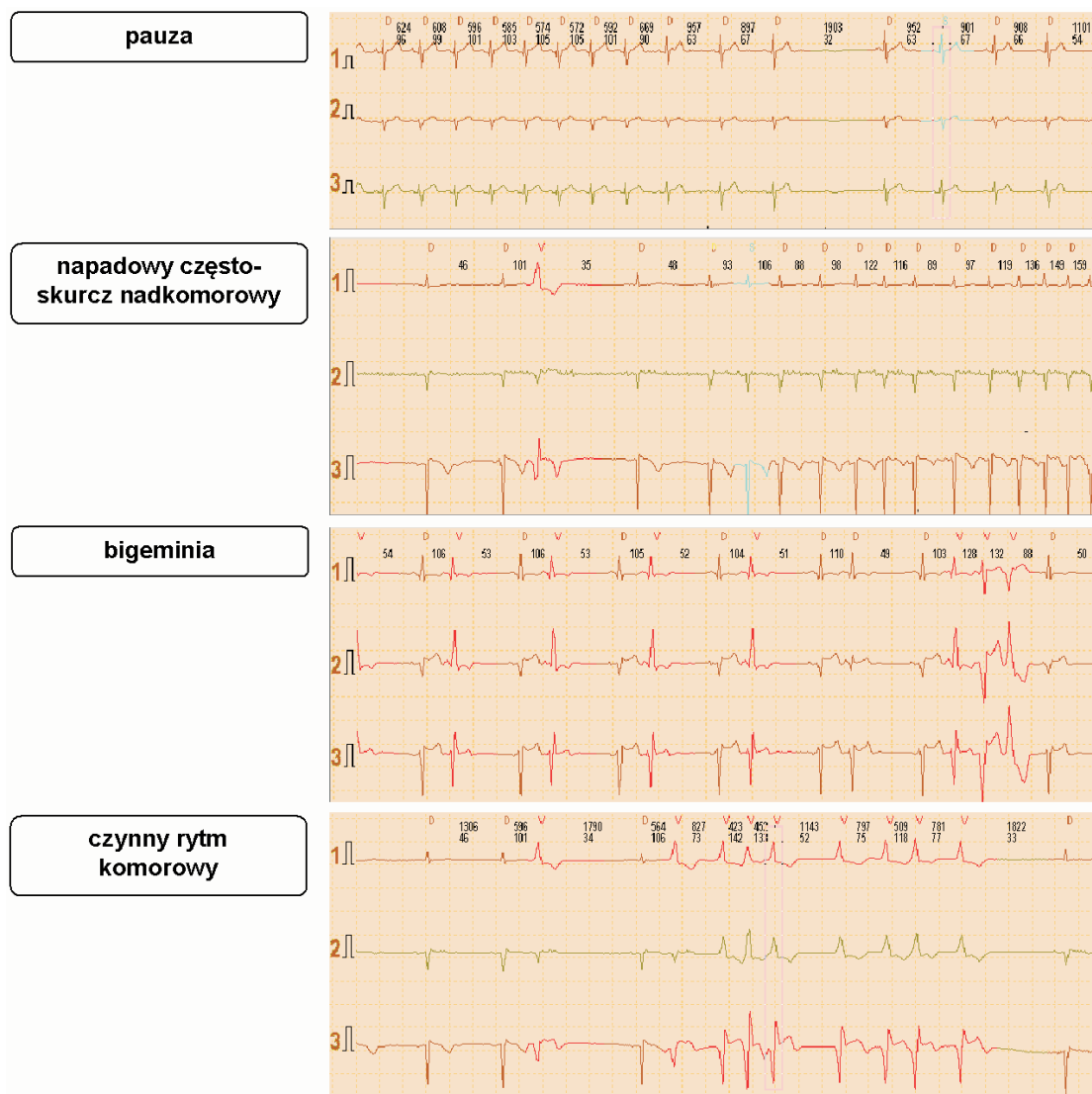


Rys. 5. Podstawowe etapy przetwarzania elektrokardiogramu

Kolejna analiza prowadzi do wyznaczania granic załamków, a więc umożliwia uzyskanie podstawowych czasowych parametrów diagnostycznych. Poszukiwanie granic załamków jest tak czasochłonne, że zwykle wykonywane jest tylko dla ewolucji będących reprezentantami poszczególnych klas. Tak otrzymane odległości są następnie przypisywane wszystkim ewolucjom należącym do danej klasy. Poszukiwanie granic załamków opiera się na przewidywaniu zachowania sygnału EKG w okolicy tego punktu i wyznaczeniu granicy pomiędzy fragmentem zapisu spełniającym „wyobrażenie” o sygnale w stopniu pozwalającym na uznanie go za sygnał, a fragmentem nie spełniającym tych oczekiwań, traktowanym jako szum linii izoelektrycznej. Poszukiwanie różnych granic załamków: P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end i T-end wymaga ponadto uwzględnienia specyfiki kształtu tych załamków i lokalnego określenia poziomu linii izoelektrycznej jako punktu odniesienia wszystkich pomiarów. Wyznaczenie granic załamków

jest podstawą dalszych obliczeń i jest to procedura, której jakość warunkuje jakość rezultatu diagnostycznego obliczanego automatycznie.

Dalsze przetwarzanie 12-odprowadzeniowego zapisu EKG na komputerze dotyczy analizy konturu, czyli pomiarów prowadzonych w punktach sygnału określonych względem granic załamków i testowaniu spełnienia warunków określonych patologii. W ten sposób wykrywane są bloki wiązek pęczka Hisa, przerosty komór, a także określana jest lokalizacja i stadium zawału. W zapisie 12-odprowadzeniowym dokonuje się także analizy uniesienia i nachylenia odcinka ST jako parametrów reprezentujących lokalizację i nasilenie choroby niedokrwiennej (wieńcowej) serca. Dla oceny procesu repolaryzacji w celu prognozowania podatności pacjenta na częstoskurcz komorowy wykonywana jest analiza dyspersji odcinka QT, czyli określenia indywidualnych różnic w czasie jego trwania w poszczególnych odprowadzeniach.



Rys. 6. Przykłady arytmii

W przypadku zapisów długoczasowych (np. Holtera), typowym scenariuszem dalszej interpretacji automatycznej jest analiza serii parametrów mierzonych z uderzenia na uderzenie.

Typowymi seriami są:

- seria interwałów międzyuderzeniowych, będąca podstawą analizy zmienności rytmu serca, a więc diagnostyki autonomicznego układu nerwowego i sterowania hormonalnego regulującego wydajność serca w zależności od zapotrzebowania organizmu,
- seria typów morfologicznych, będąca podstawą detekcji arytmii, czyli określonych sekwencji uderzeń reprezentujących wzajemny wpływ ośrodków bodźcotwórczych i ich udział w generowaniu rytmu,
- seria parametrów odcinka ST reprezentująca reakcję w postaci nasilenia symptomów niedokrwienia mięśnia serca na zmiany obciążenia organizmu pracą fizyczną,
- seria wzajemnych zależności położenia impulsów kardiostymulatora i wystymulowanych uderzeń serca, będąca podstawą analizy poprawności funkcjonowania kardiostymulatora.

Analiza sygnału EKG przebiega wariantowo w zależności od hipotezy jaką postawiono podczas diagnostyki pacjenta. Różne techniki elektrokardiograficzne, choć oparte na tej samej zasadzie fizycznej, wykorzystują rejestratory o zróżnicowanych możliwościach i oprogramowanie specjalizowane dla poszczególnych obszarów diagnostyki.

5. REPOZYTORIA REFERENCYJNE DLA WERYFIKACJI OPROGRAMOWANIA, PROBLEM WYMIANY INFORMACJI

Projektowanie, implementacja i testowanie rozmaitych algorytmów umożliwiających automatyczną interpretację zapisu EKG wymaga współpracy z ekspertem. Niestety, uzyskanie idealnie diagnozującego programu nie jest możliwe z powodu następujących ograniczeń:

- rezultaty dostarczone przez eksperta nie są bezwzględnie poprawne,
- liczba zapisów testowych jest ograniczona,
- program potrafi dostarczyć rezultatów zbliżonych do rezultatów eksperta, ale nie potrafi naśladować jego rozumowania,
- wiedza nauk medycznych jest w ciągłym rozwoju.

Lekarz nie może w pełni panować nad algorytmem automatycznej interpretacji EKG, ponieważ nie zna jego struktury i szczegółów implementacji. Zresztą wiedza taka odciągałaby jego uwagę od pacjenta i urządzenie zamiast być pomocnym narzędziem stałoby się kosztowną rozrywką w jego pracy. Czy jadąc samochodem w przepięknej górskiej scenerii rozważamy szczegóły

konstrukcyjne jego silnika? Zatem istotną, niezwykle istotną sprawą we wdrażaniu metod automatycznego przetwarzania EKG i w ogóle danych medycznych jest weryfikacja i standaryzacja wyników diagnostycznych generowanych przez program. Jest to sprawa bezpieczeństwa, a niejednokrotnie sprawa życia pacjentów. Także „naszych” bioinżynierów-pacjentów, choć z reguły nieznanymi nam z nazwiska.

W zakresie weryfikacji oprogramowania dla elektrokardiografii istnieją dwa referencyjne repozytoria zawierające sygnały EKG wraz z ich medycznym opisem. Jest to diagnoza postawiona wielokrotnie przez wybranych lekarzy z całego niemal świata i dopiero osiągnięcie zgodności kwalifikowało zapis do umieszczenia w repozytorium. Ilość poszczególnych zapisów jest dodatkowo zależna od częstości ich występowania w praktyce klinicznej. Projekty badawcze, w ramach których powstały te bazy trwały ponad 10 lat, co dobitnie świadczy o trosce pomysłodawców o dostarczenie punktu odniesienia dla wiedzy kardiologicznej.

Repozytorium służące do testowania programów do analizy zapisów długoczasowych zostało opracowane w MIT we współpracy z BIH w Bostonie [8]. Jego fragment, wraz z oprogramowaniem obsługującym można pobrać z witryny Physionet [9]. Baza ta zawiera skrócone typowe zapisy holterowskie wraz z punktami detekcji zespołów QRS oraz typami morfologicznymi poszczególnych załamek.

Repozytorium służące do testowania dokładności wyznaczania granic załamek w systemach 12-odprowadzeniowych zostało opracowane przez konsorcjum CSE [10–11]. Zawiera ono kilkadziesiąt 10-sekundowych zapisów wieloodprowadzeniowych z granicami załamek wyznaczonymi przez pięciu niezależnych ekspertów i 20 programów. Podstawowa w elektrokardiografii norma jakości IEC 60601-2-51 [12] precyzuje wartości odchyłek jakie są dopuszczalne przy pomiarze punktów granicznych i interwałów z użyciem sygnałów z bazy CSE.

Stosunkowo młody termin *interoperability*, który nie doczekał się jeszcze spolszczenia, oznacza możliwość wymiany sygnałów, rezultatów pomiarów kardiologicznych i parametrów diagnostycznych przez urządzenia pochodzące od rozmaitych producentów. W diagnostyce medycznej, a w kardiologii szczególnie, obserwacja trendu zmian jest ważniejsza od bezwzględnych wartości parametrów diagnostycznych. Zatem istnieje konieczność używania kompatybilnych formatów zapisu informacji medycznej umożliwiających porównanie kolejnych badań pacjenta nawet, jeśli były wykonywane przez różne ośrodki. Niestety, pomimo starań światowego konsorcjum OpenECG [13], promującego standard SCP-ECG [14–15], producenci aparatury EKG nadal często stosują własne, wzajemnie niekompatybilne rozwiązania, a nawet zastrzeżone formaty wymiany informacji cyfrowej.

6. NADZÓR TELEMETRYCZNY W KARDIOLOGII

Cyfrowa łączność bezprzewodowa to w ostatnim dziesięcioleciu najszybciej rozwijający się segment konsumenckiego rynku elektroniki. Przyzwyczajamy się do bycia w kontakcie z innymi, wymieniamy wiadomości tekstowe i fotografie. Telemetria znajduje też poważne zastosowania w przemyśle i gospodarce do nadzorowania odległych budynków, trudno dostępnych procesów lub flot pojazdów. Jednym z zastosowań cyfrowej łączności bezprzewodowej jest telemedycyna, a w jej obrębie telediagnostyka osób w ruchu.

Szczególne rola zdalnego nadzoru kardiologicznego, a co za tym idzie znaczny nakład środków i wysiłków badawczych wynika z dwóch przesłanek:

- 1) znacznego udziału patologii układu sercowo-naczyniowego w ogólnej liczbie przyczyn zgonów (pierwsze miejsce w krajach wysoko rozwiniętych) i nagłego przebiegu niektórych epizodów (np. zawału serca),
- 2) zdolności szybkiej reakcji ze strony układu sercowo-naczyniowego na zmiany stanu organizmu, co pozwala na monitorowanie szerokiego zakresu parametrów pozakardiologicznych za pomocą elektrokardiogramu.

Urządzenia do telemetrycznego nadzoru opartego na elektrokardiogramie i innych zapisach elektrofizjologicznych są obecnie rozwijane w dwóch kierunkach:

- 1) w zakresie aparatury medycznej stanowiącej niejako przedłużenie szpitala, a jednocześnie pozwalającej osobie nadzorowanej na prowadzenie codziennej aktywności bez ograniczeń terytorialnych;
- 2) w zakresie aparatury powszechnego użytku służącej do prewencji kardiologicznej, promocji zdrowego stylu życia i edukacji pacjenta w zakresie kardiologii w miarę jego ciekawości.

Nadzór telemetryczny niesie z sobą wiele wyzwań natury technologicznej dotyczących stabilnych warunków pomiaru długoczasowego, łatwości obsługi urządzenia przenośnego, łączności i wymiany informacji pomiędzy rejestratorem a ośrodkiem nadzorowania. W nadzorze telemetrycznym znajdują zastosowania rozwiązania telekomunikacyjne opracowane wcześniej na potrzeby rozproszonego przetwarzania informacji. W erze społeczeństwa informacyjnego analiza elektrokardiogramu może się odbywać z podziałem na role niezależnie od wzajemnego położenia aktorów: pacjentów, lekarzy i centrów automatycznej interpretacji sygnału.

Literatura

- [1] Dąbrowski A., Dąbrowska B., Piotrowicz R., *Elektrokardiografia Holterowska*, Wydawnictwa Medyczne Warszawa 1994.
- [2] Dąbrowski A., Dąbrowska B., *Najłatwiejsza elektrokardiografia*. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 2001.
- [3] Zareba W., Maison-Blanche P., Locati E.H., *Noninvasive Electrocardiology in Clinical Practice*. Futura Publishing Co. New York 2001.
- [4] Augustyniak P., *Przetwarzanie sygnałów elektrodyagnostycznych*. UWND AGH, Kraków 2001.
- [5] Moss A., Stern S., *Noninvasive Electrocardiology – clinical aspects of Holter monitoring*. Saunders Co. London, 1996.
- [6] Macfarlane P.W., Lorimer A.R., Lowrie T.D.V., *3 and 12 lead electrocardiogram interpretation by computer. A comparison in 1093 patients*. Br. Heart J., 33, 1971, 226.
- [7] Doue J.C., Vallance A.G., *Computer-aided ECG analysis*, HP Journal, September, 29–34, 1985.
- [8] Moody G.B., *The MIT-BIH arrhythmia database CD-ROM*. Second Ed., Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, 1992.
- [9] <http://www.physionet.org>.
- [10] Willems J.L., Arnaud P., Van Bommel J.H., *Assessment of the performance of electrocardiographic computer programs with the use of a reference data base*. Circulation, 1985, Vol. 71, No. 3, pp. 523–534.
- [11] Willems J.L., *Common Standard for Quantitative Electrocardiography Multilead Atlas – Measurements results Data Set 3 Commission of the European Communities – Medical and Public Health Research*, Leuven 1988.
- [12] IEC 60601-2-51 *Medical electrical equipment: Particular requirements for the safety, including essential performance, of ambulatory electrocardiographic systems*. 2001.
- [13] Chronaki CE (2004) OpenECG: *Goals and Achievements*. Materials of 2nd OpenECG Workshop Berlin, Germany, pp. 3–4.
- [14] Willems J.L., (1991) SCP-ECG Project Manager. *Standard Communications Protocol for Computerized Electrocardiography. Final Specifications and Recommendations*. Final Deliverable AIM Project #A1015. Leuven: ACCO Publ.
- [15] Fischer R., Zywiets Chr., *How to Implement SCP. OpenECG Consortium deliverables*, 2001, <http://www.openecg.net>.