

Dodatki

Dodatek A	
Odprowadzenia i techniki rejestracji badania EKG.....	178
Dodatek B	
Związki zachodzące w sercu i ich wpływ na zmiany pola elektrycznego oraz związany z tym proces tworzenia elektrokardiogramu.....	184
Dodatek C	
Przykłady sygnałów elektrokardiograficznych pochodzących od pacjentów z wszczepionym układem stymulującym.....	185

Dodatek A

Odrowadzenia i techniki rejestracji badania EKG

W rozdziale pierwszym niniejszej rozprawy wprowadzono w tematykę prac badawczych związanych z elektrokardiografią. Wszystkie zagadnienia dotyczące elektrokardiografii i pojęcia pokrewne nie mogą być dokładnie omówione w niniejszej rozprawie ze względu na ich szeroki aspekt. W tym miejscu nieco szerzej zostaną omówione jedynie odrowadzenia elektrokardiograficzne oraz techniki rejestracji badania elektrokardiograficznego, choć i tak nie jest to bardzo dokładny opis tych zagadnień.

A.1. Odrowadzenia

Odrowadzeniem elektrokardiograficznym, zgodnie z definicją (Definicja 1.1) podaną w rozdziale pierwszym niniejszej rozprawy, nazywa się obwód elektryczny składający się z elektrod, umieszczonych na ciele pacjenta i połączonych z galwanometrem elektrokardiografu wskazującym różnicę napięć między elektrodami. W literaturze rozróżnia się następujące rodzaje odrowadzeń:

- a) Odrowadzenia Einthovena, które rejestrują różnicę potencjałów elektrycznych występujących między wybranymi punktami ciała pacjenta. Są to tzw. odrowadzenia kończynowe, tworzące trójkąt równoboczny i oznaczone I (LR-PR), II (PR – LN), III (LR – LN). Często nazywane są one odrowadzeniami Einthovena, lub odrowadzeniami standardowymi, gdzie L oznacza lewą stronę ciała, P – prawą, zaś R i N kończyny ciała pacjenta, rękę i nogę. Zgodnie z prawem Kirchoffa, suma potencjałów tych odrowadzeń w każdej chwili czynności serca wynosi zero, co zapisujemy w prosty sposób: $I+II+III=0$.
- b) Odrowadzenia Wilsona, które rejestrują różnicę potencjałów elektrycznych występujących między wybranymi punktami ciała pacjenta i przyjętym umownie punktem odniesienia. W tym przypadku, napięcie zmienia się pod jedną elektrodą – elektrodą czynną. Użycie dodatkowej elektrody o praktycznie zerowym napięciu, pozwala na rejestrację jednobiegunowych odrowadzeń oznaczanych kolejno: VR, VL, VF. Warto dodać, iż odrowadzenia te mają bardzo małą amplitudę.

- c) Odprowadzenia Goldbergera. Analogicznie do metody Wilsona, rejestracja potencjałów następuje z umownym punktem odniesienia, jednak tworzy się go na zasadzie zwierania elektrycznego dwóch odprowadzeń i rejestracji elektrokardiogramu między tak utworzonym punktem umownym a trzecim odprowadzeniem kończynowym. Niewątpliwie zaletą tej metody jest zwiększenie amplitud poszczególnych załamek EKG. Warto podkreślić, iż modyfikacja Goldbergera daje o 50% większe napięcie, dlatego też odprowadzenia określane są mianem: aVR, aVL, aVF, gdzie a – oznacza zwiększone napięcie (ang. augmented).
- d) Odprowadzenia przedsercowe, inaczej zwane odprowadzeniami piersiowymi. Rejestrują one zmiany napięcia w płaszczyźnie poziomej, czyli bezwzględny potencjał w danym punkcie przedsercowym pod elektrodą. Oznaczane są literą V i kolejnym numerem punktu położenia elektrody, zatem V_1, \dots, V_6 . Warto w tym miejscu dodać, iż powyżej opisane odprowadzenia (w punktach a), b), c)) rejestrowały zmiany pola elektrycznego jedynie w płaszczyźnie czołowej.
- e) Odprowadzenia specjalne stosowane w elektrokardiografii klinicznej. Najczęściej są to odprowadzenia przedsercowe pochodzące z jeszcze innych punktów klatki piersiowej niż odprowadzenia V_1, \dots, V_6 , mające zastosowanie w diagnostyce zawału serca. Oznaczane są one jako $V_7 - V_9, V_{E1} - V_{E3}, V_{3R} - V_{4R}$.
- f) Odprowadzenia Nehba, Lindemana, Franka, jednobiegunowe odprowadzenia przełykowe itp.

Szczegółowy opis i analizę wszystkich stosowanych obecnie odprowadzeń elektrokardiologicznych można odnaleźć w fachowej literaturze medycznej (patrz np. [14,214, 267,268]).

A.2. Techniki rejestracji sygnału EKG

Pierwszy wykres zmian napięć wytwarzanych przez serce zarejestrował Willem Eithoven w 1903 roku. Sylwetkę naukowca, na tle pierwszego elektrokardiogramu, przedstawiono na Rys. A.1. Rozwój cyfrowego przetwarzania sygnałów a przede wszystkim zróżnicowanie informacji diagnostycznych, które uzyskuje się w każdej technice rejestracji, spowodował wyodrębnienie kilku gałęzi dotyczących zapisu sygnału elektrokardiograficznego omówionych krótko poniżej.



Rys. A. 1 W.Einthoven i jego pierwszy elektrokardiogram
[Źródło: <http://chem.ch.huji.ac.il/~eugeniik/history/einthoven.html>]

A.2.1 Standardowy 12 – odprowadzeniowy zapis EKG

12 – odprowadzeniowy zapis sygnału elektrokardiograficznego [63] jest najczęściej stosowaną w praktyce techniką rejestracji, określaną z reguły jako standardowe 12 – odprowadzeniowe badanie EKG. Częstotliwość próbkowania waha się od 250 do 500Hz. Zapis ten składa się z (powyżej opisanych) odprowadzeń: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V₁, ..., V₆. Można zatem zapisać:

$$\text{EKG}(t) = \{ \{I(t), II(t), III(t), aVR(t), aVL(t), aVF(t)\},$$

$$\{V_1(t), V_2(t), V_3(t), V_4(t), V_5(t), V_6(t)\} \text{ lub}$$

$$[III(t), aVR(t), aVL(t), aVF(t)] = A [I(t), II(t)]$$

gdzie macierz A określa ustalone liniowe zależności odprowadzeń.

A.2.2 24 – godzinny zapis sygnału metodą Holtera

24 – godzinny zapis sygnału elektrokardiograficznego metodą Normana Holtera dokonywany jest za pomocą przenośnych rejestratorów. Standardowo jest to zapis 2 lub 3 kanałowy o częstotliwości próbkowania od 120 do 250Hz. Pacjent poddawany badaniu Holtera może znajdować się w środowisku elektromagnetycznym z różnym stopniem zakłóceń (wpływu) na rejestrator. Długi czas rejestracji sygnału EKG wymusza stosowanie, bezpośrednio w samym rejestratorze, różnego rodzaju filtrów zmniejszających niekorzystne działanie pola elektromagnetycznego, jak również wykorzystanie ich bezpośrednio przed analizą samego sygnału. Poza tym kardiolog dokonując automatycznej analizy sygnału musi odczytywać tzw. dziennik pacjenta, w którym pacjent jest zobowiązany zapisywać wszystkie zdarzenia, stany emocjonalne, które miały miejsce w trakcie wykonywania zapisu. To częściowo umożliwia wyeliminowanie niektórych szumów [62].

Należy podkreślić, iż w przypadku pacjentów z wszczepionym układem stymulującym jest to najczęściej wykonywane badanie, choć brak jest w literaturze przedmiotu dokładnych statystyk. Jak podaje Kumor [148], określenie częstości badania holterowskiego dla danego pacjenta jest bardzo indywidualne i złożone. Związane jest to z przyczyną implantacji, rodzajem stymulacji oraz objawami klinicznymi. Skalę zapotrzebowania na badanie holterowskie można zaś oszacować według liczby rocznie wszczepianych stymulatorów, która wzrasta średnio od 8% do 10%.

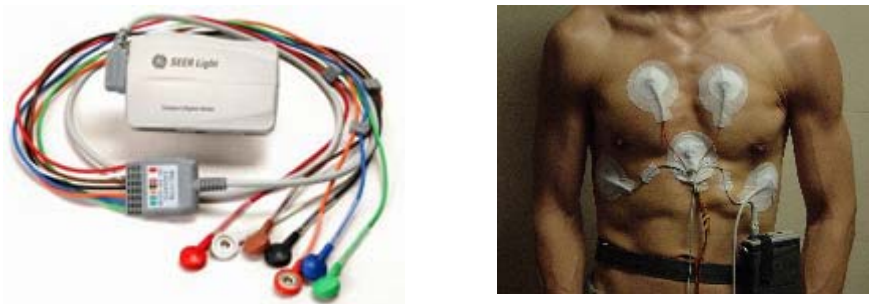
Dodatkowo, warunkiem poprawnego wykonania 24-godzinnego monitorowania EKG metodą Holtera u pacjenta z rozrusznikiem, jest odpowiednia aparatura – rejestrator umożliwiająca rejestrację, a także prezentację w jednym kanale impulsów stymulatora oraz oprogramowanie w pełni przystosowane do oceny układu stymulującego. Przykładowy rejestrator holterowski pokazano na Rys. A.2.

Analiza badania holterowskiego u pacjenta z wszczepionym układem stymulującym różni się w poszczególnych systemach, ale zawsze wymaga dużej wiedzy kardiochirurga o stymulatorze i wieloletniego doświadczenia w analizie zapisów. Istotny jest także fakt, iż badanie holterowskie jest pomocne w ocenie prawidłowego działania rozrusznika i pozwala na:

- wykrycie zaburzeń sterowania,
- wykrycie zaburzeń stymulacji,

- wykrycie „proarytmicznego” wpływu stymulacji,
- kontrolę prawidłowego funkcjonowania czynności czujników tzw. biosensorów,
- optymalny dobór wszystkich parametrów (stymulacji i sterowania) dla danego pacjenta,
- statystyczną analizę zachowania się stymulatora w trakcie codziennej aktywności pacjenta.

W dostępnych do analizy zapisów w kanale anotacji stymulatora systemach brak jest informacji o tym, czy stymulacja dotyczy komory, czy też przedsionka, czy jest uni- bądź bipolarna. Brak jest także odzwierciedlenia amplitudy impulsu stymulatora. Przykład stosowanego obecnie rejestratora pokazano na Rys. A.2.



Rys. A. 2 Przykład urządzenia rejestrującego 24 godzinny trzykanałowy zapis sygnału EKG (po lewo) oraz sposób przyłożenia elektrod podczas rejestracji (po prawo).

Warto dodać, iż choć dostępne są już elektrokardiogramy rejestrujące 12 – odprowadzeń w sposób ciągły, to w praktyce klinicznej nie są one popularne. Wydaje się, iż przyczyną tego są przede wszystkim:

- a) trudności związane z umieszczeniem 12 odprowadzeń i jednocześnie uzyskaniem warunków ambulatoryjnych, które nie wpływają na zwiększenie liczby artefaktów w sygnale elektrokardiograficznym;
- b) ciągle prowadzone badania w zakresie różnego rodzaju dostarczanych danych z wykorzystaniem 3-kanałowych rejestratorów holterowskich;
- c) brak jasno sprecyzowanych przez producentów zalet rejestratorów holterowskich 12-kanałowych, w porównaniu do nowoczesnych rejestratorów holterowskich 3-kanałowych.

Pomimo ograniczeń 24 – godzinnego monitorowania sygnału elektrokardiograficznego metodą Holtera, badanie to można określić jako standardowe dla pacjentów z wszczepionym układem stymulującym.

A.2.3 Elektrokardiograficzny test wysiłkowy

Zadaniem testów wysiłkowych jest poddanie pacjenta obciążeniom fizycznym (ruchoma bieżnia, ergonometryczny rower). Badanie rozpoczyna się od pomiaru ciśnienia tętniczego, częstości tętna oraz zapisu 12 – odprowadzeniowego EKG w spoczynku i w pozycji obciążeniowej. Największe znaczenie diagnostyczne mają sygnały zarejestrowane z odprowadzeń $V_4 - V_6$ (patrz np.[85,139,172]).




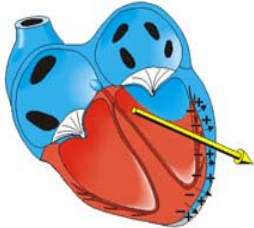
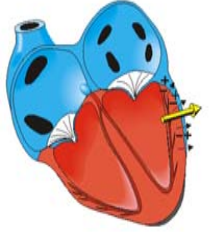
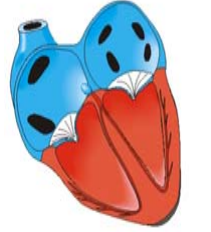

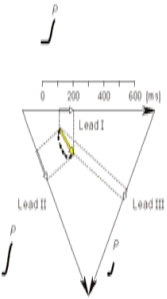
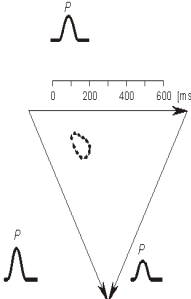
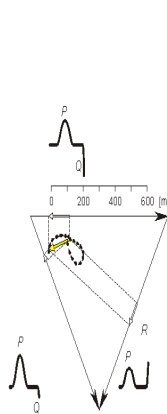
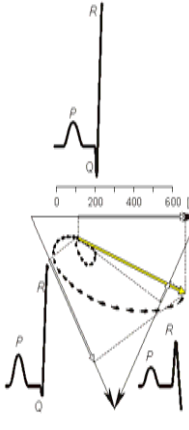
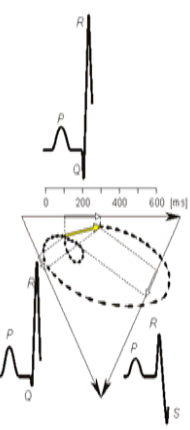
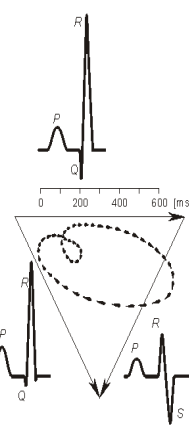
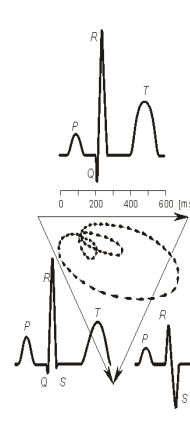
A.2.4 Inne metody zapisu sygnału elektrokardiograficznego

Nowoczesną technologią zapisu sygnału elektrokardiologicznego, choć stosowaną dość rzadko w ośrodkach kardiologicznych, jest elektrokardiografia wysokiej rozdzielczości HR – ECG (ang. High Resolution electrocardiography). Charakteryzuje się ona wysoką częstotliwością próbkowania (1000 – 2000Hz) oraz rozdzielczością (14 – 16 bitów).

Nową i intensywnie rozwijającą się technologią rejestracji sygnału EKG jest wyznaczanie tzw. map serca. Metoda ta wykorzystuje regularną siatkę pomiarowych elektrod, które umieszczone są na klatce piersiowej badanego pacjenta. Rozkład potencjału elektrycznego uzyskuje się w węzłach siatki. Należy jednak zauważyć, iż wskazaną tu metodę cechuje mała dokładność, co istotnie obniża jej przydatność w praktyce. Wynika to z faktu, iż przy małych błędach pomiaru potencjałów, mogą wystąpić dość znaczne błędy w obliczanych rozkładach (patrz np. [248]).

Dodatek B

Związki zachodzące w sercu i ich wpływ na zmiany pola elektrycznego oraz związany z tym proces tworzenia elektrokardiogramu

Początek pobudzenia przedsionków. Tworzy się odcinek P		Szczyt depolaryzacji przedsionków – odcinek PQ	Rozpoczyna się pobudzenie komór i następuje szczyt fali R	Komory wypełniają się krwią		Szczyt skurczu komór – odcinek ST	Stan repolaryzacji
							
							

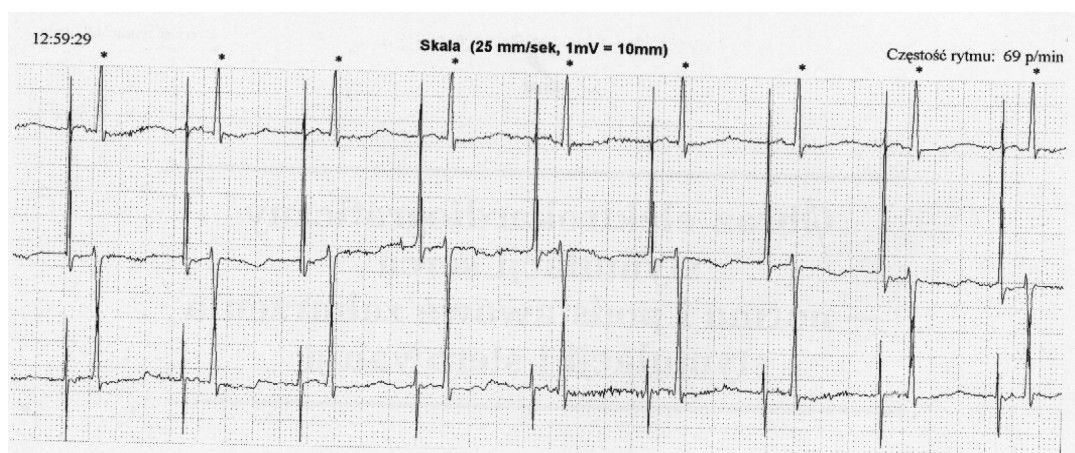
Dodatek C

Przykłady sygnałów elektrokardiograficznych pochodzących od pacjentów z wszczepionym układem stymulującym

Analiza zapisu 24-godzinnego sygnału elektrokardiograficznego metodą Holtera dla pacjentów z wszczepionym rozrusznikiem serca nie jest prosta. Oprogramowanie powinno skutecznie rozróżniać rytm własny i rozpoznawać zaburzenia zarówno stymulacji jak i sterowania układów stymulujących. Poniżej przedstawiono przykłady sygnałów elektrokardiograficznych dla osób z wszczepionym kardiostymulatorem o trybie stymulacji AAI, VVI obrazujące problemy, jakie występują podczas analizy tego rodzaju sygnałów.

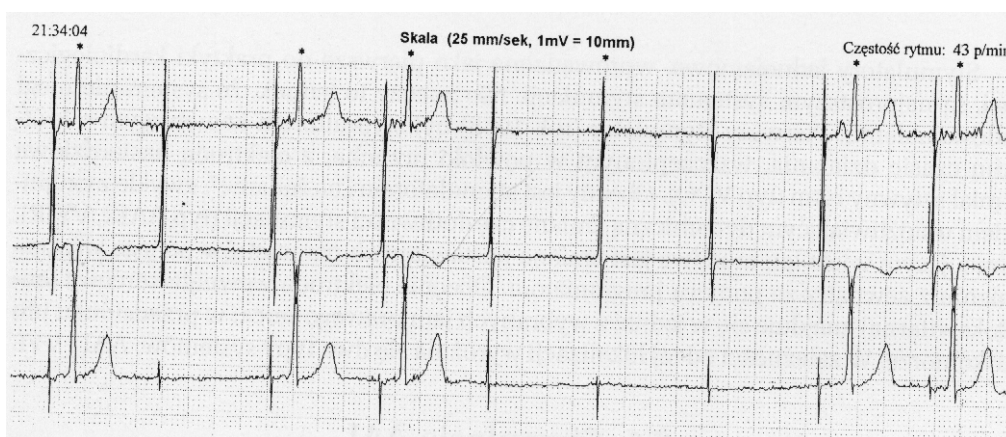
A.2.5 C.1 Stymulacja AAI

Zaletą stymulacji AAI jest prawie fizjologiczne stymulowanie, bowiem występuje wystymulowanie przedsionka i prawidłowe przewodzenie przedsionkowo – komorowe. W zapisie EKG po impulsie stymulacji przedsionkowej pojawia się załamek P, a następnie własny zespół QRS właśnie dzięki fizjologicznemu przewodzeniu przedsionkowo – komorowemu. Zapis prawidłowo działającego stymulatora typu AAI przedstawiono na Rys. C.4. Rytm jest miarowy, są bardzo dobrze widoczne impulsy stymulatora, po których występuje wystymulowany załamek P i własny o prawidłowej szerokości zespołu QRS.

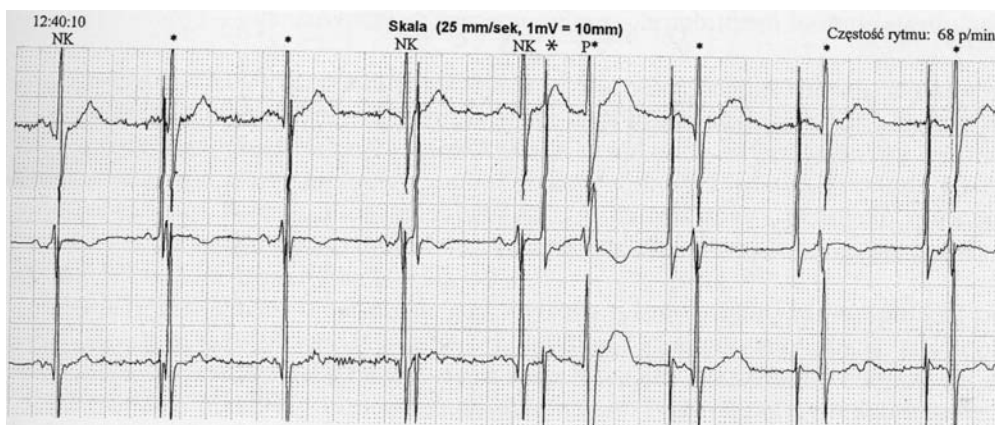


Rys. C. 1 Zapis sygnału EKG z prawidłową stymulacją typu AAI. Źródło: [278].

Zaburzenia stymulacji w trybie AAI przedstawiają Rys. C.5 oraz Rys. C.6. Pierwszy Rys.C.5 obrazuje okresowy brak skutecznej stymulacji (ang. failure to capture). W takim przypadku po szpilce wygenerowanej przez stymulator nie występuje sztuczny załamek P, choć powinien. Drugi zaś C.6 przedstawia zaburzenia sterowania elektrody przedsionkowej o tzw. typie niedoczulość (ang. undersensing). Iglice w tym przypadku pojawiają się za własnym załamkiem P. Rozrusznik nie wykrył rytmu własnego i w czasie krótszym niż zaprogramowany odstęp PP wygenerował impuls. Bardzo często przyczyną błędu stymulacji typu AAI, jest także fakt potraktowania fali repolaryzacji związanej z falą T, jako załamka P, co. prowadzi do patologicznego zwolnienia pracy serca. (tzw. nadczulość elektrody).



Rys. C. 2 Nieskuteczna okresowa stymulacja AAI. Źródło: [278].



Rys. C. 3 Zaburzenia czuwania o typie niedoczulość stymulacji AAI. Źródło: [278].

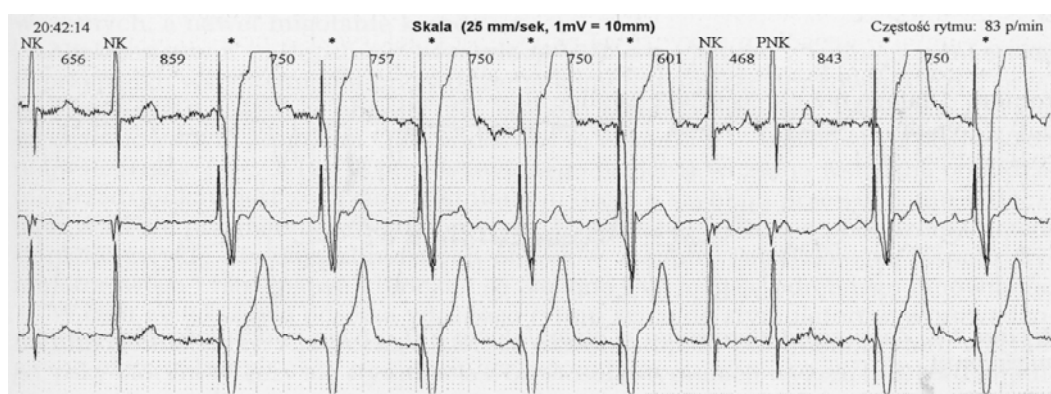
Bardzo trudne do zidentyfikowania podczas automatycznej analizy sygnału są wszelkiego rodzaju zaburzenia przewodzenia powstałe w wyniku zmiany zdrowia pacjenta (np. bloku przedsionkowo – komorowego) a które nie są spowodowane zaburzeniem pracy stymulatora.

A.2.6 C.2 Stymulacja VVI

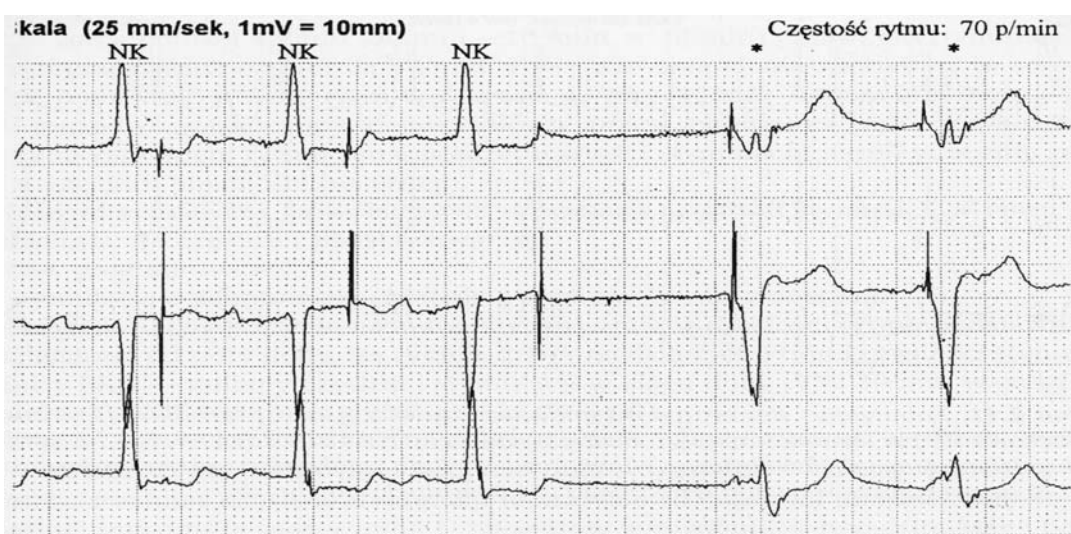
W przypadku stymulacji typu VVI, najczęściej stosowanej, która nie zależy od rytmu przedsionków, a zatem nie zapewnia synchronizacji przedsionkowo komorowej w prawidłowym zapisie EKG widzimy iglicę stymulacji, a następnie pojawia się zespół QRS. Sytuację taką przedstawiono na Rys.C.7.

Podobnie, jak w przypadku stymulacji AAI, występują zaburzenia typu:

- Brak skutecznej stymulacji (Rys. C.8). Po szpilkach stymulatora, nie pojawia się zespół QRS.
- Niedoczulość (Rys. C.9). Rozrusznik generuje szpilki niezależnie od rytmu własnego serca. Najczęściej „nie widzi” własnych zespołów QRS.
- Nadczołość (Rys.C.10). Układ stymulujący odbiera potencjały mięśni szkieletowych jako własny rytm serca i hamuje okresowo generowanie impulsów.



Rys. C. 4 Zapis EKG z prawidłową stymulacją typu VVI. Źródło: [278].



Rys. C. 5 Zaburzenia sterowania stymulacji VVI o typie niedoczulości.