

WYBRANE PROBLEMY AKWIZYCJI I ANALIZY DANYCH DIAGNOSTYCZNYCH Z BADAŃ MAGNETOKARDIOGRAFICZNYCH

STRESZCZENIE

Magnetokardiografia (MKG) jest medyczną, bezinwazyjną metodą diagnostyczną wykorzystującą własności pola magnetycznego generowanego w trakcie pracy serca. W ramach tej publikacji opisano podstawowe zasady przeprowadzania badania magnetokardiograficznego, istotę rejestrowanych danych oraz formaty wykorzystywane do ich wizualizacji. Objąscono również budowę aparatury, uwzględniając przy jej opisie zjawiska fizyczne wykorzystywane w ramach funkcjonowania poszczególnych komponentów aparatu. Przedstawiono zarys procesu interpretacji wyników badania i podano zestawienie najważniejszych parametrów diagnostycznych. Opisano zawartość bazy danych, która wykorzystywana będzie w dalszych badaniach nad komputerowymi technikami interpretacji takich danych w systemach wspomagania diagnostyki chorób serca.

Słowa kluczowe: magnetokardiografia, MKG, mapy MF, mapy PCD, diagnostyka chorób serca, parametry diagnostyczne

ACQUISITION AND ANALYSIS OF MAGNETOCARDIOGRAPHIC DATA SETS

Magnetocardiography (MCG) is a non-invasive diagnostic method that bases on magnetic field which is generated during cardiac electric activity. This paper concerns basic rules of measurement conduction, meaning of recorded data sets, as well as data formats that are commonly used for visualization. Moreover, system architecture description was extended to focus not only on technical details but also on physical nature of the process. Basics of post-examination analysis process were presented, as well as the list of the most common diagnostic parameters. Detailed description was given on database content that will be used for further research on computer interpretation techniques of such data sets in decision support systems for heart disease diagnostics.

Keywords: magnetocardiography, MCG, MF maps, PCD maps, heart diseases diagnostics, diagnostic parameters

1. WPROWADZENIE

Badanie magnetokardiograficzne (MKG) polega na rejestrowaniu natężenia pola magnetycznego generowanego w ramach elektrycznej aktywności serca i stanowi magnetyczny odpowiednik badania elektrokardiograficznego (EKG). Metoda ta stanowi źródło zainteresowania badaczy już od przeszło 40 lat, jednak dopiero ostatnie lata przyniosły znaczący rozwój technologiczny, który udoskonalił tą technikę do tego stopnia, że stała się ona standardową metodą diagnostyczną, akceptowaną przez środowiska medyczne. Zadecydowały o tym nie tylko znane od dawna zalety MKG takie jak bezinwazyjność badania (brak kontaktu sensorów z ciałem pacjenta), możliwość diagnozowania chorób niewykrywalnych przez EKG, czy też zastosowania tak specjalistyczne jak monitorowanie aktywności serca płodu w ostatnich tygodniach ciąży, ale przede wszystkim praktyczne wykorzystanie tej techniki diagnostycznej zapewnił rozwój aparatury, który dał możliwości przeniesienia aparatów z ekranowanych pomieszczeń (ekrany pola magnetycznego) w bezpośrednie sąsiedztwo łóżek pacjentów.

W związku z pojawieniem się na rynku aparatów umożliwiających taką właśnie pracę, w ciągu ostatnich kilku lat systemy magnetokardiograficzne zostały zainstalowane w wielu wiodących ośrodkach medycznych zarówno w Eu-

ropie, jak i Stanach Zjednoczonych. Zaowocowało to także publikacjami naukowymi, które nie tylko potwierdziły skuteczność diagnostyczną technik MKG, ale wskazały również nowe obszary zastosowań w diagnostyce i stworzyły praktyczne możliwości ich realizacji.

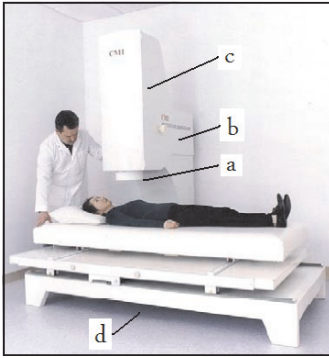
2. SPRZĘTOWE ASPEKTY WYKONYWANIA BADAŃ TECHNIKĄ MAGNETOKARDIOGRAFI

Ponieważ technika diagnostyczna oparta na badaniach magnetokardiograficznych serca jest techniką relatywnie młodą i jeszcze niezbyt powszechnie wykorzystywaną w rutynowych badaniach mięśnia sercowego, zatem w niniejszym rozdziale zostaną przedstawione najważniejsze informacje dotyczące budowy aparatury oraz fizycznych podstaw jej funkcjonowania.

Niezależnie od typu czy też producenta urządzenia, każdy magnetokardiograf zawiera cztery podstawowe grupy elementów (rys. 1):

- a) czujniki rejestrujące natężenie pola magnetycznego – SQUID-y,
- b) układy służące do kompensacji zakłóceń,
- c) naczynie Dewara (dewar),
- d) łóżko pozwalające na pozycjonowanie pacjenta.

* Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, Katedra Automatyki



Rys. 1. Budowa magnetokardiografu (na podstawie broszury CardioMag Imaging): a) SQUID-y; b) układy do kompensacji zakłóceń; c) dewar; d) łóżko

2.1. SQUID-y – *Superconducting Quantum Interference Devices*

Głównym problemem fizycznym, który przez wiele lat hamował rozwój magnetokardiografii, jest bardzo mała amplituda pola magnetycznego generowanego przez serce i związane z tym trudności w jego prawidłowym rejestrowaniu. Warto podkreślić, że typowe wartości indukcji magnetycznej pola generowanego w trakcie fali T, mierzone tuż nad klatką piersiową pacjenta, są rzędu 20 pT, czyli znacznie poniżej wartości indukcji magnetycznej pola generowanego przez kulę ziemską, która wynosi ok. 50 μ T. Jeśli dodać do tego zakłócenia magnetyczne różnego rodzaju, zarówno miejskie, jak i te związane z pracą pobliskich urządzeń elektrycznych, nie zaskakuje fakt, że tylko niezwykle czułe mierniki wspierane dodatkowo przez zaawansowane algorytmy kompensujące zakłócenia są w stanie, w precyzyjny sposób, rejestrować przebiegi magnetokardiograficzne.

Zjawiska fizyczne wykorzystywane przez SQUID-y

Najważniejszymi zjawiskami fizycznymi, które zostały wykorzystane przy konstruowaniu czujników typu SQUID są opisane w dalszej części pracy: kwantowanie strumienia indukcji magnetycznej w pierścieniu nadprzewodzącym oraz tunelowanie elektronów między dwoma rozdzielonymi izolatorami nadprzewodnikami (efekt Josephsona) [10].

Cechą charakterystyczną nadprzewodników jest utrata oporności elektrycznej po schłodzeniu ich do odpowiednio niskiej temperatury, co dodatkowo wiąże się z wypchnięciem przenikającego przez nadprzewodnik pola magnetycznego (efekt Meissnera–Ochsenfelda). W przeciwieństwie do normalnych przewodników, w nadprzewodnikach schłodzonych do temperatury niższej od krytycznej powstają pary elektronów (pary Coopera), które należą do tego samego poziomu energetycznego – mogą one zostać opisane przez makroskopową funkcję falową (*macroscopic wave function*). Połączenie dwóch nadprzewodników poprzez słabe połączenie skutkuje interferencją pomiędzy makroskopowymi funkcjami odpowiadającymi poszczególnym nadprzewodnikom. Interferencja ta spowodowana jest kojarzeniem się par Coopera – różnica faz pomiędzy odpowiadającymi im funkcjami falowymi powoduje, że przez

słabe połączenie przepływa prąd nadprzewodzący (super-current). Efekt ten nazywany jest efektem Josephsona a słabe połączenie nosi nazwę złącza Josephsona.

Z powodu efektu Meissnera–Ochsenfelda, strumień indukcji magnetycznej Φ_{sc} , wywołany przez zewnętrzne pole magnetyczne B , zamknięty w nadprzewodzącej pętli o obszarze A , jest stały (zachowanie strumienia – *flux conservation*) i zadany wzorem

$$\Phi_{sc} = B \cdot A = \text{const} \quad (1)$$

Istotny jest fakt, że strumień Φ_{sc} jest kwantowany zgodnie z poniższą zależnością

$$\Phi_{sc} = n \cdot \Phi_0 \quad (2)$$

gdzie:

n – liczba całkowita,

Φ_0 – kwant strumienia indukcji magnetycznej

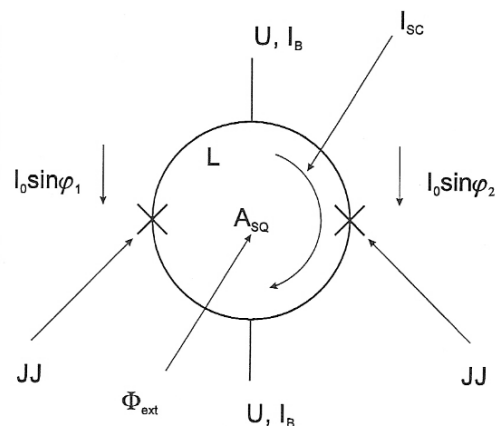
$$(\Phi_0 = \frac{h}{2e} = 2,07 \cdot 10^{-15} \text{ Vs}),$$

h – stała Plancka,

e – ładunek elementarny.

Zasada działania SQUID-ów

Niezależnie od typu, SQUID zawsze składa się z pętli nadprzewodzącej, w której zawarte jest jedno lub dwa złącza Josephsona. Z założenia, podczas konstrukcji SQUID-a o dwóch złączach, próbuje się uzyskać złącza jak najbardziej do siebie podobne, po to, aby ich prądy krytyczne były równe, a w obecności zewnętrznego pola magnetycznego nie wystąpiły jednakowe różnice w fazach na pierwszym i drugim złączu. Schemat SQUID-a z dwoma złączami Josephsona widoczny jest na rysunku 2.



Rys. 2. Schemat budowy oraz rozpyły prądów w SQUID-zie z nadprzewodzącą pętlą o indukcyjności L , obszarze A_{SQ} i dwóch złączach Josephsona (JJ) [10]

Zakładając wynikającą z podobieństwa złącz symetrię obu prądów krytycznych, po przyłożeniu do pętli prądu I_B (bias current) jest on dzielony pomiędzy dwa złącza Josephsona zgodnie z poniższym równaniem

$$I_B = I_0 \cdot \sin \phi_1 + I_0 \cdot \sin \phi_2 \quad (3)$$

gdzie:

I_0 – prąd krytyczny dla obu złączy Josephsona,
 Φ_1, Φ_2 – różnice faz makroskopowych funkcji falowych
dla pierwszego i drugiego złącza.

Zgodnie z przytoczoną wcześniej zasadą zachowania strumienia indukcji (*flux conservation*), wartość strumienia indukcji Φ_{sc} w pętli nadprzewodzącej musi pozostać stała. Z tego powodu zmiana zewnętrznego pola magnetycznego B_{ext} przenikającego SQUID-a prostopadle do obszaru pętli A_{SQ} , generuje w nadprzewodzącej pętli prąd I_{SC} , który staje się źródłem pola magnetycznego kompensującego tę zmianę. Geometria pętli SQUID-a jest wybierana w taki sposób, aby indukcyjność (*inductivity*) L pętli wynosiła:

$$L = \frac{\Phi_0}{I_C} \quad (4)$$

gdzie I_C – prąd krytyczny pętli nadprzewodzącej.

Dzięki temu prąd I_{SC} pojawiający się w pętli przy zmianie zewnętrznego pola magnetycznego może zostać opisany poniższą zależnością

$$\Phi_{ext} = B_{ext} \cdot A_{SQ} = n \cdot \Phi_0 + L \cdot I_{SC} \quad (5)$$

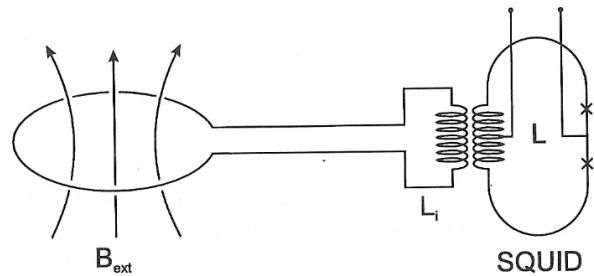
Istnieje periodyczna zależność pomiędzy krytycznym prądem I_C a zewnętrznym strumieniem indukcji magnetycznej Φ_{ext}

$$I_{C_{max}}(\Phi_{ext}) = 2I_0 \cdot \left| \cos \left(\frac{\pi \cdot \Phi_{ext}}{\Phi_0} \right) \right| \quad (6)$$

Po przyłożeniu prądu I_B , zmiany zewnętrznego pola magnetycznego nadal powodują powstawanie prądu I_{SC} , zaś napięcie U mierzone w poprzek równolegle połączonych złączy Josephsona przejawia sinusoidalną zależność od strumienia indukcji magnetycznej, z okresowością odpowiadającą kwantowi Φ_0 . Prąd I_{SC} i liczba n skoku strumienia są dokładnym odwzorowaniem zewnętrznego strumienia indukcji magnetycznej Φ_{ext} przenikającego przez pętlę SQUID-a. Oznacza to, że napięcie wyjściowe U jest periodyczną funkcją zewnętrznego strumienia indukcji magnetycznej, a sam SQUID jest rodzajem konwertera strumienia indukcji magnetycznej na napięcie.

Minimalizacja zakłóceń strumienia rejestrowanego przez SQUID-a

Utrzymanie zakłóceń strumienia na jak najniższym poziomie wymaga, aby SQUID miał możliwie najmniejszą indukcyjność L pętli i co za tym idzie – małą powierzchnię A_{SQ} . Do wychwytywania zewnętrznego strumienia indukcji wykorzystuje się więc osobną antenę o dużej powierzchni (*pick-up coil*), która poprzez nadprzewodzący transformator strumienia (*superconducting flux transformer*) transferuje go do SQUID-a przez indukcyjność L_i , zgodnie z rysunkiem 3.



Rys. 3. Schemat współpracującego ze SQUID-em transformatora strumienia [10]

Nadprzewodząc, transformator strumienia zapewnia nie tylko niezależność magnetycznego wzmocnienia od częstotliwości, ale sprawia również, że magnetyczne wzmocnienie pomiędzy polem widzianym przez cewkę anteny a tym widzianym przez SQUID-a jest wolne od zakłóceń.

Typy SQUID-ów

Ze względu na liczbę złączy Josephsona oraz rodzaj wykorzystywanego nadprzewodnictwa rozróżnia się kilka typów SQUID-ów:

- LT dc SQUID (*Low Temperature Direct Current SQUID*). Są to najpowszechniej wykorzystywane SQUID-y – zawierają dwa złącza Josephsona (co zwiększa ich cenę, ale podnosi czułość), a do ich budowy wykorzystuje się głównie takie nadprzewodniki jak niob czy też domieszkowany ołów. SQUID-y te wymagają chłodzenia ciekłym helem.
- LT rf SQUID (*Low Temperature Radio Frequency SQUID*). Czujniki te stosowane są zdecydowanie rzadziej niż dc SQUID-y – zawierają tylko jedno złącze Josephsona (co obniża ich koszt, ale równocześnie zmniejsza uzyskiwaną czułość), ale do ich budowy wykorzystuje się podobne nadprzewodniki jak w przypadku LT dc SQUID-ów i również chłodzone są za pomocą ciekłego helu.
- HT SQUID (*High Temperature SQUID*). Ich działanie opiera się na nadprzewodnictwie wysokotemperaturowym, dlatego też do ich budowy wykorzystywane są takie nadprzewodniki jak YBCO. Uzyskują mniejszą czułość niż SQUID-y oparte na nadprzewodnictwie niskotemperaturowym, ale mogą być chłodzone ciekłym azotem, co zmniejsza koszty pracy urządzenia.

Niezależnie od szczegółów budowy, cechą charakterystyczną SQUID-ów jest to, że muszą pracować w temperaturze bliskiej absolutnemu zeru – stąd niezbędne jest ich chłodzenie czy to za pomocą ciekłego helu czy też azotu. Z tych powodów w urządzeniach MKG czujniki te umieszczane są na dnie kriogenicznego pojemnika (dewar), który jest wypełniony odpowiednim ciekłym gazem pełniącym funkcję chłodzącą.

2.2. Układy do kompensacji zakłóceń

Pomieszczenia ekranowane MSR (*Magnetically Shielded Room*)

Tradycyjnym sposobem kompensacji zakłóceń w celu umożliwienia rejestracji przebiegów magnetokardiogra-

ficznych było umieszczenie całego urządzenia, wraz z łóżkiem pacjenta, w pomieszczeniu, które było magnetycznie ekranowane. Istnieją trzy główne metody magnetycznego ekranowania pomieszczeń.

1) ekranowanie pasywne:

- polega na odchyłaniu zakłócającego strumienia indukcji magnetycznej za pomocą warstw μ -metal (składającego się w 75% z niklu, 15% z żelaza oraz dodatku miedzi i molibdenu) przykrywających ekranowane pomieszczenie;
- najczęściej stosowana jest wersja trójwarstwowa, w której wykorzystywany jest układ μ -metal – aluminium – μ -metal;
- warstwa aluminium zapobiega spadkowi współczynnika efektywności ekranowania przy wzroście częstotliwości;
- główną zaletą takiego ekranowania jest to, że do jego funkcjonowania nie jest potrzebne żadne zasilanie oraz to, że ekranowanie nie zależy od trójwymiarowej dystrybucji przestrzennej zakłóceń;

2) ekranowanie aktywne:

- polega na wykorzystaniu cewek magnetycznych które kompensują pole zakłóceń;
- niezbędną częścią systemu są czujniki pola magnetycznego, oraz trzy cewki dla trzech osi przestrzeni (x , y , z), każda z własnym zasilaniem;
- sprawdza się dobrze przy zakłóceniach o niskiej częstotliwości, ale źle funkcjonuje, gdy pojawiają się zakłócenia w postaci impulsów, sygnałów o gwałtownie zmieniających się amplitudach lub też sygnałów niestacjonarnych;
- jakość kompensacji zależy od trójwymiarowej dystrybucji przestrzennej zakłóceń i może być różna w różnych obszarach ekranowanego pomieszczenia ekranowanie aktywne;

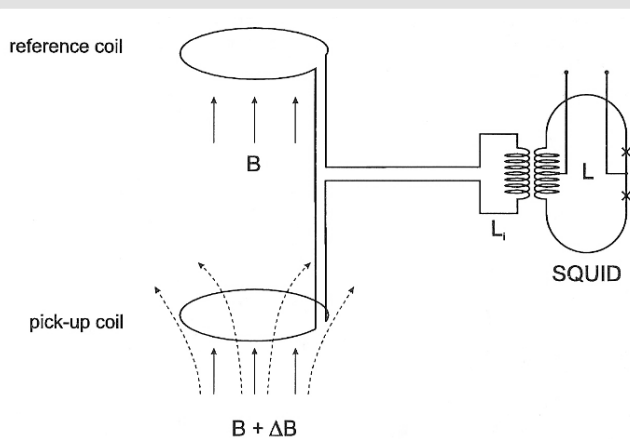
3) ekranowanie z wykorzystaniem nadprzewodzenia:

- własność zachowania stałego strumienia indukcji magnetycznej w pętli nadprzewodzącej pozwala na eliminację zewnętrznych zakłóceń – zakłócenia wywołują w pętli przepływ prądu generującego pole magnetyczne znoszące wpływ pola zakłóceń;
- z powodu wysokich kosztów niezbędnego chłodzenia systemu, stosowane rzadziej niż ekranowanie pasywne i aktywne.

MSR-y bardzo znacznie podnoszą koszt magnetokardiografu i dodatkowo nakładają na szpital konieczność wygospodarowania całego pomieszczenia przeznaczonego wyłącznie do przeprowadzania badań MKG. Było to jedną z przyczyn blokujących uznanie magnetokardiografii za pełnoprawną dziedzinę diagnostyczną, gdyż mało który szpital mógł przezwyciężyć obie te trudności jednocześnie. Współczesne magnetokardiografy posiadają na tyle zaawansowane systemy do kompensacji zakłóceń, że mogą już pracować nie tylko bez ekranowania, ale nawet bezpośrednio w pomieszczeniach intensywnej terapii obok wielu równocześnie działających urządzeń, generujących własne pola magnetyczne.

Gradiometria

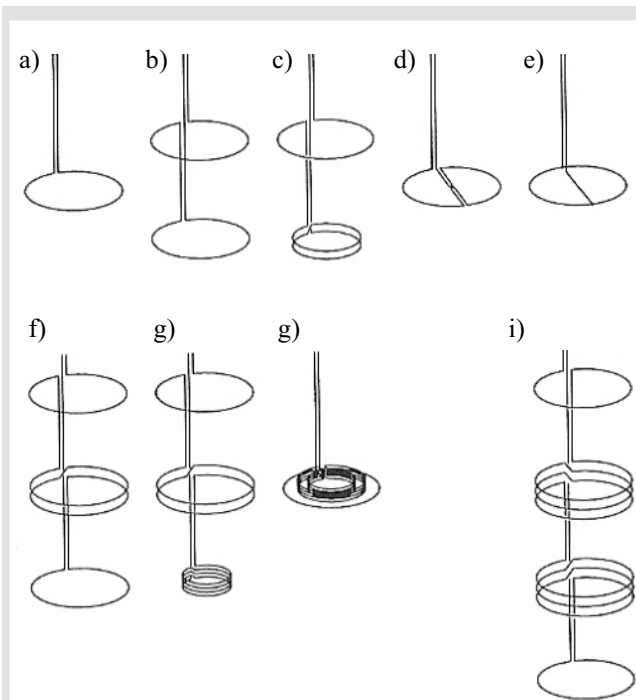
We współczesnych rozwiązaniach kompensacja zakłóceń osiągana jest za pomocą gradiometrii – metody, w której eliminowanie zakłóceń realizowane jest za pomocą mechanizmu odejmowania pól zarejestrowanych w dwóch różnych punktach. Wiedząc, że sygnał magnetokardiograficzny ma amplitudę wielokrotnie mniejszą od zakłóceń – i w przeciwieństwie od nich szybko zanika przy wzroście odległości punktu pomiarowego od klatki piersiowej pacjenta – można tak dobrać położenie cewek gradiometru, aby jedna z nich rejestrowała zakłócony sygnał MKG, a druga wyłącznie sygnał zakłócenia. Dzięki temu, że obie cewki połączone są szeregowo, ale odwrotnie nawinięte, uzyskuje się sygnał wyjściowy odpowiadający niezakłóconemu sygnałowi magnetokardiograficznemu. Układ taki nazywany jest gradiometrem pierwszego rzędu (*first-order gradiometer*) – jego budowa i zasada funkcjonowania pokazane są na rysunku 4.



Rys. 4. Schemat gradiometru pierwszego rzędu współpracującego ze SQUID-em. Cewka sygnałowa (*pick-up coil*) rejestruje zakłócony sygnał MKG ($B + \Delta B$), cewka referencyjna (*reference coil*) rejestruje sygnał zakłócenia (B) [10]

Odległość pomiędzy cewką sygnałową (*pick-up coil*) mierzącą zakłócony sygnał magnetokardiograficzny a cewką referencyjną (*reference coil*) mierzącą sygnał zakłócenia nazywana jest odległością bazową (*baselength*). W celu osiągnięcia lepszej kompensacji zakłóceń można stosować nie tylko różne odległości bazowe, ale również więcej niż jeden magnetometr referencyjny. Punkty pomiarów referencyjnych umieszczone są wtedy w odpowiednio dobranych lokalizacjach, często o innych orientacjach i przypisanych im wagach o różnej wartości. Pozwala to na skomponowanie sygnału referencyjnego, który jest lepiej dostosowany do kompensacji zakłóceń.

Zastosowanie gradiometrów wyższych rzędów pozwala na tłumienie nie tylko homogenicznych zakłóceń, ale również gradientów ich pól – gradiometr n -tego rzędu może skompensować pochodne pola (*field derivatives*) aż do $(n-1)$ -go rzędu. Z wykorzystaniem gradiometrów planarnych możliwe jest również rejestrowanie sygnału magnetokardiograficznego na innych płaszczyznach – gradiometry planarne rejestrują $\frac{\Delta B_z}{\Delta x}$ lub $\frac{\Delta B_z}{\Delta y}$. Najważniejsze typy gradiometrów pokazane są na rysunku 5.

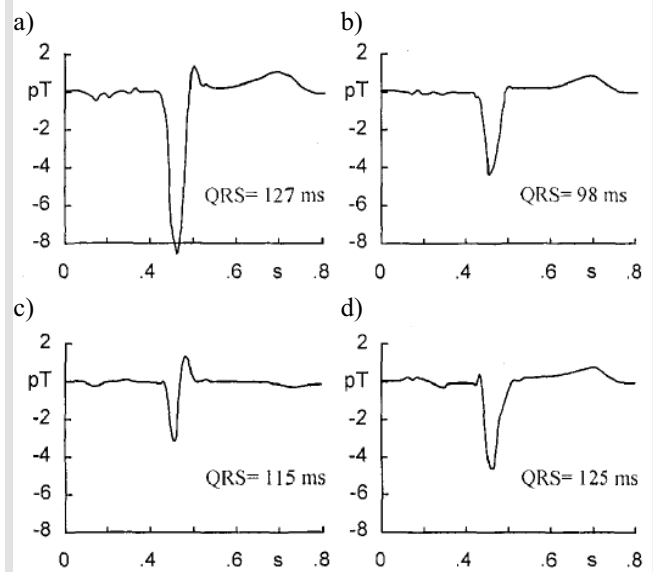


Rys. 5. Różne typy anten współpracujących ze SQUID-ami:
a) magnetometr; b) symetryczny gradiometr pierwszego rzędu;
c) niesymetryczny gradiometr pierwszego rzędu; d) szeregowy adiagonalny gradiometr planarny (*planar off-diagonal gradiometer in series*); e) równoległy adiagonalny gradiometr planarny (*parallel planar off-diagonal gradiometer*); f) symetryczny gradiometr drugiego rzędu; g) asymetryczny gradiometr drugiego rzędu; h) planarny gradiometr drugiego rzędu; i) gradiometr trzeciego rzędu [10]

Warto jednak zauważyć, że nawet gdyby udało się zupełnie wyeliminować wpływ zakłóceń, to i tak uzyskiwany sygnał obciążony będzie pewnym błędem – rejestrowane pole magnetyczne przenika bowiem nie tylko przez cewkę sygnałową, ale w części również przez cewkę referencyjną. Wykonując operację odejmowania, która pozwala na pozbycie się sygnału zakłócenia, zniekształca się jednocześnie badany sygnał. Efekt ten jest szczególnie widoczny, gdy porównuje się przebiegi sygnału MKG zarejestrowane jednocześnie u tej samej osoby, ale przez różne gradiometry. Przykład uzyskiwanych różnic pokazany jest na rysunku 6.

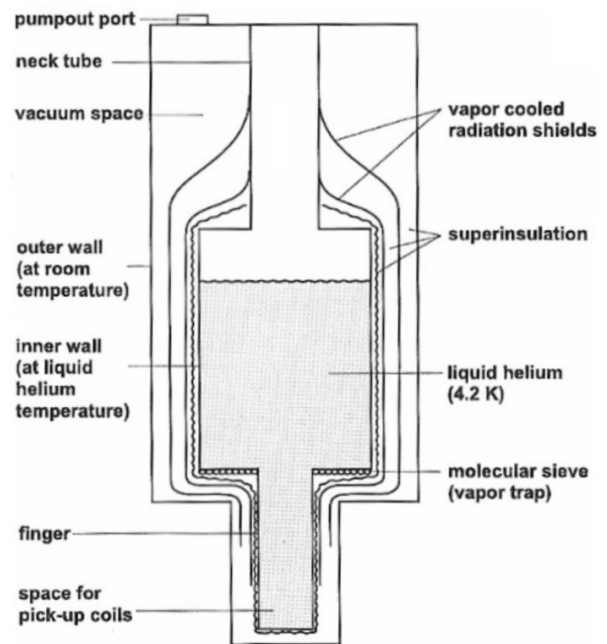
2.3. Naczynie Dewara

Naczynie Dewara (dewar) jest pojemnikiem kriogenicznym, w którym umieszczone są wszystkie SQUID-y. Pozwala on na utrzymywanie wystarczająco niskiej temperatury do zapewnienia prawidłowej pracy czujników wykorzystujących zjawisko nadprzewodnictwa. Dzięki warstwie próżni znajdującej się pomiędzy warstwami składowymi dewara, wymiana cieplna z otoczeniem jest silnie ograniczona. Istotne jest również to, że dewar musi być zbudowany z materiałów amagnetycznych, a jego elementy składowe przewodzące prąd nie mogą generować szumu, który mógłby zakłócić pracę SQUID-ów. Budowa typowego dewara wykorzystywanego w magnetokardiografach widoczna jest na rysunku 7.



Rys. 6. Różne sygnały uzyskane symultanicznie od tego samego pacjenta przy wykorzystaniu różnego typu gradiometrów:

- a) pionowy gradiometr pierwszego rzędu (*1st order vertical gradiometer*); b) pionowy gradiometr drugiego rzędu;
c) gradiometr planarny $\frac{\partial B_z}{\partial x}$ (planar gradiometer $\frac{\partial B_z}{\partial x}$);
d) gradiometr planarny $\frac{\partial B_z}{\partial y}$ [9]

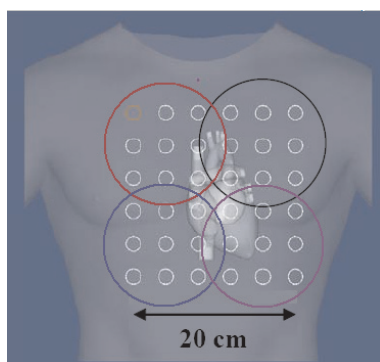


Rys. 7. Budowa typowego dewara z ciekłym helem wykorzystywanego do pomiarów biomagnetycznych [10]

Dewar jest pozycjonowany w taki sposób, aby czujniki rejestrowały sygnał serca bez kontaktu z ciałem pacjenta, ale z odległości zaledwie kilku centymetrów nad klatką piersiową pacjenta. W komercyjnych rozwiązaniach rozmiary dewara są wystarczająco małe, aby umożliwić naprzemienną pracę urządzenia MKG oraz interwencje chirurgiczne lekarza zarówno bez ograniczania swobody jego ruchów, jak i konieczności odsuwania urządzenia.

2.4. Łóżko pacjenta

Podczas badania magnetokardiograficznego pacjent leży na specjalnie skonstruowanym amagnetycznym łóżku, które umożliwia pozycjonowanie pacjenta w trzech prostopadłych kierunkach względem sztywnego układu sensorów. Ze względów ekonomicznych w wielu komercyjnych rozwiązaniach dostępnych jest tylko kilka kanałów rejestrujących natężenie pola magnetycznego generowanego przez serce. Aby objąć badaniem cały obszar serca, niezbędne jest wówczas wykonanie kilku sekwencyjnych pomiarów, pomiędzy którymi łóżko przesuwane jest tak, aby pod sensorami znalazł się kolejny obszar serca. Dla wygenerowania wynikowej mapy pola magnetycznego serca niezbędne jest wtedy wykonanie szeregu przeliczeń uwzględniających fakt, że dane zebrane z kolejnych obszarów są przesunięte w czasie. Tym większy nacisk musi więc zostać położony na precyzję pozycjonowania uzyskiwanego dzięki ruchom stołu. Przykład czterech kolejnych pomiarów, które wykonano, aby za pomocą dziewięciu dostępnych kanałów objąć cały obszar serca, widoczny jest na rysunku 8.



Rys. 8. Lokalizacje czterech kolejnych pomiarów pozwalających objąć cały obszar serca. Duże koła to pozycje głowicy, małe koła to pozycje dziewięciu umieszczonych w głowicy sensorów.
Na podstawie broszury CardioMag Imaging

Istnieją również rozwiązania, w których wykorzystywana jest liczba kanałów wystarczająca do objęcia całego obszaru serca pacjenta ([11, 4]), łóżko umożliwia wtedy takie pozycjonowanie pacjenta przed rozpoczęciem badania, aby wyniki badań z różnych sesji mogły być między sobą porównywane.

3. CHARAKTERYSTYKA DANYCH DIAGNOSTYCZNYCH MKG

Badanie magnetokardiograficzne polega na rejestrowaniu natężenia pola magnetycznego powstającego na skutek działalności elektrycznej serca. Impulsy elektryczne przepływające przez serce i wywołujące kurczenie i rozkurczanie jego przedsionków i komór powodują, zgodnie z prawem Maxwella, powstawanie pola magnetycznego zorientowanego prostopadle do pola elektrycznego. Wartości natężenia pola magnetycznego mierzone w ramach badania magnetokardiograficznego mogą być gromadzone w jednej z poniższych postaci.

3.1. Przebiegi czasowe

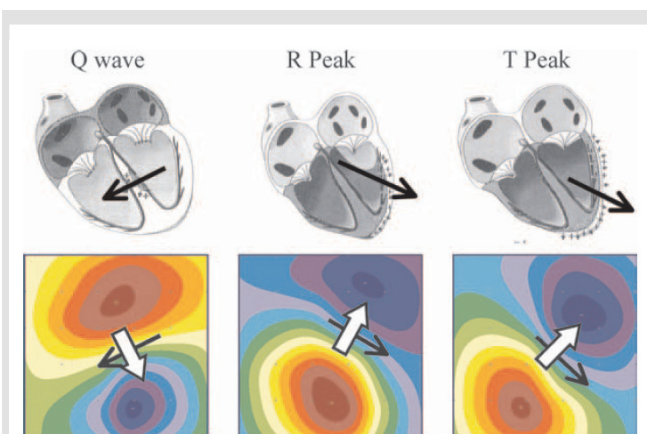
Wartości natężenia pola magnetycznego mogą być rejestrowane w postaci przebiegów czasowych – każdemu punktowi pomiarowemu nad klatką piersiową pacjenta odpowiada jeden taki przebieg. Cechy morfologiczne przebiegów MKG i EKG są zbliżone – na przebiegach MKG widoczne są fragmenty analogiczne do fali P, kompleksu QRS oraz fal T i U z przebiegu sygnału EKG – występuje również zależność czasowa pomiędzy tymi elementami. Istotną różnicą jest jednak fakt, że w punktach pomiarowych znajdujących się nad dolną częścią klatki piersiowej w pobliżu płaszczyzny przechodzącej przez środek mostka (midsternal plane) rejestrowane są przebiegi z normalną orientacją fal R i T, podczas gdy w punktach pomiarowych nad górną lewą częścią klatki piersiowej rejestrowane są przebiegi fal R i T o odwróconej orientacji (por. rys. 9, przebiegi 3 i 4 z przebiegiem 1).



Rys. 9. Przebiegi czasowe MKG z 9 kanałów, pobrane sekwencyjnie w czterech kolejnych pozycjach pomiarowych. W punktach pomiarowych nad dolną częścią klatki piersiowej (3 i 4) w pobliżu mostka, zarejestrowane sygnały mają normalną orientację fal R i T, podczas gdy w punktach nad lewą górną częścią klatki piersiowej (1) przebiegi są odwrócone.
Na podstawie programu MCG, CardioMag Imaging

3.2. Mapy pola magnetycznego serca

Alternatywnym formatem danych gromadzonych w ramach badania magnetokardiograficznego może być mapa pola magnetycznego serca, tzw. mapa MF (*Magnetic Field*). Jest to reprezentacja polegająca na wyznaczeniu dystrybucji przestrzennej zmierzonych wartości natężenia pola magnetycznego dla każdego z kanałów (punktów pomiarowych) w tej samej chwili, oraz wartości interpolowanych dla punktów leżących pomiędzy lokalizacjami sensorów. W taki sposób uzyskiwana jest mapa poziomicowa lub odpowiadająca jej mapa o odpowiednio skalowanym sztucznym kolorowaniu. Na rysunku 10 widoczna jest korelacja pomiędzy wektorem elektrycznym serca w poszczególnych fazach cyklu pracy serca a mapami MF.

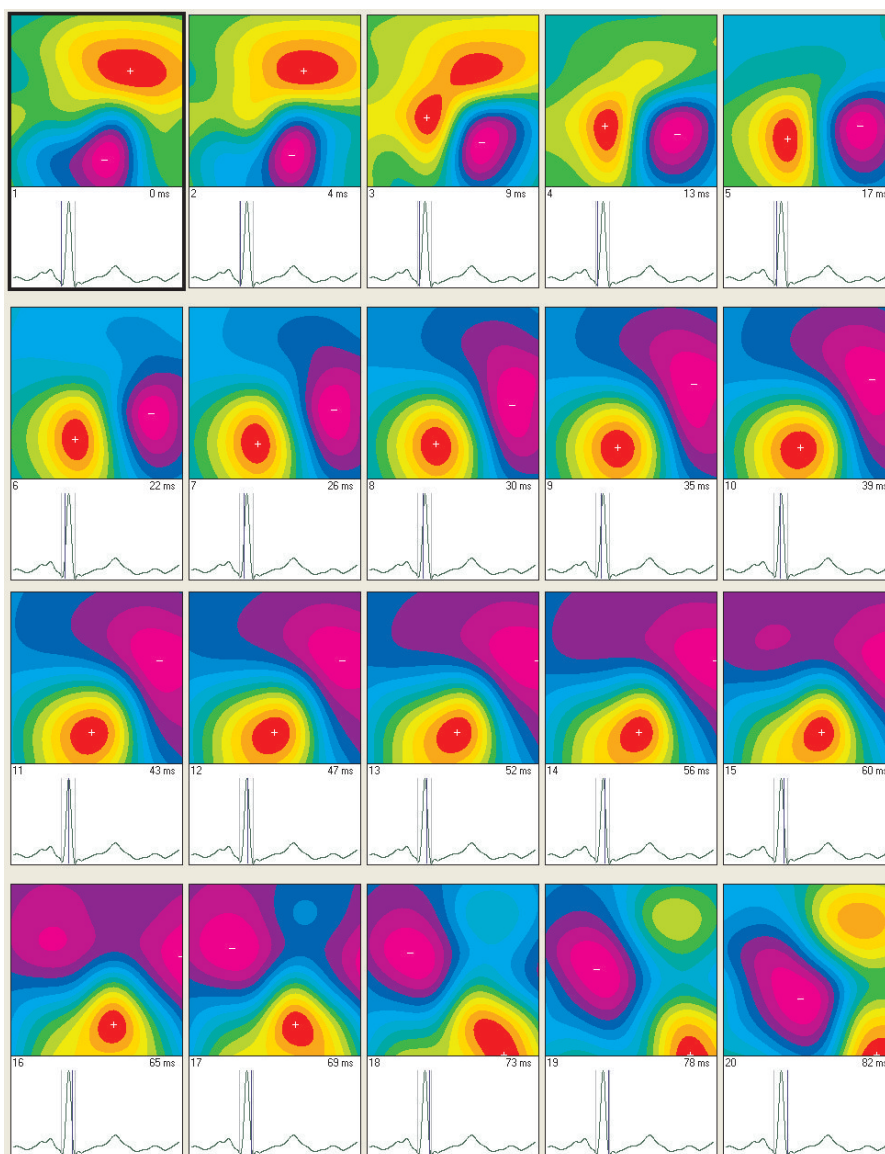


Rys. 10. Korelacja pomiędzy wektorem elektrycznym serca w poszczególnych fazach cyklu pracy serca a mapami MF. Elektryczny wektor serca przedstawiony jest za pomocą czarnej strzałki, wektor pola magnetycznego za pomocą strzałki białej. We wszystkich fazach, zgodnie z oczekiwaniami, oba wektory są względem siebie prostopadłe [5]

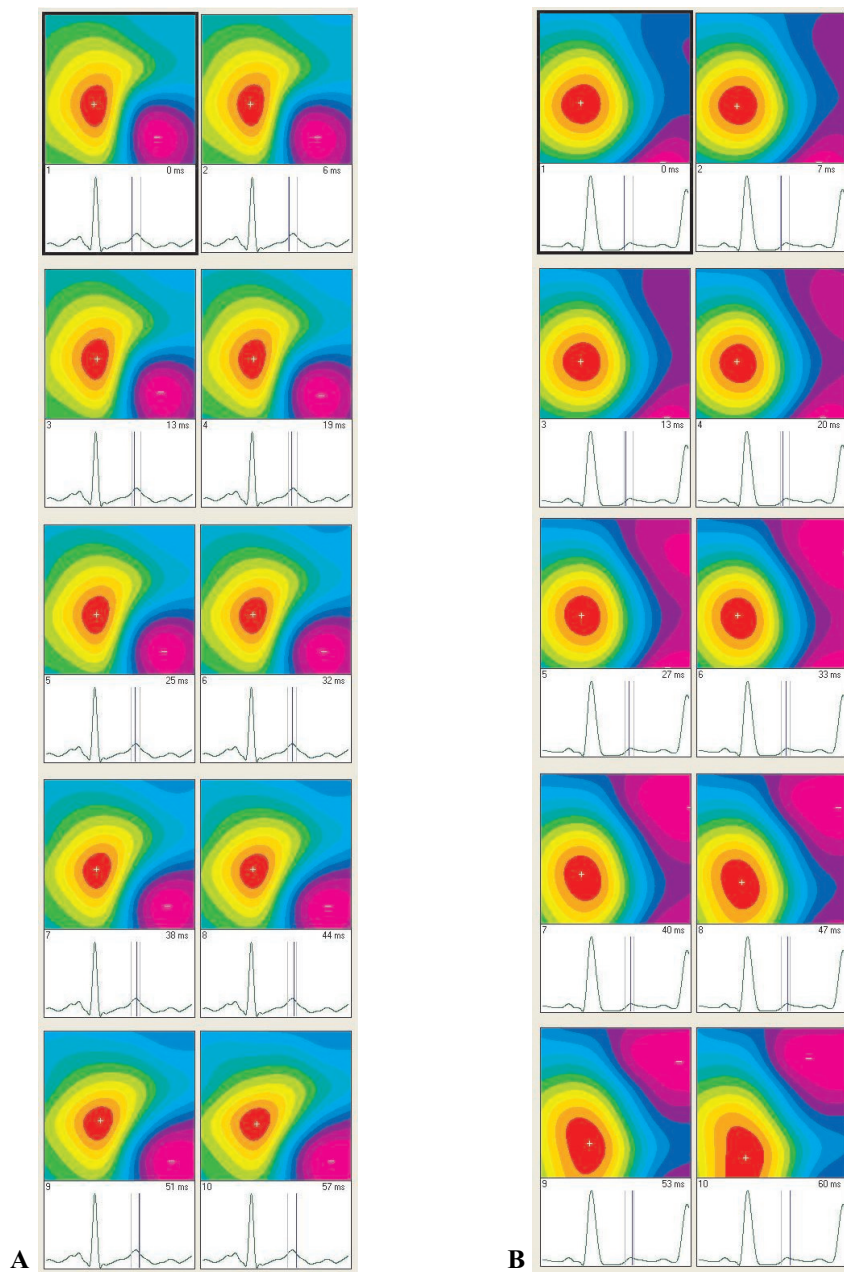
Często stosowaną metodą wizualizacji danych zgromadzonych w trakcie badania MKG jest utworzenie sekwencji składającej się z map wyznaczanych w kolejnych chwilach cyklu pracy serca. Wizualizacja taka, mająca postać animacji, pozwala obserwatorowi na uchwycenie dynamiki czasowo-przestrzennej zmian zachodzących w mapach pola magnetycznego, które związane są z funkcjonowaniem serca. Przykład sekwencji takich map widoczny jest na rysunku 11.

Śledzenie pola magnetycznego serca pozwala na zauważenie wielu patologicznych zmian w jego funkcjonowaniu. Przykład porównania sekwencji map MF dla pacjentów o zdrowym (A) i chorym (B) sercu widoczny jest na rysunku 12.

Warto jednak zauważyć, że analiza patologicznych zmian na sekwencjach map MF wymaga specjalistycznej wiedzy, gdyż fragmenty mapy o największych wartościach natężenia pola magnetycznego nie odpowiadają tym obszarom w sercu, które są w danym momencie najbardziej aktywne. Oznacza to, że z punktu widzenia użytkowników medycznych, mapy MF nie są intuicyjnie czytelne, gdyż



Rys. 11. Sekwencja map MF pokazująca depolaryzację mięśnia komór u zdrowego, 53-letniego mężczyzny. Na podstawie programu MCG, CardioMag Imaging



Rys. 12. Sekwencje map MF dla końca fali T u zdrowego 53-letniego mężczyzny (A) i u 54-letniego mężczyzny po zawale (B). Z wykorzystaniem programu MCG, CardioMag Imaging

nie odzwierciedlają kolejności aktywacji poszczególnych fragmentów serca, a co za tym idzie nie pokazują w bezpośredni sposób patologicznych zmian w funkcjonowaniu poszczególnych obszarów (por. rys. 14). Wada ta była bezpośrednią przyczyną powstania alternatywnego sposobu wizualizacji danych gromadzonych w ramach badania MKG – map pseudogęstości prądu (PCD).

3.3. Mapy PCD

Mapy PCD (PCD – *Pseudo Current Density* lub alternatywnie *Arrow Map*) zostały wprowadzone w 1976 roku przez Cohena po to, aby umożliwić reprezentację zmierzonych wartości natężenia pola magnetycznego w sposób, który pozwoliłby na odzwierciedlenie przez wynikową mapę źródła

mierzonego pola magnetycznego, czyli dystrybucji gęstości prądu w sercu. Proces tworzenia mapy PCD opisuje poniższy tok rozumowania [8].

Przepływ ładunków pojawiający się w sercu w ramach fali depolaryzacji i repolaryzacji, który może zostać opisany poprzez pojedynczy dipol elektryczny o określonej lokalizacji i sile, zgodnie z poniższym wzorem

$$\vec{p} = I \cdot \vec{s} \quad (7)$$

gdzie:

- $\vec{p}$ – elektryczny moment dipolowy,
- I – siła źródła prądu,
- $\vec{s}$ – wektor jednostkowy

generuje pole magnetyczne o indukcji opisanej wzorem Biota-Savarta

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu}{4\pi} \cdot \frac{\vec{p} \times \vec{r}}{r^3} \quad (8)$$

w którym:

$\vec{B}$ – indukcja pola magnetycznego,

μ – przenikalność magnetyczna,

$\vec{r}$ – wektor współrzędnych punktu, w którym liczona jest wartość $\vec{B}$.

Indukcja pola magnetycznego jest związana z gęstością generującego to pole prądu zgodnie z poniższym wzorem

$$\text{rot } \vec{B} = \mu \cdot \vec{j} \quad (9)$$

gdzie:

$\text{rot } \vec{B}$ – rotacja indukcji pola magnetycznego,

$$\text{rot } \vec{B} = \left(\frac{\partial B_z}{\partial y} - \frac{\partial B_y}{\partial z} \right) \cdot \vec{e}_x + \left(\frac{\partial B_x}{\partial z} - \frac{\partial B_z}{\partial x} \right) \cdot \vec{e}_y + \left(\frac{\partial B_y}{\partial x} - \frac{\partial B_x}{\partial y} \right) \cdot \vec{e}_z,$$

$\vec{e}_x, \vec{e}_y, \vec{e}_z$ – wersory układu współrzędnych,

$\vec{j}$ – gęstość prądu.

Gdyby w trakcie badania rejestrowane były wszystkie trzy składowe wektora indukcji magnetycznej to możliwe byłoby uzyskanie dystrybucji gęstości prądu generującego to pole, ale zazwyczaj w czasie badania MKG rejestrowana jest wyłącznie składowa B_z . Poddanie jej działaniu transfor-

macji HC (*Hosaka–Cohen transformation*) pozwala na wyznaczenie wartości tzw. pseudo gęstości prądu. Transformacja ta opisana jest poniższym wzorem

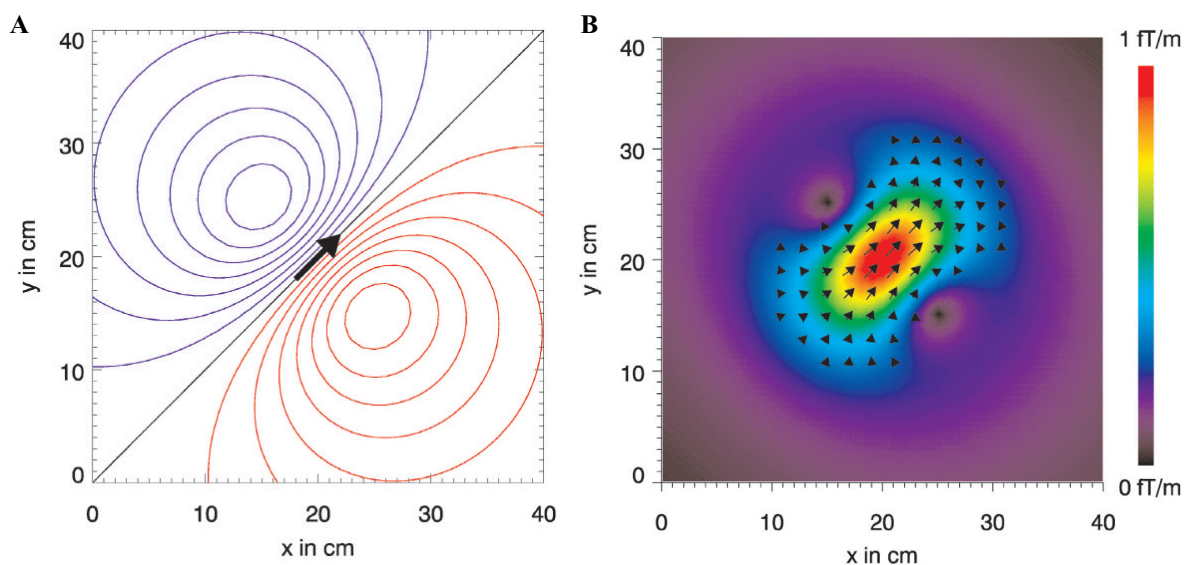
$$\vec{c} = \frac{\partial B_z}{\partial y} \cdot \vec{e}_x - \frac{\partial B_z}{\partial x} \cdot \vec{e}_y \quad (10)$$

gdzie $\vec{c}$ – pseudogęstość prądu.

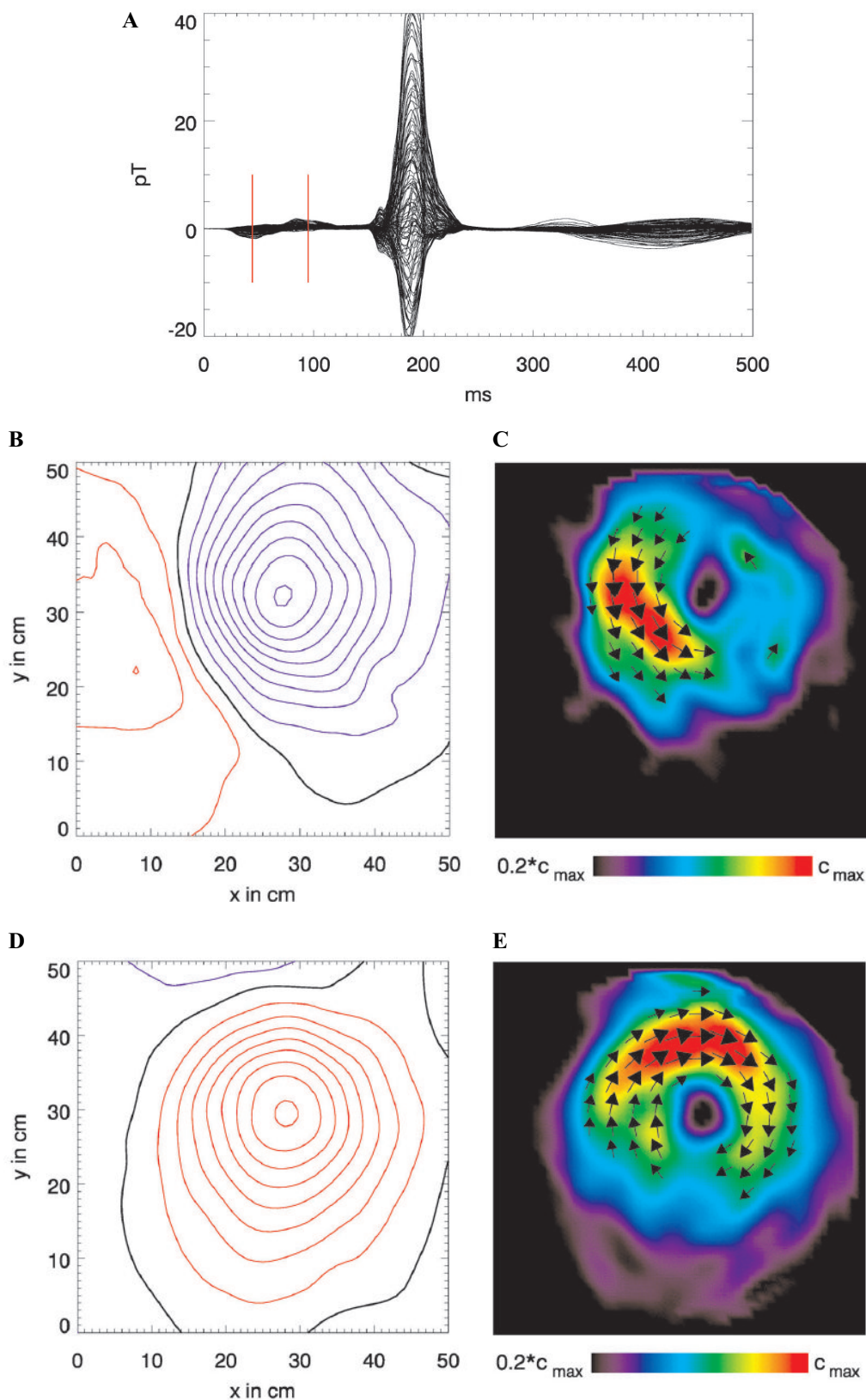
Mapa, która powstaje poprzez wyznaczenie wartości $\vec{c}$ dla wszystkich punktów obszaru badania, nazywana jest mapą PCD. W swojej oryginalnej wersji z 1976 roku mapa składała się ze strzałek, których długości kodowały wartości amplitud $\vec{c}$ w danym punkcie, współczesne rozwiązanie polega na pokolorowaniu mapy w taki sposób, aby amplituda $\vec{c}$ w danym punkcie wyrażona była poprzez kolor ze sztucznie narzuconej skali. Przykład konturowej mapy MFM i odpowiadającej jej mapy PCD pokazany jest na rysunku 13.

Zastosowanie map PCD do wizualizacji danych rejestrowanych w ramach badania MKG pozwala uzyskać efekt, w którym punkt mapy PCD o maksymalnej amplitudzie sygnału odpowiada lokalizacji dipola elektrycznego serca $\vec{p}$, a kierunek wektora $\vec{c}$ dla tego punktu jest zgodny z kierunkiem $\vec{p}$. Mapa PCD jest więc intuicyjna przy interpretacji przez lekarza, gdyż odzwierciedla, które obszary serca są w danym momencie aktywne. Związek mapy PCD z aktywnością obszarów serca w porównaniu z analogicznym związkiem dla mapy MF pokazuje rysunek 14.

Analiza rysunków potwierdza, że mapy PCD w bardzo intuicyjny sposób pokazują postępującą aktywację prawego przedsionka (rys. 14C), po której następuje aktywacja lewego przedsionka (rys. 14E), podczas gdy podobna interpretacja odpowiadających im map MF (rys. 14B i 14D) wymaga dodatkowej wiedzy.



Rys. 13. Konturowa mapa MF (A) oraz mapa PCD (B) dla składowej B_z , wyznaczone na podstawie prawa Biota–Savarta dla dipola ($|\vec{p}| = 1 \mu\text{Am}$) znajdującego się 10 cm poniżej płaszczyzny mapy [8]



Rys. 14. Wykres zawierający sygnały magnetokardiograficzne z wszystkich kanałów (*butterfly plot*) z zaznaczonymi dwoma chwilami czasowymi (A). Wizualizacja za pomocą konturowej mapy MF aktywacji przedsionków odpowiadającej pierwszej chwili czasowej z rysunku 14A (B). Różnica pomiędzy kolejnymi liniami mapy to 0,5 pT (kolor czerwony: wartości pozytywne, niebieskie: negatywne, czarne: $B_z = 0$). Odpowiadająca mapie 14B. mapa PCD (C). Wizualizacja za pomocą konturowej mapy MF aktywacji przedsionków odpowiadającej drugiej chwili czasowej z rysunku 14A (D). Odpowiadająca mapie 14D. mapa PCD (E) [8]

Dodatkową zaletą zastosowania map PCD jest to, że w przeciwieństwie do map MF, niezależnie od konfiguracji sensorów użytych do rejestracji pola magnetycznego (magnetometri, płaskie gradiometri, SQUID-y), mapy wyznaczane na podstawie zmierzonych wartości są do siebie podobne. Pozwala to na łatwe porównywanie wyników uzyskiwanych na różnych platformach i w różnych ośrodkach badawczych [8].

4. PARAMETRY DIAGNOSTYCZNE UZYSKIWANE W BADANIACH TECHNIKAMI MKG

Na podstawie wyników badania magnetokardiograficznego możliwa jest diagnoza wielu chorób serca. W zależności od doświadczenia osoby dokonującej oceny, proces formułowania takiej diagnozy może być oparty wyłącznie na ocenie wizualnej sekwencji map MF lub PCD, ale może też wykorzystywać etap wyznaczania pomocniczych parametrów diagnostycznych, których wartości pomagają w podjęciu ostatecznej decyzji. Parametry takie mogą być wyznaczane zarówno na podstawie przebiegów czasowych sygnału magnetokardiograficznego, jak i przy wykorzystaniu map MF lub PCD.

W zależności od typu diagnozowanej choroby wybierane jest odpowiednie okno czasowe, dla którego wyznaczane są wartości parametrów – przykładowo, w przypadku diagnozowania chorób niedokrwiennych serca (IHD – *ischemic heart disease*) analizowane są przebiegi czasowe i mapy generowane w trakcie repolaryzacji komórek. Diagnozowanie niektórych chorób wymaga wyznaczenia parametrów zarówno dla spoczynkowej, jak i wysiłkowej wersji badania MKG, gdyż dopiero skonfrontowanie wartości parametrów wyznaczonych przed, w trakcie i po wysiłku, pozwala na sformułowanie odpowiedniej diagnozy.

Do parametrów najczęściej stosowanych przy diagnozowaniu chorób niedokrwiennych serca zaliczyć można [1, 2, 3, 5, 6, 7]:

- 1) Parametry wyznaczane na podstawie mapy MF:
 - kąt pochylenia wektora łączącego punkty o największej (+) i najmniejszej (–) amplitudzie na mapie MF (za wartości normalne dla zdrowego człowieka uznaje się $\alpha \in [-110^\circ, 20^\circ]$);
 - zmiana kąta α w ciągu 30 ms (za wartości normalne dla zdrowego człowieka uznaje się zmianę kąta α o mniej niż 45°);
 - zmiana odległości pomiędzy punktami (+) i (–) w ciągu 30 ms (za wartości normalne dla zdrowego człowieka uznaje się zmianę odległości, w odniesieniu do początkowej, nie przekraczającą 20 mm);
 - zmiana stosunku amplitud punktów (+) i (–) w ciągu 30 ms (za wartości normalne dla zdrowego człowieka uznaje się zmianę stosunku amplitud o mniej niż 0,3)
 - interwał stabilizacji repolaryzacji powysiłkowej (RSI – *repolarization stabilization interval*), wyznaczany jako czas pomiędzy chwilą będącą początkiem fali Q a chwilą osiągnięcia przez wektor łączący punkty (+) i (–) położenia z zakresu $\pm 50^\circ$ względem orientacji

tego wektora dla chwili odpowiadającej wierzchołkowi fali T (wartości normalne dla zdrowego człowieka zależą od jego płci i wieku, przykładowo dla mężczyzn poniżej 50 roku życia RSI powinno być z zakresu 152 ± 35 [ms]).

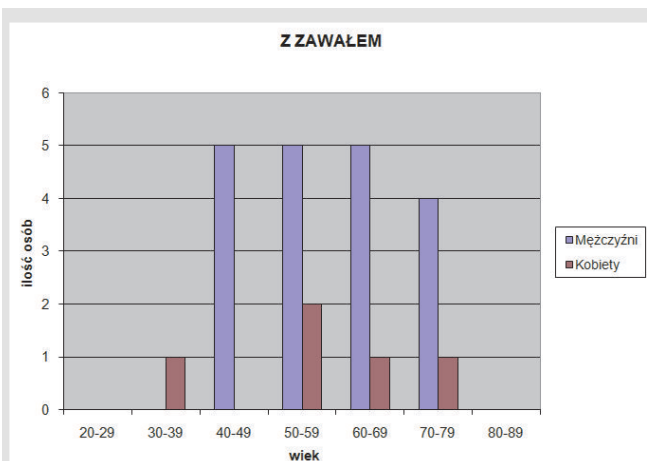
- 2) Parametry wyznaczane na podstawie przebiegów czasowych sygnału MKG, są odpowiednikami analogicznych parametrów zdefiniowanych dla sygnału EKG:
 - amplituda ST – wartość sygnału MKG uśrednionego na odcinku 5 ms wokół punktu znajdującego się 60 ms za punktem J przebiegu MKG (wartości normalne dla zdrowego człowieka zależą od jego płci i wieku, przykładowo dla mężczyzn poniżej 40 roku życia amplituda ST powinna być z zakresu $2,2 \pm 1,9$ pT);
 - nachylenie ST – kąt nachylenia prostej regresji liniowej wyznaczonej dla sygnału z zakresu od 20 do 60 ms za punktem J przebiegu MKG (wartości normalne dla zdrowego człowieka zależą od jego płci i wieku, przykładowo dla mężczyzn poniżej 40 roku życia nachylenie ST powinno być z zakresu 16 ± 7 pT s⁻¹);
 - amplituda fali T – wartość sygnału MKG dla wierzchołka fali T (wartości normalne dla zdrowego człowieka zależą od jego płci i wieku, przykładowo dla mężczyzn poniżej 40 roku życia amplituda fali T powinna być z zakresu 12 ± 6 pT);
 - całka ST–T – całka z sygnału MKG pomiędzy punktem J a końcem fali T (wartości normalne dla zdrowego człowieka zależą od jego płci i wieku, przykładowo dla mężczyzn poniżej 40 roku życia całka ST–T powinna być z zakresu 1170 ± 520 fT s).

5. MATERIAŁ BADAWCZY UZYSKANY Z WYKORZYSTANIEM APARATU MKG

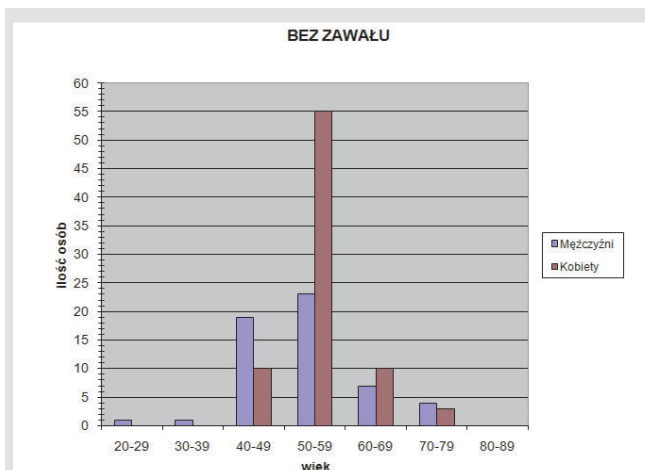
Dostępny materiał badawczy w postaci rekordów danych MKG pozyskano w trakcie badań diagnostycznych wykonywanych w Krakowskim Szpitalu Specjalistycznym im. Jana Pawła II, z wykorzystaniem magnetokardiografu CMI 2409 firmy CardioMag Imaging Inc. Badania takie wykonywane były na pacjentach wcześniej już zdiagnozowanych innymi technikami i pozostających w stałej konsultacji medycznej prowadzonej w tej jednostce. Baza zawiera wyniki 466 badań, z których 415 zostało opatrzonych komentarzem lekarza opisującym stan zdrowia pacjenta w momencie wykonywania badania. Wyróżnić można kilka najważniejszych grup:

- pacjenci bez zawału,
- pacjenci bez zawału, ale z nadciśnieniem,
- pacjenci z zawałem,
- pacjenci z zawałem i nadciśnieniem,
- pacjenci do ablacji,
- pacjenci po angioplastyce.

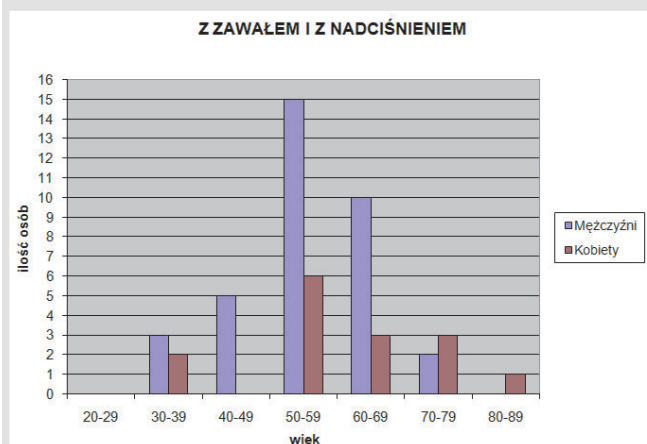
Spośród dostępnych danych można wydzielić cztery grupy pacjentów, które dodatkowo zostały podzielone ze względu na płeć i przynależność do poszczególnych grup wiekowych. Zestawienie graficzne planowanego zbioru danych testowych przedstawiają poniższe wykresy (rys. 15–18).



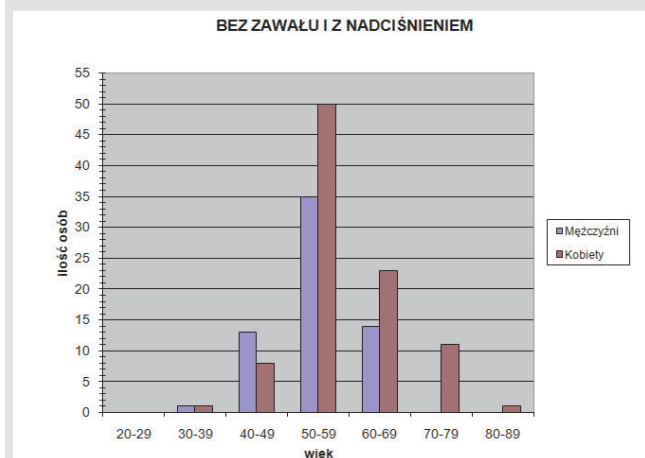
Rys. 15. Przecrój grupy pacjentów z zawałem



Rys. 17. Przecrój grupy pacjentów bez zawału



Rys. 16. Przecrój grupy pacjentów z zawałem i z nadciśnieniem



Rys. 18. Przecrój grupy pacjentów bez zawału, ale z nadciśnieniem

6. PLANOWANY KIERUNEK WŁASNYCH BADAŃ

Analizując możliwości diagnostyczne magnetokardiografii, wykorzystuje się przebiegi czasowe sygnału MKG z poszczególnych kanałów i bada różnego rodzaju parametry morfologiczne tych sygnałów, bazując na podobieństwach do parametrów wykorzystywanych przy analizie sygnału EKG. Innym sposobem analizy jest próba bezpośredniego wykorzystania sekwencji map MF i analizy ich możliwości diagnostycznych.

Zamiast wykorzystania używanych już parametrów takich jak np. zmiana kierunku wektora indukcji magnetycznej, ciekawą alternatywą wydaje się próba znalezienia innych, bardziej związanych z przebiegiem impulsów prądowych w sercu. Przykładowo, można próbować ustalić, czy możliwe jest wyznaczenie na sekwencji map MF lub PCD trajektorii punktów o największych wartościach, które byłyby charakterystyczne dla poszczególnych grup testowych. Przy analizie sekwencji map PCD byłyby to szczególnie interesujące, gdyż śledzenie punktów o największej wartości natężenia pola odpowiada obserwacji kierunku ruchu frontu aktywacyjnego w sercu. Zmiany takie są łatwiejsze do intuicyjnej interpretacji również dla środowisk medycznych. Próba dokonania analizy będzie zatem kierun-

kiem dalszych badań autorki, a ich głównym celem będzie opracowanie nowych metod interpretacji danych obrazowych (np. map MF i PCD) w sposób umożliwiający wspomaganie zadań diagnostyki wybranych chorób serca (zawały oraz nadciśnienie tętnicze).

7. ZAKOŃCZENIE

W niniejszej pracy zostały przedstawione wybrane aspekty dotyczące nowej, bezinwazyjnej techniki diagnostycznej chorób serca – MKG. Technika ta zaczęła w ostatnich latach odgrywać coraz większą rolę jako narzędzie wspomagające dla znanych wcześniej i lepiej ugruntowanych w praktyce klinicznej technik, które wykorzystywane są do diagnostyki chorób mięśnia sercowego. Szybki postęp technologiczny powoduje, że w najbliższej przyszłości będzie ona nabierać coraz większego znaczenia. Już teraz jednak można zauważyć, że dane generowane w postaci map wektora magnetycznego lub gęstości prądu serca niosą w sobie głębokie pokłady ważnych informacji diagnostycznych, które pozwalają jednoznacznie wskazać na istnienie zmian o charakterze chorobowym. Rozwojowi aparatury medycznej wykorzystywanej w trakcie badań MKG, nie towarzyszył jednak równie dynamiczny rozwój komputerowych

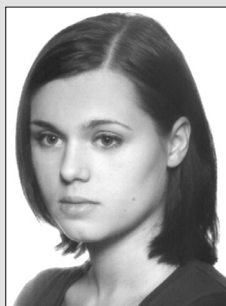
metod analizy danych, dlatego też celem badań prowadzonych przez autorkę będzie opracowanie nowych algorytmów wspomagających zadania interpretacji znaczeniowej tych danych i mogących w przyszłości wpłynąć na rozwój medycznych systemów wspomagania diagnostyki CAD lub systemów gromadzenia i analizy danych obrazowych PACS.

Literatura

- [1] Chen J., Thomson P., Nolan V.: *Age and sex dependent variations in the normal magnetocardiogram compared with changes associated with ischemia*. Annals of Biomedical Engineering, 32(8), 2004, 1088–1099
- [2] Fenici R., Brisinda D., Meloni A.: *Clinical validation of machine learning for automatic analysis of multichannel magnetocardiography*. Lecture Notes on Computer Science, Springer-Verlag, 3504, 2005, 143–152
- [3] Hanninen H., Takala P., Makijarvi M.: *Detection of exercise-induced myocardial ischemia by multichannel magnetocardiography in single vessel coronary artery disease*. Annals of Noninvasive Electrocardiology, 5(2), 2000, 147–157
- [4] Fenici R., Brisinda D., Meloni A.: *First 36-channel Magnetocardiographic Study of CAD Patients in an Unshielded Laboratory for Interventional and Intensive Cardiac Care*. Lecture Notes on Computer Science, Springer-Verlag, 2674, 2003, 122–131
- [5] Steinberg B., Roguin A., Watkins III S.: *Magnetocardiogram recordings in a nonshielded environment – reproducibility and ischemia detection*. Annals of Noninvasive Electrocardiology, 10(2), 2005, 152–160
- [6] Park J.-W., Hill P., Chung N.: *Magnetocardiography predicts coronary disease in patients with acute chest pain*. Annals of Noninvasive Electrocardiology, 10(3), 2005, 312–323
- [7] Tolstrup K., Madsen B., Ruiz J.: *Non-Invasive Resting Magnetocardiographic Imaging for the Rapid Detection of Ischemia in Subjects Presenting with Chest Pain*. Cardiology, 106, 2006, 270–276
- [8] Haberkorn W., Steinhoff U., Burghoff M.: *Pseudocurrent density maps of electrophysiological heart, nerve or brain function and their physical basis*. BioMagnetic Research and Technology, 4: 5, 2006
- [9] Koch H.: *SQUID Magnetocardiography: Status and Perspectives*. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 11(1), 2001, 49–59
- [10] Wilfried A., Hannes N.: *Magnetism in Medicine: A Handbook*. Wiley-VCH, 1998
- [11] Nenonen J.: *Multimodal cardiac source imaging in the BioMag Laboratory*. BioMedizinische Technik, 42 (Suppl.1.), 1997, 29–32

Wpłynęło: 25.05.2008

Kamila BARON-PAŁUCKA



Kamila Baron-Pałucka urodziła się we Wrocławiu w 1983 roku. W 2007 roku obroniła pracę „Zastosowanie algorytmów przetwarzania obrazów w tomografii komputerowej”, uzyskując tytuł magistra inżyniera automatyki i robotyki na wydziale EAIiE AGH. W tym samym roku rozpoczęła na swoim macierzystym wydziale studia doktorskie. Obszarem jej badań jest szeroko pojęta analiza i przetwarzanie obrazów magnetokardiograficznych.

e-mail: kamila.baron@agh.edu.pl