

Piotr Augustyniak

Podstawy elektrokardiografii cyfrowej

1. WPROWADZENIE

Pojęcie elektrokardiografii jest jednym z najpowszechniej znanych w społeczeństwie terminów medycznych, ale warto zdać sobie sprawę z odmienności rozumienia tego terminu. Z punktu widzenia pacjenta jest to element badań (np. okresowych) decydujący o dalszej aktywności lub terapii, z punktu widzenia lekarza jest to elektrofizjologiczny test czynnościowy, natomiast w oczach inżyniera to grupa technik pozyskiwania, analizy i interpretacji potencjałów czynnościowych pracującego serca. Potencjał czynnościowy jest określeniem cyklu zjawisk reprezentowanych w czasowym przebiegu wypadkowego wektora pola elektrycznego związanego z istnieniem frontu pobudzenia. Pobudzenie – oparte na błonowych zjawiskach elektrycznych – jest propagowane w układzie bódźoprzewodzącym i w mięśniu serca, a pomiędzy komórkami pobudzonymi i takimi, do których pobudzenie jeszcze nie dotarło, występuje różnica potencjałów, często określana jako dipol elementarny. Jest on charakterystyczny także dla przewodzenia pobudzeń w układzie nerwowym (co jest przedmiotem zainteresowań elektroencefalografii i elektroneurografii), ale dzięki połączeniom szczelinowym ułatwiającym przekazywanie bodźca pomiędzy komórkami w obrębie serca, depolaryzacja komórek ma charakter objętościowy, a granica obszaru pobudzonego i niepobudzonego jest nazywana frontem pobudzenia. W objętości mięśnia front jest charakteryzowany przez swoją powierzchnię, od której zależy amplituda obserwowanych zjawisk elektrycznych. Podczas każdego cyklu serca front pobudzenia złożony z dipoli elementarnych przemieszcza się, a wektor wypadkowy (wektor serca) może być przedmiotem pomiaru elektrycznego.

Elektrokardiografia najczęściej kojarzona jest z dokonaniem tego pomiaru w sposób nieinwazyjny, czyli taki, który wymaga jedynie zewnętrznego kontaktu elektrod ze skórą pacjenta (ryc. 1). Taki sposób badania zakłada rzutowanie wektora na prostą wyznaczoną w przestrzeni przez punkty kontaktu elektrod pomiarowych ze skórą. W zależności od celu badania stosuje się albo rejestrację 12-kanałową, albo 3-kanałową, bądź – na potrzeby wektrokardiografii – układ odprowadzeń pseudoprostopadłych, umożliwiających uzyskanie trójwymiarowego obrazu pętli zakreślonych podczas ewolucji serca przez koniec wypadkowego wektora pola elektrycznego serca w przestrzeni. Pomiaru nieinwazyjne są obarczone znaczącym wpływem zjawisk pozakardiogennych, wśród których wyróżniane są czynniki fizjologiczne i techniczne. Do pierwszej grupy zalicza się nieunikniony wpływ tkanek pośredniczących (np. płuc) oraz zjawisk związanych z transmisją sygnału z ośrodka o przewodnictwie jonowym (ciało) do ośrodka o przewodnictwie elektronowym (układ pomiarowy). Do wad rejestracji nieinwazyjnej zaliczana jest także znaczna wrażliwość metody na zewnętrzne zakłócenia, zwłaszcza elektromagnetyczne, oraz na stabilność elektrycznego kontaktu elektroda – skóra, znacząco zależna od aktywności wydzielniczej skóry.



Ryc. 1. Rodzaje elektrokardiogramów: a) elektrokardiogram przyłóżkowy, b) długoczasowy rejestrator EKG, źródło: Aspel SA

Istnieją także sposoby rejestracji inwazyjnej (endokardiografia), które przybliżają elektrody pomiarowe w sąsiedztwo wybranej części układu bódźcotwórczego serca, zawsze jednak jest to pomiar wypadkowego pobudzenia pewnej grupy włókien nerwowo-mięśniowych. Rejestracja inwazyjna jest wykonywana wyłącznie w uzasadnionych przypadkach (np. diagnostyki pobudzeń nawracających, ang. *re-entry*), w których stosowanie innych technik diagnostycznych daje niejednoznaczne rezultaty. Według najnowszych doniesień, w roli endokardiografów z powodzeniem udaje się stosować kardiostymulatory wyposażone w funkcje diagnostyczne, pamięć sygnału i łącze telemetryczne krótkiego zasięgu.

Podstawową zaletą elektrokardiografii są jej powszechna dostępność i nieinwazyjny charakter, powodujące, że jest to najczęściej wykonywany test elektrofizjologiczny. Bardzo istotny jest również fakt, że podstawą diagnostyki jest impuls pobudzający skurecz serca, a więc bezpośrednie źródło informacji o sterowaniu nim przez układ nerwowy i hormonalny, a także informacji o generowaniu dodatkowych, niekontrolowanych impulsów i zaburzeniach w przewodzeniu pobudzeń do włókien roboczych mięśnia serca. Istnieją wszakże choroby poważnie wpływające na wydajność hemodynamiczną serca, jak np. niedomykalność zastawek, istnienie przetok, niewykrywane przy pomocy badania EKG. Diagnostyka takich przypadków wymaga uzupełnienia elektrokardiografii, najczęściej przez echokardiografię – technikę ultradźwiękowej rejestracji ruchu umożliwiającą ocenę funkcjonalności ruchowej elementów serca (ścian, zastawek), jak i pomiar chwilowej prędkości oraz objętości transportowanej krwi.

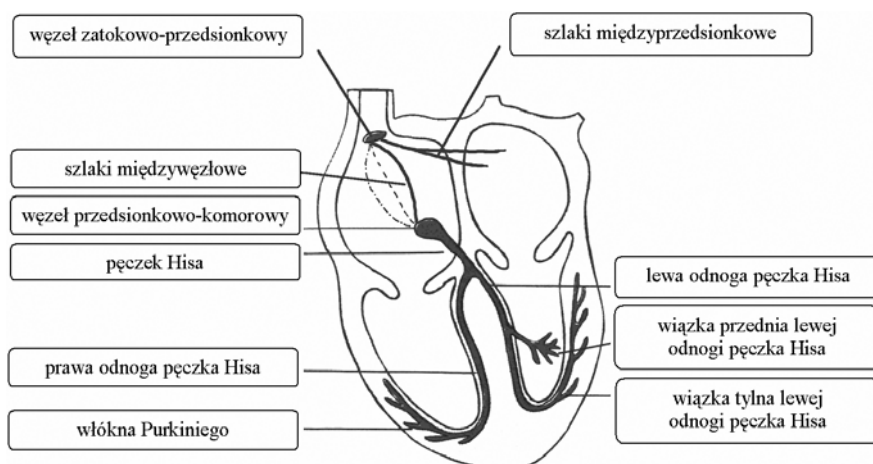
Ponieważ układ krążenia reaguje na zmienne zapotrzebowanie poszczególnych organów proporcjonalne do ich aktywności, w zapisie elektrokardiogramu znajdują się elementy reprezentujące aktywność życiową człowieka. Krótkotrwały wysiłek fizyczny (np. wchodzenie po schodach), stres towarzyszący odebraniu niepomyślnej wiadomości, czy też przyjęcie niektórych środków farmakologicznych mogą być łatwo zidentyfikowane na podstawie analizy EKG. Analiza taka umożliwia zatem określenie osobniczego modelu aktywności i może stać się elementem kontrolnym podczas dobrowolnego jego kształtowania. W niektórych wysoko rozwiniętych 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 dyscypli-

nach sportu jest wykonywana analogicznie do testu wysiłkowego pacjentów z podejrzeniem choroby niedokrwiennej – poprzez zadawanie standaryzowanego wysiłku i ocenę reakcji ze strony układu sercowo-naczyniowego. Niewłaściwe wydaje się więc kojarzenie elektrokardiografii wyłącznie z ciężką, zagrażającą życiu chorobą. Oczywiście, znaczenie układu krwionośnego dla podtrzymania życia organizmu oraz gwałtowny przebieg niektórych chorób kardiologicznych są głównym uzasadnieniem dla ponoszenia nakładów finansowych i zainteresowania nauki rozwojem aparatury i oprogramowania dla elektrokardiografii.

2. PRZEWODZENIE POBUDZENIA I ZJAWISKO REPOLARYZACJI

W warunkach fizjologicznych głównym generatorem rytmu serca jest węzeł zatokowo-przedsionkowy (ang. *sinoatrial node*), umieszczony w okolicach ujścia żyły głównej górnej do prawego przedsionka [1, 2, 3], (ryc. 2). Swą dominującą rolę zawdzięcza on krótszemu interwałowi automatyzmu własnego (samoczynnej depolaryzacji komórek) w porównaniu z pozostałymi ośrodkami bodźcotwórczymi, 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) przez 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 (węzeł AV, ang. *atrioventricular node*). Węzeł ten jest umiejscowiony na granicy przedsionków i komór serca na przegrodzie oddzielającej prawą i lewą jego stronę blisko geometrycznego centrum serca. Szczególną cechą węzła AV jest bardzo niewielka prędkość przewodzenia bodźców wynikająca z obecności innego typu połączeń szczelinowych. Podczas gdy w pozostałych częściach układu bodźcoprzewodzącego wynosi ona ok. 4 m/s, w komórkach węzła AV ta prędkość to zaledwie 0,05 m/s. Na długości szlaku przewodzenia związanej z rozmiarami węzła powstaje więc „linia opóźniająca” – bodziec o ok. 120 m/s. Opóźnienie to zapewnia synchroniczną pracę przedsionków i komór serca, a jednocześnie wystarczającą 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. Około 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 bodźcoprzewodzącego, 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 dróg ich przewodzenia, a w konsekwencji kształtów takich pobudzeń obserwowanych w elektrokardiogramie. W związku ze znacznie wyższą wartością ciśnienia w lewej komorze w porównaniu z po-

zostałymi jamami serca, masa mięśniowa lewej komory przeważa, pociągając za sobą znacznie szerszy front pobudzenia w lewej połowie serca i skręcenie kierunku wektora pola elektrycznego w lewo podczas trwania ewolucji. Przewaga masy mięśniowej komór nad masą przedsionków skutkuje znacznie większą powierzchnią frontu pobudzenia i wyższą amplitudą rejestrowanego sygnału w obrębie reprezentacji skurczu komór niż w części reprezentującej skurcz przedsionków.



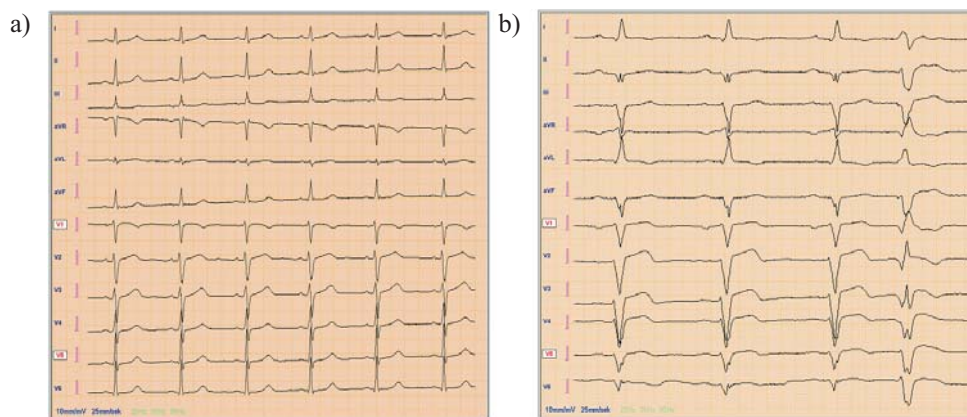
Ryc. 2. Budowa układu bodźcoprzewodzącego serca, rys. autora

Zjawisko repolaryzacji jest koniecznym następstwem depolaryzacji każdej komórki i polega na samoczynnym, bezwarunkowym przywróceniu jej potencjału spoczynkowego. Repolaryzacja nie jest procesem lawinowym i nie jest związana z frontem pobudzenia. W przypadku komórek mięśnia roboczego komór serca ta spontaniczna aktywność elektryczna jest wyraźnie odnotowywana w zapisie EKG. Potencjał spoczynkowy musi zostać odbudowany również w przypadku mięśnia przedsionków serca, jednak zjawiska elektryczne powstałe w związku z repolaryzacją są jednocześnie ze skurczem komór i skutecznie maskowane przez tę aktywność. Ponieważ repolaryzacja przebiega w kierunku od nasierdza ku wsierdzu w kolejności w przybliżeniu odpowiadającej uprzedniej depolaryzacji komórek, wypadkowy wektor pola elektrycznego także zatacza pętlę. Reprezentacja repolaryzacji w elektrokardiogramie charakteryzuje się jednak znacznie węższym zakresem częstotliwościowym (jest zwykle bardzo łagodna) oraz niższą amplitudą.

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]. Mamy tu więc do czynienia z tzw. problemem odwrotnym, występującym w sytuacjach, gdy 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% (ryc. 3). Mimo że wartość ta wydaje się niska, spośród testów elektrofizjologicznych to właśnie elektrokardiografia charakteryzuje się najwyższą specyficznością.

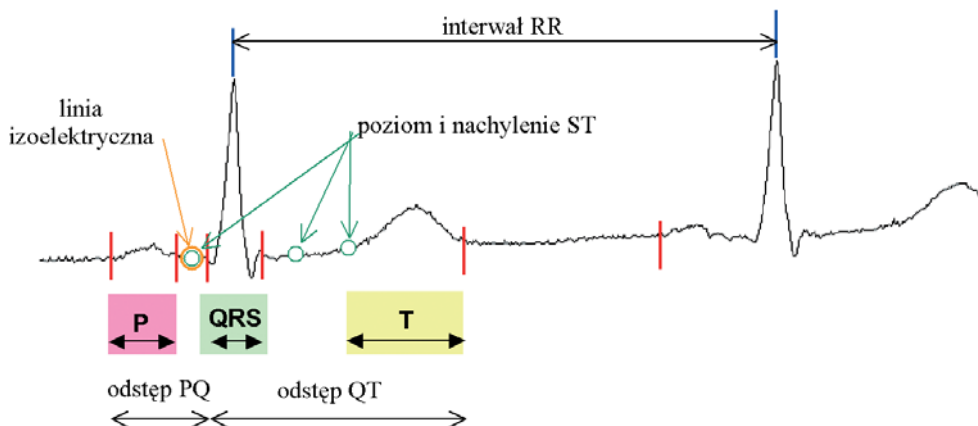


Ryc. 3. Przykładowy elektrokardiogram: a) prawidłowy, b) patologiczny – świeży zawał przednio-boczny, źródło: CSE Multilead Database, pliki Mo125 i Mo112

3.1. Analiza rytmu

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 tzw. analiza rytmu. Poszczególne epizody ewolucji serca reprezentowane są w powierzchniowym zapisie jego aktywności elektrycznej jako załamki (fale), czyli odchylenia amplitudy od linii izoelektrycznej i oznaczane w następnym czasie kolejnymi literami alfabetu od P do T (ryc. 4). Skurcz przedsionków, reprezentowany w zapisie jako załamek P (najwcześniejszy i o niewielkiej amplitudzie), powinien poprzedzać skurcz komór, reprezentowany przez tzw. zespół QRS, który składa się z trzech (do pięciu) załamków i jest największym energetycznie, a zatem i amplitudowo wydarzeniem na osi czasu elektrokardiogramu. Wreszcie cykl ewolucji serca zamyka załamek T reprezentujący proces repolaryzacji mięśnia roboczego komór serca, po którym w niespecyficznych okolicznościach obserwowany jest jeszcze jeden załamek, oznaczany literą U, ale nie jest on wykorzystywany w diagnostyce.

Podstawowymi parametrami diagnostycznymi analizy rytmu związanymi z pomiarami wykonywanymi na zapisie EKG są interwały czasowe wyznaczone przez kolejne epizody cyklu serca. Interwały te są nazywane odstępami (gdy zawierają załamki) i odcinkami (w przeciwnym przypadku). Wartość odstępu PQ powinna być stała i wynosić 100–180 ms, czyli 3–6 mm przy standardowej prędkości zapisu (25 mm/s). Reprezentuje ona całkowity okres przewodzenia pobudzenia w układzie bodźcprzewodzącym serca.



Ryc. 4. Podstawowe parametry diagnostyczne EKG, rys. autora

Innym parametrem wyliczonym 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 HR (ang. *heart rate*). Parametr ten można zmierzyć, stosując rozmaite środki: od prostego pomiaru stoperem w warunkach pomocy przedmedycznej, przez pomiar ciśnienia krwi metodą Korotkowa, elektrokardiografię, pulsoksymetrię, kardiologię aż do zaawansowanych metod obrazowych – ultrasonografii dopplerowskiej i funkcjonalnej tomografii rezonansowej.

3.2. Analiza konturu

Poza analizą rytmu, istotnych informacji o pracy serca dostarcza analiza konturu, której celem jest zbadanie drogi propagacji bodźca w układzie bódźoprzewodzącym i w mięśniu serca. Stosowana jest ona przede wszystkim do interpretacji zapisu 12-odprowadzeniowego (spoczynkowego i wysiłkowego), w przypadku mniejszej liczby odprowadzeń analiza konturu jest ograniczona do wyznaczenia morfologii (lub w uproszczeniu – kształtu) poszczególnych ewolucji serca. Morfologia ewolucji określa, czy źródłem bodźca pobudzającego jest węzeł zatokowo-przedsionkowy (prawidłowo), czy też któryś z zapasowych ośrodków rytmotwórczych zlokalizowanych w węzle przedsionkowo-komorowym (pobudzenia węzłowe) lub w komorach (pobudzenia komorowe). W prawidłowym przypadku automatyzm własny zapasowych ośrodków rytmotwórczych jest wolniejszy niż automatyzm węzła zatokowo-przedsionkowego, dlatego front pobudzenia generowany przez ten węzeł po dotarciu do komórek zapasowych generatorów rytmu „rozładowuje” ich potencjał spoczynkowy. Niestety, nie zawsze proporcja długości interwałów ośrodków głównego i zapasowych jest prawidłowa, dlatego pobudzenia pozazatokowe można podzielić na zastępcze, kiedy zastę-

pują one nieobecne pobudzenia zatokowe oraz nadmiarowe (przedwczesne), gdy pobudzenie pozazatokowe wyprzedza i zarazem blokuje pobudzenie fizjologiczne, „rozładowując” przy okazji węzeł zatokowo-przedsionkowy. Analiza konturu dostarcza podstawowych informacji o drodze przewodzenia bodźca w układzie bodźcoprzewodzącym i pozwala wykryć bloki odnóg pęczka Hisa (ang. *left, right bundle branch block*). 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, przeżyty). 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, 6, 7] jest zazwyczaj poprzedzona oceną jakości sygnału na podstawie porównania ilościowego obecności cech typowych dla sygnału i obecności cech typowych dla szumu.

4.1. Detekcja uderzeń serca

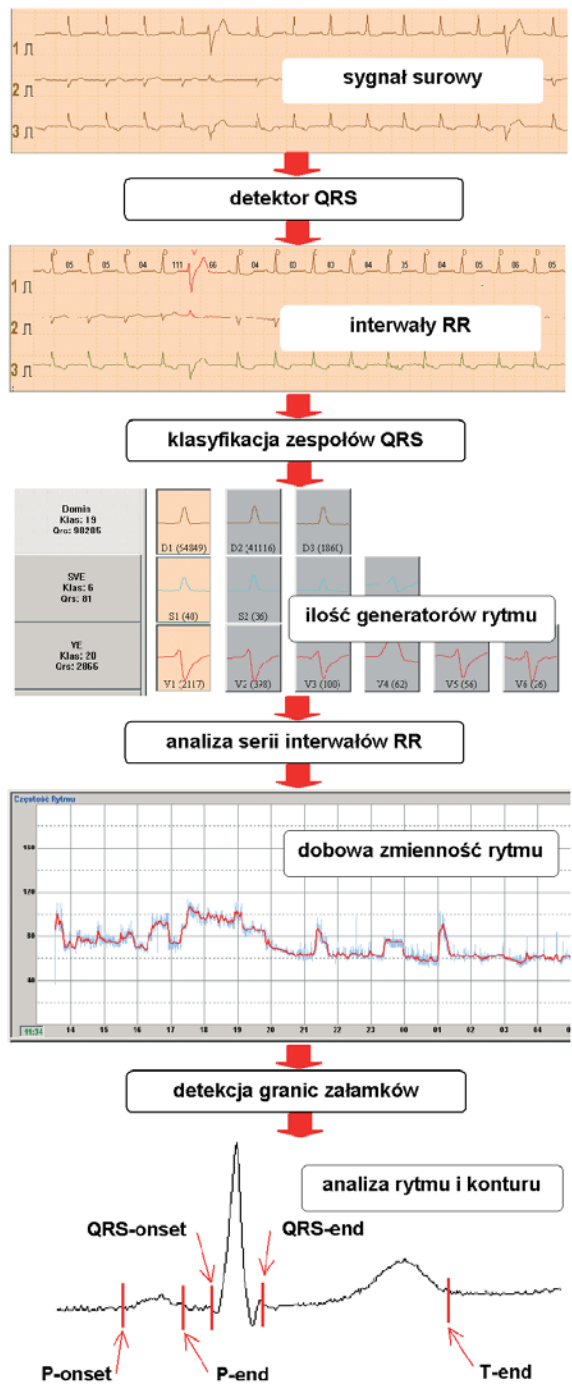
Celem pierwszego etapu analizy jest rozpoznanie kolejnych uderzeń serca (ryc. 5). W tym celu w kanałach, w których zapis ma najwyższą jakość, poszukiwane są zespoły QRS, bo choć ewolucja serca zwykle inicjowana jest wcześniej w przedsionkach, których akcję reprezentuje załamek P, to zespoły QRS posiadają 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 tę wartość jest równoznaczne z pozytywną detekcją ewolucji serca, wskaźnik osi czasu (zwykle numer próbki zapisu) znajduje się zazwyczaj w obrębie zespołu QRS.

W systemach klinicznych przeznaczonych do analizy sygnałów pozyskanych w rozmaitych warunkach wartość progu detekcji jest wyznaczana adaptacyjnie na podstawie wcześniejszego przebiegu zapisu. Stosowanie strefy nieczułości bezpośrednio po wykryciu zespołu QRS zapobiega podwójnej detekcji w obecności zakłóceń lub znacznej amplitudy załamka T.



Ryc. 5. Podstawowe etapy przetwarzania elektrokardiogramu, rys. autora

W przypadku niewykrycia zespołu QRS przez czas dłuższy od ustalonej granicy (np. 140% poprzedniego interwału RR) wykonywane jest tzw. przeszukiwanie wsteczne (ang. *search back*) sygnału przy obniżonej wartości progu. Zapobiega to pomijaniu uderzeń w przypadku nagłych zmian morfologii (ryc. 6 – napadowy częstoskurcz nadkomorowy).

4.2. Klasyfikacja uderzeń serca

Kolejnym krokiem analizy jest identyfikacja wszystkich istotnie różnych kształtów zespołów QRS jako reprezentacji liczby i udziału poszczególnych ośrodków bodźcotwórczych 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 liczby klas, pomimo braku medycznie uzasadnionych różnic, wymaganie niskiego podobieństwa powoduje pominięcie informacji o aktywności niektórych ośrodków bodźcotwórczych. Klasyfikacja kolejnych uderzeń serca jest bardzo podobna do klasyfikacji innych obiektów: obrazów, muzyki, przedmiotów, cech osobowości itp.

Klasyfikacja uderzeń serca może zostać przeprowadzona:

- w dziedzinie sygnału, gdzie podstawą określenia przynależności jest podobieństwo wyliczane na podstawie odległości odpowiadających sobie próbek w dziedzinie wartości sygnału,
- w dziedzinie cech, co wymaga wstępnego wyliczenia wektora cech poszczególnych uderzeń serca, ale umożliwia określenie przynależności na podstawie odległości w dziedzinie wartości poszczególnych cech.

Klasyfikacja w dziedzinie sygnału wymaga znacznie większych nakładów obliczeniowych, zwłaszcza gdy jest prowadzona dla zapisów wieloodprowadzeniowych. Jednocześnie jest ona znacznie łatwiejsza do regulacji – pojęcie tolerancji w dziedzinie amplitudy jest łatwe do wyobrażenia dla lekarza.

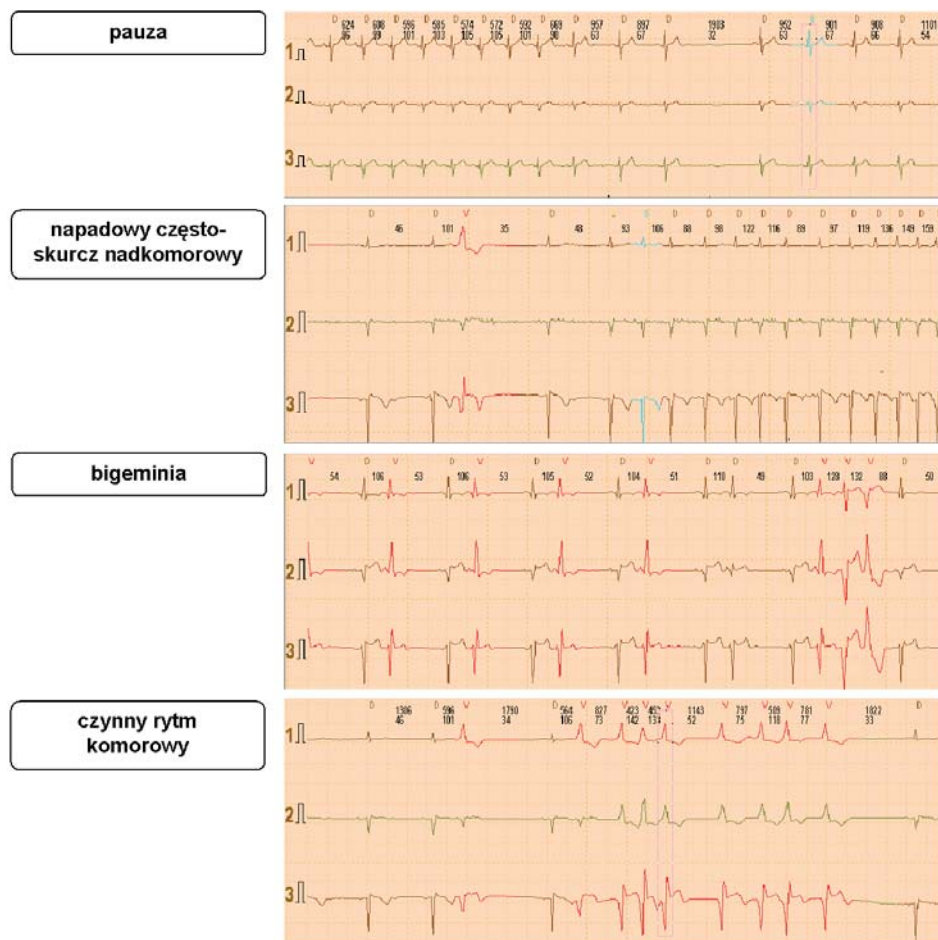
Ze względu na algorytm klasyfikacja może być zrealizowana jako jednoprzebiegowa (ma to miejsce zwykle w systemach czasu rzeczywistego lub prospektywnych) lub wieloprzebiegowa. W tym drugim przypadku, pierwszy przebieg klasyfikacji jest traktowany jako rozeznanie zakresu zmienności klasyfikowanych załamków, a jego rezultatem jest zaproponowanie wartości wzorcowych i tolerancji poszczególnych klas. Kolejne przebiegi klasyfikacji rozpoczynają się od anulowania wcześniejszego przyporządkowania i kończą się korektą wartości wzorcowych i tolerancji poszczególnych klas. Są one wykonywane aż do osiągnięcia identycznego przyporządkowania w dwóch kolejnych iteracjach.

4.3. Analiza serii elektrokardiograficznych

W przypadku zapisów długoczasowych (np. Holtera lub telemetrycznych) 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 (ryc. 6), czyli określonych sekwencji uderzeń reprezentujących wzajemny wpływ ośrodków bódźcotwórczych 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.



Ryc. 6. Przykłady arytmii, rys. autora

Podczas analizy serii elektrokardiograficznych, których wartości są dostępne w momentach kolejnych uderzeń serca, istotnym ograniczeniem jest niejednorodny interwał próbkowania. Stosowanie niektórych przekształceń typowych dla analizy sygnału (np. transformacji Fouriera) wymaga więc uprzedniej interpolacji serii w jednostajnie odległych chwilach próbkowania. Zazwyczaj stosowane są w tym celu funkcje sklepane trzeciego stopnia (ang. *cubic splines*).

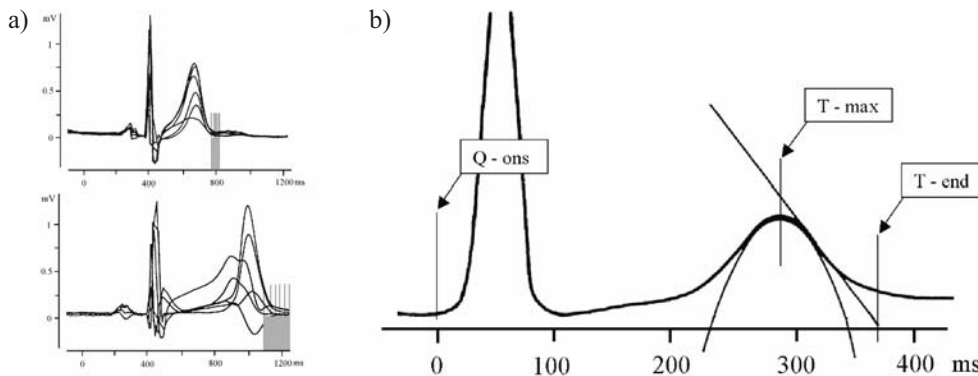
4.4. Wyznaczenie granic załamek i długości interwałów

Kolejna analiza, stosowana zwykle tylko w systemach 12-odprowadzeniowych, prowadzi do wyznaczania granic załamek, a zatem umożliwia uzyskanie podstawowych czasowych parametrów diagnostycznych. Poszukiwanie granic załamek wymaga tak znacznych nakładów obliczeniowych, że w przypadku zapisów długoczasowych wykonywane jest tylko dla ewolucji będących reprezentantami poszczególnych klas. Tak otrzymane odległości są następnie przypisywane wszystkim ewolucjom należącym do danej klasy.

Poszukiwanie granic załamek opiera się na przewidywaniu zachowania sygnału EKG w okolicy tego punktu i wyznaczeniu granicy pomiędzy fragmentem zapisu spełniającym statystyczne założenia o sygnale w stopniu pozwalającym na uznanie go za sygnał, a fragmentem niespełniającym tych założeń, traktowanym jako szum linii izoelektrycznej. Poszukiwanie poszczególnych granic załamek: P-onset, P-end, QRS-onset, QRS-end i T-end wymaga ponadto uwzględnienia specyfiki kształtu tych załamek i lokalnego określenia poziomu linii izoelektrycznej jako punktu odniesienia wszystkich pomiarów. Otoczenie punktu leżącego na linii izoelektrycznej w pobliżu granicy załamka jest podstawą pomiarów lokalnych własności statystycznych szumu. Własności te są następnie wyznaczane w ruchomym oknie przesuwanym wzdłuż osi czasu w stronę spodziewanego załamka. Dla określonej pozycji okna rozbieżność wyliczonych własności i wartości referencyjnych wyliczonych dla izolacji przekroczy zakładany próg. Oznacza to aktywność składnika innego niż losowy szum kształtującego amplitudę sygnału. Pozycja okna, przy której stwierdzono zmianę własności statystycznych sygnału, jest przyjmowana za granicę załamka.

Poszukiwanie granic załamek może też opierać się na zależnościach geometrycznych i spodziewanym kształcie załamka. Należąca do tej grupy metoda stycznej jest często stosowana przy wyznaczaniu końca załamka T w pojedynczym odprowadzeniu (np. dla potrzeb określenia dyspersji QT) [8]. Algorytm ten wykorzystuje aproksymację sygnału w otoczeniu maksimum T parabolą najlepiej dopasowaną do ramion zstępujących załamka. Odcinek styczny do najbardziej stromy odcinka paraboli pokrywającego się jeszcze z sygnałem późniejszym niż maksimum T w miejscu przecięcia linii izoelektrycznej wyznacza koniec załamka T (ryc. 7).

Dla zapisu wieloodprowadzeniowego, będącego w istocie reprezentacją obserwacji tego samego przestrzennego zjawiska elektrycznego pod różnymi kątami wyznaczonymi przez położenie elektrod, istotną poprawę dokładności uzyskuje się dzięki wspólnemu wykorzystaniu informacji z kilku (wybranych) kanałów. Możliwa jest wówczas automatyczna selekcja tych kanałów, w których w obrębie określonego załamka stosunek sygnału do szumu jest jak największy, a które jednocześnie są topologicznie prostopadłe. Inny wariant przetwarzania zakłada niezależne wyznaczenie każdego punktu w poszczególnych odprowadzeniach i przyjęcie wartości najwcześniejszej lub najpóźniejszej jako wspólnej dla wszystkich odprowadzeń.



Ryc. 7. Wyznaczanie końca załamka T metodą geometryczną: a) dyspersja QT – zapis prawidłowy (wyżej) i patologiczny (niżej), b) algorytm stycznej wyznaczania końca T w pojedynczym odprowadzeniu, rys. autora

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

4.5. Dalsze etapy przetwarzania

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.

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.

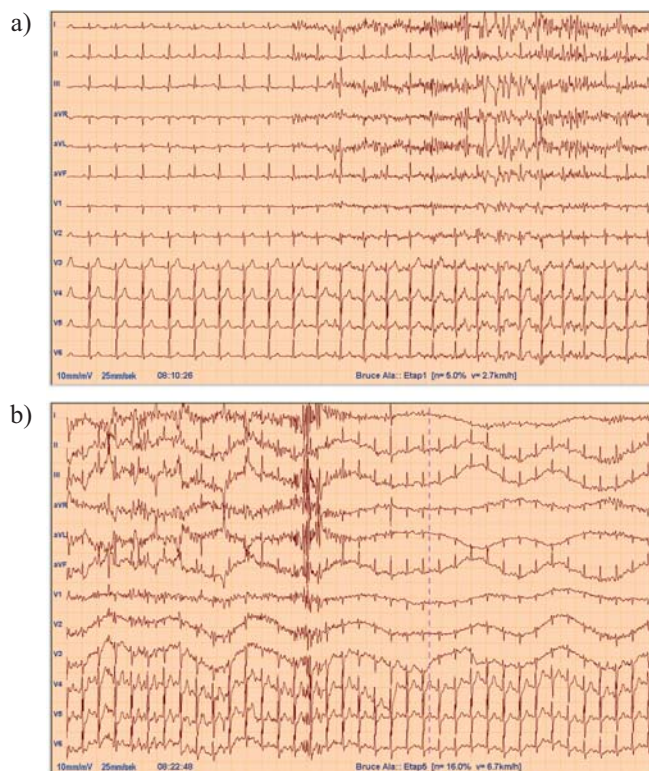
5. INTERPRETACJA ELEKTROKARDIOGRAMU W CZASIE RZECZYWISTYM

Szczególne wyzwania techniczne stawia analiza elektrokardiogramu w czasie rzeczywistym. Jest ona konieczna w przypadku elektrokardiograficznego nadzoru próby wysiłkowej oraz w rehabilitacji kardiologicznej. W obu tych zastosowaniach konieczność obliczania na bieżąco przynajmniej podstawowych parametrów diagnostycznych wynika ze sprzężenia zwrotnego (w przypadku próby wysiłkowej nieodzowny jest udział lekarza), warunku-

jącego dozowanie wysiłku w kolejnych etapach od reakcji organizmu pacjenta na dotychczasowe obciążenie. Drugim wyzwaniem technicznym jest praca procedur analizujących z sygnałem o niskiej jakości, co wynika z ruchu pacjenta (wpływ potencjałów mięśniowych), ruchu elektrod i kabli oraz aktywności wydzielniczej skóry (pocenie), znacząco zmieniającej parametry kontaktu elektrycznego w niektórych punktach ciała.

5.1. Elektrokardiografia próby wysiłkowej

Elektrokardiografia próby wysiłkowej polega na rejestracji i natychmiastowej analizie pracy serca podczas próby polegającej na zadawaniu standaryzowanego obciążenia fizycznego za pomocą cykloergometru lub bieżni. Jest to test czynnościowy wykonywany w kierunku choroby niedokrwiennej serca, a więc jednej z najbardziej rozpowszechnionych w społeczeństwach rozwiniętych patologii układu krążenia. Jest on wykonywany 12-odprowadzeniowym zestawem elektrod, w którym położenia elektrod kończynowych są zmodyfikowane według Likara – Masona (przeniesione z nadgarstków na ramiona, a z kostek na biodra), w celu ograniczenia wpływu mięśni kończyn na jakość zapisu poruszającego się pacjenta (ryc. 8).



Ryc. 8. Zapis elektrokardiograficzny próby wysiłkowej: a) granica fazy spoczynkowej i wysiłkowej, b) granica fazy wysiłkowej i regeneracji

Próba wysiłkowa składa się z trzech faz:

- spoczynkowej, podczas której zapisywany jest elektrokardiogram spoczynkowy, jego parametry są używane jako referencyjne w czasie fazy wysiłkowej,
- wysiłkowej, podczas której obciążenie jest zadawane według określonego protokołu,
- regeneracji, podczas której wykonywany zapis EKG umożliwia ocenę zdolności organizmu do powrotu do parametrów spoczynkowych po ustaniu wysiłku.

Jeżeli protokół stosowany podczas fazy wysiłkowej zakłada stopniowe zwiększanie obciążenia (np. najczęściej stosowany protokół Bruce'a), faza wysiłkowa jest przerywana po osiągnięciu przez organizm osoby badanej jednej z następujących wartości granicznych:

- ciśnienia krwi (zwykle granicą ciśnienia skurczowego jest wartość 180 mmHg),
- częstości akcji serca (zwykle stosowana wartość wynosi 70% wartości bezpiecznej, zależnej od wieku),
- wystąpienia w elektrokardiogramie epizodu ST, czyli trwającego ponad minutę obniżenia lub uniesienia odcinka ST o wartość przekraczającą 100 mV.

Z powyższej specyfikacji wynika zatem, że oprogramowanie wspomagające badanie elektrokardiograficzne próby wysiłkowej ma za zadanie identyfikację skurczów serca, ograniczoną klasyfikację, pozwalającą na wyodrębnienie zespołów zatokowych (tylko dla nich wykonywana jest ocena odcinka ST), identyfikację punktów pomiarowych w sygnale (długość odcinka pomiarowego ST zależy od częstości akcji serca) oraz pomiar amplitudy na odcinku ST, niezależnie we wszystkich odprowadzeniach. Wszystkie opisane analizy powinny być wykonane w taki sposób, aby wartości częstości akcji serca oraz poziomu i nachylenia odcinka ST były raportowane nie później niż 2 s od wystąpienia.

5.2. Rehabilitacja kardiologiczna

Podczas rehabilitacji kardiologicznej, której podlegają zwykle pacjenci po przebytych zawale serca, zadawane jest obciążenie o tak dobranej wartości, aby utrzymać żadaną częstość akcji serca. W rehabilitacji używa się tych samych przyrządów, co w próbie wysiłkowej, choć praca wykonywana przez pacjenta jest znacznie mniejsza. W zależności od trendu częstości akcji serca kształtowany jest trend zmian obciążenia: przy wzroście częstości akcji serca powyżej zadanej wartości obciążenie jest zmniejszane, natomiast po obniżeniu częstości akcji serca obciążenie jest zwiększane. Od oprogramowania oczekuje się wysokiej wiarygodności detekcji skurczów serca, gdyż zakres, w jakim częstość akcji serca może się wahać wokół wartości zadanej wynosi zwykle 3%.

Ciekawe i entuzjastycznie przyjmowane przez pacjentów jest zastosowanie rozwiązań telemedycyny w rehabilitacji kardiologicznej i prowadzenie jej w warunkach naturalnych. Pacjent o zdalnie nadzorowanej częstości akcji serca spaceruje w terenie, a intensywność wykonywanego wysiłku jest sterowana komunikatami głosowymi. Wstępne próby zastosowań wykazały nieznacznie mniejszą dokładność utrzymywanej częstości akcji serca, kosztem której osiągnięto znacznie większe zaangażowanie pacjentów w rehabilitację i w konsekwencji lepsze jej wyniki.

6. 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:

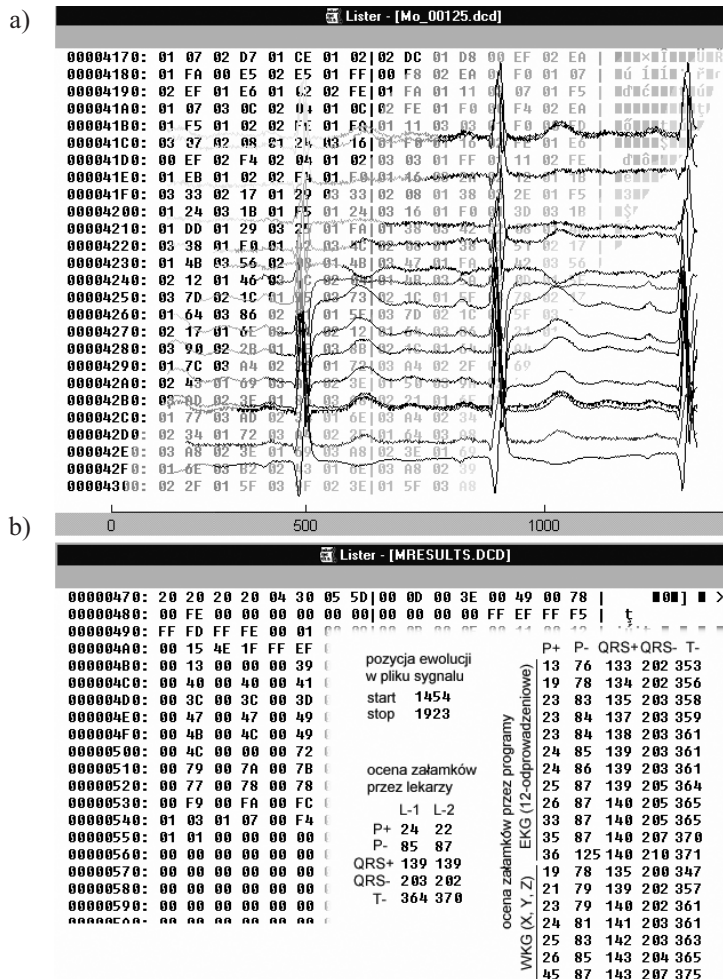
- rezultaty dostarczone przez eksperta nie są bezwzględnie poprawne,
- liczba zapisów testowych jest ograniczona,
- program potrafi dostarczyć rezultatów zbliżonych do rezultatów eksperta, ale nie potrafi naśladować jego rozumowania,
- wiedza z zakresu nauk medycznych jest w ciągłym rozwoju.

Lekarz nie może w pełni panować nad algorytmem automatycznej interpretacji EKG, ponieważ nie zna jego struktury i szczegółów implementacji. Zresztą wiedza taka odciążałaby jego uwagę od pacjenta i urządzenie zamiast być pomocnym narzędziem stałoby się kosztowną rozrywką w jego pracy. Zatem 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 kwestia bezpieczeństwa, a niejednokrotnie sprawa życia pacjentów.

W zakresie weryfikacji oprogramowania dla elektrokardiografii istnieje wiele referencyjnych repozytoriów zawierających sygnały EKG wraz z ich medycznym opisem. Dwa z nich opisane poniżej stanowią światowy standard w zakresie testowania jakości oprogramowania wspomagającego diagnostykę elektrokardiograficzną. Szczególną cechą obu baz jest nie tylko zgromadzenie sygnałów reprezentujących poszczególne patologie, ale również ich standardowa anotacja. Oparto ją na diagnozie postawionej wielokrotnie przez wybranych lekarzy z całego niemal świata i dopiero osiągnięcie zgodności kwalifikowało zapis do umieszczenia w repozytorium. Liczba zapisów reprezentujących poszczególne patologie 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 najwyższej jakości punktu odniesienia dla wiedzy kardiologicznej.

Repozytorium służące do testowania programów do analizy zapisów długoczasowych zostało opracowane w MIT we współpracy z BIH w Bostonie [9]. Jego fragment wraz z oprogramowaniem obsługującym można pobrać z witryny Physionet [10]. 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 [11, 12]. Zawiera ono kilkadziesiąt 10-sekundowych zapisów wieloodprowadzeniowych z granicami załamek wyznaczonymi przez pięciu niezależnych ekspertów i 20 programów (ryc. 9). Podstawowa w elektrokardiografii norma jakości IEC 60601-2-51 [13] precyzuje wartości odchyłek, jakie są dopuszczalne przy pomiarze punktów granicznych interwałów z użyciem sygnałów z bazy CSE.



Ryc. 9. Zawartość plików bazy CSE: a) plik zawierający sygnał EKG, b) plik zawierający anotacje: granice ewolucji typowej oraz granice załameków wyznaczonych przez ekspertów i programy interpretacji automatycznej

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. Istnieje zatem 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 [14], promującego standard SCP-ECG [15-16], producenci aparatury EKG nadal często stosują własne, wzajemnie niekompatybilne rozwiązania, a nawet zastrzeżone formaty wymiany informacji cyfrowej.

7. NADZÓR TELEMETRYCZNY W KARDIOLOGII

Cyfrowa łączność bezprzewodowa to w ostatnim dziesięcioleciu najszybciej rozwijający się segment konsumenckiego rynku elektroniki. Przyzwyczajamy się do utrzymywania stałego kontaktu z innymi, wymieniamy wiadomości tekstowe i fotografie. Telemetria znajduje też zastosowanie 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 [17, 18].

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

- 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),
- 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:

- w zakresie aparatury medycznej stanowiącej niejako przedłużenie szpitala, a jednocześnie pozwalającej osobie nadzorowanej na prowadzenie codziennej aktywności bez ograniczeń terytorialnych,
- 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. Warszawa 2001
- [3] Zaręba W., Maison-Blanche P., Locati E.H.: *Noninvasive Electrocardiology in Clinical Practice*. Futura Publishing Co. New York 2001

- [4] Augustyniak P.: *Przetwarzanie sygnałów elektrodagnostycznych*. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne 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.: *3 and 12 lead electrocardiogram interpretation by computer. A comparison in 1093 patients*. “Br. Heart J” 1971, vol. 33 (2), pp. 226–277
- [7] Doue, J.C., Vallance A.G.: *Computer-aided ECG analysis*. “HP Journal” 1985, vol. ??, pp. 29–34
- [8] Zareba W., Nomura A., Perkiomaki J.: *Dispersion of repolarization: Concept, Methodology and Clinical Experience*. [In:] Zareba W., Maison-Blanche P., Locati E.H. (eds): *Noninvasive Electrocardiology in Clinical Practice*. Futura Publishing Co. New York 2001
- [9] Moody G.B.: *The MIT-BIH arrhythmia database CD-ROM*. Second Ed. Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology. Cambridge 1992
- [10] <http://www.physionet.org>
- [11] 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
- [12] 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
- [13] IEC 60601-2-51 Medical electrical equipment: Particular requirements for the safety, including essential performance, of ambulatory electrocardiographic systems, 2001
- [14] Chronaki CE: *Goals and Achievements*. Materials of 2nd OpenECG Workshop. Berlin 2004, pp. 3, 4.
- [15] Willems J.L.: *Standard Communications Protocol for Computerized Electrocardiography. Final Specifications and Recommendations*. Final Deliverable AIM Project #A1015. ACCO Publ. Leuven 1991.
- [16] Fischer, R., Zywiets C.: *How to Implement SCP*. OpenECG Consortium deliverables, 2001, <http://www.openecg.net>
- [17] Augustyniak P., Tadeusiewicz R.: *Ubiquitous Cardiology – Emerging Wireless Telemedical Applications*. IGI-Global. Hershey 2009
- [18] Atoui H., Telisson D., Fayn J., Rubel. P.: *Ambient Intelligence and Pervasive Architecture Designed within the EPI-MEDICS Personal ECG Monitor*. “International Journal of Healthcare Information Systems and Informatics” 2008, vol. 3, issue 4, pp. ??