Gacek A., Gałecka J., Prochaczek F., Kargul W., Wojciechowski D.

1. WPROWADZENIE

Serce wraz z systemem naczyniowym jest układem hydraulicznym przetaczającym krew poprzez narządy ciała człowieka. Właściwą sekwencję skurczów poszczególnych jam serca oraz niezbędną dla pokrycia bieżącego zapotrzebowania na tlen częstość skurczów zabezpiecza autonomiczny układ generowania i przewodzenia bodźców elektrycznych.
Jedną z często występujących nieprawidłowości w pracy serca jest tzw. arytmia, czyli nierównomierna jego praca. Zarówno zbyt częste skurcze (tachykardia), zbyt rzadko występujące (bradykardia), jak i ich całkowity brak (asystolia) wymagają odpowiedniego postępowania leczniczego. Przyczyną zaburzeń rytmu pracy serca mogą być nieprawidłowości w przewodzeniu bodźców elektrycznych zarówno w obrębie przedsionków jak i komór. Występowanie bradykardii lub asystolii wymaga zastosowania stymulatora przywracającego właściwy rytm jego pracy. Może to być kardiostymulator czasowy, a jeżeli uszkodzenie układu elektrycznego serca ma charakter stały - kardiostymulator wszczepiony.
Umiarowienie nie ustępującej samoistnie tachykardii możliwe jest, (w zależności od miejsca i przyczyny występowania), przez zastosowanie szybkich impulsów stymulatora ("overdrive"), impulsów o małej częstości ("underdrive"), stymulacji programowanej (np. "scanning") lub dostarczenie do serca impulsu elektrycznego o stosunkowo dużej energii (tzw. kardiowersja elektryczna).

* * *

Oddzielną, lecz bardzo istotną nieprawidłowością w pracy serca jest migotanie, czyli chaotyczna praca komórek mięśniowych. Jeżeli dotyczy komór, powoduje zatrzymanie krążenia. Stanowi to bezpośrednie zagrożenie dla życia, i wymaga natychmiastowego dostarczenia do serca impulsu elektrycznego o dużej energii (tzw. defibrylacji elektrycznej).
Migotanie przedsionków jest przeważnie arytmią mniej niebezpieczną dla życia, jednak utrzymujące się dłużej powinno być umiarowione kardiowersją elektryczną, czyli defibrylacją synchronizowaną.

2. KARDIOSTYMULACJA INWAZYJNA CZASOWA

Wskazaniem do zastosowania stymulacji elektrycznej serca jest bradykardia lub asystolia, powodująca zmniejszenie rzutu minutowego serca, a w następstwie silne zawroty głowy, zasłabnięcia i napadowe utraty przytomności zwane odpowiednio poronnymi lub całkowitymi zespołami MAS.

Za początek inwazyjnej czasowej stymulacji serca można uznać zastosowanie przez Furmana i Schwedel'a w 1959 roku elektrody jednobiegunowej zakładanej przezżylnie i drugiej wkłuwanej podskórnie, dla zabezpieczenia pacjentów z bradykardią (1). Rozwój technologii materiałowej i elektronicznej umożliwił wykorzystanie stymulacji czasowej również dla diagnostyki zaburzeń rytmu, niezbędnej dla doboru właściwej metody dalszego postępowania terapeutycznego (stymulator wszczepiany, kardiowerter-defibrylator wszczepiany czy ablacja). (1) Furman S.: Recollections of the beginning of transvenous cardiav pacing. PACE, 1994, 17(10), 1697-1705.

2.1. Kardiostymulatory zewnętrzne inwazyjne do stymulacji czasowej

Do zabezpieczenia na czas do kilkunastu dni chorych, u których ma miejsce zbyt wolna praca serca lub całkowity brak spontanicznie generowanych pobudzeń służą kardiostymulatory zewnętrzne, w połączeniu z dwubiegunowymi elektrodami wprowadzanymi do serca przez układ żylny. Stymulatory do terapii czasowej realizują najczęściej stymulację komór (a ściślej prawej komory) metodą "na żądanie", czyli pobudzają komory, kiedy nie wykazują one własnej aktywności elektrycznej w założonych odstępach czasowych.

Stymulacja przedsionków elektrodą wewnątrzsercową, chociaż w przypadku bradykardii zatokowej bardziej pożądana, jest stosowana bardzo rzadko, ze względu na trudności z uzyskaniem stabilnej lokalizacji elektrody czasowej w prawym przedsionku.

Przykładem kardiostymulatorów jednojamowych produkowanych i szeroko stosowanych w kraju mogą być:

Stymand WT-3, analogowy, opracowany przez warszawski ORMED, zmodernizowany w OBREAM (obecnie ITAM - Zabrze) i wdrożony do produkcji w 1981 roku w zabrzańskiej firmie TEMED (już nie produkowany),

MIP-801, cyfrowo-analogowy, opracowany w ramach projektu celowego KBN w ITAM, wdrożony do produkcji w 1995 roku w Zakładzie Produkcji Doświadczalnej ITAM. Sterowany mikrokontrolerem, wyposażony w funkcje pomiarowe i alarmowe. Przeznaczony do stymulacji komór lub przedsionków, umiarawiania częstoskurczów oraz pomiarów w trakcie wszczepiania stymulatorów (rys.2.1).

Szczególnym przypadkiem stymulacji czasowej jest zabezpieczanie chorych po zabiegach kardiochirurgicznych do czasu podjęcia samodzielnej pracy przez autonomiczny rozrusznik serca. Stosowane są wtedy zwykle elektrody nasierdziowe, umieszczane na powierzchni serca

w trakcie prowadzonej operacji i usuwane przez wyciągnięcie po zaprzestaniu stymulacji (1).
W szczególnie ciężkich przypadkach stosowana jest stymulacja dwujamowa przedsionkowo-komorowa, która pozwala uzyskać wzrost objętości wyrzutowej o 20÷30 %, poprawiając zdecydowanie hemodynamikę pacjenta (2,3).
W ITAM Zabrze w 1999 roku w ramach projektu badawczego finansowanego przez KBN opracowany został kardiostymulator MIP-802AV, który może realizować funkcję stymulacyjną VDD przy użyciu jednej czterobiegunowej elektrody czasowej. Może być stosowany u pacjentów z blokiem przedsionkowo-komorowym, którzy mają zachowaną prawidłową funkcję węzła zatokowego.

(1) Improved reliability of postoperative cardiac pacing by use of bipolar temporary pacing leads. Eur.J.C.P.E., 1995, 5(2), 101-108.
(2) Kolettis T.M., Kremastinos D.T., Kyriakides Z.S, Tsirakos A., Toutouzas P.K.: Effects of atrial, ventricular and atrioventricular sequential pacing on coronary flow reserve. PACE, 1995, 18(9 Part I), 1628-1635.
(3) Ovsyshcher I.E.: Toward physiological pacing: optimiozation of cardiac he-modynamics by AV delay adjustment. PACE, 1997, 20(4 Part I), 861-865.

Rys.2.1. Kardiostymulator zewnętrzny inwazyjny MIP-801

2.2. Kardiostymulatory zewnętrzne inwazyjne diagnostyczne

Diagnostyka układu bodźcotwórczego i bodźcoprzewodzącego metodą stymulacji inwazyjnej pozwala określić podstawowe parametry elektrofizjologiczne serca niezbędne dla podjęcia leczenia niebezpiecznych dla życia arytmii. Wielokanałowa rejestracja przebiegów z wnętrza

serca, a jeszcze lepiej - obliczona i wykreślona mapa rozchodzenia się pobudzenia dla rytmu miarowego i w trakcie wyzwolonej arytmii, pozwala określić położenie dodatkowej drogi przewodzenia i wybrać optymalny sposób dalszego postępowania.

Kardiostymulatory diagnostyczne inwazyjne posiadają rozbudowane możliwości funkcjonalne (1), niezbędne dla pomiarów parametrów elektrofizjologicznych serca, jak również wyzwalania oraz umiarawiania arytmii. Wyposażone są w szerokie zakresy częstości impulsów (stała do 300 1/min., szybka do 1500 1/min.) oraz 1÷4 impulsy dodatkowe z regulowanymi odstępami, sprzężone z rytmem spontanicznym jak i narzuconym. Do stymulacji diagnostycznej stosowane są wielobiegunowe elektrody wewnątrzsercowe, posiadające często możliwość mechanicznego sterowania końcówką, w celu łatwiejszego umiejscowienia w żądanym obszarze mięśnia sercowego.

Kardiostymulatory diagnostyczne współpracują z rozbudowanymi wielokanałowymi systemami rejestracji przebiegów w czasie rzeczywistym, wyposażonymi dodatkowo w pamięć magnetyczną lub optyczną, pozwalającą zapamiętać cały przebieg badania dla dalszej analizy. W kraju kompletne systemy do inwazyjnych badań elektrofizjologicznych serca nie były dotąd opracowywane i produkowane.

Do współpracy z systemami rejestrującymi firm zagranicznych oferowany był w latach 1978÷1985 kardiostymulator AP-7 (opracowany przez ORMED, zmodyfikowany przez OBREAM i wdrożony do produkcji w firmie Temed), a w latach 1987÷1997 kardiostymulator SP-5E, opracowany i produkowany przez OBREAM. Najbardziej rozpowszechniony w krajowych ośrodkach kardiologicznych jest aktualnie uniwersalny stymulator serca UHS-20 niemieckiej firmy Biotronik. (1) Fischer J.D., Kim S.G., Ferrick K.J., Artoul S.G., Fink D., Roth J.A.: Programmed electrical stimulation of the ventricle: An efficient, sensitive, and specific protocol. PACE, 1992, 15(4 Part I), 435-450.

3. KARDIOSTYMULACJA INWAZYJNA TRWAŁA - WSZCZEPIANE SYSTEMY STYMULACYJNE

Wskazania medyczne do leczenia stymulacją stałą opublikowane zostały po raz pierwszy przez Amerykańskie Towarzystwa Kardiologiczne (ACC/AHA) w 1984 roku i zaktualizowane w roku 1991. Te klasyczne wskazania obejmują między innymi: całkowite bloki przedsionkowo-komorowe (p.-k) III stopnia, dystalne bloki p.-k II stopnia, migotanie przedsionków z wolną akcją komór, dysfunkcję węzła zatokowego itp. Rozszerzone wskazania, dotyczące również chorych bezobjawowych obejmują: bloki wielopęczkowe, chorobę węzła zatokowego, zespół wydłużonego QT. Stała stymulacja serca może być również stosowana dla poprawienia hemodynamiki, przerywania i zabezpieczania przed napadami tachykardii oraz zabezpieczająco u pacjentów z napadowym migotaniem przedsionków.

W celu ułatwienia opisu kardiostymulatorów realizujących różne funkcje stymulacyjne i wyposażonych w szereg funkcji dodatkowych wprowadzono w 1981r. do użytku 5 literowy system kodowania. Ze względu na szybki rozwój technologiczny i funkcjonalny kardiostymulatorów system ten jest już aktualnie nie wystarczający, co jest powodem stosowania przez producentów dodatkowych oznaczeń własnych.

W 1960r. kardiostymulatory realizowały najprostszą funkcję stymulacyjną V00 ze stałym rytmem 60 lub 70 1/min. Znaczne podwyższenie bezpieczeństwa stymulacji uzyskano w 1967r. przez wprowadzenie funkcji VVI. Dopiero jednak w 1977r. pojawił się pełny dwujamowy stymulator fizjologiczny, posiadający dwa tory detekcji - DDD. Wysoka cena stymulatora typu DDD oraz potrzeba rozwiązania problemu chorego węzła zatokowego były przyczyną poszukiwania innego źródła informacji o aktywności chorego, co doprowadziło do pojawienia się w 1984r. stymulatora VVIR, z czujnikiem aktywności fizycznej.

Lekarz podejmujący leczenie stymulacją ma aktualnie do wyboru 3 podstawowe grupy urządzeń:

jednojamowe, do stymulacji przedsionków lub komór serca,
dwujamowe, do stymulacji przedsionków i komór serca,
jedno lub dwujamowe o częstości sterowanej wysiłkiem, za pośrednictwem różnego typu czujników.

Dla osiągnięcia optymalnego efektu hemodynamicznego i zarazem poprawy komfortu życia i przeżywalności, niezbędne jest zastosowanie dla konkretnego chorego właściwego sposobu stymulacji. Należy tu uwzględnić takie czynniki jak: aktywność fizyczna chorego, wydolność układu krążenia, przewidywany udział pobudzeń wystymulowanych. Dla implantacji systemu przedsionkowego niezbędna jest obecność sprawnego przewodzenia p-k, a dla implantacji systemu dwujamowego dla stymulacji przedsionków i komór, konieczna jest stabilna detekcja sygnału przedsionkowego, niezbędna dla prawidłowej synchronizacji pracy komór.

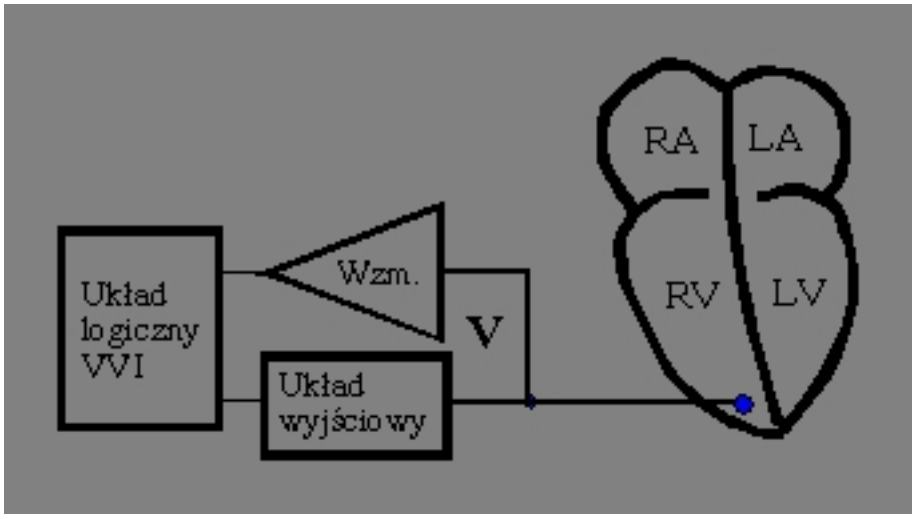
3.1. Kardiostymulatory jednojamowe

Kardiostymulatory jednojamowe wyposażone są w jeden tor detekcji i jeden tor wyjściowy oraz układ logiczny odpowiadający za realizację założonej funkcji stymulacyjnej (Rys.3.1).

Aktualnie stymulatory jednojamowe produkowane są wyłącznie w wersji uniwersalnej, przeznaczonej zarówno do stymulacji komór jak i przedsionków. Pozwala na to szeroki zakres programowania przed i po wszczepieniu, umożliwiający dobór nastaw parametrów odpowiednio do wybranego zastosowania. Są wyposażone w możliwości pomiarowe i telemetryczną komunikację dwukierunkową, ewentualnie dodatkowo w funkcję adaptacji częstości do wysiłku (SSIR). Można je programować, w zależności od potrzeb, na jedną z funkcji podstawowych: AOO, AAI, AAT, AAIR, VOO, VVI, VVT, VVIR, często z różnymi modyfikacjami zależnymi od producenta.

Współczesne kardiostymulatory mogą współpracować zarówno z elektrodami jedno jak i

dwubiegunowymi. Sposób pracy wyjścia stymulatora może być odpowiednio do potrzeb przeprogramowany już po wszczepieniu.
Mimo licznych zalet, jakimi bezsprzecznie są niska cena, prostota zabiegu wszczepiania i łatwiejsze prowadzenie pacjenta, kardiostymulacja jednojamowa posiada potwierdzoną wieloletnimi badaniami klinicznymi niedoskonałość: u osób z obecnym wstecznym przewodzeniem przedsionkowo-komorowym może być przyczyną pojawienia się tzw. syndromu stymulatorowego, którego powodem jest długotrwała praca serca bez prawidłowej synchronizacji przedsionkowo-komorowej.



Rys. 3.1. Podstawowy układ blokowy kardiostymulatora jednojamowego (VVI).RA, LA - prawy i lewy przedsionek; RV, LV - prawa i lewa komora.

3.2. Kardiostymulatory dwujamowe

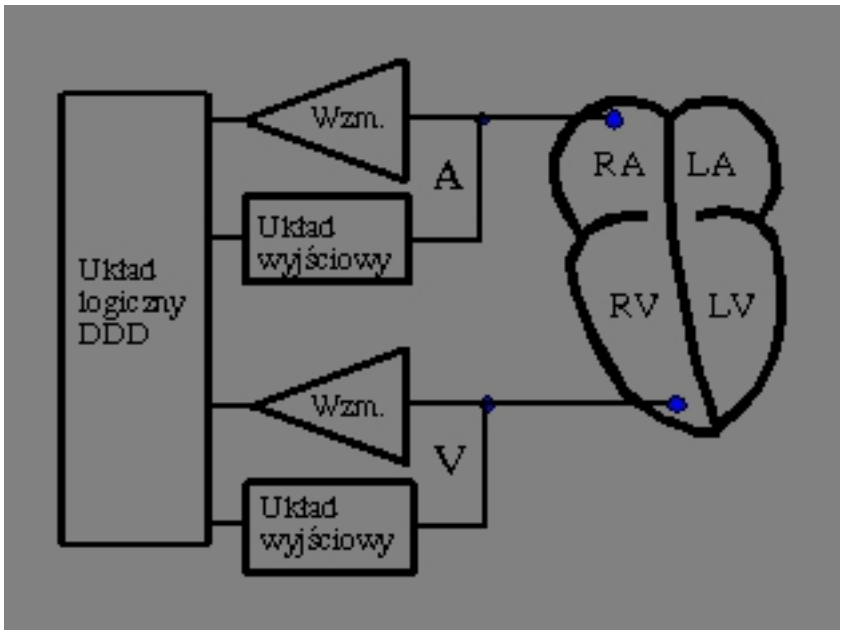
Dążenie do zapewnienia efektów hemodynamicznych stymulacji jak najbardziej zbliżonych do efektów pracy zdrowego serca doprowadziło do wprowadzenia stymulacji dwujamowej typu DVI przez Berkovits'a już w 1970 r. Funkcja DVI zapewnia synchroniczną pracę przedsionków i komór, jednak detekcją obejmuje jedynie sygnał komorowy. Dopiero 7 lat później opracowano aparat realizujący pełną wersję stymulacji dwujamowej - DDD, która nie tylko przywraca synchronię skurczów przedsionków i komór, ale wykorzystuje do modulacji częstości stymulacji komór sygnał z naturalnego czujnika wysiłku jakim jest węzeł zatokowy.
Podstawowy układ kardiostymulatora dwujamowego składa się z dwóch torów detekcji (przedsionkowego i komorowego), dwóch torów wyjściowych (przedsionkowego i komorowego)

oraz układu logicznego odpowiadającego za realizację założonej funkcji stymulacyjnej (Rys.3.2).

Współczesne kardiostymulatory posiadają telemetryczną komunikację dwukierunkową, szerokie możliwości pomiarowe, i ewentualnie dodatkowo, funkcję adaptacji częstości do wysiłku. Można je programować, w zależności od potrzeb, na jedną z następujących funkcji podstawowych: DOO, DVI, VDD, DDD, DDI, DDT, DDDR, DDIR, DVIR, VDDR, często z modyfikacjami zależnymi od producenta, a także na wszystkie funkcje kardiostymulatora jednojamowego.

We współczesnych stymulatorach stosowane są różne systemy zabezpieczeń przed wystąpieniem PMT (tachykardii stymulatorowej), a w modelach z funkcją antyarytmiczną - algorytmy zapewniające umiarowienie tachykardii jeśli ona wystąpi. Wyposażono je również w układ ograniczenia maksymalnej częstości pobudzeń przedsionkowych przewodzonych do komór 1:1.

Alternatywą dla dwujamowego systemu dwuelektrodowego może być aktualnie dwujamowy system jednoelektrodowy, realizujący funkcję VDD, a nawet DDD, utrzymujący stabilną synchronizację i skuteczną stymulację na poziomie przedsionków w sytuacji występowania bardzo małych amplitud załamków P i dużej zmienności progów na "pływających" biegunach przedsionkowych elektrody.



Rys. 3.2. Podstawowy układ blokowy kardiostymulatora dwujamowego (DDD). RA, LA - prawy i lewy przedsionek; RV, LV - prawa i lewa komora.

3.3. Czujniki sterujące pracą stymulatorów

Naturalnym modulatorem częstości stymulatora dwujamowego jest zdrowy węzeł zatokowy, którego aktywność wzrasta z wysiłkiem. Od lat siedemdziesiątych trwają badania eksperymentalne i kliniczne, które mają na celu znalezienie innego idealnego biologicznego czujnika, który mógłby modulować częstość impulsów kardiostymulatora. Jest to potrzebne dla dostosowania częstości akcji serca do aktualnego zapotrzebowania organizmu w sytuacji choroby węzła zatokowego, jak również (dla stymulatorów jednojamowych - komorowych) w sytuacji występowania bloku przedsionkowo-komorowego.
Stosowane są też rozwiązania wykorzystują takie sygnały związane z wysiłkiem jak:

temperatura krwi w żyle głównej - wzrastająca z wysiłkiem pod wpływem ciepła wydzielanego przez mięśnie szkieletowe,
odstęp QT - suma czasów depolaryzacji i repolaryzacji komór, skraca-ją-ca się z wysiłkiem,
gradient depolaryzacji komór - malejąca z wysiłkiem całka powierzchni odpowiedzi komór na impuls,
odstęp PE (pre-ejection) - od elektrycznej depolaryzacji komór pod wpływem impulsu do mechanicznego skurczu i wyrzutu krwi, skracający się z wysiłkiem,
objętość wyrzutowa krwi - wzrastająca z wysiłkiem,
dV/dT - zmiana objętości prawej komory w funkcji czasu, wzrastająca z wysiłkiem,
dP/dT - zmiana ciśnienia w prawej komorze w funkcji czasu, wzrastająca z wysiłkiem,
wysycenie krwi tlenem - malejące z wysiłkiem,
pH krwi - malejące z wysiłkiem,

Ponieważ żadne z wymienionych rozwiązań nie jest w pełni idealne, a każdy z czujników posiada zalety i wady, dalszy rozwój nastąpił w kierunku rozwiązań wieloczujnikowych. Stosuje się kombinacje czujników: reagujących na mały i duży wysiłek, o wolnej i szybkiej odpowiedzi oraz reagujących na wysiłek fizyczny i emocje.

3.4. Możliwości programowania stymulatorów

Rozwój technologii elektronicznych układów scalonych spowodował, że kardiostymulator uzyskał możliwość programowania parametrów stymulacji: najpierw częstości, szerokości impulsu i amplitudy, a następnie kolejno wszystkich pozostałych. Telemetryczna łączność ze

współczesnym stymulatorem pozwala uzyskać w trakcie kontroli okresowej informacje o:

stanie baterii (napięcie, impedancja, pobierany prąd),
bieżących parametrach impulsu (napięcie, prąd, ładunek, energia impulsu, impedancja elektrody),
historii przebiegu stymulacji (ilości impulsów, ilości pobudzeń własnych, liczbie pobudzeń przedwczesnych komorowych itp.),
historii zmian częstości

i wielu innych parametrach stymulacji. Umożliwia również odbiór sygnału z elektrody umieszczonej w sercu a także wykorzystanie wszczepionego kardiostymulatora jako elementu wykonawczego programatora dla pomiaru parametrów elektrofizjologicznych serca.

W celu uzyskania informacji o stanie pracy wszczepionego układu w trakcie okresowej kontroli, lekarz posługuje się programatorem producenta (1) oraz specjalistyczną aparaturą kontrolno pomiarową (15,16). W kraju były to do niedawna głównie AMPK-4331 (miernik automatyczny opracowany w 1981 roku w OBREAM) oraz jego zmodernizowana wersja dla kardiostymulatorów dwujamowych z 1989 roku - AMPK-4333AV (obydwa już nie produkowane). Aparaty te mierzą wszystkie dostępne z zewnątrz parametry stymulatorów wszczepionych i wyłonionych oraz prezentują wybrane odprowadzenie EKG i kształt impulsu na ekranie monitora.

Od 1997 roku ITAM oferuje nowe, skomputeryzowane stanowisko pomiarowe zintegrowane z bazą danych Systemu IMPULS (2). Umożliwia ono pomiar wszystkich dostępnych z zewnątrz parametrów stymulatorów jedno i dwujamowych, wszczepionych i wyłonionych jak również prezentację na ekranie monitora i wydruk przebiegów EKG z 12 odprowadzeń oraz impulsów stymulatora. Gromadzi w lokalnej bazie danych dane kliniczne i pomiarowe z przebiegu leczenia stymulacją stałą oraz wspomaga diagnostykę niesprawności układu stymulującego. Udostępnia narzędzia statystyczne oraz zestawieniowe modyfikowane przez użytkownika. Stanowisko umożliwia włączenie się ośrodkom wszczepiającym za pośrednictwem sieci telefonicznej lub internetu w tworzony Krajowy System Rejestracji i Kontroli chorych z wszczepionymi kardiostymulatorami serca.

(1) Schoenfeld M.H.: A primer on pacemaker programmers. PACE, 1993, 16(10), 2044-2052.
(2) Gałecka J., Jarocki B., Żmudziński J., Kosiński W., Badura G., Figa D.: Measurement station with database IMPULS supporting the management of patients with implanted pacemaker. Prace Naukowe Instytutu Górnictwa Politechniki Wrocławskiej, 1999 Nr 86, Seria: Konferencje Nr 24, 133-137.

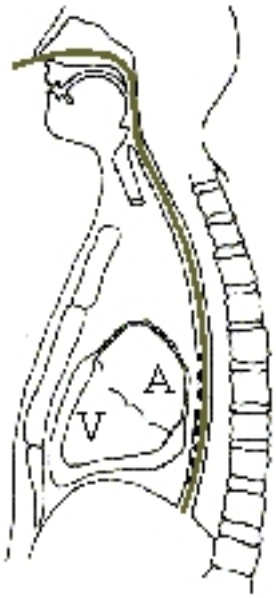
4. KARDIOSTYMULACJA NIEINWAZYJNA PRZEZPRZEŁYKOWA

Stymulacja przezprzełykowa była początkowo stosowana głównie w celach terapeutycznych. W latach pięćdziesiątych próby zastosowania stymulacji przezprzełykowej do czasowego zabezpieczania chorych prowadzili Shafiroff i Linder (1957r.) (1), jednak rozwój stymulacji inwazyjnej wyparł tą metodę. Dopiero w latach siedemdziesiątych rozwój diagnostyki układu bodźcotwórczego i bodźcoprzewodzącego serca stworzył ponownie zapotrzebowanie na prostą a nieinwazyjną metodę stymulacji przedsionków (2).

Obecnie oprócz zastosowań terapeutycznych stymulacja przezprzełykowa znajduje coraz szersze zastosowanie w diagnostyce serca. Przy typowym położeniu elektrody w przełyku (Rys.4.1-B) jest ona oddalona od przedsionków o kilka mm, a od komór o ok. 15 mm, co ma bezpośrednie przełożenie na progi skutecznej stymulacji, wynoszące (w zależności od typu elektrody, parametrów impulsu i pacjenta) dla przedsionków 3÷15 mA, a dla komór 15÷50 mA.

(1) Shafiroff C., Linder J.: Effects of external electrical pacemaker stimuli on the muman heart. J. Thoracic Surg. 1957; 33: 544-

(2) Stopczyk M., Pieniak M., Sadowski Z., Żochowski R.: Trensesophageal atrial pacing as a simple diagnostic and therapeutic procedure. The third International Conference on medical Physics, Including Medical Engineering. Geteborg, Sweden, 1972; 40-.



Rys. 4.0. Typowe położenie elektrody EPD-1 w przełyku. A - przedsionki; V - komory.

4.1. Elektrody do stymulacji przezprzełykowej serca

Dla stymulacji terapeutycznej stosowane są elektrody pierścieniowe, najczęściej dwubiegunowe, o średnicy pierścieni od 3 do 8 mm. Elektrody do stymulacji diagnostycznej posiadają większą ilość biegunów (4 do 8), w celu umożliwienia rejestracji sygnału z pobliża elektrod stymulujących w trakcie stymulacji.

W polskich pracowniach elektrofizjologii nieinwazyjnej od 1986 roku stosowane są uniwersalne 8-biegunowe elektrody przełykowe wielorazowego użytku typu EPD-1 opracowane w OBREAM (Ryc.4.1-A).

Elektrody te oferowane aktualnie przez ITAM w różnych rozmiarach (T, ST, P, PT) charakteryzują się niskimi progami skutecznej stymulacji przedsionków lub komór oraz dobrą jakością sygnału odpowiedzi elektrycznej serca na impuls.

W 1988r opracowano w OBREAM dla celów badawczych elektrodę o przekroju owalnym z biegunami punktowymi kierunkowymi, która bieguny dla stymulacji komór rozmieszczone miała na obwodzie wypełnianego powietrzem balonika o średnicy ok. 3 cm. Elektroda ta pozwalała na stymulację przedsionków z progami od 3 mA, a komór od 15 mA (1,2). Rozwiązanie te nie jest jednak oferowane handlowo.

Elektrody przełykowe dla nieinwazyjnej stymulacji serca zakładane są do przełyku przez usta lub przewód nosowy. Mniejszy dyskomfort pacjenta powoduje zakładanie elektrody przez przewód nosowy. Dyskomfort ten zależy od umiejętności uniknięcia przez wprowadzającego utrudnień jakie w trakcie tej procedury mogą wystąpić.

W ITAM we współpracy z firmą Hagmed trwają prace nad anatomiczną elektrodą jednorazowego użytku, łatwą do założenia przez przewód nosowy i charakteryzującą się bardzo dobrymi parametrami elektrycznymi w środowisku przełyku (bieguny z czystego węgla).

Dyskomfort stymulacji przezprzełykowej osób przytomnych zależy od wysokości progu pobudzenia przedsionków lub komór serca, na co wyraźny wpływ ma konstrukcja elektrody (3) oraz poziom umieszczenia elektrody w przełyku. Elektrody kierunkowe EPD-1, posiadające punktowe powierzchnie przewodzące prąd skierowane w stronę serca, zapewniają obniżenie progu pobudzenia przedsionków o około 30 % w stosunku do elektrod z pierścieniami.

Do obliczania optymalnego poziomu umieszczenia biegunów stymulujących w przełyku można się posłużyć formułą Rotha, której zasada opiera się na zależności tego miejsca od wzrostu badanego. Podstawowy wzór obowiązujący dla elektrody dwubiegunowej zakładanej przez usta to: Głębokość umieszczenia elektrody = Wzrost badanego / 5

Prochaczek zaproponował modyfikacje tej formuły, przystosowujące ją do różnych typów elektrod i różnych technik zakładania, co zwiększyło znacznie jej przydatność kliniczną (4,5).

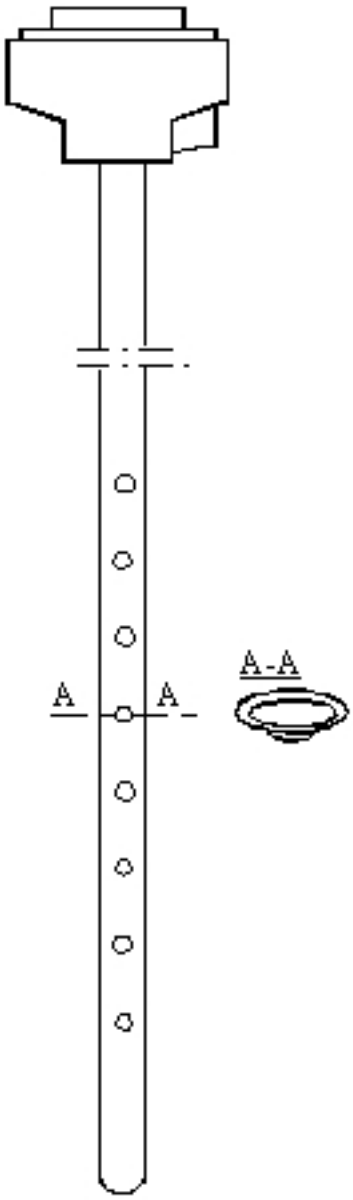
(1) Prochaczek F, Gałecka J.: Stymulacja przezprzełykowa serca: Właściwości elektrody przełykowej o biegunach pierścieniowych i punktowo-kierun-kowych. Część I. Kardiol. Pol. 1988; 31: 683-690.

(2) Prochaczek F., Gałecka J., Stopczyk M.: A method of esophageal electrogram recording for diagnostic atrial and ventricular pacing. PACE 1990; 13:1136-42.

(3) Stopczyk M., Prochaczek F., Gałecka J., Mojkowski W.: The new ways in diagnostic transesophageal atrial and ventricular pacing. Cardiologia 1990; 35 (Suppl n 1): 23-28.

(4) Prochaczek F., Ramsey M., Sammon M., Machalski M.: Przezprzełykowa stymulacja przedsionków: stymulacja z poziomu obliczanego według zmodyfikowanej formuły Rotha. Materiały Wiosennej Konferencji Sekcji Stymulacji Serca i Elektrofizjologii Klinicznej PTK, Gniezno. Folia Cardiol. 2000; 7, supl. B 13 - 5 (streszczenie).

(5) Gałecka J.: Kardiostymulator diagnostyczny przezprzełykowy SP-5plus - instrukcja obsługi IO-276/1/98. ITAM, Zabrze 07.2000.



Rys. 4.1. Elektroda przełykowa do stymulacji przedsionków z biegunami punktowymi kierunkowymi EPD-1 (T, ST, P, PT)

4.2. Przezprzełykowe stymulatory serca

W 1980r. w OBREAM Zabrze opracowano pierwszy seryjnie produkowany kardiostymulator przezprzełykowy SP-3, wyposażony w funkcje diagnostyczne i impuls o czasie trwania 7 ms, który współpracował z elektrodą pierścieniową. Synchronizował się sygnałami odbieranymi bezpośrednio z elektrody przełykowej. Jednocześnie w tym samym czasie warszawski ORMED oferował stymulator terapeutyczny ESOFIX z impulsem o szerokości 1,5 ms.

W 1983r. w OBREAM przeprowadzono badania mające na celu określenie optymalnych warunków stymulacji przezprzełykowej. Badano wpływ rozstawu, powierzchni i materiału biegunów elektrod na próg stymulacji i odczucia bólowe. Określono również zależność progu i odczuć bólowych od szerokości impulsu i głębokości umieszczenia elektrody w przełyku.

W trakcie tych badań opracowano optymalną elektrodę kierunkową z biegunami punktowymi, (EPD) charakteryzującą się lepszymi parametrami niż elektrody z biegunami pierścieniowymi stosowanymi dotąd oraz kardiostymulator diagnostyczny SP-5. Kardiostymulator ten produkowany od 1986 roku posiada układ eliminacji zakłóceń od impulsu stymulującego w torach rejestracji sygnału przełykowego oraz znacznie szersze od SP-3 możliwości funkcjonalne. Umożliwia odbiór sygnału z elektrody przełykowej w czasie stymulacji oraz uzyskanie niskich progów stymulacji przedsionków (1,2). Od 1999 roku oferowana jest wersja aparatu SP-5plus, która uzupełniona została o układ eliminacji zakłóceń od impulsu również w torach rejestracji odprowadzeń powierzchniowych, Pozwala to uzyskać czytelne zapisy ekg w czasie stymulacji przy użyciu dowolnego rejestratora EKG (3), spełniającego wymagania bezpieczeństwa elektrycznego.

(1) Prochaczek F., Gałecka J., Stopczyk M.: A method of esophageal electrogram recording for diagnostic atrial and ventricular pacing. PACE 1990; 13:1136-42.

(2) Prochaczek F., Ramsey M., Sammon M., Machalski M.: Przezprzełykowa stymulacja przedsionków: stymulacja z poziomu obliczanego według zmodyfikowanej formuły Rotha. Materiały Wiosennej Konferencji Sekcji Stymulacji Serca i Elektrofizjologii Klinicznej PTK, Gniezno. Folia Cardiol. 2000; 7, supl. B 13 - 5 (streszczenie).

(3) Prochaczek F., Gałecka J., Skowronek A.: Evaluation of an analog system for spike artefact elimination in ECG records during transcutaneous stimulation of heart ventricles.9th IMEKO TC-10 International Conference on Technical Diagnostics.Integration in Technical Diagnostics. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej 1999; 206-212.

4.3. Możliwości diagnostyczne i terapeutyczne przezprzełykowej stymulacji serca

Przezprzełykowa stymulacja serca znajduje diagnostyczne zastosowanie w chorobie niedokrwiennej serca, oraz w zaburzeniach bodźcotwórczości i przewodzenia na różnym tle.

W chorobie niedokrwiennej serca stymulacja przezprzełykowa najczęściej wykorzystywana jest do:

oceny rezerwy wieńcowej,

oceny stopnia upośledzenia funkcji skurczowej lewej komory serca w warunkach prowokowanego stymulacją niedokrwienia serca,
uruchamiania adaptacyjnej protekcji przed niedokrwieniem w sytuacjach, w których takie niedokrwienie może wystąpić,
oceny bodźcotwórczości węzła zatokowego,
pomiaru czasu przewodzenia zatokowo-przedsionkowego, przedsionkowo-komorowego oraz międzyprzedsionkowego.

Zastosowania terapeutyczne stymulacji przezprzełykowej to:

czasowa stymulacja serca podczas różnych form przejściowych zaburzeń bodźcotwórczości i przewodzenia,
przerywanie częstoskurczów p-k (skuteczność 100 %) oraz trzepotania przedsionków (skuteczność prawie 70 %).

Ostatnie badania potwierdziły koncepcję Sadowskiego o możliwość podtrzymania elektrycznej pracy serca w przypadkach całkowitego bloku p-k (1), co w warunkach pełnej anestezji w trakcie zabiegu operacyjnego eliminuje potrzebę podjęcia stymulacji inwazyjnej.
(11) Sadowski Z., Szwed H.: The effectiveness of transesophageal ventricular pacing in resuscitation procedure of adults. PACE 1983; 6: A-132 (abstract).

5. KARDIOSTYMULACJA NIEINWAZYJNA PRZEZSKÓRNA

Pierwsze kliniczne zastosowanie pobudzania serca poprzez skórę miało miejsce w 1909 roku, kiedy to Rabinowich uratował pacjenta z ciężką bradykardią, spowodowaną zatruciem opiatami (1). Nowy etap elektrostymulacji nieinwazyjnej rozpoczął się w 1952 roku, kiedy to Zoll udokumentował kliniczną przydatność stymulacji serca metodą przezprzełykową i przezskórną (2).
Do czasu wprowadzenia w 1959 roku niebolesnej stymulacji endokawitarnej, przezskórna stymulacja komór serca pozostawała jedynym sposobem podtrzymania akcji serca. Stosowany krótki impuls stymulacyjny i elektrody o małej powierzchni były powodem dużego dyskomfortu pacjenta.
Komory serca u człowieka przylegają lub znajdują się blisko przedniej powierzchni klatki piersiowej, co umożliwia ich elektryczne pobudzanie w czasie nieinwazyjnej stymulacji

przezskórnej. Przedsionki pobudzane są wtórnie, drogą wstecznego rozprzestrzeniania się pobudzenia poprzez fizjologiczny układ przewodzący serca. Przy amplitudach impulsów stymulujących powyżej 120 mA może dojść do jednoczesnego pobudzenia zarówno komór jak i przedsionków serca.

Skuteczność przezskórnej stymulacji w zakresie uzyskania odpowiedzi elektrycznej serca zależy od wielkości amplitudy prądu impulsu stymulującego. Brak odpowiedzi elektrycznej serca zdarza się tylko wyjątkowo u pacjentów z zaawansowaną rozedmą płuc, która oddala komory serca od przedniej i tylnej ściany klatki piersiowej. Prawdopodobnie także i u tych pacjentów odpowiedź elektryczną serca na impuls stymulujący byłaby możliwa, ale w większości produkowanych stymulatorów przezskórnych maksymalna amplituda impulsu wynosi 150 mA.

W ostatnich latach uzyskano istotną poprawę tolerancji przezskórnej stymulacji komór serca u osób przytomnych co pozwoliło wykorzystać stymulację przezskórną również do badań diagnostycznych.

(1) Rabinowitch L. S.: Resuscitation of women in syncope caused by chronic morphine poisoning: Means used: rhythmic excitation with an induction current, the author's method and model of coil. J.Ment.Path. 1808; 8: 180-183.

(2) Zoll P.: Resuscitation of the heart in ventricular standstill by exterenal electrical stimulation. N. Engl. J. 1952, 247, 768-.

5.1. Elektrody i układy elektrod

W stymulacji przezskórnej serca stosuje się elektrody jednorazowe, najczęściej o powierzchni aktywnej ok. 50 cm2, pokryte żelem mokrym lub galaretowatym - zawierającym klej. Elektroprzewodząca część elektrody wykonana jest z folii lub cienkiej siatki metalowej, ewentualnie gumy silikonowej przewodzącej, z dodatkiem czystego węgla.

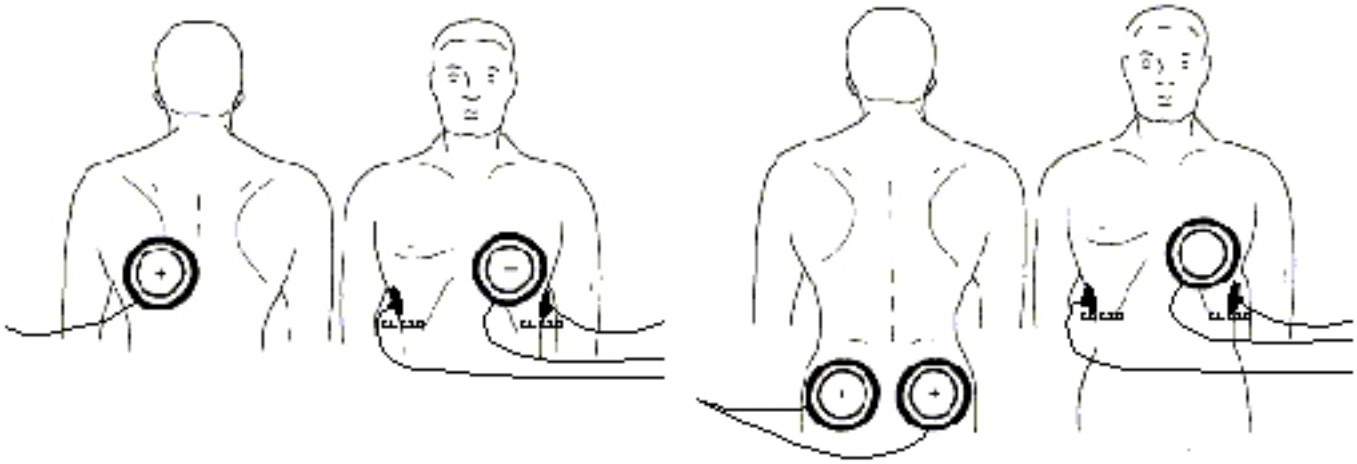
Dla szybkiej pomocy stosuje się dwuelektrodowy układ stymulujący, w którym środek elektrody aktywnej umieszcza się zwykle w elektrokardiograficznym punkcie C3, zaś elektrodę bierną na plecach pomiędzy kręgosłupem a dolnym kątem lewej łopatki (Rys.5.1-A). Przy takim położeniu elektrod pobudzenie rozchodzi się od okolicy przegrody międzykomorowej w kierunku komór oraz dalej w kierunku łącza przedsionkowo-komorowego. Ten sposób pobudzenia zapewnia jednoczasowe pobudzenie obu komór, co ma istotne znaczenie dla funkcji hemodynamicznej serca.

W diagnostycznej przezskórnej stymulacji komór serca (psks), gdzie istotne znaczenie ma dobra tolerancja badania stosuje się trójelektrodowy układ stymulujący, opracowany w ramach projektu badawczego KBN w OBREAM w 1987r. (Rys.5-B).

W trójelektrodowym układzie stymulującym położenie aktywnej elektrody znajduje się w tym samym miejscu co dla układu dwuelektrodowego, natomiast dwie elektrody bierne lokalizowane są w okolicy krzyżowo-pośladkowej, po obu stronach kręgosłupa. Większość pacjentów toleruje stymulację przezskórną trójelektrodową komór serca dobrze lub dość dobrze, a tylko wyjątkowo źle. Osiągnięty poziom tolerancji psks pozwala obecnie na prowadzenie diagnostycznej stymulacji komór serca u 90% badanych (1).

(1) Prochaczek F., Birkui P.J., Gałecka J., Jarczok K. Is the new electrode configuration a

break point in transcutaneous cardiac pacing tolerance? Rev. Eur. Technol. Biomed. (RBM) 1994; 16: 98-101.



Rys.5.1. Położenie elektrod stymulujących z przodu i z tyłu dla układu dwu - (A) i trójelektrodowego (B).

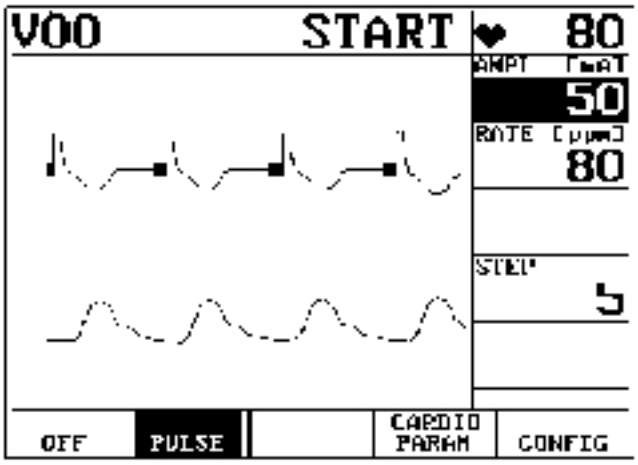
5.2. Kardiostymulatory nieinwazyjne przezskórne

Określenie przez Zoll'a korzystnych warunków dla stymulacji nieinwazyjnej przezskórnej, pozwoliło na jej szersze rozpowszechnienie. Własne badania prowadzone przez OBREAM w 1987 roku potwierdziły istotne korzyści dla pacjenta przy spełnieniu powyższych warunków.

Pierwszy kardiostymulator przezskórny opracowany w OBREAM w 1988 roku został wbudowany do wózka reanimacyjnego firmy Temed, umożliwiając lekarzom prowadzenie kompleksowej elektroterapii serca. Od 1991 roku oferowany był również stymulator przezskórny NP-4D z impulsem 30 ms, realizujący funkcję VOO i VVI oraz wyposażony w tachometr i układ eliminacji artefaktów, umożliwiający monitorowanie przebiegu stymulacji.

W 1994 roku został opracowany w OBREAM w ramach projektu badawczego KBN oferowany do dzisiaj nowoczesny, sterowany mikrokontrolerem kardiostymulator nieinwazyjny NAP-601 z wbudowanym ekranem LCD, realizujący szereg funkcji terapeutycznych i diagnostycznych (Rys.5.2-A). Umożliwia on obserwację na ekranie w czasie prowadzonej stymulacji niezakłóconego przebiegu EKG i krzywej pletyzmograficznej lub alternatywnie przebiegu EKG z przełyku (Rys.5.2-B) i zapamiętanie ostatnich 15 min. odbieranych z pacjenta przebiegów. Wyposażony w moduł tłumienia artefaktów od impulsu może współpracować z dowolnym typem rejestratora ekg, zapewniając wysoką jakość zapisów niezbędną dla właściwej oceny przebiegu prowadzonej terapii lub diagnostyki.

(A)



(B)

Rys.5.2. Kardiostymulator nieinwazyjny NAP-601 (A) oraz przykładowa zawartość ekranu w czasie skutecznejprzezskórnej stymulacji komór serca (widoczny przebieg EKG i krzywa pletyzmograficzna) (B)

5.3. Możliwości terapeutyczne i diagnostyczne przezskórnej stymulacji serca

Dotychczasowe doświadczenia wskazują, że stymulacją przezskórną powinno się zabezpieczać chorych, którym zagraża utrata przytomności z powodu:

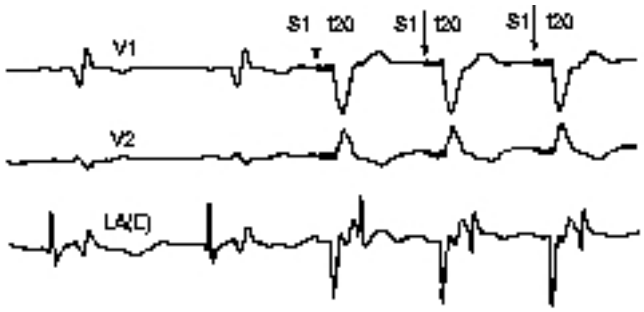
bloku p-k o różnej etiologii, w tym w przebiegu zawału serca,
uszkodzenia wszczepionego układu stymulującego,
hiperkaliemii,
zatrucia glikozydami nasercowymi,

możliwości wystąpieniem bradykardii (m.in. w czasie zabiegu wymiany stymulatora u osób bezwzględnie zależnych od stymulacji, podczas elektrokardiowersji, podczas testu pochyleniowego).

Drugą grupę osób wymagających przezskórnej stymulacji serca stanowią pacjenci z zaburzeniami hemodynamicznymi towarzyszącymi bradykardii. Potrzeba takiej stymulacji występuje szczególnie wyraźnie u pacjentów anestezjologicznych. Przezskórna stymulacja serca znajduje swoją przydatność również w umiarawianiu monomorficznych częstoskurczów komorowych i przedsionkowo-komorowych. Skuteczność przywracania rytmu zatokowego w przedstawionych postaciach częstoskurczów waha się w przedziale od 91 do 100%.
Diagnostyczne możliwości psks to przede wszystkim:

ocena obecności lub nieobecności jawnego lub utajonego wstecznego przewodzenia p-k,
ocena maksymalnej sprawności wstecznego przewodzenia p-k,
ocena obecności dodatkowej drogi przewodzenia p-k,
ocena rezerwy wieńcowej,
powadzenie badań nad doborem leku antyarytmicznego w napadowych monomorficznych częstoskurczach komorowych lub p-k,
zabezpieczanie badania nadwrażliwości zatoki szyjnej.

W polskich pracowniach elektrofizjologii nieinwazyjnej do programowanej stymulacji przedsionków wykorzystywany jest stymulator przezprzełykowy SP-5 (aktualnie SP-5plus). Jednocześnie ten sam stymulator może być wykorzystany do programowania impulsów wysyłanych w kierunku komór ze stymulatora przezskórnego NAP-601 lub NP-4D.
Połączenie rejestracji ekg z przełyku i stymulacji przezprzełykowej lewego przedsionka z możliwością psks umożliwia w sposób nieinwazyjny prowadzenie kompleksowego badania elektrofizjologicznego serca (Rys.5.3).



(A)

(B)

Ryc.5.3. Przykład zapisu programowanej przezprzełykowej stymulacji przedsionków (A) i przezskórnej stymulacji komór (B) serca

6. DEFIBRYLACJA I KARDIOWERSJA ELEKTRYCZNA

Impuls prądu jednokierunkowego o kształcie tłumionej sinusoidy dla umiarowienia chaotycznej pracy serca zaczęli stosować niezależnie Lown i Edmark w 1962 roku (1). Migotanie przedsionków jest przeważnie arytmią mniej niebezpieczną dla życia, jednak utrzymujące się dłużej powinno być umiarowione kardiowersją elektryczną, czyli defibrylacją synchronizowaną.

Niezależnie od użytego systemu kardiowersji (zewnętrznej lub lokalnej), pole elektryczne wyładowania obejmuje również komory, które w migotaniu przedsionków kontynuują elektryczną i mechaniczną pracę. Kurczące się komory są wrażliwe na wyładowanie elektryczne przypadające w czasie repolaryzacji (okolica szczytu załamka T). Wyzwolenie wyładowania w tym okresie niesie z sobą ryzyko wyzwolenia migotania komór (2).

Skuteczną ochroną przed niezamierzonym wyzwoleniem migotania komór jest zastosowanie defibrylacji synchronizowanej (kardiowersji), czyli wysyłanie ładunku elektrycznego tuż po załamku R w sygnale EKG. Ayers i wsp. wykazali jednak w swoich pracach, że system stosowanego od wielu lat zabezpieczenia może być w niektórych sytuacjach niewystarczający. Niebezpieczeństwo wyzwolenia migotania komór pojawia się wtedy, gdy częstość akcji komór serca, tuż przed synchronizowanym wyładowaniem jest równa lub szybsza od 200 1/min..

Niezamierzone wyzwolenie migotania komór w czasie defibrylacji synchronizowanej może nastąpić również przy utracie synchronizacji wyładowania powstałej na skutek pomyłki lekarza. Większość defibrylatorów po wykonaniu kardiowersji zmienia automatycznie funkcję na defibrylację niesynchronizowaną. Przeoczenie tego faktu może mieć groźne konsekwencje dla pacjenta. Przy nieskuteczności pierwszego wyładowania, kolejne wyładowanie wyższą energia mogą zostać wyzwolone w sposób niesynchronizowany, a więc mogąc być przyczyną wyzwolenia migotania komór.

Elektroda przełykowa pozwala wykonać niskoenergetyczną kardiowersję migotania przedsionków energiami nawet 6-krotnie mniejszymi od stosowanych drogą przezklatkową (3). W ramach pracy badawczej finansowanej ze środków KBN, realizowanej przez OBREAM w latach 1994-96 opracowano założenia teoretyczne (4) oraz praktyczne rozwiązania sprzętowe (5), umożliwiające szerokie stosowanie oszczędzającej serce kardiowersji przezprzełykowej w krajowych kardiologicznych ośrodkach medycznych. Oferowany przez ITAM zestaw do kardiowersji przezprzełykowej pozwala umieścić elektrodę w przełyku na właściwym poziomie i w sposób bezpieczny podać na nią impuls z defibrylatora (względem drugiej elektrody - powierzchniowej).

(1) Troup P.: Early Development of Defibrillation Devices. IEEE Engineering In Medicine and Biology, 1990, 06:19-24.
(2) Tracker W.A.: Fibrillation causes and criteria for defibrillation. Chapter 1:1-14 in: Defibrillation of the heart: ICDs, AEDs, and manual. Mosby-Year Book Inc., 1994.
(3) Poleszak K., Kutarski A., Koziara D., Oleszczak K., Baszak J.: Csy czas trwania przewlekłego migotania przedsionków i rodzaj kardiowersji elektrycznej wpływają na wielkość skutecznej energii? ESS, 1997, 4:16, streszczenie.
(4) Prochaczek F., Ramsey M., Gałecka J.: Niskoenergetyczna przez-przełykowa kardiowersja migotania przedsionków. Część I: Założenia teoretyczne. Folia Cardiologica, 1999, 6:12-20.
(5) Prochaczek F., Ramsey M., Gałecka J.: Niskoenergetyczna przez-przełykowa kardiowersja migotania przedsionków. Część I: Założenia teoretyczne. Folia Cardiologica, 1999, 6:129-136.

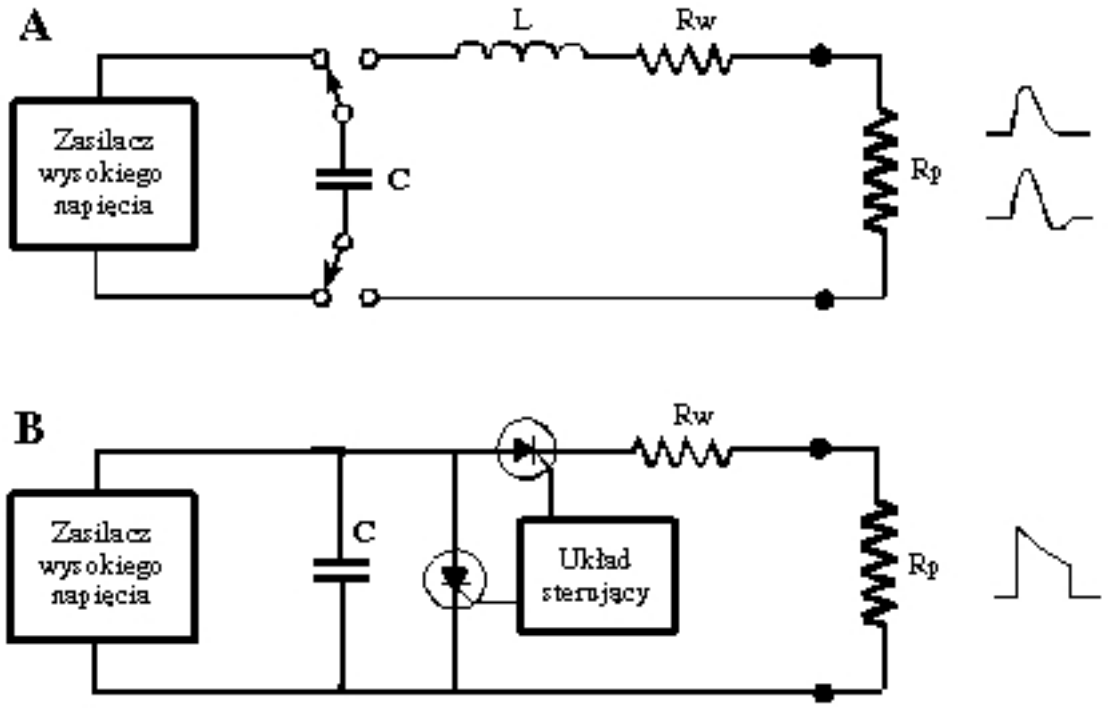
6.1. Układ defibrylatora zewnętrznego

Defibrylator zewnętrzny jest urządzeniem dostarczającym dużego szoku elektrycznego (kilkaset do kilku tysięcy [V], kilkadziesiąt do 360 [J]) do komór serca, w celu przywrócenia rytmu zatokowego. Najbardziej rozpowszechnione są obecnie defibrylatory dostarczające impuls jednofazowy o kształcie stłumionej sinusoidy lub trapezoidu. Układ elektryczny dla obydwu rozwiązań (Ryc.6.1) składa się z wysokonapięciowego źródła ładującego kondensator oraz kluczy elektromechanicznych ze stykami w próżni czy gazie szlachetnym (dla tłumionej sinusoidy), lub elektronicznych (dla trapezoidu).

Impuls trapezoidalny wprowadzony został w celu ograniczenia niszczenia komórek mięśniowych wysoką szczytową wartością prądu rozładowania w sytuacji występowania niskiej impedancji obwodu pacjenta. Pozwala on na sterowanie czasem trwania impulsu, w celu utrzymania stałej energii niezależnie od aktualnej impedancji obwodu elektrod.

Maksymalna energia dostarczana przez stosowane współcześnie defibrylatory równa 360 J jest kompromisem pomiędzy spełnieniem warunku maksymalnej skuteczności i minimalnego uszkodzenia mięśnia serca. Defibrylatory nowej generacji z impulsem dwufazowym będą dostarczały impulsu o maksymalnej energii ok. 200 J, ze względu na już potwierdzoną znacznie większą skuteczność takiego impulsu w defibrylacji zewnętrznej (1).

(1) AHA medical/scientific statement: Low-energy Biphasic waveform defibrillation: evidence-based review applied to emergency cardiovascular care guidlines. Circulation, 1998, 97: 1654-1667.



Rys. 6.1. Podstawowe układy defibrylatorów z impulsem jednofazowym A - o kształcie tłumionej sinusoidy, B - trapezoidalnym

6.2. Własności impulsu defibrylującego

Wykorzystując wieloletnie doświadczenia i badania kliniczne, które pozwoliły na znaczne obniżenie energii wymaganej dla skutecznej defibrylacji w urządzeniach wszczepianych, również w defibrylatorach zewnętrznych przezklatkowych wprowadzono w ostatnich latach impuls dwufazowy trapezoidalny.

Badania prowadzone zarówno w warunkach klinicznych jak i karetek pogotowia ratunkowego (USA) potwierdziły możliwość obniżenia maksymalnej dostarczanej energii impulsu defibrylatora nawet o 40 %, bez utraty skuteczności (1). Szczególnie istotna jest zaleta impulsu dwufazowego polegająca na utrzymywaniu się stałego progu defibrylacji przy wydłużaniu czasu migotania komór.

Niezależnie od badań nad nowymi kształtami impulsu (dwufazowe, jednofazowe sekwencyjne),

trwają również prace nad kontrolowaniem maksymalnej wartości prądu impulsu, w celu dalszego ograniczenia niszczącego działania defibrylacji na mięsień serca (2,3). Rozwiązanie to polega na pomiarze impedancji pacjenta w czasie ładowania kondensatora i ustaleniu napięcia kondensatora na poziomie zabezpieczającym dostarczenie nastawionej amplitudy prądu.

(1) Bardy G.H., Gliner B.E., Kudenchuk P.J., Poole L E.: Truncated biphasic pulses for transthoracic defibrillation. Circulation, 1995, 91: 1768-1774
(2) Lerman B.B., DiMarco J.P., Haines D.E.: Current-based versus energy-based ventricular defibrillation: a prospective study. J.Am.Coll.Cardiol, 1988, 12(5):1259-1264
(3) Watson A.B., Ellis M.S.: Current and energy in external cardiac defibrillation. Australas Phys.Eng.Sci.Med., 1994, 17(4):206-210

6.3. Defibrylatory automatyczne i wszczepiane

Defibrylacja zewnętrzna jest postępowaniem z wyboru w przypadku migotania komór lub migotania przedsionków z towarzyszącym załamaniem hemodynamicznym. Spośród ludzi, którym normalny rytm serca został przywrócony, 80 % przeżywa co najmniej 1 rok, a 57 % co najmniej 5 lat. Najistotniejszym elementem ratowania chorego z nagłym zatrzymaniem krążenia jest czas (5÷7 minut), który decyduje o powodzeniu całego przedsięwzięcia. Aby w tak krótkim czasie przeprowadzić skuteczną reanimację z zastosowaniem defibrylatora niezbędny jest szybki dostęp do prostych w obsłudze, defibrylatorów automatycznych (1). W USA ta dziedzina jest rozwijana już od kilkunastu lat (2), a w ostatnich latach została podjęta decyzja o rozmieszczeniu automatycznych defibrylatorów w strategicznych miejscach o największym prawdopodobieństwie ich użycia jakimi są: lotniska, więzienia, domy towarowe, stadiony itp.

W przypadku konieczności powtarzania defibrylacji korzysta się z alternatywnego systemu jakim jest defibrylacja lokalna z elektrod znajdujących się wewnątrz lub w bezpośrednim pobliżu serca (przełyk). Filozofia zakładająca stosowanie jak najmniejszych energii defibrylujących, aby nie powodować dodatkowych uszkodzeń w już chorym sercu była podstawą szybkiego rozwoju defibrylatorów wszczepianych.

Nawracające migotanie komór i przedsionków serca może być aktualnie leczone przez wszczepienie kardiowertera - defibrylatora, zabezpieczającego chorego na czas, który zależy od częstości dostarczanych do serca wyładowań umiarawiających. Współcześnie oferowane urządzenia korzystają wyłącznie z elektrod wewnątrzsercowych przezżylnych współpracujących z obudową kardiowertera-defibrylatora. Są to kompletne systemy terapeutyczne, realizujące oprócz funkcji podstawowej również funkcje stymulacyjne (dwujamowe - fizjologiczne z modulowaną wysiłkiem częstością oraz antyarytmiczne), a także holterowskie i inne.

(1) AHA medical/scientific statement: Automatic external defibrillation for publik access defibrillation: recommendatin for specifying and reporting arrhythmia analyzis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety. Circulation, 1997, 95:1677-1682