

JERZY WTOREK

TECHNIKI
ELEKTROIMPEDANCYJNE
W MEDYCYNIE

POLITECHNIKA GDAŃSKA

monografie

43

POLITECHNIKA GDAŃSKA

JERZY WTOREK

TECHNIKI
ELEKTROIMPEDANCYJNE
W MEDYCYNIE



GDAŃSK 2003

PRZEWODNICZĄCY KOMITETU REDAKCYJNEGO
WYDAWNICTWA POLITECHNIKI GDAŃSKIEJ

Romuald Szymkiewicz

REDAKTOR PUBLIKACJI NAUKOWYCH

Janusz T. Cieśliński

REDAKTOR SERII

Romuald Zielonko

RECENZENCI

Piotr Dębicki

Tadeusz Pałko

PROJEKT OKŁADKI

Jolanta Cieślawska

Wydano za zgodą
Rektora Politechniki Gdańskiej

Oferta wydawnicza Politechniki Gdańskiej jest dostępna pod adresem
<http://www.pg.edu.pl/wydawnictwo/katalog>
zamówienia prosimy kierować na adres wydaw@pg.gda.pl

© Copyright by Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej
Gdańsk 2003

Utwór nie może być powielany i rozpowszechniany, w jakiegokolwiek formie
i w jakiegokolwiek sposób, bez pisemnej zgody wydawcy

ISBN 83-7348-069-2

SPIS TREŚCI

Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów	5
1. Wprowadzenie do przedmiotu rozprawy	9
1.1. Wstęp	9
1.2. Cel i zakres rozprawy	10
1.3. Wybrane aplikacje, stan wiedzy	11
1.3.1. Pomiar elektrycznych parametrów tkanek biologicznych	11
1.3.2. Ocena stanu organów i tkanek	11
1.3.3. Ocena hemodynamiki	12
1.3.3.1. Krążenie obwodowe	13
1.3.3.2. Krążenie centralne	14
1.3.4. Obrazowanie elektroimpedancyjne	15
1.4. Technika elektroimpedancyjna w Polsce i na świecie	16
1.5. Podsumowanie	17
2. Zagadnienia podstawowe	18
2.1. Równania opisujące rozkład potencjału	18
2.2. Impedancja obiektów 3D	19
2.3. Elektryczne właściwości tkanek biologicznych	21
2.4. Elektryczne modele wybranych tkanek biologicznych	25
2.4.1. Model krwi	25
2.4.2. Model mięśni szkieletowych	27
2.4.3. Model miocardium	28
2.5. Podsumowanie	28
3. Wyznaczanie elektrycznych parametrów tkanek biologicznych	30
3.1. Pomiary <i>in vitro</i>	30
3.1.1. Celka do pomiarów <i>in vitro</i>	31
3.1.1.1. Badania symulacyjne	32
3.1.1.2. Konstrukcja celki	36
3.1.1.3. Przykłady pomiarów wybranych tkanek biologicznych	37
3.1.2. Elektryczne właściwości krwi	41
3.1.2.1. Zmiany rezystancji indukowane orientacją erytrocytów	41
3.1.2.2. Weryfikacja eksperymentalna	54
3.2. Pomiary <i>in vivo</i>	61
3.2.1. Sonda do pomiaru elektrycznych właściwości mięśni szkieletowych	61
3.2.1.1. Stała sondy	62
3.2.1.2. Weryfikacja eksperymentalna	68
3.2.1.3. Pomiary mięśni pośladkowych	73
3.2.2. Sonda do monitorowania zmian przewodności mięśnia sercowego	74
3.2.2.1. Symulacyjne badania komputerowe	74
3.2.2.2. Weryfikacja eksperymentalna	82
3.2.2.3. Pomiary niedotlenienia mięśnia serca	84
3.3. Podsumowanie	85
4. Monitorowanie hemodynamiki	88
4.1. Komputerowe badania symulacyjne	88
4.1.1. Pletyzmografia impedancyjna	90
4.1.2. Kardiografia impedancyjna	93
4.2. Pomiary <i>in vivo</i>	101

4.2.1. Warunki pomiaru	101
4.2.2. Uwagi o konstrukcji aparatów IPG i IKG	104
4.2.3. Przykłady pomiarów	107
4.3. Podsumowanie	110
5. Tomografia elektroimpedancyjna	113
5.1. Zagadnienie proste i odwrotne	114
5.2. Algorytmy rekonstrukcyjne	115
5.2.1. Algorytm perturbacyjny	116
5.2.2. Algorytm bazujący na pomiarze prądu	117
5.2.2.1. Założenia algorytmu	118
5.2.2.2. Implementacja algorytmu	121
5.2.2.3. Przykłady rekonstrukcji	124
5.3. Uwagi o konstrukcji tomografów elektroimpedancyjnych	134
5.3.1. Tomograf prądowo-napięciowy	134
5.3.2. Tomograf napięciowo-prądowy	136
5.4. Badania fantomowe	140
5.4.1. Obrazowanie za pomocą tomografu prądowo-napięciowego	141
5.4.2. Obrazowanie za pomocą tomografu napięciowo-prądowego	143
5.5. Uwagi o wynikach i dalszych pracach	145
6. Uwagi końcowe	148
Podziękowania	150
Bibliografia	151
Streszczenie w języku polskim	164
Streszczenie w języku angielskim	165

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ I SKRÓTÓW

Oznaczenia

- α – zakres dyspersji, parametr Cole'a-Cole'a
- β – zakres dyspersji, wsp. powierzchni do objętości komórki
- χ – podatność elektryczna, frakcja objętościowa
- δ – zakres dyspersji, grubość błony modelowego erythrocytu, przyrost wielkości
- ε^* – przenikalność zespolona
- $\underline{\varepsilon}^*$ – tensor zespolonej przenikalności elektrycznej
- ε_0 – przenikalność elektryczna próżni
- ε_∞ – przenikalność natychmiastowa
- ε_r – przenikalność względna (relatywna)
- ε_s – przenikalność statyczna, niskoczęstotliwościowa
- ε' – część rzeczywista przenikalności
- ε'' – część urojona przenikalności
- ϕ – potencjał elektryczny
- Φ – funkcja celu
- γ – zakres dyspersji
- φ – potencjał elektryczny
- λ – długość charakterystyczna, współczynnik regularyzacji
- μ – przenikalność magnetyczna, moment dipolowy
- θ – współrzędna kątowa w układzie cylindrycznym
- ρ – rezystywność, współrzędna radialna w układzie cylindrycznym
- σ – przewodność, ładunek powierzchniowy
- σ^* – przewodność zespolona
- σ_a – przewodność płynu zewnątrzkomórkowego
- σ_{bl} – przewodność krwi
- σ_e – przewodność warstwy elektrodowej, erythrocytów
- σ_{hm} – przewodność mięśnia sercowego
- σ_i – przewodność płynu wewnątrzkomórkowego, przewodność i -tego elementu
- σ_l – przewodność płuc
- σ_L – przewodność wzdłuż włókien
- σ_n – przewodność krwi w stanie uporządkowanym, pole elektryczne wzdłuż krótkiej osi erythrocytów
- σ_o – przewodność bazowa lub tła
- σ_p – przewodność krwi nieuporządkowanej
- σ_s – przewodność statyczna
- σ_r – przewodność krwi w stanie uporządkowanym, pole elektryczne wzdłuż, długiej osi erythrocytów
- σ_T – przewodność w poprzek włókien
- $\underline{\sigma}$ – tensor przewodności
- τ – stała czasowa
- ω – częstość kołowa

Ω	– obszar obiektu
η	– widmowa gęstość mocy
$\partial\Omega$	– brzeg obiektu
ψ	– potencjał
a	– oś erytrocytu
b	– oś erytrocytu
c	– oś erytrocytu
f	– częstotliwość
i	– prąd
\mathbf{i}	– wektor prądów
\mathbf{j}	– wektor gęstości prądu
l	– odległość
\mathbf{n}	– wektor normalny
p	– współczynnik frakcji objętościowej
r	– promień, odległość
s	– element macierzy perturbacji
v	– objętość,
\mathbf{v}	– wektor potencjałów
x	– współrzędna w układzie kartezjańskim
\mathbf{x}	– wektor położenia
y	– współrzędna w układzie kartezjańskim
z	– współrzędna w układzie kartezjańskim
z_{el}	– impedancja elektrodowa
A	– powierzchnia, współczynniki depolaryzacji
B	– pasmo przepustowe toru pomiarowego, wzmacniacza
B_r	– równoważne pasmo energetyczne
\mathbf{A}	– macierz transformacji
C	– pojemność
C_r	– pojemność rozproszenia
D	– średnica
\mathbf{D}	– wektor przesunięcia elektrycznego
E_n	– elektroda napięciowa, pomiarowa
E_p	– elektroda prądowa, aplikacyjna
E_x	– składowa pola elektrycznego
E_y	– składowa pola elektrycznego
E_z	– składowa pola elektrycznego
\mathbf{E}	– wektor pola elektrycznego
G	– konduktancja
\mathbf{H}	– wektor pola magnetycznego, Hessian
H	– wysokość celki
Hc	– hematokryt
I	– prąd
\mathbf{I}	– macierz jednostkowa
J_v	– funkcja Bessela pierwszego rodzaju
\mathbf{J}^m	– wektor gęstości prądu komórkowego
\mathbf{J}	– wektor gęstości prądu, Jakobian
K	– stała celki, sondy
L	– pole odprowadzenia

L_e	– rozmiar elektrody
N	– liczba erytrocytów
P_n	– wielomian Legendre'a
R	– rezystancja, promień
\mathbf{P}	– wektor polaryzacji elektrycznej
S	– czułość, powierzchnia
S_m	– dane z rozwiązania modelu
S_o	– dane z pomiaru obiektu
\mathbf{S}	– powierzchnia zorientowana
U	– napięcie
V	– objętość, potencjał
Y	– admitancja
Y_m	– admitancja błony komórkowej na jednostkę powierzchni
Y_s	– admitancja powierzchniowa błony komórkowej
Y_w	– admitancja wzajemna
\mathbf{Y}	– macierz admitancji
Z	– impedancja
Z'	– część rzeczywista impedancji
Z''	– część urojona impedancji
Z_m	– impedancja błony komórkowej
Z_t	– impedancja całkowita

Skróty

A	– wzmacniacz
AC	– wzmacniacz sygnału zmiennego
ART	– ang. <i>algebraic reconstruction technique</i>
AVS	– ang. <i>Advance Visualisation Software</i>
CMMR	– ang. <i>common mode rejection ratio</i> , współczynnik tłumienia sygnału sumacyjnego
DC	– wzmacniacz sygnału stałego, wolnozmiennego
DSP	– ang. <i>digital signal processor</i> , procesor sygnałowy
DtN	– odwzorowanie Dirichlet to Neuman
EKG	– elektrokardiografia
EIT	– ang. <i>electroimpedance tomography</i>
$I(\omega)$	– układ źródła prądowego
ICEBI	– <i>International Conference on Electrical Bioimpedance</i>
IKG	– kardiografia impedancyjna
IMRR	– ang. <i>isolation mode rejection ratio</i> , współczynnik tłumienia sygnału „izolacyjnego”
IPG	– pletyzmografia impedancyjna
ITK	– impedancyjna tomografia komputerowa, tomografia elektroimpedancyjna
I/U	– przetwornik prąd-napięcie
K	– wzmacnienie wzmacniacza, stała sondy
KK	– komora korekcyjna
KP	– komora pomiarowa
LAD	– ang. <i>left artery descending</i>
M	– układ detektora synchronicznego

MEB	– metoda elementu brzegowego
MES	– metoda elementu skończonego
MRI	– ang. <i>magnetic resonance imaging</i>
MRS	– metoda różnic skończonych
NOSER	– ang. <i>Newton one step reconstruction</i>
NtD	– odwzorowanie Neuman to Dirichlet
RCFART	– ang. <i>regulated correction frequency ART</i>
SIRT	– ang. <i>simultaneous iterative reconstruction technique</i>
$K(\bullet)$	– całka eliptyczna zupełna
NaCl	– chlorek sodu
KCl	– chlorek potasu
A/C	– przetwornik analogowo-cyfrowy
SNR	– ang. <i>signal to noise ratio</i> , współczynnik sygnał-szum
SV	– ang. <i>stroke volume</i> , rzut skurczowy
TEI	– tomografia elektroimpedancyjna, impedancyjna tomografia komputerowa
U/I	– przetwornik napięcie-prąd,
X	– układ mnożący

Rozdział 1

WPROWADZENIE DO PRZEDMIOTU ROZPRAWY

1.1. Wstęp

W medycynie stosowanych jest wiele metod technicznych, poczynając od bardzo prostych, np. pomiar czynności elektrycznej pojedynczych komórek, a na bardzo skomplikowanych skończywszy, np. wykorzystujące magnetyczny rezonans jądrowy (ang. Magnetic Resonance Imaging – **MRI**) [52, 158]. Ta różnorodność metod pozwala na wieloaspektową analizę, zarówno struktury, jak i czynności bardzo złożonego organizmu, jakim jest ciało ludzkie. Podstawowym elementem organizmu jest komórka, w której zachodzi wiele procesów, w tym także elektrycznych – generacja potencjału czynnościowego i spoczynkowego. Procesy te związane są, między innymi, ze zmienną przewodnością błon komórkowych. Stąd znajomość elektrycznych właściwości różnych struktur biologicznych jest niezwykle istotna. Znajomość ta jest istotna nie tylko na poziomie komórkowym (elektrofizjologia komórki), ale także na poziomie całych organów, np. w elektrokardiografii, elektroencefalografii, magnetokardiografii, czy też hipertermii mikrofalowej [52, 124].

Oprócz wyżej wspomnianych technik istnieje wiele innych, w których tkanka rozpatrywana jest jako ośrodek pasywny. Należy do nich zaliczyć te techniki diagnostyczne, których istota działania opiera się na pomiarach immitancyjnych [49, 52, 105, 124, 162, 220]. Jak szeroki jest to wachlarz zastosowań, wystarczy w tym miejscu przywołać podział na sesje tematyczne podczas międzynarodowych konferencji poświęconych technicom bioimpedancyjnym (International Conference on Electrical Bio-Impedance – **ICEBI**): 1) stan organów i nowotwory, 2) impedancyjne badanie mózgu, 3) ocena układu krążenia (obwodowego i centralnego), 4) impedancja skóry, 5) kompozycja (skład) organizmu, 6) tomografia elektroimpedancyjna (**TEI**) itd. Przy czym w ramach poszczególnych sesji rozważanych jest wiele zagadnień, np. sesja obejmująca TEI dotyczy wielu odmian tej techniki: tomografii rezystancyjnej, gdy obrazowany jest rozkład przewodności, σ , lub rezystywności, ρ ; tomografii pojemnościowej, gdy rekonstruowany jest rozkład przenikalności, ϵ' , tomografii impedancyjnej, gdy rekonstruowany jest rozkład zespolonej przewodności, σ^* .

Często identyczny, z technicznego punktu widzenia, pomiar czynności dwóch różnych organów stanowi dwie odrębne techniki kliniczne, np. elektrokardiografia i elektromiografia. Podobnie jest z technikami immitancyjnymi, które stosowane w różnych działach medycyny *doczekały* się własnych nazw, np. kardiografia impedancyjna (**IKG**) czy pletyzmografia impedancyjna (**IPG**).

W prezentowanej monografii, pojęcie pomiaru bioimmitancyjnego jest zawężone do pomiaru impedancji i/lub admitancji [123] w zakresie częstotliwości od kilkudziesięciu herców do dziesięciu megaherców.

1.2. Cel i zakres rozprawy

Zasadniczym celem rozprawy jest analiza właściwości pomiarowych technik bioimmitacyjnych w wybranych aplikacjach medycznych. Drugim, nie mniej istotnym zamiarem, jest wykorzystanie wyników tej analizy, o ile to możliwe, do poprawy jakości i wiarygodności rozważanych aplikacji w warunkach klinicznych.

Rozważane są następujące aplikacje: 1) ocena zmian elektrycznych parametrów wywołanych procesami patologicznymi takimi jak niedotlenienie, czy choroby nowotworowe, 2) ocena hemodynamiki, za pomocą pomiaru immitancji, w wybranej części ciała, 3) obrazowanie wewnętrznej struktury obiektów biologicznych, na bazie pomiarów immitancji. Dla poszczególnych aplikacji rozważane są aspekty teoretyczne, konstrukcyjne jak i eksperymentalne. Poszczególne aplikacje zostały przedstawione w osobnych rozdziałach rozprawy.

Rozprawa składa się z sześciu rozdziałów. Rozdział pierwszy stanowi wprowadzenie do tematu rozprawy. Zawarto w nim również omówienie stanu wiedzy rozważanych aplikacji. W rozdziale drugim przedstawiono pojęcia i definicje wielkości związanych z tematyką rozprawy. W rozdziale trzecim analizowane są właściwości technik służących do pomiaru parametrów materiałowych. Zaproponowano konstrukcję dwukomorowej celki do spektroskopowych pomiarów *in vitro* materiałów o małej objętości. Przedstawiono jej model pozwalający na określenie dokładności wyznaczania mierzonego parametru. Pokazano także przykładowe wyniki badań *in vitro* materiałów biologicznych. W dalszej części przeanalizowano sposób, w jaki anizotropowe właściwości krwi oraz rozkład potencjału wywołany przepływem prądu pomiarowego decydują o mierzonej wartości immitancji. Przedstawiono konstrukcję stanowiska badawczego, za pomocą którego potwierdzono wyniki otrzymane w badaniach symulacyjnych. Następnie przedstawiono konstrukcję sondy do pomiaru zespolonej przewodności mięśni szkieletowych, a w ogólności materiałów charakteryzujących się anizotropią. Określono jej stałą, której wartość zweryfikowano za pomocą badań eksperymentalnych. Przedstawiono przykładowe wyniki badania mięśni pośladowych warchlaka. W dalszej części rozdziału trzeciego przeanalizowano problemy związane z pomiarem zmian rezystancji wywołanych niedotlenieniem mięśnia serca. Wprowadzono pojęcie czułości metody oraz obliczono jej rozkład przestrzenny. Obliczenia numeryczne potwierdzono w badaniach eksperymentalnych. Przedstawiono przykład pomiaru z laboratoryjnie wywołanego zawału mięśnia serca u warchlaka.

W rozdziale czwartym przedstawiono badania modelowe, które wyjaśniają przyczyny, dla których dokładność, zarówno IPG, jak i IKG, jest osobnicza. W rozdziale tym przedstawiono także wymagania dotyczące konstrukcji aparatury, spełniającej wymogi bezpieczeństwa, wykorzystywanej w IPG i IKG. W celach ilustracyjnych przedstawiono przykładowe sygnały zarejestrowane w badaniach *in vivo*.

Rozdział piąty przedstawia wyniki prac prowadzonych nad rozwojem TEI. W rozdziale tym pokazano algorytm rekonstrukcyjny, który w odróżnieniu od innych znanych algorytmów pozwala uwzględnić w procesie rekonstrukcyjnym rozmiar elektrod oraz wartość impedancji elektrodowych. Przedstawione zostały wyniki rekonstrukcje dla danych otrzymanych z badań symulacyjnych. W dalszej części rozdziału opisano konstrukcję dwóch tomografów elektroimpedancyjnych, które powstały przy istotnym udziale Autora. Pokazano także przykładowe wyniki rekonstrukcji dla danych otrzymanych z badań fantomowych.

W rozdziale szóstym zebrano oryginalne wyniki własne Autora oraz przedstawiono kierunki dalszych badań.

1.3. Wybrane aplikacje, stan wiedzy

Omówienie stanu wiedzy ograniczone jest do wspomnianych wyżej trzech aplikacji. Liczba publikacji dotycząca zastosowania technik immitancyjnych w badaniach biomedycznych jest bardzo duża. W przypadku IKG i IPG wynika to z długiej historii ich zastosowań. Natomiast w przypadku TEI jest to wynik realizacji wielu programów badawczych, w tym także międzynarodowych, których rezultaty publikowane były w specjalnych dodatkach do regularnych czasopism [18, 19, 20] oraz w materiałach z konferencji ICEBI. Zagadnienia rekonstrukcji, w tym także elektroimpedancyjnej, stanowią dość intensywnie rozwijany obszar wiedzy. Wyniki teoretycznych prac z tego zakresu publikowane są, m.in., w miesięczniku *Inverse Problems*. Zestawienie publikacji można znaleźć w specjalnych wydaniach poświęconych technikom bioimpedancyjnym, np. [134].

1.3.1. Pomiar elektrycznych parametrów tkanek biologicznych

Rozwój technik pomiarowych oraz metod kalibracyjnych i korekcyjnych pozwala na coraz dokładniejsze wyznaczanie parametrów elektrycznych tkanek biologicznych. Należy zaznaczyć, że ich wyznaczanie dla materiałów biologicznych jest szczególnie trudne, bowiem o dokładności pomiaru decyduje wiele czynników, np. czas, temperatura [66, 67, 68, 105], czy też, w przypadku badań *in vivo*, aktywność fizjologiczna [234, 236]. O dokładności decyduje także sposób przeprowadzenia badań, *in vitro*, *in situ* czy *in vivo*. Materiały biologiczne najczęściej nie są jednorodne, stąd istotne są także względne, tzn. odniesione do charakterystycznych rozmiarów struktur występujących w tkankach, wymiary sond pomiarowych. Nie bez znaczenia jest także rodzaj techniki pomiarowej: dwu- lub cztero-elektrodowa [77, 78, 125, 130, 181, 211]; metoda pomiarowa: czasowa, jednoczesotliwościowa [3, 60, 111, 134, 190, 215], wieloczesotliwościowa [69, 119, 123, 151, 176], jak i użyta aparatura [89, 129].

Praktycznie pod pojęciem pomiar kryje się procedura składająca się z wielu elementów, których stopień trudności jest zróżnicowany. Stąd też wynikają możliwości udoskonalenia procesu pomiarowego, umiejscowione w różnych jego miejscach. Materiały biologiczne, w przeważającej większości, charakteryzują się bardzo dużą wartością przenikalności elektrycznej i dobrą przewodnością [71, 74, 115]. Ponadto znaczna część materiałów biologicznych jest anizotropowa [116, 120, 184]. Stosowane obecnie procedury pomiarowe coraz częściej, chociaż nie zawsze w zadowalającym stopniu, uwzględniają wymienione czynniki i uwarunkowania [211].

Nieodłączną część procedury pomiarowej stanowi kalibracja systemu pomiarowego i korekcja wyników. Operacje te wykonuje się na podstawie pomiarów tzw. materiałów referencyjnych [9, 35, 167, 214]. Zarówno techniki kalibracyjne, jak i korekcyjne pozwalają, dzięki zastosowaniu zaawansowanych metod modelowania i przetwarzania sygnałów, na znaczną eliminację błędów [9, 25, 28]. Ma to szczególnie znaczenie wtedy, gdy ilość materiału do badań jest istotnie ograniczona (np. guzy nowotworowe), lub gdy wykonywane są pomiary *in vivo*.

1.3.2. Ocena stanu organów i tkanek

W ostatnich latach prowadzone są badania nad możliwością zastosowania technik immitancyjnych do oceny stanu organów [35, 70, 194] lub tkanek [24, 147, 148, 176, 178]. Co innego oznacza ocena stanu organu z punktu widzenia histopatologa, a co innego

z punktu widzenia np. kardiologa czy transplantologa. W prezentowanej pracy przez pojęcia stan i ocena stanu tkanek będzie rozumiana dość wąska grupa problemów związanych z procesami zachodzącymi w różnych tkankach, w wyniku ich niedotlenienia oraz wywołanych niektórymi procesami nowotworowymi. Aplikacja ta bazuje na przekonaniu, że zmiany w strukturze tkanki (skład chemiczny, stan błon komórkowych, unaczynienie itp.) powinny się manifestować także w ich właściwościach elektrycznych, np. w zespolonej przewodności elektrycznej. Zatem metody oceny stanu tkanek sprowadzają się do pomiaru wybranego parametru oraz określenia jego czułości i specyficzności. O wartości przewodności, w rozważanym zakresie częstotliwości (poniżej 10 MHz), decyduje sposób, w jaki pole elektryczne oddziałuje z komórkami i ich elementami, np. z błoną komórkową. Można się więc spodziewać, że zmiany właściwości błon komórkowych, wywołane np. niedotlenieniem, zmieniają charakter zespolonej przewodności [35, 70, 195]. Szczególnie zagrożony procesami niedotlenienia jest mięsień serca [70, 219]. Eksperymentalne badania dowodzą, że amplituda β dyspersji maleje znacząco, co związane jest z procesami dezintegracji błon komórkowych. W rezultacie zniszczony mięsień serca (blizna zawałowa) wykazuje charakter rezystancyjny [35].

Podobnie długookresowe mechanizmy patologiczne wywołujące zmiany w strukturze tkanek, np. zmieniające ich unaczynienie, gęstość komórek, będą się objawiać w postaci zmiany charakteru przewodności zespolonej. Mechanizmy te leżą u podstaw zastosowania, np. zespolonej przewodności do oceny stanu tkanek w wybranych chorobach. Szczególne intensywne prace prowadzone są nad możliwością zastosowania technik immitancyjnych do wykrywania nowotworu piersi [24, 39, 56, 215]. Prace w tym zakresie zostały uwieńczone pewnym sukcesem, jako że aparat działający na zasadzie pomiaru przewodności został dopuszczony, jako metoda wspomagająca, do klinicznego stosowania w USA [173].

Inny przykład, to ocena zmian zachodzących w tkance kostnej w zależności od zawaśniania procesu osteoporozy [167]. Dotychczasowe badania *in vitro* wskazują jednak, że zbyt wiele czynników decyduje o wartości przewodności, z których najważniejsze to miejsce pobrania materiału (istota zbita, gąbczasta) [38, 190], sposobu przygotowania próbki [115, 116, 175, 189], czasu, jaki minął od momentu jej pobrania, oraz zastosowanej techniki pomiarowej [37, 48]. Pełne zastosowanie techniki bioimpedancyjnej do oceny zmian wywołanych osteoporozą wymaga rozwiązania szeregu problemów, z których najważniejsze to powtarzalność i specyficzność pomiarów. Ponadto w badaniach *in vivo* należy wyeliminować efekt *ekranowania* tkanek kostnych przez otaczające kość tkanki i płyny, które charakteryzują się znacznie lepszą przewodnością niż sama kość. Stąd wydaje się, że adekwatne do takich badań mogą być wieloczęstotliwościowe techniki tomograficzne charakteryzujące się odpowiednią czułością.

Wyżej wymienione metody oceny stanu tkanek i organów bazują na pomiarze impedancji lub admitancji. Wielkości te zależą nie tylko od wartości parametru materiałowego opisującego badany materiał, ale także od innych czynników, które w istotny sposób mogą dewaluować wartość diagnostyczną pomiaru. W konsekwencji każda aplikacja wymaga stosownych analiz dotyczących właściwości techniki pomiarowej.

1.3.3. Ocena hemodynamiki

Metody oceny hemodynamiki bazują na pomiarze efektów wywołanych zmiennym przepływem krwi. Krew, której przepływ w organizmie wymusza serce, dociera za pomocą całej sieci naczyń do każdej komórki. W wielu przypadkach klinicznych istnieje potrzeba oceny wielkości przepływu krwi w różnych częściach układu krążenia, np. w dużych tętnicach lub

w bardzo małych naczyniach. Szczególnie istotna jest ta ocena podczas opieki nad chorym przebywającym na oddziale intensywnej opieki medycznej, np. kardiologicznej czy pooperacyjnej.

Zmienny przepływ krwi, występujący naturalnie, jak i wywołany sztucznie, np. poprzez zastosowanie okluzji żyłnej, modyfikuje wartość mierzonej immitancji wybranego segmentu ciała [202]. Wywołuje on m.in. zmiany objętości organów lub segmentu ciała (np. odcinka kończyny). W badaniach hemodynamiki bazuje się na związku pomiędzy mierzoną immitancją a zmianami objętości badanego organu lub segmentu ciała. Przesłanka ta stanowi podstawę interpretacji, zaproponowaną przez Nyboera, wyników uzyskiwanych za pomocą IPG [149]. Jednoczęstotliwościowy pomiar immitancji wykorzystywany jest także do badania krążenia centralnego za pomocą IKG [117, 150, 152, 153]. IKG znajduje dość szerokie zastosowanie do monitorowania zjawisk wywołanych przepływem krwi w obrębie klatki piersiowej oraz oddechem [131, 134, 220, 221]. Zasadniczą wadą obydwu proponowanych technik są zbyt duże uproszczenia poczynione przy konstruowaniu modeli, na podstawie których proponuje się zależności wiążące mierzoną immitancję z przepływem krwi. Jest to w sprzeczności choćby z elektrycznymi właściwościami samej krwi, które zależą od wielu czynników [8, 73, 226, 227]. Przewodność krwi zależy, m.in. od *ułożenia* erytrocytów (tzw. efekt orientacyjny) [8, 10, 53, 107]. Z kolei ułożenie erytrocytów jest inne dla krwi *stojącej*, a inne dla krwi *płynącej* [138, 157, 191]. Krew stojąca jest izotropowa, czyli jej przewodność opisana jest skalarem. Natomiast w momencie, gdy zaczyna ona płynąć uwidaczniają się jej właściwości anizotropowe [53, 191]. Wartości elementów tensora przewodności w znacznym zakresie zależą od tzw. wydatku hydraulicznego. Oprócz wspomnianego efektu orientacyjnego na wartość poszczególnych składowych tensora przewodności mogą wpływać takie zjawiska, jak deformacja ich kształtu oraz akumulacja osiowa erytrocytów [191]. Zjawiska te zależą od kształtu naczyń, w którym krew płynie i prędkości przepływu, a dokładniej od rozkładu i wielkości sił ścinających. Badania *in vivo*, polegające na zamianie krwi zawierającej erytrocyty na płyn zawierający hemoglobinę, wskazują jednak, że składowa sygnału pochodząca od zmiennego przepływu krwi (tym samym zmiennej przewodności krwi) ma znacznie mniejszą wartość niż wynikałoby to z teoretycznych oszacowań [226, 227]. Wyjaśnienie tej rozbieżności wymaga bardziej złożonych modeli niż tych, które są dotychczas stosowane.

Oprócz wymienionych aplikacji można znaleźć inne, które związane są pośrednio z układem krążenia, np. nieinwazyjna ocena jakości dializy lub nieinwazyjna metoda pomiaru hematokrytu [122, 265]. Do tej samej kategorii należy zaliczyć pomiary wewnętrzsercowe lub przezprzelykowe, a służące do oceny dynamiki pracy komór [93, 127, 134, 220].

Zarówno IPG jak i IKG wymaga specjalistycznej aparatury, jako że obydwie techniki bazują na pomiarach relatywnie małych zmian modułu lub składowych immitancji. Ponadto aparatura używana w tych badaniach powinna mieć zabezpieczenia przed możliwością porażenia prądem osoby badanej [89, 137, 183, 134, 151].

1.3.3.1. Krążenie obwodowe

Ocena przepływu w naczyniach włosowatych, w przeciwieństwie do oceny przepływu w naczyniach dużych, stwarza wiele trudności i wymaga stosowania specjalnych technik, np. znakowania krwi. Jak dotąd IPG, spośród wszystkich technik bioimmitancyjnych, jest najpowszechniej stosowaną metodą w warunkach klinicznych [7, 131, 156, 159, 160, 167, 237]. Istnieje kilka jej odmian, z których najszersze zastosowanie znajduje IPG wspomagana okluzją żylną. Pozwala ona określić przepływ tkankowy oraz tzw. odpływ żylny [156].

Interpretacja zmian immitancji wywołanej okluzją żylną oparta jest na nieliniowym modelu układu naczyniowego [7]. Dokładność IPG jest oceniana najczęściej poprzez porównanie z wynikami otrzymanymi za pomocą innych pletyzmografii, np. wodnej czy powietrznej [264]. Za jeden z podstawowych mechanizmów wywołujących zmianę mierzonej immitancji kończyny należy uznać zmianę jej objętości w wyniku zmiennego (np. pulsacyjnego) napływu krwi. Jednakże, w przeciwieństwie do pletyzmografii powietrznej lub wodnej, nie jest to jedyny mechanizm determinujący wartość mierzonego sygnału [159,160]. W IPG stosuje się uproszczony model, który sprowadza się do zależności zaproponowanej przez Nyboera lub niewiele różniących się od niej odmian [131, 149, 264]. Prowadzi to do wyników obarczonych błędami oraz, co istotniejsze, nie pozwala wyjaśnić przyczyn tych błędów. Próby usunięcia tej niejednoznaczności interpretacyjnej, bazujące na zaawansowanych technikach cyfrowego przetwarzania sygnałów, prowadzą jedynie do poprawy jakości rejestrowanych sygnałów [183]. W rzeczywistości za zmiany immitancji dowolnego segmentu kończyny odpowiedzialna jest nie tylko zmienna objętość krwi w badanym segmencie, ale szereg innych zjawisk wywołanych zmiennym przepływem krwi, np. zmienna przewodność krwi. Uwzględnienie wszystkich możliwych czynników decydujących o wartości mierzonej immitancji jest możliwe w bardziej zaawansowanych modelach, np. bazujących na teorii pola [159, 160]. Modele te uwzględniają takie zjawiska, jak zmienna objętości badanego segmentu, zmienna relacja pomiędzy objętością krwi w segmencie do jego całkowitej objętości oraz zmienna przewodność krwi.

1.3.3.2. Krążenie centralne

Podstawą IKG jest założenie, że zmiany mierzonej impedancji związane są z ilością i sposobem wypływu krwi z lewej komory serca [117, 153]. Ilość krwi wypływająca z lewej komory podczas jej skurczu określana jest jako *rzut skurczowy*. Należy stwierdzić, że praktycznie nie ma techniki do pomiaru rzutu skurczowego, która mogłaby być stosowana przy łóżku chorego przez dowolnie długi czas. Z kolei uważa się, że znajomość wartości rzutu, przy zadowalającej dokładności, stanowiłaby istotne narzędzie kliniczne. Stąd aplikacja ta budzi duże zainteresowanie, zarówno fizjologów, jak i klinicystów.

Istotny impuls do intensywnych badań nad IKG stanowiły, prowadzone na zamówienie NASA, prace Kubiceka i Pattersona [117, 153]. Zaproponowali oni metodę pomiaru rzutu serca, bazując na prostym modelu wiążącym mierzone zmiany impedancji z przepływem krwi w aorcie. Prace te wywołały szereg publikacji, w których potwierdzano lub negowano przydatność zaproponowanej metody. Oprócz nich, można także znaleźć publikacje proponujące różne sposoby *poprawienia* zależności Kubiceka [23, 59, 127, 131, 170, 171, 229]. Do tej samej kategorii należy zaliczyć prace proponujące zmianę konfiguracji elektrod na *optymalne*, aczkolwiek pozostające przy założeniu o jednym źródle sygnału [235]. Wszystkie te propozycje w rzeczywistości bazują na modelu dwóch równolegle połączonych oporników, z których jeden ma zmienną wartość wynikającą ze zmiennej objętości krwi w klatce piersiowej, a drugi ma wartość stałą i reprezentuje pozostały obszar, w którym gęstość prądu jest niezerowa. Model taki, w świetle innych prac, wydaje się zbyt dużym uproszczeniem [108, 109, 152, 230]. Wraz z rozwojem technik obliczeniowych, szczególnie metod elementów skończonych (**MES**) i różnic skończonych (**MRS**), zaproponowano bardziej zaawansowane modele [108, 109, 152, 192, 230]. Opublikowane wyniki badań symulacyjnych wykazują, że przepływ krwi w aorcie stanowi jedynie jedną ze składowych sygnału. Za pomocą tych modeli możliwe jest określenie relacji pomiędzy różnymi składowymi sygnału. Jednakże w dalszym ciągu nie pozwalają one wyjaśnić przyczyn niedokładności metody oraz określić, dla czego dokładność metody jest osobniczo różna. Wydaje się, że wynika to m.in. z tego, iż

niektóre mechanizmy wywołujące zmianę mierzonej immitancji uwzględnione są niepoprawnie w proponowanych modelach. Na przykład sposób, w jaki uwzględniana jest zmienna wartość przewodności krwi, wywołana jej zmiennym przepływem, prowadzi do relatywnego zawyżenia udziału tej składowej w całkowitym sygnale impedancyjnym [228].

1.3.4. Obrazowanie elektroimpedancyjne

Proces obrazowania elektroimpedancyjnego, określane także jako rekonstrukcja obrazu, składa się z dwóch zasadniczych zagadnień, *prostego* i *odwrotnego*. Zagadnienie proste polega na znalezieniu rozkładu potencjału w obiekcie, opisanego przez równanie Laplace'a dla zadanego pobudzenia, przy założeniu, że jest znana geometria i struktura (rozkład przewodności) obiektu [6, 11, 12, 21]. Zagadnienie proste stanowi istotną część zagadnienia odwrotnego, które polega na określeniu struktury obiektu przy założeniu, że znane są jego kształt oraz odpowiedź na pobudzenie przyłożone do jego brzegu. Oczywiście, odpowiedź znana jest także tylko na brzegu obiektu i jest związana z pobudzeniem za pomocą operatora odwzorowania. Po raz pierwszy zagadnienie odwrotne, w postaci takiej, jak jest ono definiowane dzisiaj, było rozważane przez Calderona [34]. W 1980 roku opublikował on artykuł zatytułowany „*On an inverse boundary value problem*” [34]. W artykule tym rozważana jest możliwość wyznaczenia przewodności obiektu na podstawie pomiarów prądów i napięć na jego brzegu. Z teoretycznego, matematycznego punktu widzenia strategia pomiarowa bazująca na pobudzeniu prądowym modelowana jest jako *odwzorowanie typu Neumann-Dirichlet (NtD)* [41, 42, 43, 76, 99, 100]. Odwzorowanie NtD jest znane, gdy wszystkie możliwe pobudzenia prądowe i pomiary napięcia na brzegu są możliwe do wykonania i znane [76]. Dla strategii alternatywnej, polegającej na przyłożeniu pobudzenia napięciowego i pomiarze wynikowego rozptyłu prądu [110, 113] odwzorowanie określane jest jako *Dirichlet-Neuman (DtN)* [27]. Zarówno operator odwzorowania NtD, jak i DtN jest samosprzężony i dodatnio półokreślony [27].

Sylvester i Uhlmann udowodnili, że odwzorowanie DtN jest globalnie jednoznaczne dla przypadku trójwymiarowego [216]. Globalna jednoznaczność odwzorowania DtN, dla zagadnienia dwuwymiarowego, została wykazana przez Nachmana oraz Browna i Uhlmanna [32, 136]. Natomiast jednoznaczność odwzorowania NtD została wykazana przez Somersalao [210]. Z kolei Alessandrini udowodnił, że zagadnienie odwrotne jest warunkowo stabilne [4]. Problem uważa się za warunkowo stabilny wtedy, gdy odwzorowanie jest ciągle [5, 51]. Bezpośrednia aplikacja powyżej wspomnianych wyników teoretycznych w praktyce nie jest łatwa, o ile w ogóle możliwa [43]. Trudność polega m.in. na tym, że np. odwzorowanie DtN można uznać za określone, gdy znana jest pochodna normalna potencjału na brzegu obszaru dla pobudzenia napięciowego. Znajomość ta wymagana jest dla nieskończonej liczby funkcji pobudzających [43]. Jest to równoznaczne nieskończonej liczbie pomiarów. W przypadkach rzeczywistych można jedynie mówić o pewnym przybliżeniu. Po pierwsze, nie jest możliwe wygenerowanie nieskończonej liczby różnych pobudzeń. Liczba możliwych pobudzeń ograniczona jest liczbą elektrod. Z kolei wzrost liczby elektrod wymusza ich mniejszy rozmiar i coraz mniejsze odległości pomiędzy nimi, a tym samym coraz większą wartość SNR systemu pomiarowego [201]. Po drugie, dla rzeczywistych pomiarów należy dodatkowo przyjąć, że oprócz skończonej liczby elektrod na stabilność i jednoznaczność zagadnienia będzie wpływała dokładność pomiarów [51, 100]. Przykładanie pobudzenia i pomiar odpowiedzi za pomocą elektrod prowadzi do dyskretnej postaci operatora odwzorowania. Istnienie i jednoznaczność zagadnienia odwrotnego dla różnych modeli elektrod została wykazana przez Somersalao i współautorów [210]. Dokładność pomiarów, oprócz liczby elektrod, jest istotnym czynnikiem decydującym o rozróżnialności. Uważa się, że dwa obiekty o przewodności σ_1 i σ_2 są rozróżnialne, w sensie średniokwadrato-

wym, za pomocą pomiarów o precyzji ε , jeżeli istnieje takie pobudzenie, dla którego mierzony sygnał jest większy od poziomu szumów układu pomiarowego. Rozróżnialność określona jest przez operator odwzorowania, a konkretnie przez jego wartości własne [99]. Z pojęciem rozróżnialności związane jest zagadnienie *najlepszego*, optymalnego pobudzenia. Pobudzenie optymalne jest wektorem własnym operatora odwzorowania [79, 80, 99]. W przypadku obiektu kołowego z centralnym *wtrąceniem*, także kołowym, pobudzenie optymalne ma postać funkcji sinusoidalnej. Jeżeli jednak do zagadnienia rekonstrukcyjnego wprowadzony zostanie warunek ograniczający moc dostarczaną do obiektu, a ponadto wtrącenie będzie niecentralne, to pobudzenie optymalne przyjmie postać pobudzenia przeciwległego [114]. Zarówno dla odwzorowania NtD i DtN nie bez znaczenia pozostaje sposób przyłożenia pobudzenia tzn. zastosowany model elektrody. Należy zauważyć, że powszechnie stosowanie odwzorowania NtD, jako modelu strategii prądowej, bazuje na uproszczonym modelu elektrody (tzw. gap model), w którym przyjmuje się jednorodny rozkład gęstości prądu pod elektrodą.

Implementacja wspomnianych wyżej wyników prac teoretycznych w postaci algorytmu rekonstrukcyjnego wymaga rozwiązania szeregu problemów, z których najważniejsze wydają się dokładność, rozdzielczość i szybkość obrazowania. Często wymagania te są sprzeczne, lub przynajmniej związane ze sobą, np. szybkość rekonstrukcji jest silnie uwarunkowana żadaną rozdzielczością. Rekonstrukcja TEI może prowadzić do pożądaných wyników, gdy spełnione są odpowiednie warunki, np. dyskretyzacja badanego obiektu jest tak wykonana, żeby spełniać jednocześnie wymagania zagadnienia prostego (dokładność), odwrotnego (rodzaj zagadnienia, np. nadokreślone) czy też wizualizacji wyniku. Stawia to także wysokie wymagania rozwiązaniom konstrukcyjnym sprzętu używanego do zbierania danych, a następnie metodom ich przetwarzania.

1.4. Technika elektroimpedancyjna w Polsce i na świecie

Rozwijaniem i promocją technik bioimpedancyjnych zajmuje się International Committee for the Promotion of Research in Bio-Impedance (ICPRBI), w skład którego wchodzi przedstawiciele z 22 krajów świata. Komitet ten jest organizatorem konferencji naukowej, która odbywa się co trzy lata (ostatnia w Oslo w 2001 r., a następna w Gdańsku w 2004 r.). W ostatnich trzech spotkaniach brało udział, średnio, po 300 badaczy z około 40 krajów. Ośrodek gdański, w tym Politechnika Gdańska, swoją obecność zaznaczył w ostatnich trzech konferencjach (Heidelberg, Barcelona oraz Oslo) prezentując ponad trzydzieści prac. Oprócz uczestnictwa w ICEBI zespoły badawcze z różnych krajów łączą swoje wysiłki, np. uczestnicząc we wspólnych programach badawczych. Ocenia się, że na całym świecie ponad czterdzieści ośrodków naukowych istotnie uczestniczy w rozwijaniu technik impedancyjnych, przy czym liczba ta nie uwzględnia ośrodków pracujących na rzecz badań geofizycznych i przemysłowych (ang. process tomography). W latach 1985-1995 w Unii Europejskiej prowadzony był program badawczy tzw. Concerted Action, zatytułowany Electrical Impedance Tomography. Obecnie programy takie, w mniejszym zakresie, prowadzone są w Wielkiej Brytanii i Hiszpanii.

W Polsce intensywne prace z zakresu technik bioimpedancyjnych prowadzone są od lat siedemdziesiątych [22, 150, 218]. W tym czasie obroniono wiele doktoratów, zarówno na uczelniach technicznych (Politechniki: Gdańska, Warszawska, Wrocławska), jak i medycznych (Akademie Medyczne: w Gdańsku, Katowicach, Lublinie, Warszawie). W samym tylko ośrodku gdańskim w ostatnich piętnastu latach obroniono osiem rozpraw doktorskich i jedną habilitację.

1.5. Podsumowanie

Trudności występujące podczas pomiarów, szczególnie *in vivo*, parametrów elektrycznych materiałów biologicznych, zawsze będą wymagały usprawniania i rozwijania istniejących technik. Dla przykładu, relacja składowej urojonej do rzeczywistej mierzonego napięcia, w zakresie niskich częstotliwości (np. 1 kHz), wynosi około 10^{-6} . Zatem, dokładne oznaczenie składowej urojonej wymaga zarówno specjalnej aparatury, jak i procedur pomiarowych oraz korekcyjnych. Dodatkowe utrudnienia pomiarowe bardzo często wynikają z ograniczonej objętości badanego materiału.

Zastosowanie pomiaru immitancji do nadzorowania zmian wywołanych procesami niedotlenienia ma istotne znaczenie w takich dziedzinach, jak kardiochirurgia czy transplantologia. Jednak zaproponowane metody muszą charakteryzować się jednoznacznością pomiarów, tzn. spadek przewodności, w jakimkolwiek miejscu nadzorowanego organu, powinien odzwierciedlać się w mierzonej immitancji zawsze w taki sam sposób, np. poprzez jej wzrost. Dotychczasowy wysiłek badawczy był raczej skupiony na dowodzeniu klinicznej przydatności proponowanych technik niż na badaniu ich właściwości.

Nadzorowanie hemodynamiki za pomocą technik immitancyjnych wymaga odejścia od prostych modeli bazujących na propozycji Nyboera i określenia wszystkich źródeł mierzonego sygnału (zmiennej w czasie wartości immitancji) oraz opracowania sposobu ich identyfikacji. Dalsze badania w tym zakresie, polegające na porównywaniu dokładności metod immitancyjnych z innymi, nie wnoszą już nic nowego i nie prowadzą do zwiększenia ich dokładności. Wydaje się, że w przypadku IPG jest to znacznie prostsze, niż w przypadku IKG. Ta druga metoda wymaga rozwiązania znacznie trudniejszych i większej liczby problemów. Związane jest to ze złożoną budową klatki piersiowej. Ponadto wydaje się, że konieczne jest uwzględnienie w procesie identyfikacji anizotropowych właściwości krwi oraz zależności elementów tensora przewodności od prędkości jej przepływu.

Obrazowanie za pomocą pomiarów immitancji jest zagadnieniem szczególnie trudnym. Zagadnienie numeryczne, które należy rozwiązać w celu otrzymania obrazu, jest nieliniowe, źle uwarunkowane i podatne na szumy [16, 65]. Stosowane obecnie techniki rekonstrukcji wykorzystują techniki optymalizacyjne. Jedną z wad implementacji większości algorytmów jest fakt, że bazują one na tzw. prostym modelu elektrody, co jest nieadekwatne do rzeczywistych warunków występujących podczas pomiarów. Zarówno w zagadnieniu prostym, jak i odwrotnym używana jest ta sama (rzadka) siatka. Nie pozwala to uwzględnić w dostatecznym stopniu rozmiarów i impedancji elektrod. Pierwsze próby takiego podejścia zostały już zaproponowane, np. [222]. Niemniej jednak, propozycje te nie uwzględniają silnie nieliniowego charakteru rozkładu potencjału w okolicach elektrod. Problem ten można rozwiązać albo poprzez zwiększenie liczby elementów, w przypadku liniowej aproksymacji rozkładu potencjału w elemencie MES, albo zachowując liczbę elementów poprzez zastosowanie nieliniowej aproksymacji rozkładu potencjału w obszarze elementu. Zwiększenie liczby elementów, przy takiej samej liczbie elektrod, prowadzi do nieoznaczonego układu równań. Zachowanie liczby elementów modelu przy jednoczesnym zwiększeniu dokładności obliczania rozkładu potencjału prowadzi do mniejszej liczby elementów w środku obiektu. Z kolei rozwiązanie drugie, polegające na nieliniowej aproksymacji potencjału w obszarze elementu, jest znacznie bardziej skomplikowane i kosztowne. Rozwiązanie tego problemu może polegać m.in. na zastosowaniu dwóch siatek, jednej, *gęstej*, dla zagadnienia prostego, i drugiej, *rzadkiej*, dla zagadnienia odwrotnego.

Rozdział 2

ZAGADNIENIA PODSTAWOWE

W rozdziale zebrano równania opisujące rozkład potencjału w tzw. biologicznym przewodniku objętościowym. Przedstawiono także zależności pozwalające określić impedancję i jej zmiany dla obiektów trójwymiarowych oraz dla analizowanych w następnych rozdziałach konfiguracji elektrod. Zwrócono uwagę na powiązanie między złożonością budowy modelowej komórki biologicznej a jej biernymi właściwościami elektrycznymi (rodzajem występującej dyspersji). Przedstawiono mechanizmy polaryzacyjne determinujące właściwości elektromagnetyczne materiałów biologicznych oraz metody ich opisu. Przedstawione zostały także modele wybranych tkanek biologicznych w zakresie tzw. β dyspersji.

2.1. Równania opisujące rozkład potencjału

Pola elektryczne i magnetyczne, w biologicznym przewodniku objętościowym dla pobudzenia sinusoidalnego (w czasie), opisane są równaniami Maxwella [6, 11, 12, 16, 21, 52, 102, 124]:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu \mathbf{H}, \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = (\sigma_s + j\omega\varepsilon^*)\mathbf{E} + \mathbf{J}^m, \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 0, \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{H} = 0, \quad (2.4)$$

gdzie: \mathbf{E} – wektor pola elektrycznego,
 \mathbf{H} – wektor pola magnetycznego,
 \mathbf{J}^m – wektor gęstości prądu komórkowego (wymuszonego aktywnymi mechanizmami komórkowymi),
 μ – przenikalność magnetyczna,
 σ_s – przewodność elektryczna stałoprądowa,
 $\varepsilon^* = \varepsilon' - j\varepsilon''$ – zespolona przenikalność elektryczna,
 ω – pulsacja.

Biorąc pod uwagę zakres częstotliwości prądów pomiarowych, $10^2 < f < 10^7$ Hz, można pominąć wpływ prądu komórkowego \mathbf{J}^m . Ponadto przyjmuje się, że spełnione są warunki quasi-statyczne dla równania Faradaya, tzn. spełniony jest następujący warunek [134, 225]:

$$\omega\mu(\sigma_s + \omega\varepsilon'')l \left(1 + \frac{\omega\varepsilon'}{\sigma_s + \omega\varepsilon''} \right) \ll 1, \quad (2.5)$$

gdzie: l – długość, wzdłuż której wartość pola \mathbf{E} nie zmienia się więcej niż 10%.

W przypadku klatki piersiowej można przyjąć, że $l \approx 0,5$ m, średnia przewodność $\sigma + \omega\varepsilon'' \approx 0,2$ S/m, przenikalność elektryczna $\varepsilon' \approx 9 \cdot 10^{-7}$ F/m, przenikalność magnetyczna $\mu \approx \mu_0 = 1,257 \cdot 10^{-6}$ H/m. Jeśli założyć ponadto częstotliwość $f = 20$ kHz, wartość lewej

strony nierówności (2.5) będzie mniejsza od 0,01, co oznacza, że warunek jest dobrze spełniony. W rezultacie zależność opisująca rozkład potencjału może być zapisana w postaci:

$$\nabla \cdot ((\sigma_s + \omega \varepsilon'' + j\omega \varepsilon') \nabla \phi) = 0, \quad (2.6)$$

lub skrótowo:

$$\nabla \cdot (\sigma^* \nabla \phi) = 0, \quad (2.7)$$

gdzie: ϕ – potencjał elektryczny,
 σ^* – przewodność zespolona.

Następne często stosowane uproszczenie, to pominięcie składowej pojemnościowej $j\omega \varepsilon' \nabla \phi$ w równaniu (2.6). Uproszczenie to jest akceptowalne, gdy spełniony jest następujący warunek:

$$\frac{\omega \varepsilon'}{\sigma_s + \omega \varepsilon''} \ll 1. \quad (2.8)$$

Po uwzględnieniu przytoczonych wcześniej wartości parametrów, wartość ilorazu (2.8) wyniesie 0,06. Niemniej jednak należy pamiętać, że wraz ze wzrostem częstotliwości prądu pomiarowego warunki (2.5) i (2.8) mogą być niespełnione. Gdy ośrodek charakteryzowany jest tylko przewodnością elektryczną, równanie opisujące rozkład potencjału przyjmuje postać:

$$\nabla \cdot (\sigma(\mathbf{x}) \nabla \phi(\sigma(\mathbf{x}))) = 0, \quad (2.9)$$

gdzie: $\mathbf{x}(x, y, z) \in \Omega$, Ω – obszar obiektu.

2.2. Impedancja obiektów 3D

Do wyznaczenia impedancji obiektów 3D, zgodnie z definicją, potrzebna jest wartość napięcia przyłożonego do badanego obiektu, oraz wartość prądu wywołanego przez to napięcie (lub na odwrót). W technice dwuelektrodowej, wykorzystującej elektrody metalowe, impedancję można obliczyć na podstawie znajomości rozkładu gęstości prądu pod jedną z wybranych elektrod [163]:

$$Z = \frac{\phi_{1-2}}{\int_{S_1} \sigma^* \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S}} = \frac{\phi_{1-2}}{\int_{S_2} \sigma^* \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S}}, \quad (2.10)$$

gdzie: S_1 i S_2 – powierzchnie zastosowanych elektrod,
 ϕ_{1-2} – napięcie przyłożone pomiędzy elektrodami,
 σ^* – przewodność zespolona obiektu.

W praktyce nie jest znana wartość tzw. impedancji elektrodowej, występującej na styku elektrody i badanego materiału, stąd równanie (2.10) jest pewnym uproszczeniem. Konieczność minimalizacji wpływu impedancji elektrodowych na wyniki pomiaru doprowadziła do powszechnego stosowania techniki czteroelektrodowej (tzw. technika tetrapolarna). W technice tej jedna para elektrod (tzw. elektrody prądowe) służy do doprowadzenia prądu do obiektu, a druga do pomiaru wynikowego napięcia (tzw. elektrody napięciowe) pomiędzy dwoma wybranymi punktami obiektu. W technice tej mierzona jest tzw. impedancja wzajemna, której wartość zależy, między innymi, od wzajemnego usytuowania obu wrót pomiarowych. Równanie opisujące impedancję wzajemną ma postać:

$$Z = \frac{\phi_{CD}}{I_\phi} = \frac{\psi_{AB}}{I_\psi}, \quad (2.11)$$

gdzie: ϕ_{CD} – różnica potencjałów pomiędzy elektrodami C i D powstała w wyniku przepływu prądu I_ϕ pomiędzy elektrodami A i B ,

ψ_{CD} – różnica potencjałów pomiędzy elektrodami A i B powstała w wyniku przepływu prądu I_ψ pomiędzy elektrodami C i D .

Prądy płynące przez elektrody i potencjały elektrod napięciowych oblicza się, rozwiązując zagadnienie brzegowe ((2.7) z odpowiednimi warunkami brzegowymi). Jeżeli elektrody A , B , C i D nie są punktowe, to do określenia prądu płynącego przez elektrodę aplikującą prąd (prądową) należy zastosować operację całkowania po powierzchni elektrody zgodnie z zależnością (2.10).

Obiekty biologiczne podczas pomiaru mogą zmieniać swój kształt i/lub objętość, co może prowadzić do przemieszczania się elektrod względem siebie i obiektu. Zmianie może ulegać wewnętrzna struktura obiektu, nawet gdy jego zewnętrzny kształt nie zmienia się, np. w wyniku przemieszczania się organów wewnętrznych. Przykładem mogą być procesy zachodzące w klatce piersiowej podczas wstrzymanego oddechu (tzw. bezdech). Wszystkie te czynniki mogą wywołać zmianę mierzonej impedancji.

Zależność opisująca wartość zmiany impedancji dla takiego przypadku została zaproponowana przez Geselowitza [72]:

$$\Delta Z = \int_V -\Delta\sigma_s(x, y, z) \frac{\nabla\phi(\sigma_s(x, y, z) + \Delta\sigma_s(x, y, z))}{I_\phi} \cdot \frac{\nabla\psi(\sigma_s(x, y, z))}{I_\psi} dv, \quad (2.12)$$

gdzie: $\Delta\sigma_s(x, y, z)$ – lokalna zmiana przewodności, V – objętość obiektu, ψ – potencjał wywołany przepływem prądu I_ψ pomiędzy elektrodami prądowymi, ϕ – hipotetyczny rozkład potencjału, jaki by powstał, gdyby prąd I_ϕ popłynął pomiędzy elektrodami napięciowymi, ale już po zmianie właściwości elektrycznych.

Iloraz gradientu potencjału i prądu pomiarowego definiowany jest jako pole odprowadzenia (analogia zaczerpnięta z elektrokardiografii):

$$L_\psi = \nabla\psi / I_\psi \quad (2.13)$$

i

$$L_\phi^t = \nabla\phi / I_\phi, \quad (2.14)$$

gdzie indeks t oznacza, że potencjał ϕ jest określany, gdy w obiekcie zaszła już zmiana przewodności.

Z kolei iloczyn skalarny pól odprowadzeń:

$$S = L_\psi \cdot L_\phi^t \quad (2.15)$$

zdefiniowany jest jako funkcja czułości.

Podejście zaproponowane przez Geselowitza zostało rozwinięte przez Mortarelliego dla pobudzeń sinusoidalnych i obiektów charakteryzujących się zespoloną przewodnością oraz zmienną geometrią [133]:

$$\Delta Z = \left(\frac{\psi_{A'B'}}{\psi_{AB}} - 1 \right) Z - \int_{V \cup V'} \Delta\sigma^* \frac{\nabla\phi(\sigma^* + \Delta\sigma^*)}{I_\phi} \cdot \frac{\nabla\psi(\sigma^*)}{I_\psi} dv, \quad (2.16)$$

gdzie: σ^* – zespolona przewodność obiektu,
 V – objętość obiektu przed jej zmianą,
 V' – objętość obiektu po jej zmianie,
 ψ – potencjał wywołany przepływem prądu I_ψ pomiędzy elektrodami prądowymi,
 ψ_{AB} – różnica potencjałów pomiędzy elektrodami napięciowymi,
 $\psi_{A'B'}$ – różnica potencjałów pomiędzy tymi samymi elektrodami, ale dla ich pozycji po przemieszczeniu,
 ϕ – hipotetyczny rozkład potencjału, jaki by powstał, gdyby prąd I_ϕ popłynął pomiędzy elektrodami napięciowymi, ale już po zmianie przewodności $\Delta\sigma^*$, jaka zaszła w badanym obiekcie.

W ogólności zmiana zespolonej przewodności opisana jest zależnością:

$$\Delta\sigma^* = \Delta\sigma_s + j\omega\Delta\varepsilon^*, \quad (2.17)$$

gdzie: $\Delta\varepsilon^*$ – zmiana przenikalności,
 ω – częstotliwość kątowna prądu pomiarowego.

Jeżeli pominiemy przemieszczanie się elektrod (tzn. $\psi_{A'B'} = \psi_{AB}$), to otrzymamy zależność analogiczną do tej zaproponowanej przez Geselowitza, z tym, że dla obiektów opisanych przez przewodność zespoloną.

Praktyczne wykorzystanie zależności (2.12) i (2.16) wymaga znajomości, oprócz geometrii modelowanych obiektów, zespolonej przewodności lub – jako że pomiędzy tymi parametrami istnieje jednoznaczny związek – zespolonej przenikalności [123].

2.3. Elektryczne właściwości tkanek biologicznych

Znajomość elektromagnetycznych właściwości tkanek biologicznych praktycznie sprowadza się do znajomości ich właściwości elektrycznych. Wynika to z faktu, że przenikalność magnetyczna materiałów biologicznych jest taka sama jak próżni, tzn. $\mu = \mu_0$. W niniejszej monografii istotna jest znajomość biernych, uśrednionych (makroskopowych) właściwości elektrycznych, jak już wspomniano, dla częstotliwości nieprzekraczających dziesięciu megaherców.

W materiałach biologicznych występują zarówno ładunki związane, jak i swobodne (najczęściej jony). Stąd bierne, elektryczne właściwości materiałów biologicznych opisuje się tak jak właściwości dielektryka stratnego, z uwzględnieniem przewodnictwa stałoprądowego σ_s [134]:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j\varepsilon''(\omega) - j\frac{\sigma_s}{\omega\varepsilon_0}. \quad (2.18)$$

gdzie: $\varepsilon'(\omega)$, $\varepsilon''(\omega)$ – odpowiednio składowa rzeczywista i urojona przenikalności elektrycznej.

Zamiennie z zespoloną przenikalnością wykorzystuje się pojęcie zespolonej przewodności definiowanej następująco [64, 134, 198]:

$$\sigma^* = \sigma_s + \sigma'(\omega) + j\sigma''(\omega), \quad (2.19)$$

gdzie składowa rzeczywista σ' wraz σ_s określa straty, a składowa urojona, σ'' , określa magazynowanie energii. Często składową urojoną przewodności zespolonej σ^* przedstawia się w zależności od stałej dielektrycznej:

$$\sigma^*(\omega) = \sigma_s + \sigma'(\omega) + j\omega\varepsilon_0\varepsilon'(\omega). \quad (2.20)$$

Analogicznie, składową urojoną zespolonej przenikalności ε^* uzależnia się od przewodności:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j \frac{\sigma'(\omega) + \sigma_s}{\omega\varepsilon_0}. \quad (2.21)$$

Oprócz zespolonej przenikalności ε^* lub zespolonej przewodności elektrycznej σ^* używa się także pojęcia impedancja właściwa, z^* , która zdefiniowana jest jako odwrotność zespolonej przewodności [64]:

$$z^* = \frac{1}{\sigma^*}. \quad (2.22)$$

Można pokazać, biorąc pod uwagę zależność pomiędzy przyłożonym polem elektrycznym \mathbf{E} i wektorem \mathbf{D} w dziedzinie częstotliwości, że zespolona przenikalność elektryczna dla procesu relaksacyjnego opisanego równaniem różniczkowym pierwszego rzędu (tzw. model oddziaływań lepkich) jest opisana zależnością Debye'a [63, 64]:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau}, \quad (2.23)$$

gdzie: ε_∞ – przenikalność natychmiastowa (lub wysokoczęstotliwościowa) ε_s – statyczna wartość przenikalności, τ – stała czasowa procesu. Różnica $\varepsilon_s - \varepsilon_\infty$ definiowana jest jako amplituda dyspersji.

Uwzględnienie w zależności (2.23) przewodności statycznej σ_s prowadzi do relacji [63, 134]:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} - j \frac{\sigma_s}{\omega\varepsilon_0}. \quad (2.24)$$

W rzeczywistych tkankach biologicznych, w odróżnieniu od materiałów modelowych, rzadko występuje proces o jednej stałej czasowej. Nawet jeżeli za dyspersję odpowiedzialny jest jeden mechanizm polaryzacyjny, to należy spodziewać się rozkładu stałych czasowych [134]. Wówczas zależność (2.24) nie opisuje dyspersji z odpowiednią dokładnością. Rozwiązanie tego problemu zostało zaproponowane przez Cole-Cole'a [63]:

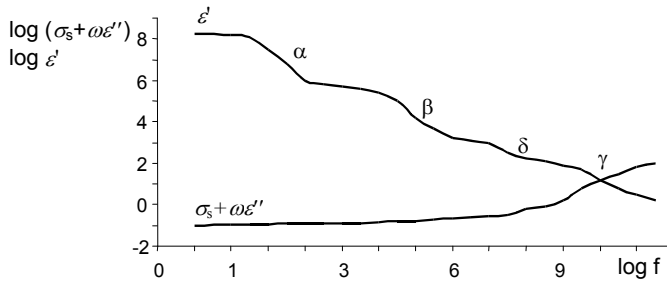
$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau_0)^{1-\alpha}} - j \frac{\sigma_s}{\omega\varepsilon_0}, \quad (2.25)$$

gdzie: τ_0 – wartość średnia stałej czasowej relaksacji, a α jest parametrem, który jest wyznaczany na podstawie *najlepszej* aproksymacji danych eksperymentalnych.

Obliczając część rzeczywistą i urojoną z zależności (2.24), a następnie eliminując z nich $\omega\tau$, otrzymamy:

$$[\varepsilon' - (\varepsilon_s + \varepsilon_\infty)/2]^2 + [\varepsilon'' - \sigma_s/\omega\varepsilon_0]^2 = [(\varepsilon_s - \varepsilon_\infty)/2]^2. \quad (2.26)$$

Jest to równanie opisujące półokrąg o środku położonym na osi wartości rzeczywistych (rys. 2.1). Postępując podobnie w przypadku równania (2.25), otrzymamy wycinek okręgu, którego środek został przesunięty wzdłuż osi wartości urojonych.



Rys. 2.2. Schematyczne przedstawienie zależności stałej dielektrycznej i przewodności materiałów biologicznych od częstotliwości pola elektrycznego

Zakres dyspersji α , charakteryzujący się dużą amplitudą, leży w paśmie od pojedynczych herców do kiloherców [22]. Podstawowe mechanizmy związane z dyspersją α to relaksacja ładunku przestrzennego, zjawiska elektryczne w kanałach łączących wnętrza komórek z ich otoczeniem, oraz admitancja, w tym także powierzchniowa, błon komórkowych [40, 134, 199, 200]. Mechanizmy polaryzacyjne wynikają m.in. ze struktury materiałów biologicznych [63, 64, 217]. Przykładowo, w zamkniętej objętości komórki znajdują się różnoimienne jony, które zostaną rozseparowane w wyniku przyłożonego pola elektrycznego. Jony różnych znaków zgromadzą się w przeciwległych obszarach komórki, a zatem powstanie relatywnie duży *dipol jonowy*. Ten rodzaj polaryzacji określa się jako *polaryzację przeciwjonową* lub jako *polaryzację ładunku przestrzennego*. Odległość pomiędzy rozdzielonymi ładunkami określona jest przez rozmiar komórki. Jeszcze większe rozmiary ma dipol indukowany z przestrzennego ładunku jonów zgromadzonych wokół komórki. Komórkę otacza chmura dyfundujących jonów, które kreuja tzw. warstwę podwójną [64]. Przemieszczające się w niej jony wnoszą istotny wkład do wartości przenikalności [64, 85, 86, 126, 197, 199, 200]. Elektryczne właściwości błon komórkowych są tradycyjnie charakteryzowane przez pojemność błony C_m i przewodność G_m na jednostkę powierzchni. Typowo wartość takiej pojemności wynosi $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ i jest niezależna od częstotliwości w przedziale od 1 Hz do 1 kHz [198, 199]. Jest to wartość pojemności warstwy lipidowej o grubości 40 angstromów i o stałej dielektrycznej 4. Przewodności błon są bardziej zmienne i zawierają się od $0,1 \text{ mS}/\text{cm}^2$, gdy są one pasywne i znacznie więcej, gdy są one aktywne. Oprócz pojemności C_m i przewodności G_m istotna jest także admitancja powierzchniowa błon Y_s , która ma szczególnie istotne znaczenie, gdy rozpatrywane jest zachowanie się ładunku przestrzennego znajdującego się wokół komórki (polaryzacja przeciwjonów). Admitancja powierzchniowa Y_s ma dyspersyjny charakter, tzn. obydwie składowe, rzeczywista i urojona zależą od częstotliwości. Zależność ta pozwala uzasadnić dużą amplitudę dyspersji związaną z ładunkiem przeciwjonów [198].

Za mechanizm związany z dyspersją β uznaje się *polaryzację Maxwella-Wagnera*, określaną także jako *polaryzację międzyfazową*, polegającą na ładowaniu powierzchni rozdzielających podobszary o różnych wartościach zespolonej przenikalności [155]. Można pokazać, że efektywna przenikalność szeregowego połączenia dwóch materiałów wykazuje dyspersję. Dzieje się tak mimo tego, że przenikalność każdego materiału z osobna jest niezależna od częstotliwości, przy czym zależności określające wartość stałej czasowej i amplitudy dyspersji zależą także od parametrów geometrycznych [63, 64, 134]. Dla modelu komórki sferycznej, składającego się z dwóch różnych materiałów tworzących błonę komórki i jej wnętrza, dyspersja zespolonej przenikalności, wywołana polaryzacją Maxwella-Wagnera,

wystąpi w dwóch obszarach częstotliwości [155, 197], przy czym dyspersja w zakresie niższych częstotliwości (0,1÷10 MHz) charakteryzuje się znacznie większą amplitudą.

Uważa się, że dyspersja δ , charakteryzująca się względnie szerokim widmem oraz względnie małą amplitudą [63, 64, 83], jest wynikiem procesów relaksacyjnych wody związanej z białkami i/lub częściowych rotacji grup polarnych [197, 198, 199]. Woda jest jednym z podstawowych składników organizmów żywych. Jej zawartość w różnych organach i tkankach ludzkich nie jest stała. Najmniejszą zawartością wody charakteryzują się szpik kostny (8÷16%), tkanka tłuszczowa (5÷20%), a największą – szara materia mózgu (82÷85%) oraz płuca (80÷83%). Pozostałe tkanki zawierają wodę na poziomie 65÷70% [161]. W zakresie częstotliwości od 100 megaherców do kilku gigaherców tkanki mięśniowe można modelować jako 20% wodną zawiesinę białek [197]. Wodne roztwory białek charakteryzują się innymi właściwościami elektrycznymi niż czysta woda. Wynika to z budowy białek, których hydrofilowe grupy aminokwasowe usytuowane są na zewnętrznych *powierzchniach* białek. Badania takich struktur wskazują, że modyfikacja w strukturze wody rozciąga się na odległości około 1 nm od powierzchni hydrofobowych. W rezultacie zmniejszonej ruchliwości obrotowej wody *związanej* zmieniają się jej właściwości dielektryczne.

Dyspersja γ występująca w zakresie mikrofalowym (około 25 GHz) związana jest właściwościami *wolnej* wody występującej w materiałach biologicznych [49].

2.4. Elektryczne modele wybranych tkanek biologicznych

Modele tkanek najczęściej konstruuje się tylko dla określonego zakresu częstotliwości uwzględniając istotne, w rozważanym zakresie częstotliwości, mechanizmy relaksacyjne. O tym, który proces relaksacyjny jest istotny decyduje wartość jego stałej czasowej odniesiona do okresu przyłożonego pola. W dalszej części przedstawiono modele wybranych tkanek dla zakresu β dyspersji, bowiem prezentowane w monografii rozważania praktycznie dotyczą tego zakresu częstotliwości.

2.4.1. Model krwi

O elektrycznych właściwościach krwi w zakresie częstotliwości zawierających obszar β dyspersji decydują zjawiska związane z erytrocytami. Powszechnie stosowany model krwi uwzględnia inny niż sferyczny kształt komórek. Przyjmuje się, że mają one kształt elipsoid [8]. Zależność opisująca zespoloną przenikalność ma postać:

$$\frac{\varepsilon^* - \varepsilon_0^*}{\varepsilon^* + 2\varepsilon_0^*} = \frac{1}{9} \Gamma \sum_{k=x,y,z} \frac{\bar{\varepsilon}_k^* - \varepsilon_0^*}{\varepsilon_0^* + (\bar{\varepsilon}_k^* - \varepsilon_0^*) A_{0k}}, \quad (2.28)$$

gdzie: $\bar{\varepsilon}_k^*$ – zespolona przenikalność jednorodnej elipsoidy, której przenikalność jest równoważna przenikalności elipsoidy z membraną,

ε_0^* – zespolona przenikalność medium otaczającego elipsoidę,

ε^* – zespolona przenikalność zawiesiny elipsoid.

Gdy elipsoida umieszczona jest w polu elektrycznym skierowanym wzdłuż wybranej osi $k = x, y$ lub z , przenikalność wynosi:

$$\bar{\varepsilon}_k^* = \varepsilon_s^* \frac{\varepsilon_s^* + (\varepsilon_i^* - \varepsilon_s^*)A_{1k} + \nu(\varepsilon_i^* - \varepsilon_s^*)(1 - A_{0k})}{\varepsilon_s^* + (\varepsilon_i^* - \varepsilon_s^*)A_{1k} - \nu(\varepsilon_i^* - \varepsilon_s^*)A_{0k}}. \quad (2.29)$$

Indeks i oznacza obszar wewnętrzny elipsoidy, indeks 0 – obszar na zewnątrz elipsoidy, indeks s – błonę elipsoidy, a ν jest współczynnikiem kształtu zależnym od grubości błony δ :

$$\nu = \frac{\sqrt{(a_0^2 - \delta)(b_0^2 - \delta)(c_0^2 - \delta)}}{a_0 b_0 c_0}, \quad (2.30)$$

gdzie: a_0, b_0 i c_0 – półosie elipsoidy,

Γ – współczynnik zależny od kształtu i liczby cząsteczek N w kuli o promieniu R :

$$\Gamma = \frac{Na_0 b_0 c_0}{R^3}. \quad (2.31)$$

Wielkości A_{0k} i A_{1k} określane są jako współczynniki depolaryzacji i wynoszą:

$$A_{sk} = \frac{a_s b_s c_s}{2} \int_0^\infty \frac{d\xi}{(t_s^2 + \xi) D_s}, \quad (2.32)$$

oraz spełniają warunek:

$$\sum_{k=x,y,z} A_{sk} = 1, \quad (2.33)$$

gdzie: $t_s = a_s, b_s, c_s, k = x, y, z, s = 0, 1$, przy czym 0 odpowiada zewnętrznej płaszczyźnie elipsoidy, a 1 – wewnętrznej, ξ jest parametrem reprezentującym rodzinę elipsoid: $\xi = 0$ dla zewnętrznej, a $\xi = -\delta$ dla wewnętrznej elipsoidy.

Wielkość D_s określona jest zależnością:

$$D_s = \sqrt{(\xi + a_s^2)(\xi + b_s^2)(\xi + c_s^2)}. \quad (2.34)$$

Korzystając z zależności (2.28) i (2.29) oraz ze związku pomiędzy zespoloną przenikalnością i przewodnością, można określić zespoloną przewodność zawiesiny, a następnie jej przewodność. Jeżeli wszystkie erythrocyty są zorientowane w tym samym kierunku, co pole elektryczne, to przewodność σ_l takiej zawiesiny opisana jest następującym równaniem [53]:

$$\sigma_l = \sigma_p + \frac{2(\sigma_e - \sigma_l)\Gamma}{(1 - \Gamma)[2 + a_0 b_0 c_0 A_{0l}(\sigma_e / \sigma_p - 1)]}, \quad (2.35)$$

gdzie: $l = a, b, c$ jest tą osią elipsoidy, która jest równoległa do przyłożonego pola elektrycznego \mathbf{E} ; σ_e, σ_p – przewodność odpowiednio erythrocytów i osocza. Gdy erythrocyty zorientowane są przypadkowo to przewodność krwi σ_{bl} opisana jest zależnością [53]:

$$\sigma_{bl} = \sigma_p + \frac{2(\sigma_e - \sigma_{bl})}{3(1 - \Gamma)} \cdot \sum_{k=x,y,z} \frac{1}{2 + a_0 b_0 c_0 A_{0k}(\sigma_e / \sigma_p - 1)}. \quad (2.36)$$

Przewodność krwi jest zatem tensorem, którego opis zostanie przedstawiony w dalszej części monografii.

2.4.2. Model mięśni szkieletowych

Omówione dotychczas modele zawiesin komórek sferycznych czy też elipsoidalnych nie opisują właściwości mięśni szkieletowych w zadowalający sposób. Wynika to z budowy tkanki mięśniowej składającej się z włókien, których kształt w przybliżeniu można określić jako cylindryczny, o różnej relacji promienia podstawy do wysokości cylindra. W przypadku tkanek złożonych z włókien możemy mówić o przewodności wzdłużnej σ_L , mierzonej w kierunku równoległym do osi włókna i poprzecznej σ_T , mierzonej w kierunku prostopadłym do osi włókna [55, 184, 185, 186, 268]. Zależność opisująca przewodność zespoloną w kierunku poprzecznym do włókien przyjmuje postać [184, 185, 186]:

$$\sigma_T^* = \frac{(1-p)\sigma_a^* + (1+p)\sigma_i^*}{(1+p)\sigma_a^* + (1-p)\sigma_i^*} \sigma_a^*, \quad (2.37)$$

gdzie: p – współczynnik frakcji objętościowej,
 σ_a^* – przewodność płynu zewnątrzkomórkowego.

Przewodność σ_i^* opisana jest zależnością:

$$\sigma_i^* = \frac{\sigma_i R(G_m + j\omega C_m)}{\sigma_i + R(G_m + j\omega C_m)}, \quad (2.38)$$

gdzie: R – promień włókna,
 σ_i – przewodność płynu wewnątrzkomórkowego,
 $Y_m = G_m + j\omega C_m$ – admitancja błony komórkowej.

W zakresie rozważanych częstotliwości można przyjąć, że σ_a^* jest rzeczywiste. Upraszcza to zależność (2.37) do postaci:

$$\sigma_T^* = \frac{(1-p)\sigma_a + (1+p)\sigma_i^*}{(1+p)\sigma_a + (1-p)\sigma_i^*} \sigma_a. \quad (2.39)$$

Przewodność mierzona w kierunku wzdłuż włókien opisana jest zależnością:

$$\sigma_L^* = \frac{\sigma_a(1-p) + \sigma_i p}{1 + \frac{\sigma_i p}{\sigma_a(1-p)} \frac{1}{(1/\lambda k)^2 + 1}}, \quad (2.40)$$

gdzie: λ – długość charakterystyczna, którą opisuje zależność:

$$\lambda = \sqrt{\frac{\sqrt{3} R Z_m / 4 p}{1/\sigma_a(1-p) + 1/\sigma_i p}}, \quad (2.41)$$

gdzie: k – częstotliwość przestrzenna,
 $Z_m = 1/Y_m$.

Wyniki pomiarów elektrycznych mięśni będą zależały od konstrukcji i sposobu przyłożenia sondy pomiarowej [184]. Gdy spełniony jest warunek $k\lambda \gg 1$, to prąd płynie przestrzenią pozakomórkową i mierzona przewodność wynosi:

$$\sigma_L = \sigma_a(1-p). \quad (2.42)$$

Dla warunku $k\lambda \ll 1$ prąd przepływa przez obydwie przestrzenie i przewodność opisana jest zależnością:

$$\sigma_L = \sigma_a(1-p) + \sigma_i p. \quad (2.43)$$

Warunek $k\lambda \ll 1$ oznacza, że odległość pomiędzy elektrodami *wstrzykującymi* prąd jest dużo mniejsza od długości charakterystycznej λ .

Należy zwrócić uwagę, że σ_r^* , w przeciwieństwie do σ_L^* , nie zależy od częstości przestrzennej k .

2.4.3. Model miocardium

Eksperymentalne badania wykazują, że przestrzeń wewnątrzkomórkowa każdej komórki mięśnia serca jest elektrycznie połączona, za pomocą niskorezystancyjnych *mostków* międzykomórkowych, z odpowiadającymi przestrzeniami komórek z nią sąsiadujących. Podobnie jest w przypadku przestrzeni pozakomórkowej (tzw. przestrzeń śródmiąższowa). Chociaż obszary wewnątrzkomórkowe i śródmiąższowe są rozdzielone błonami, to geometrycznie przenikają się wzajemnie. Stąd uważa się, że mięsień serca składa się z dwóch przewodzących, anizotropowych obszarów rozdzielonych przez błonę (tzw. syncytium, zespolnia). Z makroskopowego punktu widzenia do opisu pasywnych właściwości elektrycznych używany jest tzw. model dwudzielinowy (ang. bidomain) [186]. W modelu tym dla jednorodnej warstwy włókien rozkład potencjału opisany jest parą równań różniczkowych [165]:

$$\sigma_{ox} \frac{\partial^2 \phi_o}{\partial x^2} + \sigma_{oy} \frac{\partial^2 \phi_o}{\partial y^2} + \sigma_{oz} \frac{\partial^2 \phi_o}{\partial z^2} = i_{os} + \frac{\beta}{Z_m} (\phi_i - \phi_o), \quad (2.44)$$

$$\sigma_{ix} \frac{\partial^2 \phi_i}{\partial x^2} + \sigma_{iy} \frac{\partial^2 \phi_i}{\partial y^2} + \sigma_{iz} \frac{\partial^2 \phi_i}{\partial z^2} = -\frac{\beta}{Z_m} (\phi_i - \phi_o), \quad (2.45)$$

gdzie przewodność przestrzeni śródmiąższowej oznaczona jest indeksem o , a przestrzeni wewnątrzkomórkowej – indeksem i . Podobne oznaczenie obowiązuje dla potencjału Φ . Z kolei i_{os} oznacza przestrzenny rozkład zaaplikowanego prądu zewnątrzkomórkowego na jednostkę objętości, $Z_m \Omega \cdot \text{cm}^2$ jest impedancją błony, a β jest współczynnikiem powierzchni komórki do jej objętości.

Z równań (2.44) – (2.45) wynika, że do pełnej identyfikacji pasywnych, elektrycznych parametrów mięśnia serca należy określić sześć przewodności σ_{ii} (obydwa tensory przewodności są diagonalne), impedancję błony komórkowej Z_m , oraz współczynnik β . Analityczne rozwiązanie tego układu równań jest możliwe tylko w bardzo uproszczonych przypadkach, np. nieskończenie długie elektrody liniowe [165, 219].

2.5. Podsumowanie

Ocena elektrycznych właściwości materiałów w szerokim zakresie częstotliwości, a tkanek biologicznych w szczególności, wymaga stosowania różnych technik pomiarowych oraz obliczeniowych [3, 40, 60, 94, 129, 215]. W monografii rozważany jest zakres częstotliwości do 10 MHz. Opis rozkładu potencjału w badanych tkankach biologicznych będzie więc sprowadzony do równania (2.6) wraz z odpowiednimi warunkami brzegowymi, których postać zależy od konkretnej aplikacji. Równanie to będzie także wykorzystane do obli-

czeń impedancji lub impedancji wzajemnej tkanek dla określonej konfiguracji elektrod. Z kolei, do oszacowania wpływu zmienności elektrycznych i geometrycznych parametrów tkanek na wartość mierzonej impedancji będą wykorzystywane zależności (2.12) i (2.16).

Metody wyznaczania elektrycznych właściwości komórek można podzielić na dwie grupy: 1) badanie zawieszin (tzw. badania spektroskopowe) [63, 161, 162, 177, 197, 198], 2) badanie pojedynczej komórki [77, 78, 199]. Technika badania zawieszin jest znacznie łatwiejsza w użyciu oraz, co istotne, umożliwia pomiary w szerszym zakresie częstotliwości. W rozważanym zakresie częstotliwości zastosowanie mają przede wszystkim techniki elektrodowe, w tym *technika kondensatorowa*. Technika ta polega na pomiarze immitancji materiału zawartego pomiędzy okładkami kondensatora, np. płaskiego. W badaniach biomedycznych stosowane są pewne odmiany tej techniki. Wynika to z konieczności eliminacji wpływu zjawisk elektrodowych. Wynikiem takiego badania jest wartość wybranego parametru elektrycznego w zależności od częstotliwości (tzw. badania spektroskopowe).

Badany materiał może być opisany za pomocą zespolonej przenikalności lub przewodności. Parametry te charakteryzują się kilkoma obszarami dyspersyjnymi. Każdy zakres dyspersji można, z osobna, zamodelować, używając zależności (2.24) lub (2.25). W zakresie częstotliwości, począwszy od pojedynczych herców aż do gigaherców, elektryczne właściwości materiałów biologicznych dobrze opisuje zależność (2.27), w której zakłada się cztery zestawy parametrów $\Delta\epsilon_i$, α_i , τ_i , oraz σ_s , i ϵ_∞ .

Wartości mierzonej przenikalności lub przewodności, w zakresie jednej dyspersji, powinny układać się na łuku okręgu. Odstępstwo od takiego zachowania może wynikać z błędów pomiarowych. Interpretacja wyników pomiaru musi być ostrożna i oparta na pogłębionej analizie. Właściwości tkanek zależą od wielu innych czynników. Ilustrują to modele tkanek, które będą rozważane w dalszej części monografii. Materiały biologiczne w ogólności są anizotropowe, np. mięśnie szkieletowe, które opisane są diagonalnym tensorem przewodności. Tkanka mięśnia sercowego wymaga bardziej złożonego opisu. Jej właściwości, gdy jest ona ułożona w postaci jednorodnej prostopadłościennnej warstwy, charakteryzuje aż osiem parametrów. Postać tensora przewodności krwi płynącej będzie zależała od kształtu naczynia, w którym ona przepływa. Jak widać, analiza każdego przypadku wymaga spojrzenia z różnych, nie tylko elektrycznego, punktów widzenia.

Biorąc pod uwagę, że istnieje dość szeroka literatura poświęcona elektrycznym, pasywnym właściwościom materiałów biologicznych, np. [64, 162, 197, 198], w rozdziale przywołano jedynie pojęcia występujące w dalszych częściach rozprawy. Pełne potraktowanie tematu pasywnych właściwości elektrycznych materiałów biologicznych wykracza poza ramy tej pracy.

Rozdział 3

WYZNACZANIE ELEKTRYCZNYCH PARAMETRÓW TKANEK BIOLOGICZNYCH

Z pomiarem elektrycznych właściwości materiałów biologicznych związana jest szeroka grupa zagadnień, począwszy od zjawisk elektrodowych, poprzez konfigurację elektrod, metody eliminacji błędów, a na metodach wyznaczania stałej celki czy sondy skończywszy. Dodatkowe problemy pojawiają się, gdy pomiary przeprowadzane są na organizmach żywych (tzw. badania *in vivo*) lub na pobranych próbkach materiału (tzw. badania *in vitro*).

W rozdziale tym przedstawiono wyniki analiz właściwości pomiarowych skonstruowanych przez Autora celek i sond. Termin celka oznacza naczynie, w którym umieszczone są elektrody umożliwiające pomiar immitancji materiału w nim umieszczonego. Mierzona immitancja i znajomość geometrii celki pozwalają na wyznaczenie parametrów materiałowych, np. przewodności, badanej tkanki. Z kolei pojęcie sonda oznacza jedynie zestaw elektrod uformowanych w taki sposób, że możliwy jest pomiar parametrów materiałowych bez konieczności pobierania próbek.

W pierwszej części rozdziału przeanalizowano konstrukcję celki do badania próbek tkanek o zmiennej i ograniczonej objętości, co ma miejsce np. w przypadku badania guzów nowotworowych.

Następnie opisano celkę do badania sposobu manifestowania się anizotropowych właściwości krwi w warunkach jej przepływu w naczyniu krwionośnym.

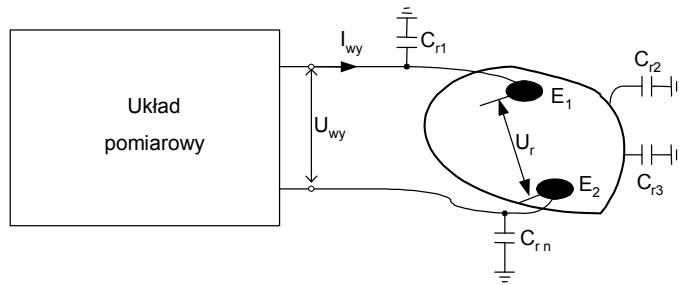
W dalszej części rozdziału przedstawiono sondę pomiarową do badań przewodności mięśni szkieletowych, której konstrukcja wykorzystuje technikę dwóch *nieskończenie* długich i równoległych elektrod liniowych.

Ostatnia część tego rozdziału zawiera opis konstrukcji sondy do monitorowania zmian przewodności mięśnia serca wywołanych procesami niedotlenienia.

3.1. Pomiary *in vitro*

Model ilustrujący warunki pomiaru, bez względu na sposób ich przeprowadzania (*in vitro* lub *in vivo*) przedstawiono na rysunku 3.1.

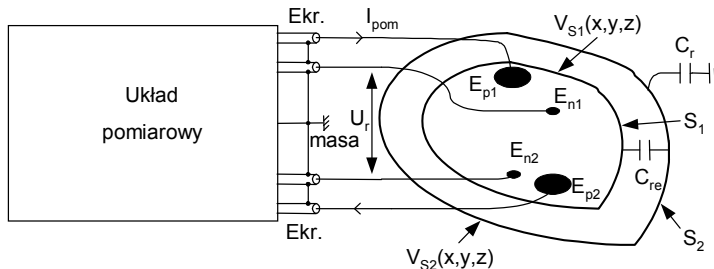
Z wyjścia układu pomiarowego wypływa prąd przemienny (sinusoidalny) o amplitudzie I_{wy} . Jednakże wartość prądu płynącego przez badany obiekt jest różna od prądu pomiarowego I_{wy} , co związane jest z występowaniem pojemności pasożytniczych C_{ri} . Należy zauważyć, że prąd może wypływać z obiektu i wpływać do niego. Zależy to od relacji potencjału na brzegu obiektu do potencjału ziemi. Ponadto, wartość mierzonego napięcia U_{wy} , wywołana prądem I_{wy} , jest różna od napięcia występującego na badanym obiekcie U_r . Jest to rezultat występowania impedancji elektrodowej wywołanej zjawiskami elektrochemicznymi na styku metal-tkanka biologiczna. W rezultacie mierzona wartość immitancji jest skomplikowaną funkcją parametrów materiałowych badanego obiektu, jego kształtu, impedancji elektrodowych oraz pojemności rozproszenia.



Rys. 3.1. Uproszczony model pomiaru dwuelektrodowego, C_{ri} – pojemności rozproszenia do otoczenia, zarówno od przewodów doprowadzających, jak i badanego obiektu, E_1 i E_2 elektrody, I_{wy} prąd wyjściowy układu pomiarowego, U_{wy} napięcie mierzone przez układ pomiarowy, U_r rzeczywiste napięcie występujące na badanym obiekcie

3.1.1. Celka do pomiarów *in vitro*

Niektóre tkanki, np. tłuszczowe, charakteryzują się bardzo małą przewodnością i przenikalnością. Dla częstotliwości powyżej 1 MHz relatywna przenikalność może osiągnąć wartości porównywalne z przenikalnością materiałów, z których zbudowana jest celka. Prowadzić to będzie do relatywnie dużych prądów upływu i w rezultacie błędów. Tym samym elektryczne właściwości otoczenia będą wpływały na dokładność oznaczenia parametrów elektrycznych badanego materiału, szczególnie przenikalności.



Rys. 3.2. Ilustracja idei ekranowania aktywnego za pomocą odpowiedniego rozkładu potencjału wokół badanej próbki. $V_{S1}(x, y, z)$ i $V_{S2}(x, y, z)$ oznacza odpowiednio, rozkład potencjału na brzegu badanej tkanki S_1 i na zewnętrznej ścianie celki S_2 , I_{pom} – prąd pomiarowy przepływający przez badany obiekt, C_{re} – pojemność tkanka – ekran, lub obiekt-otoczenie (ziemia), C_r – pojemność rozproszenia, pozostałe oznaczenia jak na rys. 3.1. W ogólności potencjał wspólny (masa) układu pomiarowego nie musi znajdować się na potencjale ziemi

Celka ta powinna zatem spełniać następujące wymagania: 1) minimalny wpływ zjawisk elektrodowych, 2) minimalny wpływ pojemności rozproszenia, 3) zmienna i relatywnie mała objętość badanej próbki, 4) szeroki zakres pomiaru wartości przewodności zespolonej, 5) odpowiednio krótki czas przygotowania próbki, jak i samego pomiaru. Zdecydowano się na aktywne ekranowanie badanej próbki. Idea aktywnego ekranowania polega na wytworzeniu wokół badanej próbki takiego rozkładu potencjału, który zredukuje prąd wpływający z próbki do otoczenia (rys. 3.2). W tym celu rozkład potencjału $V_{S1}(x, y, z)$ oraz $V_{S2}(x, y, z)$ powinien być taki, aby zanikała składowa normalna gęstości prądu w po-

wierzchni S_1 . Problem wpływu impedancji elektrod rozwiązano, stosując powszechnie uznaną technikę czteroelektrodową.

Zastosowanie proponowanej idei jest stosunkowo proste, gdy komora pomiarowa ma kształt cylindra, w którego podstawach umieszczone są elektrody. Wówczas celka może składać się z dwóch komór, pomiarowej i korekcyjnej. W komorze pomiarowej umieszczona jest badana próbka materiału, a w komorze korekcyjnej – materiał o zbliżonych właściwościach materiałowych. W dalszej części rozpatrywana będzie dwukomorowa celka cylindryczna o zmiennej wysokości. Celka taka charakteryzuje się, przynajmniej teoretycznie, łatwą do wyznaczenia stałą. W pierwszej kolejności zostaną przedstawione wyniki badań symulacyjnych, które powinny potwierdzić przyjęte założenia. Ponadto sprawdzone zostaną warunki, dla których te założenia są spełnione. Następnie pokazana zostanie konstrukcja wykonanej celki pomiarowej, która spełnia przyjęte wymagania.

3.1.1.1. Badania symulacyjne

Celki pomiarowe skonstruowane na bazie techniki kondensatorowej, bowiem do tej kategorii należy zaliczyć rozważaną celkę, wymagają zachowania odpowiedniej relacji pomiędzy średnicą elektrod a odległością pomiędzy nimi [94]. Spełnienie tego warunku w przypadku badania materiałów biologicznych jest bardzo trudne do zrealizowania. Ideę zaprezentowaną na rysunku 3.2 zrealizowano w postaci dwukomorowej celki, składającej się z komory pomiarowej (KP) i korekcyjnej (KK) (rys. 3.3). Jeżeli na obu stronach ścianki rozdzielającej obydwie komory występuje taki sam rozkład potencjału, to radialna składowa gęstości prądu zostanie zminimalizowana. Jest to równoważne zlikwidowaniu (zmniejszeniu) prądu wypływającego lub wpływającego do komory pomiarowej. Poprawność powyższych założeń konstrukcyjnych, dla różnych wartości parametrów materiałowych, zbadano za pomocą badań symulacyjnych. Problem został zamodelowany jako quasi-statyczny i rozwiązany za pomocą MES w cylindrycznym układzie współrzędnych [26, 187, 188, 208]. Równanie dla ośrodka o diagonalnej anizotropii i zespolonej przewodności ma postać:

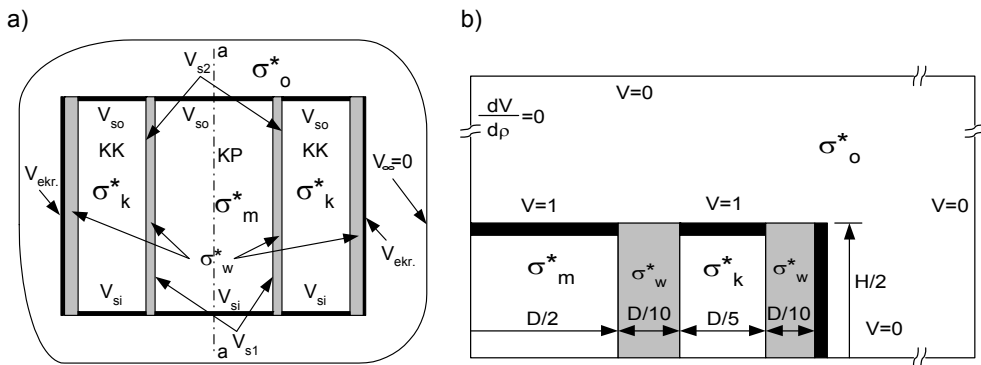
$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} \left(\sigma_{\rho}^* \rho \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) + \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\sigma_{\theta}^* \frac{1}{\rho} \frac{\partial \phi}{\partial \theta} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma_z^* \frac{\partial \phi}{\partial z} \right) = 0, \quad (3.1)$$

gdzie ϕ jest potencjałem, ρ – współrzędną radialną, θ – współrzędną kątową, a σ_{ρ}^* , σ_{θ}^* i σ_z^* – oznacza odpowiednio zespoloną przewodność w kierunku radialnym, kątowym i w kierunku współrzędnej z .

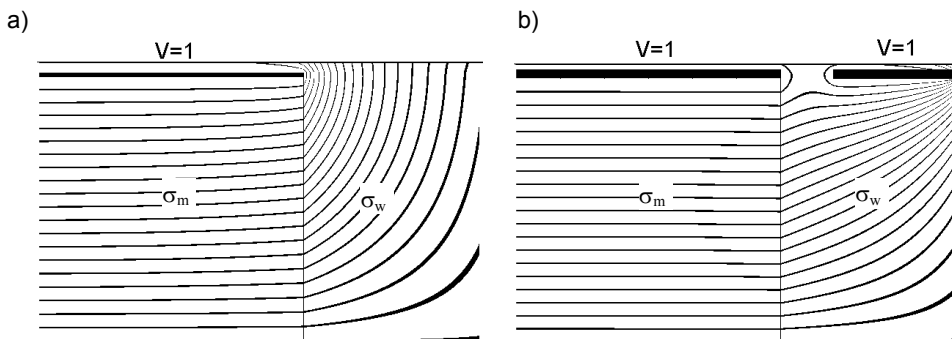
Geometria modelu oraz przyjęte warunki brzegowe pokazane są na rys. 3.3. Biorąc pod uwagę osiową symetrię celki, równanie (3.1) upraszcza się w wyniku pominięcia składowej kątowej (θ). Zarówno celkę dwukomorową i jednokomorową symulowano, stosując tę samą siatkę MES. W drugim przypadku komorę korekcyjną wypełniono materiałem o przewodności równej przewodności materiału konstrukcyjnego. Zagadnienie upraszcza się w zakresie niskich częstotliwości, dla których składowa urojona przewodności jest pomijalna. Przewodność materiału konstrukcyjnego jest na tyle mała, że z dobrym przybliżeniem można przyjąć równomierny rozkład potencjału w badanej próbce. Zatem dokładność pomiaru składowej rzeczywistej (przewodności) jest wysoka. Składowa urojona jest relatywnie mała, w związku z tym jej ocena jest mało wiarygodna.

W zakresie wysokich częstotliwości rozważanych w pracy, tzn. około 10 MHz, przewodność materiałów biologicznych nadal jest znacznie większa od przewodności materiału konstrukcyjnego. Zmianie ulega relacja pomiędzy przenikalnością badanej tkanki, materia-

łu konstrukcyjnego i otoczenia. W pierwszej kolejności zamodelowano celkę jednokomorową, przyjmując $\sigma_k^* = \sigma_w^*$ (rys. 3.3). Do obliczeń przyjęto wartości: $\sigma_o^* = 10^{-14} + j5,56 \cdot 10^{-7}$, $\sigma_w^* = 10^{-14} + j2,22 \cdot 10^{-6}$, $\sigma_m^* = 3 \cdot 10^{-5} + j1,11 \cdot 10^{-5}$, gdzie indeks *o*, *w* i *m* oznacza odpowiednio otoczenie (powietrze), materiał konstrukcyjny (plexiglas) i badany materiał. Wartości materiałowe określono dla wymiarów w milimetrach. Obliczenia wykonano dla pobudzenia symetrycznego ± 1 V i potencjału ekranu $V_{ekr} = 0$ V. Potencjał ekranu, a właściwie relacja tego potencjału do potencjałów elektrod decyduje o kształcie rozkładu składowej radialnej [249]. Przykładowy rozkład potencjału otrzymany dla celki jednokomorowej dla wymienionych wartości przewodności wskazuje, że składowa radialna potencjału na brzegu badanej tkanki jest różna od zera. Jest ona różna od zera także dla przypadku gdy zastosowana jest dodatkowa elektroda (rys. 3.4). Z rysunku usunięto, w celu uzyskania lepszej widoczności linii ekwipotencjalnych, siatkę MES.

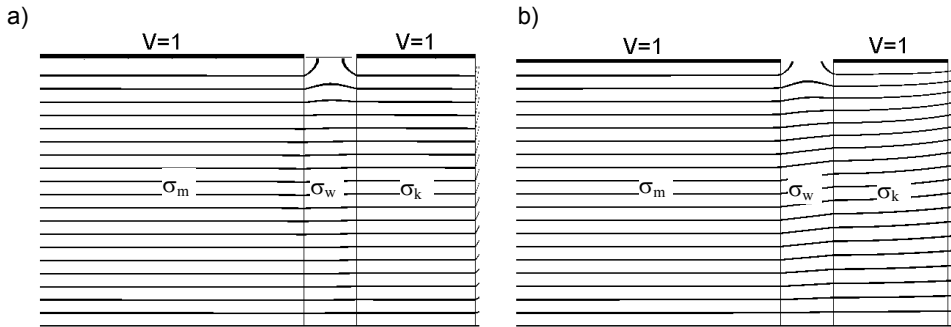


Rys. 3.3. Model celki przyjęty do badań symulacyjnych: a) przekrój osiowy celki wraz z otoczeniem, σ_o^* , σ_m^* , σ_k^* , σ_w^* – oznacza odpowiednio przewodność otoczenia, badanej tkanki, materiału w komorze korekcyjnej oraz materiału konstrukcyjnego, V_{so} , V_{si} , V_{s1} , V_{s2} , V_{∞} – potencjał, odpowiednio, górnej i dolnej elektrody w komorze pomiarowej i korekcyjnej, potencjał na wewnętrznej i zewnętrznej powierzchni ściany komory pomiarowej oraz wartość potencjału w nieskończoności, H – wysokość celki, D – średnica celki, a-a – oś symetrii celki, b) model matematyczny po uwzględnieniu symetrii celki i pobudzenia



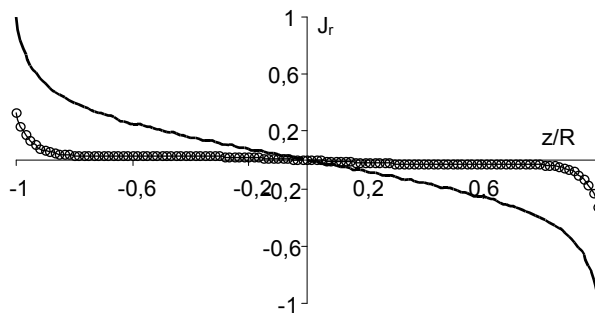
Rys. 3.4. Rozkład składowej urojonej potencjału dla celki jednokomorowej: a) bez dodatkowej elektrody, b) z dodatkową elektrodą

Rozkład ten zmienia się, gdy celka składa się z dwóch komór, pomiarowej i korekcyjnej, przy czym komora korekcyjna jest wypełniona elektrolitem o przewodności $\sigma_k^* = 5 \cdot 10^{-5} + j4,45 \cdot 10^{-5}$, (rys. 3.5).



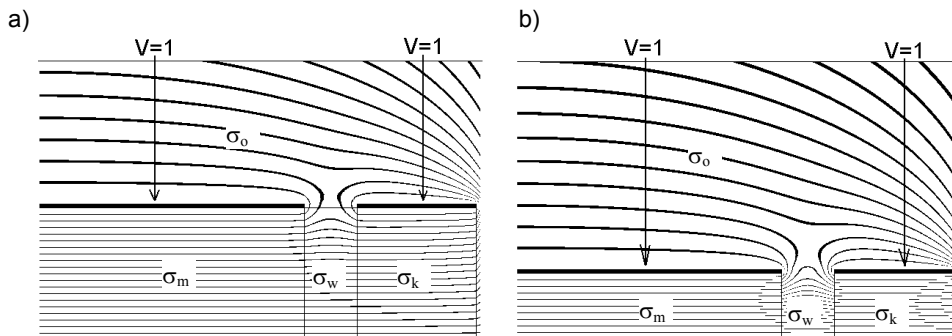
Rys. 3.5. Rozkład potencjału w celce dwukomorowej: a) składowa rzeczywista, b) składowa urojona

Składowa radialna rzeczywistej części gęstości prądu praktycznie nie występuje w rozważanych przypadkach (rys. 3.5). Linie ekwipotencjalne są prostopadłe do ściany rozdzielającej obydwie komory (tzn. prąd nie wypływa do otoczenia z komory pomiarowej). Natomiast składowa radialna części urojonej jest różna od zera, przy czym istotne wartości przyjmuje na krańcach celki (rys. 3.6). Jest ona znacznie mniejsza w przypadku celki dwukomorowej. Dodatnia wartość składowej radialnej oznacza, że prąd wypływa, a wartość ujemna, że prąd wpływa do komory pomiarowej. Rozkład składowej radialnej gęstości prądu J_r , pokazany na rysunku 3.6 oznacza, że przez połowę powierzchni ściany rozdzielającej komory prąd wypływa, a przez drugą powraca do komory pomiarowej. Zatem objętość, przez którą przepływa prąd, jest większa od objętości komory pomiarowej i tym samym od objętości badanego materiału.

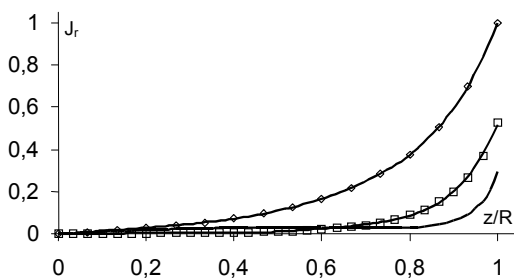


Rys. 3.6. Znormalizowana składowa radialna gęstości prądu pojemnościowego dla celki jednokomorowej i dwukomorowej (o). Wartość $H/D = H/2R = 1$. Pole pod krzywą jest proporcjonalne do wartości prądu

O wartości składowej radialnej gęstości prądu decyduje wartość ilorazu H/D , a tym samym także grubość ściany rozdzielającej komorę pomiarową i korekcyjną. Dla małych wartości H/D , przy zachowanej grubości ściany, wartość składowej radialnej wzrasta (rys. 3.8).



Rys. 3.7. Rozkład potencjału dla różnej relacji pomiędzy wysokością a średnicą badanej próbki H/D przy zachowanej grubości ścianki pomiędzy komorą pomiarową i korekcyjną



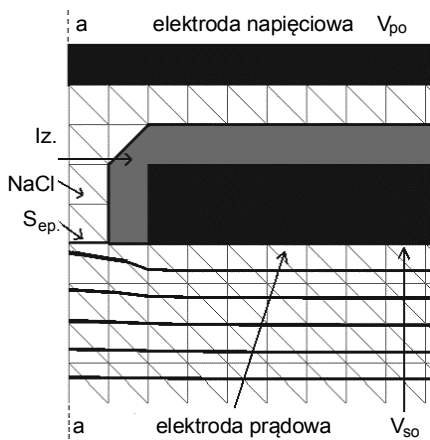
Rys. 3.8. Rozkład składowej radialnej gęstości prądu pojemnościowego dla różnych wartości H/D badanej próbki, (◇) – $H/D = 1/4$, (□) – $H/D = 1/2$, (—) – $H/D = 1$

Dla wysokości badanej tkanki porównywalnej z grubością ściany rozdzielającej $H = 0,1 D$ celka dwukomorowa zachowuje się jak jednokomorowa. Dopiero dalsze zmniejszenie tej relacji do $H = 0,01 D$ prowadzi do znacznej redukcji błędów związanego z *wyływem* prądu poza obręb komory pomiarowej, co jest zgodne z danymi literaturowymi [94].

Minimalizację wpływu impedancji elektrodowej na wyniki pomiaru osiągnięto w wyniku zastosowania techniki czteroelektrodowej. Najbardziej rozpowszechniona konstrukcja sondy czteroelektrodowej wykorzystuje cztery, równomiernie rozmieszczone wzdłuż linii, elektrody igłowe [24, 176]. Zatem na zasadzie analogii można by umieścić dwie opaskowe elektrody napięciowe pomiędzy elektrodami prądowymi. Jednakże takie umieszczenie elektrod wprowadziłoby dodatkowe utrudnienia, szczególnie przy pomiarach tkanek o różnych wysokościach.

W celu uniezależnienia się od wpływu zmiennej odległości pomiędzy elektrodą napięciową i prądową, zostały one zespolone w jedną elektrodę. Przyjęto rozwiązanie, w którym elektrody napięciowe znajdują się za elektrodami prądowymi, pomiędzy którymi znajduje się badana tkanka. Elektroda napięciowa *kontaktuje* się z badanym materiałem za pomocą *mostka*. W tym celu w elektrodzie aplikacyjnej (prądowej) wykonano centralnie otwór. Umożliwia to zastosowanie elektrody pomiarowej o dużej powierzchni, przy jednocześnie małej powierzchni kontaktu z badanym materiałem. Należy spodziewać się, że wokół otworu, w badanej tkance, będzie dochodziło do deformacji rozkładu potencjału (rys. 3.9). Ponadto mierzony jest potencjał linii ekwipotencjalnej znajdującej się wewnątrz badanego

materiału, a nie na jego powierzchni. Jest to równoznaczne z błędem pomiarowym. Deformacja rozkładu potencjału zależy od relatywnej średnicy otworu (odniesionej do średnicy elektrody aplikacyjnej) oraz od właściwości elektrycznych materiału wypełniającego mostek i badanej tkanki. Średnica otworu (mostka), poprzez który elektroda pomiarowa kontaktuje się z badanym materiałem, wynika z kompromisu pomiędzy wprowadzaniem zaburzeniem rozkładu potencjału i wartością impedancji elektrody pomiarowej. Widoczne jest zakrzywienie linii ekwipotencjalnych wokół otworu (rys. 3.9). Powierzchnia mostka S_{ep} , która styka się z badaną tkanką, jest bliżej linii ekwipotencjalnej o wartości różnej od potencjału elektrody aplikacyjnej o 0,05 V. Oznacza to, że elektrody pomiarowa i prądowa znajdują się na różnym potencjale. W prezentowanym przypadku napięcie pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi wynosiło $V_{so} = 2$ V. Spadek potencjału pomiędzy powierzchnią mostka (S_{ep}) a elektrodą prądową wynosił 0,03 V. Dalszy spadek potencjału wystąpił pomiędzy powierzchnią S_{ep} a elektrodą pomiarową i wynosił 0,005 V, czyli potencjał elektrody pomiarowej był niższy o 0,035 V od potencjału elektrody prądowej, który był także potencjałem powierzchni badanej tkanki.



Rys. 3.9. Rozkład potencjału w okolicy otworu w elektrodzie prądowej. Odstęp pomiędzy liniami ekwipotencjalnymi wynosi 0,05 V. Linia symetrii osiowej a-a. Kolorem czarnym zaznaczono elektrody, a szarym warstwę izolatora Iz. Przestrzeń pomiędzy izolatorem a elektrodą napięciową (pomiarową) wypełniona jest materiałem o dobrej przewodności (elektrolit). Powierzchnia styku mostek elektrolytyczny – badana tkanka oznaczona jest jako S_{ep}

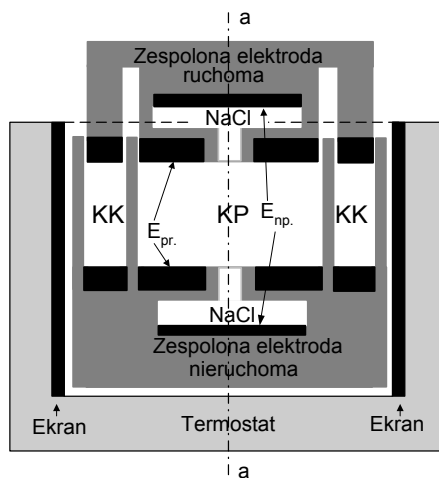
3.1.1.2. Konstrukcja celki

Celkę wykonano zgodnie z założeniami przedstawionymi w poprzednim podrozdziale (rys. 3.10).

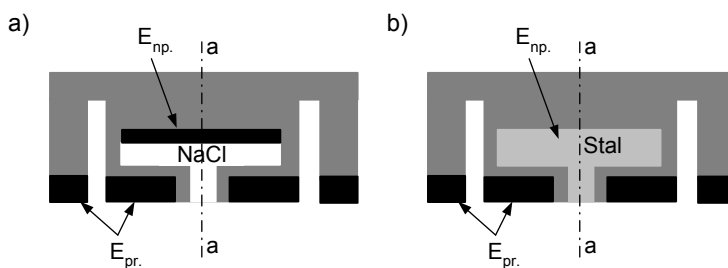
Elektroda prądowa E_{pr} jest podzielona na dwie części, kołową i pierścieniową. Elektroda kołowa służy do wymuszenia przepływu prądu przez komorę pomiarową KP, a pierścieniowa przez komorę korekcyjną KK [213, 249]. Elektrody prądowa zostały zespolona z napięciową w sposób pokazany na rysunku 3.11.

Wykonano dwie wersje elektrod zespolonych. W pierwszej wersji elektroda napięciowa, wykonana z Ag/AgCl, jest w kontakcie z badaną tkanką poprzez mostek elektrolytowy NaCl, w drugiej zaś w bezpośrednim kontakcie z badanym materiałem jest stalowa elektroda igłowa. Powierzchnia elektrody napięciowej, w wykonaniu z mostkiem elektrolytycznym, jest relatywnie duża. Zatem jej impedancja jest mała przy jednocześnie prawie punktowym pomiarze potencjału (w miejscu kontaktu z badaną tkanką). W wykonaniu tym na wynikową impedancję składają się trzy impedancje połączone szeregowo: Z_{e1} , Z_{e2} i Z_{Ag} . Z_{e1} jest impedancją walca elektrolytycznego, którego wymiary określa otwór w elektrodzie aplikacyjnej, Z_{e2} jest w przybliżeniu impedancją elektrolytu o kształcie stożka ściętego, którego promienie podstaw są określone przez promień otworu i elektrody E_{np} . Z_{Ag} jest impedancją

elektrodową elektrody napięciowej. Największą wartością modułu charakteryzuje się Z_{el} , co wynika z małych rozmiarów otworu. W drugim wykonaniu celki impedancja elektrody stalowej jest relatywnie duża, co jest związane z jej bardzo małą powierzchnią. Jednakże zaletą tego rozwiązania jest brak konieczności stosowania roztworów elektrolitycznych (tym samym zredukowano możliwość wystąpienia efektu bocznikowania badanej tkanki przez elektrolit).



Rys. 3.10. Schematyczny przekrój osiowy celki pomiarowej, a–a oś symetrii. W komorze korekcyjnej KK znajduje się jedynie elektroda prądowa E_{pr} i jest ona dokładnie na takiej samej wysokości i takim samym potencjale jak elektroda prądowa w komorze pomiarowej, KP. W komorze pomiarowej znajdują się także elektrody pomiarowe E_{np} . Przemieszczanie zespolonej elektrody (elektrody górne) odbywa się jednocześnie w obu komorach w taki sposób, że wysokość obu komór zawsze jest jednakowa



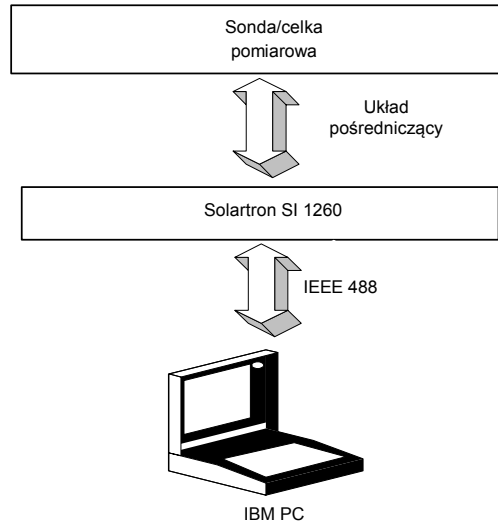
Rys. 3.11. Przekroje zespolonej elektrody prądowo-napięciowej, a) konstrukcja z elektrolitycznym mostkiem, b) konstrukcja z elektrodą stalową. Elektrody prądowe (oznaczone czarnym kolorem) w obu konstrukcjach wykonane są z Ag/AgCl

3.1.1.3. Przykłady pomiarów wybranych tkanek biologicznych

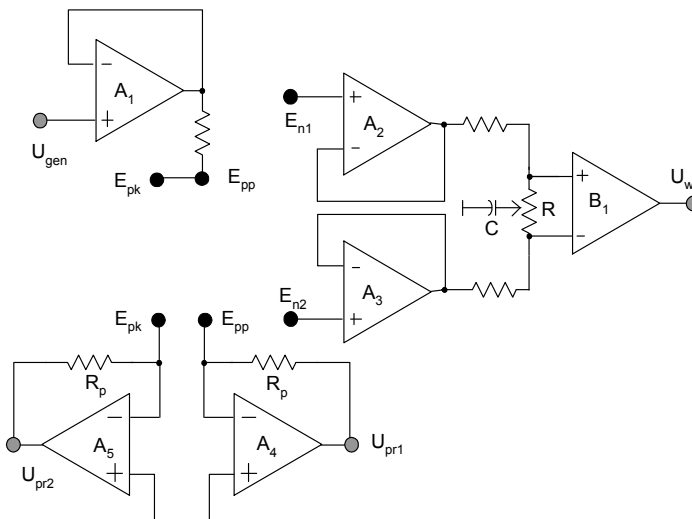
System pomiarowy stosowany przez Autora składał się z celki pomiarowej, elektronicznego układu pośredniczącego, analizatora Gain/Phase Solartron SI 1260 oraz komputera klasy IBM PC (rys. 3.12) [213, 249]. Jest to typowa konfiguracja sprzętu stosowana do badań spektroskopowych w zakresie częstotliwości do kilkunastu megaherców [35, 39, 69, 70, 134].

Celka dołączana jest aparatu Solartron SI 1260 poprzez zaprojektowane i wykonane pośredniczące układy elektroniczne, których zadaniem jest poprawienie parametrów wejściowych Solartronu SI 1260, m.in. impedancji wejściowej oraz współczynnika tłumienia sygnału wspólnego (ang. CMRR) (rys. 3.13). Układ pośredniczący był umieszczony na płycie drukowanej, wyposażonej z jednej strony w gniazda BNC, a z drugiej w specjalne

uchwyty podtrzymujące celkę. Dzięki takiemu rozwiązaniu wyeliminowano długie przewody łączące celkę i Solartron.



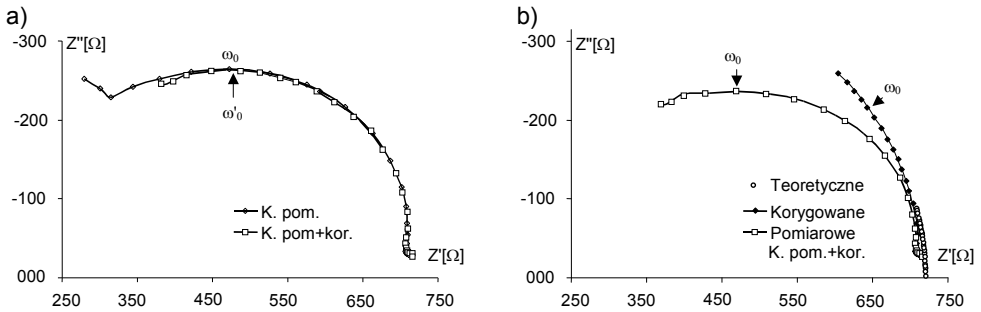
Rys. 3.12. Stanowisko badawcze do określania spektroskopowych charakterystyk elektroimpedancyjnych materiałów biologicznych



Rys. 3.13. Schemat ideowy układu elektronicznego pośredniczącego pomiędzy celką a analizatorem Solartron SI 1260. Symbole E_{pk} , E_{pp} i E_{n1} , E_{n2} oznaczają elektrody prądowe i pomiarowe, zarówno dla komory korekcyjnej jak i pomiarowej; U_{gen} , U_{wy} , U_{pr1} , U_{pr2} oznaczają odpowiednio sygnał z generatora, napięcie wyjściowe oraz napięcie proporcjonalne do prądu płynącego przez komorę pomiarową

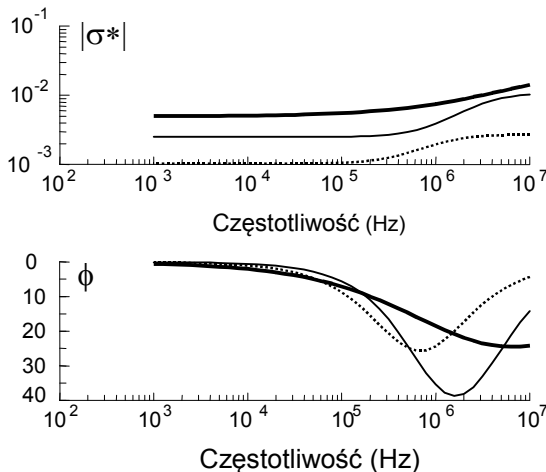
Układ zawiera dwa przetworniki prąd-napięcie o stałej konwersji R_p , przy czym przetwornik wytwarzający sygnał U_{pr2} używany jest jedynie w celu stworzenia identycznych warunków pracy dla obydwu komór: pomiarowej i korekcyjnej.

Wpływ dodatkowej komory korekcyjnej objawia się m.in. poprzez poszerzenie zakresu częstotliwości, $\omega'_0 > \omega_0$ (rys. 3.14a). Dalszą poprawę uzyskuje się dzięki zastosowaniu procedury kalibracyjnej (rys. 3.14b) [169]. Dla porównania pokazano także wynik teoretyczny (rys. 3.14b). Jak widać, znacznie odbiega on uzyskanych danych z pomiarów.



Rys. 3.14. Wynik pomiaru 0,0016 molowego roztworu KCl przedstawiony na płaszczyźnie zespolonej impedancji: a) z pustą (\diamond) i wypełnioną komorą korekcyjną (\square), b) wynik zastosowania procedury korekcyjnej (\diamond) oraz dla porównania pokazano przebieg teoretyczny (\bullet)

Za pomocą skonstruowanej celki przeprowadzono szereg badań. W rozdziale tym, jedynie dla celów ilustracyjnych, przedstawiono wyniki badań klinicznych, jak i eksperymentów na zwierzętach.

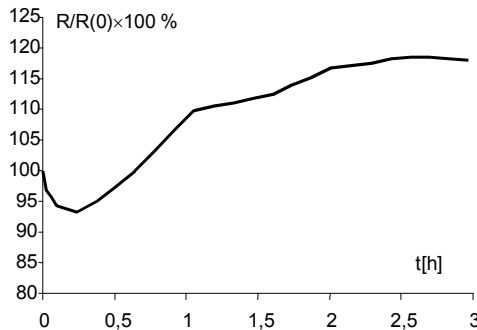


Rys. 3.15. Moduł i faza przewodności tkanki piersi: zdrowej (.....), nowotworowej (\square) oraz obrzeża guza (—)

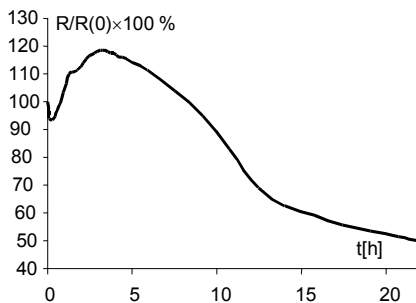
Badano tkanki piersi, zarówno nowotworowe jak i zdrowe, w celu określenia możliwości ich rozróżniania za pomocą takich parametrów, jak przewodność czy przenikalność

elektryczna. Tkaniki otrzymywano z Kliniki Chirurgii Onkologicznej AMG. Pomiary przeprowadzano natychmiast po pobraniu materiału, tak aby zmiany wywołane ich resekcją były minimalne.

Badany materiał był umieszczany w komorze pomiarowej celki, która cały czas przechowywana była w specjalnie do tego celu zbudowanym termostacie elektronicznym. Utrzymywał on stałą temperaturę próbki na poziomie $36^{\circ}\text{C} \pm 0,1$. W celu minimalizacji wpływu czasu trwania procedur pomiarowych na wartość badanych próbek używano jednocześnie trzech celek, przy czym każda zawierała materiał z innej części tkanki piersi (rys. 3.15) [212, 214].



Rys. 3.16. Zmiana składowej rzeczywistej R impedancji elektrycznej w czasie pierwszych trzech godzin od momentu ekstrakcji. Częstotliwość prądu pomiarowego wynosiła 1 kHz

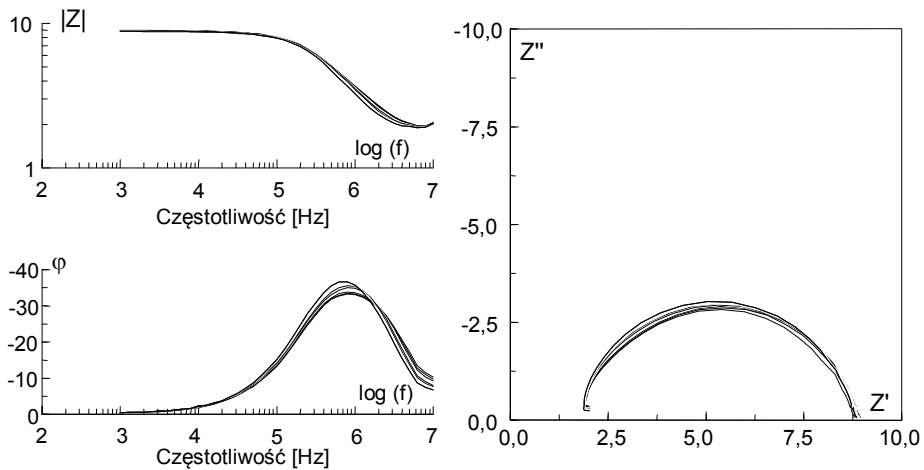


Rys. 3.17. Część rzeczywista impedancji elektrycznej, R , mierzonej dla częstotliwości 1 kHz, odniesionej do wartości początkowej, mierzonej w ciągu 22 godzin od momentu ekstrakcji

Inne badanie z użyciem celki polegało na długookresowym monitorowaniu zespolonej przewodności wycinka mięśnia serca. Celem badania było określenie charakteru zmian przewodności wywołanych zatrzymaniem dopływu tlenu do tkanki i ewentualne wykorzystanie tej znajomości do opracowania metody pomiarowej. Umożliwiłyby to nadzorowanie procesów wywołanych niedotlenieniem mięśnia podczas zabiegów na otwartym sercu (zarówno z użyciem, jak i bez krążenia pozaustrojowego). Do badań użyto wycinków mięśnia brodawkowego. Mięsień ten był usuwany podczas operacji wszycia sztucznych zastawek. Z przeprowadzonych badań wynika, że *najczulszym* parametrem na zmiany wywołane procesami niedotlenienia jest składowa rzeczywista impedancji otrzymana dla

prądu z zakresu niskich częstotliwości, rzędu kiloherców (rys. 3.16).

Charakter zmian przewodności we wszystkich badanych przypadkach był taki sam [255]. W pierwszej chwili po ekstrakcji następował wzrost wartości przewodności, jej chwilowa stabilizacja, po czym następował jej kilkugodzinny spadek (rys. 3.17). Po kilkunastu godzinach amplituda dyspersji praktycznie malała do zera, co było związane z procesami dezintegracji błon komórkowych [35, 70].



Rys. 3.18. Wpływ czasu jaki upłynął od momentu ekstrakcji próbki kości na wartość jej przewodności, moduł i faza impedancji dla częstotliwości w zakresie od 1 kHz do 10 MHz. Przedstawione dane pomiarowe otrzymano wielokrotnie badając próbkę w czasie jednej doby

Pomiary przewodności wybranych wycinków kości to inny przykład zastosowania skonstruowanej celki (rys. 3.18) [167, 168]. W badaniach tych sprawdzano możliwość zastosowania techniki bioimpedancyjnej do wykrywania procesu osteoporozy [167].

3.1.2. Elektryczne właściwości krwi

Celem badań przedstawionych w tym rozdziale było skonstruowanie celki, która umożliwiłaby określenie sposobu manifestowania się anizotropii przewodności krwi podczas pomiarów impedancji w warunkach zbliżonych do pomiarów *in vivo*, np. w IKG.

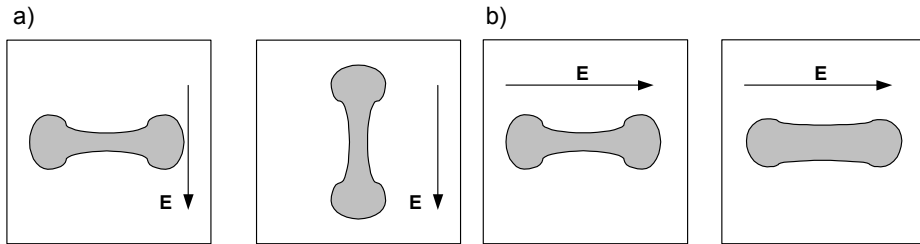
W pierwszej kolejności przedstawione zostaną komputerowe badania symulacyjne, których celem było określenie, jaką informację zawierają dane uzyskiwane z pomiarów przeprowadzanych za pomocą cylindrycznych celek przepływowych, w porównaniu z danymi uzyskiwanymi w innych warunkach bardziej zbliżonymi do rzeczywistych. Inne warunki pomiaru oznaczają, że opaskowe elektrody używane w badaniach eksperymentalnych nie mogą być nałożone bezpośrednio na naczynie krwionośne. Z teoretycznego punktu widzenia problem sprowadza się do zagadnienia zawartości informacji w danych uzyskiwanych za pomocą pomiarów rezystancji i jej zmian w warunkach różnego rozkładu pola elektrycznego i anizotropowych właściwości elektrycznych krwi.

Następnie przedstawiona zostanie konstrukcja celki umożliwiającej pomiar impedancji w dwóch ortogonalnych warunkach dla dwóch nieznacznie różniących się częstotliwości, 5 i 5,5 kHz. Celka ta została wykorzystana do pomiaru zmian rezystancji, wywołanych zmiennym przepływem krwi przez naczynie krwionośne, mierzonych wzdłuż i w poprzek naczynia. Pomiar taki powinien wykazać anizotropowy charakter krwi płynącej.

3.1.2.1. Zmiany rezystancji indukowane orientacją erytrocytów

Orientacja i deformacja erytrocytów ma wpływ na efektywną przewodność krwi. Dla uproszczenia założmy, że erytrocyty są tak *rozłożone* w krwi, że każdy z nich znajduje się w elemencie o kształcie sześcianu. Wówczas efektywna przewodność takiego elementu,

przy założeniu, że erytrocyt zbudowany jest z izolatora, będzie inna dla kierunku wzdłuż osi krótszej a inna wzdłuż osi dłuższej erytrocytu (rys. 3.19).



Rys. 3.19. Efektywna przewodność elementu sześciennego zawierającego jeden erytrocyt: a) wpływ relacji pomiędzy osią erytrocytu i kierunkiem pola elektrycznego, b) wpływ kształtu erytrocytu

Podobnie zmiana kształtu erytrocytu zmienia efektywną przewodność krwi (rys. 3.19b). Z poszczególnymi osiami erytrocytu dla krwi *uporządkowanej* można związać efektywną przewodność krwi. Do oszacowania wartości przewodności krwi dla erytrocytów zorientowanych przypadkowo (σ_p), równoległe (krótszą osią) (σ_n) i prostopadle (σ_t) do kierunku pola elektrycznego posłużono się zależnością (2.35). Założono, że przewodność materiału, z którego zbudowany jest erytrocyt, jest zerowa (jest to uzasadnione dla częstotliwości 5 kHz, która jest mała w porównaniu z częstotliwością charakterystyczną dla β dyspersji). Zależność (2.35) można przekształcić do następującej postaci:

$$\sigma_{bl} = \frac{\sigma_o}{1 + \frac{Hc}{100 - Hc} C}, \quad (3.2)$$

gdzie: σ_{bl} – przewodność krwi,
 σ_o – przewodność osocza,
 Hc – hematokryt,
 C – stała zależna od kształtu i orientacji erytrocytów w relacji do kierunku pola elektrycznego.

Dla orientacji przypadkowej wartość współczynnika C wynosi [226]:

$$C = C_p = \frac{1}{3}(C_a + 2C_b), \quad (3.3)$$

gdzie: a, b – odpowiednio krótsza i dłuższa oś erytrocytu modelowanego jako elipsoida.

Wartość współczynnika C dla pola zorientowanego wzdłuż osi a wynosi:

$$C_a = \frac{1}{M}, \quad (3.4)$$

natomiast dla pola zorientowanego wzdłuż osi b jest równa:

$$C_b = \frac{2}{2 - M}, \quad (3.5)$$

gdzie: M stała zależna od relacji a/b .

Wartość stałej M należy do przedziału od 0 (dla $a/b = 0$) do $2/3$ (dla $a/b = 1$). Dla kuli ($M = 2/3$) wartości współczynników C , C_a i C_b są sobie równe i wynoszą $3/2$. Jest to wartość oczekiwana, jako że w przypadku cząsteczek kulistych właściwości elektryczne stają się izotropowe. Posługując się przewodnością σ_n i σ_t , dostajemy warunek:

$$\sigma_n < \sigma_p < \sigma_t. \quad (3.6)$$

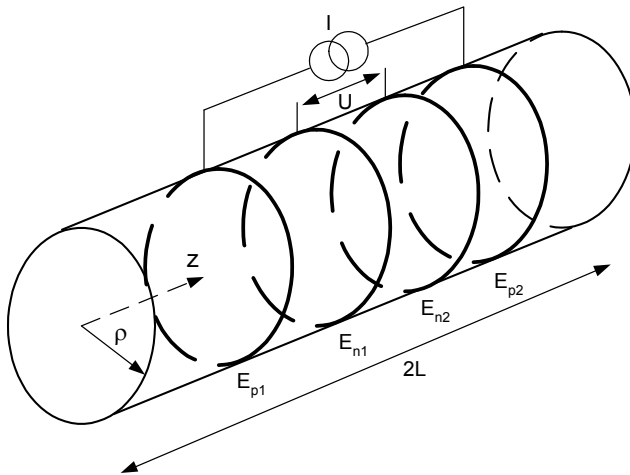
Do obliczeń przyjęto wartość hematokrytu, dla której $Hc/(100 - Hc) = 1,9$, przewodność osocza $\sigma_o = 1,6$ S/m, oraz współczynniki $C_a = 3,4$, $C_b = 1,2$ i $C_p = 1,9$ [226]. Korzystając z zależności (3.2) dostajemy $\sigma_n = 0,21$ S/m, $\sigma_t = 0,49$ S/m, $\sigma_p = 0,34$ S/m.

Gdy krew zaczyna płynąć w naczyniu cylindrycznym, erythrocyty porządkują swoje ułożenie w taki sposób, że układają się wzdłuż linii prądu (hydraulicznego) przepływającej krwi. Z kolei kształt linii prądu zależy od kształtu naczynia, własności mechanicznych ściany naczynia, liczby Reynoldsa itp. [61]. Tym samym wartość poszczególnych składowych tensora przewodności zależy od powyższych czynników. Dla krwi płynącej w naczyniu cylindrycznym naturalne jest przyjęcie cylindrycznego układu współrzędnych. W tym układzie współrzędnych tensor przewodności dla krwi przepływu laminarnego jest diagonalny [10, 157]:

$$\underline{\underline{\sigma}} = \begin{bmatrix} \sigma_t & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_n & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_t \end{bmatrix}. \quad (3.7)$$

Należy zwrócić uwagę, że przewodność wzdłuż osi naczynia $\sigma_z = \sigma_t$ jest identyczna z przewodnością w kierunku radialnym $\sigma_\rho = \sigma_t$.

W celu określenia źródła rozbieżności pomiędzy publikowanymi wynikami z badań *in vitro* i *in vivo* skonstruowano dwa modele [247]. Pierwszy służy do określenia właściwości metody powszechnie stosowanej w badaniach eksperymentalnych, w której wykorzystuje się celkę pomiarową w kształcie sztywnego naczynia cylindrycznego [53, 191].



Rys. 3.20. Model celki w kształcie naczynia cylindrycznego: E_{p1} i E_{p2} opaskowe elektrody prądowe służące do aplikacji prądu I , E_{n1} i E_{n2} elektrody napięciowe i pomiaru napięcia U

W naczyniu tym umieszczone są cztery elektrody opaskowe służące do pomiaru impedancji (rys. 3.20). Założono, że właściwości krwi opisuje tensor opisany zależnością (3.7). Stąd równanie (3.1) po uwzględnieniu symetrii osiowej przyjmuje postać:

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} \left(\sigma_t \rho \frac{\partial \phi}{\partial \rho} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma_t \frac{\partial \phi}{\partial z} \right) = 0. \quad (3.8)$$

Dla rozważanego przypadku równanie (3.8) upraszcza się do równania Laplace'a. Zakładając, że σ_t nie zależy od ρ i z dostajemy równanie Laplace'a. Potencjał, na powierzchni bocznej cylindra i jego podstawach, musi spełniać następujące warunki brzegowe:

$$\frac{\partial \phi}{\partial \rho} = 0 \quad \text{i} \quad \frac{\partial \phi}{\partial z} = 0. \quad (3.9)$$

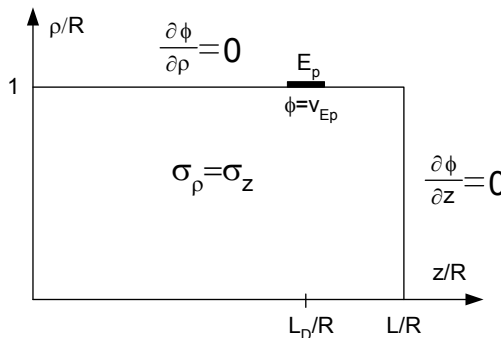
Elektrody prądowe charakteryzują się stałością potencjału (powierzchnia elektrod metalowych jest ekwipotencjalna), np. dla elektrody oznaczonej E_{p1} :

$$\phi = V_{E_{p1}}. \quad (3.10)$$

Powyższe zagadnienie określane jest jako tzw. mieszane zagadnienie brzegowe. Przy założeniu kształtu gęstości prądu pod elektrodą, powyższe zagadnienie sprowadza się do zagadnienia jednorodnego i można je relatywnie łatwo rozwiązać analitycznie [237].

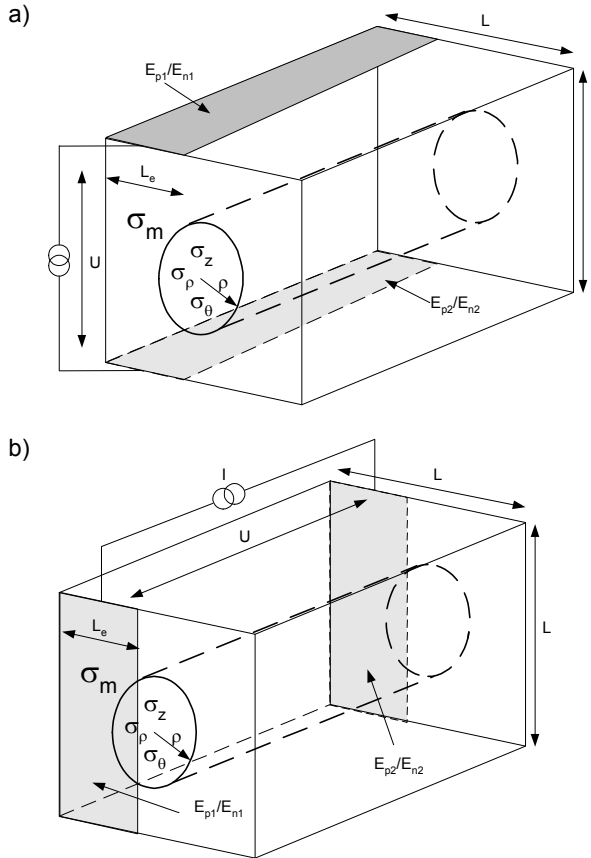
Do obliczenia zmiany rezystancji mierzonej w układzie z rys. 3.20, zgodnie z relacją (2.12) potrzebna jest znajomość zmiany przewodności krwi. Rozpatrywany jest szczególnie wypradek, tzn. taki, gdy zmiana przewodności krwi występuje w momencie gdy krew zaczyna płynąć. Krew płynącą opisuje diagonalny tensor przewodności $\sigma_\rho = \sigma_z = \sigma$, podczas gdy krew stojącą przewodność σ_ρ , zatem zmiana przewodności wynosi:

$$\Delta \sigma_\rho = \Delta \sigma_z = \sigma_t - \sigma_\rho. \quad (3.11)$$



Rys. 3.21. Model matematyczny (pokazana tylko jedna czwartka) dla przypadku pobudzenia przyłożonego pomiędzy elektrody E_{p1} i E_{p2}

Drugi model uwzględnia fakt, że w rzeczywistych pomiarach elektrody nie są nałożone bezpośrednio na naczynia, a są od nich oddalone. Stąd pole kreowane wokół naczyń może, i najczęściej ma, inny charakter niż w przypadku pokazanym na rysunku 3.20.



Rys. 3.22. Model pozwalający uwzględnić wpływ odległego położenia elektrod względem naczynia. L jest szerokością i wysokością modelu, a L_e jest szerokością elektrod, do których podłączone jest źródło prądowe o wydajności I . Pomiędzy elektrodami występuje napięcie U . Diagonalne elementy tensora przewodności krwi oznaczone odpowiednio σ_ρ , σ_θ i σ_z , a otaczającej izotropowej tkanki σ_m . Układ elektrod kreuający pole elektryczne: a) w kierunku prostopadłym do osi naczynia, b) w kierunku wzdłuż osi naczynia

Rozważany był model w postaci prostopadłościanu, na brzegach którego zadawany jest potencjał w taki sposób, aby wewnątrz naczynia kreowany był potencjał elektryczny o możliwie różnym rozkładzie (rys. 3.22). Można to osiągnąć poprzez odpowiedni dobór szerokości elektrody, tzn. L_e/L . W dalszej części rozpatrywany będzie przypadek z rys. 3.22a. Rozkład potencjału opisany jest zależnością:

$$\nabla \cdot \mathbf{j} = 0. \quad (3.12)$$

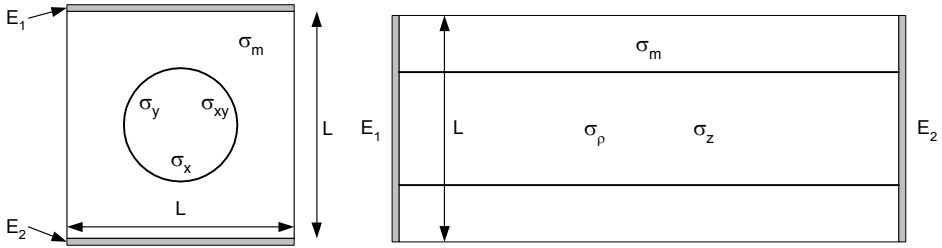
Gęstość prądu \mathbf{j} związana jest z polem elektrycznym \mathbf{E} zależnością:

$$\mathbf{j} = \underline{\sigma} \mathbf{E}. \quad (3.13)$$

W odróżnieniu od przypadku z rys. 3.20, tensor przewodności zdefiniowany jest w kartezjańskim układzie współrzędnych. Tensor ten ma postać:

$$\underline{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \sigma_{yx} & \sigma_{zx} \\ \sigma_{yx} & \sigma_y & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

Z równania (2.12) wynika, że w celu określenia wartości zmiany rezystancji ΔR wywołanej zmianą przewodności $\Delta\sigma$ całkowanie należy wykonać tylko w obszarze, w którym $\Delta\sigma \neq 0$, tzn. w obszarze naczynia.



Rys. 3.23. Uprozczone dwuwymiarowe modele dla przypadku, gdy powierzchnie elektrod i ścian, na których są one ułożone pokrywają się: a) model celki z rys. 3.22a, b) model celki z rys. 3.22b.

Na brzegu obszarów, które nie zawierają elektrod, przyjmuje się warunek brzegowy zanikania składowej normalnej gęstości prądu

W tym celu należy wykonać transformację tensora z układu współrzędnych cylindrycznych do układu współrzędnych kartezjańskich. Związek pomiędzy tensorem przewodności $\underline{\sigma}$ w cylindrycznym układzie współrzędnych, a tensorem przewodności $\underline{\sigma}$ w kartezjańskim układzie współrzędnych określony jest zależnością [92]:

$$\underline{\sigma} = \mathbf{A}\underline{\sigma}\mathbf{A}^T, \quad (3.15)$$

gdzie \mathbf{A}^T jest macierzą transponowaną macierzy transformacji \mathbf{A} .

W układzie kartezjańskim tensor $\underline{\sigma}$ jest symetryczny, bowiem jego składowe dla obszaru naczynia opisane są zależnościami:

$$\begin{aligned} \sigma_x &= \sigma_t \cos^2 \theta + \sigma_n \sin^2 \theta, \\ \sigma_y &= \sigma_t \sin^2 \theta + \sigma_n \cos^2 \theta, \\ \sigma_{yx} &= \sigma_{xy} = (\sigma_t - \sigma_n) \sin \theta \cos \theta, \\ \sigma_z &= \sigma_z, \end{aligned} \quad (3.16)$$

a pozostałe składowe są zerowe.

Należy zauważyć, że zmiany składowych σ_x i σ_y w funkcji kąta θ są wzajemnie zależne. Wartość zmiany przewodności $\Delta\sigma_x(\theta)$ wynosi:

$$\Delta\sigma_x(\theta) \approx \frac{d\sigma_x}{d\theta} \Delta\theta = 2(\sigma_n - \sigma_t) \cos(\theta) \sin(\theta) \Delta\theta, \quad (3.17a)$$

podczas gdy wartość $\Delta\sigma_y(\theta)$ jest jej przeciwna:

$$\Delta\sigma_y(\theta) \approx \frac{d\sigma_x}{d\theta} \Delta\theta = 2(\sigma_t - \sigma_n) \cos(\theta) \sin(\theta) \Delta\theta. \quad (3.17b)$$

Z kolei wartość $\Delta\sigma_{xy}(\theta)$ opisana jest zależnością:

$$\Delta\sigma_{xy}(\theta) \approx \frac{d\sigma_{xy}}{d\theta} \Delta\theta = (\sigma_t - \sigma_n) \cos(2\theta) \Delta\theta. \quad (3.17c)$$

Zależność przewodności σ_x i σ_y jest okresowa (okres 180°).

Oszacujmy, jak zmieni się przewodność krwi wypełniającej naczynie cylindryczne w momencie, gdy zaczyna ona płynąć. Uprościmy zagadnienie, przyjmując, że podczas przejścia krwi ze stanu spoczynkowego do ruchu istotny jest jedynie efekt orientacyjny. Przewodność krwi będąca skalarem σ_p przyjmuje postać tensora $\underline{\sigma}$ o elementach opisanych równaniem (3.16), stąd zmiana przewodności wynosi:

$$\Delta\underline{\sigma}^v = \begin{bmatrix} \sigma_x & \sigma_{xy} & 0 \\ \sigma_{yx} & \sigma_y & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma_p \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.18)$$

gdzie indeks górny v oznacza, że jest to różnica przewodności dla krwi stojącej i płynącej. Stąd poszczególne składowe tensora $\Delta\underline{\sigma}^v$ wynoszą:

$$\begin{aligned} \Delta\sigma_x^v &= \sigma_n + (\sigma_t - \sigma_n) \cos^2 \theta - \sigma_p, \\ \Delta\sigma_y^v &= \sigma_t + (\sigma_n - \sigma_t) \cos^2 \theta - \sigma_p, \\ \Delta\sigma_{xy}^v &= \frac{1}{2} (\sigma_t - \sigma_n) \sin(2\theta), \\ \Delta\sigma_z^v &= \sigma_t - \sigma_p. \end{aligned} \quad (3.19)$$

Z zależności (3.19) i z warunku (3.6) wynika, że wartość zmian przewodności $\Delta\sigma^v$, oprócz składowej w kierunku z , może być zarówno dodatnia jak i ujemna. Określmy obszary dodatniego i ujemnego znaku dla składowych $\Delta\sigma_x^v$ i $\Delta\sigma_y^v$. W tym celu w zależności (3.19) przyjmijmy zerową zmianę przewodności i przekształćmy równania do postaci:

$$\begin{aligned} \sigma_p &= \sigma_n + (\sigma_t - \sigma_n) \cos^2 \theta \Big|_{\Delta\sigma_x^v=0}, \\ \sigma_p &= \sigma_t + (\sigma_n - \sigma_t) \cos^2 \theta \Big|_{\Delta\sigma_y^v=0}. \end{aligned} \quad (3.20a)$$

Z równań (3.20) wyznaczamy wartość kąta, dla której zmiany $\Delta\sigma_x^v$ i $\Delta\sigma_y^v$ są zerowe:

$$\begin{aligned} \cos(\theta) \Big|_{\Delta\sigma_x=0} &= \left(\frac{\sigma_p - \sigma_n}{\sigma_t - \sigma_n} \right)^{1/2}, \\ \cos(\theta) \Big|_{\Delta\sigma_y=0} &= \left(\frac{\sigma_p - \sigma_t}{\sigma_n - \sigma_t} \right)^{1/2}. \end{aligned} \quad (3.20b)$$

Biorąc pod uwagę wcześniej określone wartości σ_p , σ_n i σ_t , otrzymujemy wartości kątów

$$\theta \Big|_{\Delta\sigma_x^v=0} = 47^\circ \text{ i } \theta \Big|_{\Delta\sigma_y^v=0} = 43^\circ .$$

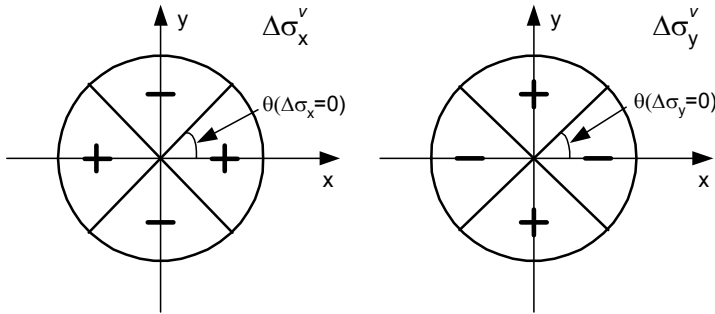
Nie ma teoretycznego uzasadnienia, przynajmniej dla przyjętego kształtu erythrocytu, aby wartości tych kątów dla $\Delta\sigma_x^v$ i $\Delta\sigma_y^v$ były różne. Ponadto, z równań (3.17) wynika, że zmiany przewodności $\Delta\sigma_x^v$ i $\Delta\sigma_y^v$ w funkcji kąta są sobie przeciwne (rys. 3.24). Można stąd wnioskować, że rozbieżność wynika z niedokładnego wyznaczenia wartości σ_p , σ_n i σ_t . Przyjmując, że kąt ten wynosi 45° , z zależności (3.20b) otrzymujemy, że relacja pomiędzy przewodnością krwi w dla różnego uporządkowania wynosi

$$\sigma_t + \sigma_n - 2\sigma_p = 0 . \quad (3.21)$$

W celu określenia zmiany rezystancji zależność (2.12), podaną przez Geselowitza, należy rozszerzyć na przypadki anizotropowe:

$$\Delta Z = - \int \left[E_\phi^T \underline{\sigma}_\phi^T E_\psi - E_\phi^T \underline{\sigma}_\psi E_\psi \right] dv , \quad (3.22)$$

gdzie E_ϕ , E_ψ są wektorami pola elektrycznego, $\underline{\sigma}_\phi$ jest tensorem przewodności przed jej zmianą, $\underline{\sigma}_\psi$ – tensorem przewodności po jej zmianie, a indeks górny T oznacza macierz lub wektor transponowany. Przyjęto jednostkowe wartości prądów pomiarowych.



Rys. 3.24. Podobszary w przekroju poprzecznym naczyń charakteryzujące się ujemną i dodatnią wartością zmian przewodności $\Delta\sigma_x^v$ i $\Delta\sigma_y^v$. Zmiany przewodności powstają, gdy krew przechodzi od stanu przypadkowego uporządkowania do stanu zorientowanych erythrocytów. Pokazano tylko przekrój obszaru naczyń, zakłada się bowiem, że w otaczającej tkance nie zachodzą żadne zmiany przewodności

Uwzględniając symetrię macierzy $\underline{\sigma}_\phi$, zależność (3.22) można przekształcić do postaci:

$$\Delta Z = - \int E_\phi^T \Delta \underline{\sigma} E_\psi dv . \quad (3.23)$$

Z zależności (3.23) wynika, że zmiana impedancji jest ważoną sumą poszczególnych zmian przewodności, przy czym wartości wag określone są przez składowe pola elektrycznego i objętość obszarów, w których zmiana przewodności jest różna od zera. Rozważmy dwa proste przypadki. W pierwszym układ elektrod jest taki, że generowana jest tylko jedna składowa gradientu potencjału, i niech to będzie składowa E_y , wówczas równanie (3.23) upraszcza się do następującego:

$$\Delta Z = -\int \Delta\sigma_y^v (E_y)^2 dv, \quad (3.24)$$

mimo iż pozostałe składowe tensora zmian przewodności są niezerowe.

W drugim przypadku założmy, że składowe E_x i E_y są niezerowe, co prowadzi do zależności:

$$\Delta Z = -\int \left[\Delta\sigma_x^v (E_x)^2 + \Delta\sigma_y^v (E_y)^2 + 2\Delta\sigma_{xy}^v (E_x E_y) \right] dv. \quad (3.25)$$

Zatem, mierzona wartość zmiany impedancji jest ważoną sumą wszystkich składowych tensora zmian przewodności. Załóżmy dalej, że całą zmianę impedancji ΔZ wywołuje obszar o bardzo małej objętości v , dla którego wartość $\Delta\sigma_x^v$ jest dodatnia, wartość $\Delta\sigma_y^v$ ujemna, a $\Delta\sigma_{xy}^v$ i $\Delta\sigma_z^v$ zerowa (obszar znajduje się na osi x). Dla takiego przypadku dostajemy:

$$\Delta Z \approx -\left[\Delta\sigma_x^v (E_x)^2 - \Delta\sigma_y^v (E_y)^2 \right] v. \quad (3.26)$$

Zatem w zależności od rozkładu gradientu potencjału, tzn. od wartości E_x i E_y , oraz wartości poszczególnych składowych tensora zmian przewodności, każdy punkt obszaru może powodować wzrost lub spadek mierzonej impedancji. Przyjmując, że wartości składowych $|\Delta\sigma_x^v|$, $|\Delta\sigma_y^v|$ są dodatnie, przy zerowaniu się składowej E_x dostaniemy wzrost impedancji, a przy zerowaniu się składowej E_y – jej spadek.

Oszacujmy zmianę impedancji, gdy pole ma postać $\mathbf{E}[E_x, 0, 0]$. Podstawiając zmianę przewodności $\Delta\sigma_x^v$ (3.19) do równania (3.25) i wykonując operację całkowania, dostajemy:

$$\Delta Z = -\frac{\pi R^2 L E_x^2}{2} [\sigma_t + \sigma_n - 2\sigma_p], \quad (3.27a)$$

gdzie L jest długością naczynia.

Zgodnie z konkluzją (3.21), wynikającą z dyskusji równania (3.20b), zmiana impedancji mierzona w kierunku poprzecznym do osi naczynia jest zerowa. Wynik ten jest prawdziwy tylko wtedy, gdy pole wewnątrz naczynia jest stałe. Do takiego samego wyniku, równanie (3.27a), dochodzi się, gdy pole ma postać $\mathbf{E}[0, E_y, 0]$. Stąd, biorąc pod uwagę postać składowej $\Delta\sigma_{xy}^v$ (3.19), otrzymujemy, że zmiana jest także zerowa dla pola $\mathbf{E}[E_x, E_y, 0]$, gdy składowe E_x i E_y są stałe. Takie same obliczenia dla pola $\mathbf{E}[0, 0, E_z]$, prowadzą do następującej zależności:

$$\Delta Z = -\pi R^2 L E_z^2 [\sigma_t - \sigma_p]. \quad (3.27b)$$

Dla modelu z rys. 3.20 zmiana przewodności upraszcza się do skalaru $\Delta\sigma$. Jest to efekt braku wpływu składowej kątovej $\Delta\sigma_\theta$, jako że ta składowa pola, E_θ , nie jest generowana dla tej konfiguracji elektrod:

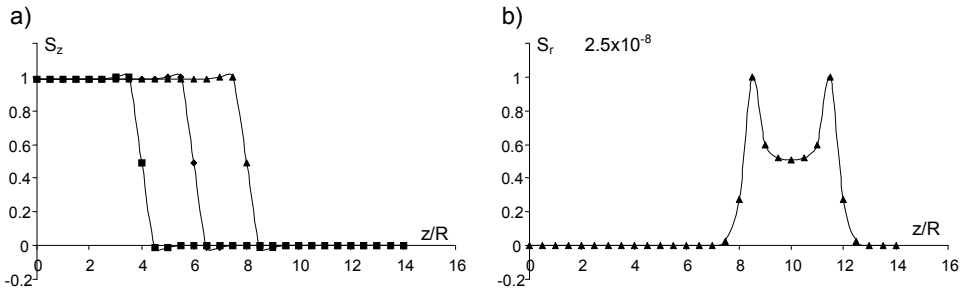
$$\Delta Z = -\int \left[\Delta\sigma_r^v E_{r\phi} E_{r\psi} + \Delta\sigma_z^v E_{z\phi} E_{z\psi} \right] dv. \quad (3.28)$$

Gdy elektrody znajdują się w znacznej odległości od siebie, wówczas $E_{r\phi} E_{r\psi} = 0$ (rys. 3.25) i równanie (3.28) przyjmuje postać:

$$\Delta Z = -\int \Delta\sigma_z^v E_{z\phi} E_{z\psi} dv. \quad (3.29)$$

Znaczne oddalenie elektrod pobudzających i prądowych oznacza, że odległość pomiędzy elektrodami stanowi wielokrotność promienia cylindra, na którym są one umieszczone.

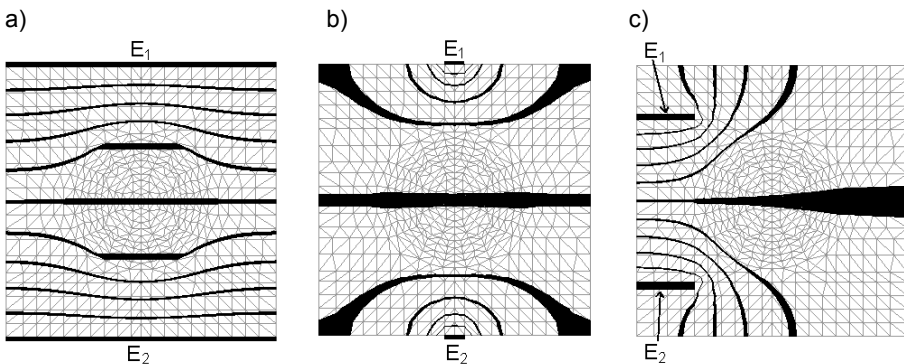
Zachowanie się składowej radialnej i wzdłużnej funkcji czułości pokazano na rysunku 3.25. Dla rozważanych przypadków zasadnicze znaczenia ma tylko składowa wzdłużna.



Rys. 3.25. Składowe funkcje czułości dla przypadku z rys. 3.20: a) wzdłużna S_z , b) radialna S_r .

Oznaczenia: ■ $-z_U/R = 4$, ◆ $-z_U/R = 6$, ▲ $-z_U/R = 8$, gdzie a jest promieniem cylindra o długości $2L = 20R$. Położenie elektrod prądowych $z_U/R = 12$. Krzywe otrzymano dla $r = 0,8R$ i szerokości elektrod $d = 0,1R$

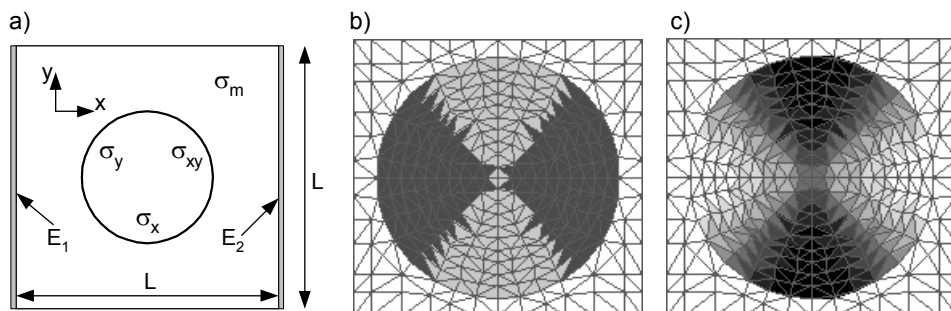
Pokazano tylko jedną składową radialną dla elektrody napięciowej położonej $z_U = 8R$, gdyż pozostałe dwie są znacznie mniejsze. Zatem, za pomocą celki z rys. 3.20 może być mierzona tylko składowa $\Delta\sigma_z^v$. Biorąc pod uwagę, że $\Delta\sigma_z^v > 0$, zmiana impedancji ΔZ_z w kierunku wzdłuż naczynia jest ujemna, tzn. w momencie przejścia ze stanu nieuporządkowanego (krew stojąca) do stanu uporządkowanego (krew płynąca) wartość impedancji spada.



Rys. 3.26. Rozkład potencjału dla różnych konfiguracji elektrod E_1 i E_2 , do których przyłożono napięcie 1 V, odstęp pomiędzy liniami ekwipotencjalnymi wynosi 0,1 V: a) elektrody pokrywające cały brzeg obszaru, b) elektrody umieszczone na brzegu obszaru, ale stanowiące tylko jego część, c) elektrody przesunięte w okolice naczynia. Szerokość linii ekwipotencjalnej jest odwrotnie proporcjonalna do wartości gradientu potencjału

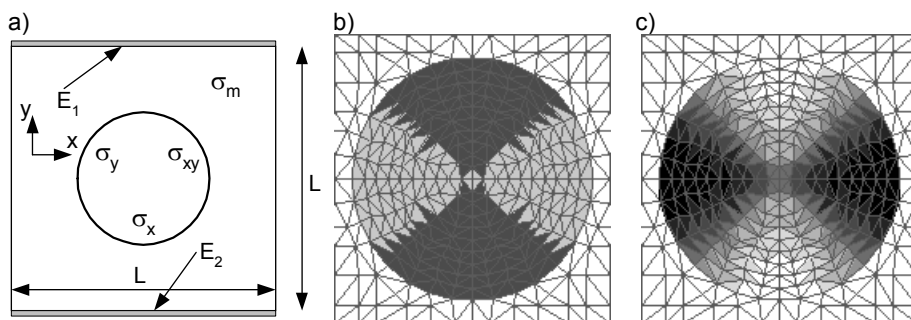
Do obliczeń przyjęto przewodność krwi nieuporządkowanej 0,34 S/m oraz przewodność krwi uporządkowanej 0,49 S/m i 0,21 S/m, odpowiednio wzdłuż osi dłuższej i krótszej erythrocytu. Zmiana rezystancji, obliczona na jednostkę wysokości cylindra, wynosiła -44% . Jest to wartość bardzo duża, w rzeczywistości należy spodziewać się znacznie mniejszej gdyż erythrocyty nie będą idealnie ułożone wzdłuż linii prądu hydraulicznego, ponadto zmiana ta będzie determinowana przez inne zjawiska nieuwzględnione w modelu.

W badaniach eksperymentalnych wartości te wynoszą od -20 do -40% [157, 227].



Rys. 3.27. Przykład 1: a) konfiguracja elektrod, b) znak zmiany rezystancji dla każdego elementu modelu MES, kolor ciemny – ujemny, kolor jasny – dodatni, c) wartość zmiany rezystancji wnoszonej przez poszczególne elementy obszaru naczynia, kolor biały oznacza najmniejszą (ujemną), a kolor czarny największą (dodatnią) zmianę

W modelu drugim, oprócz wartości składowych tensora przewodności krwi, przyjęto, że przewodność tkanki otaczającej naczynie wynosiła $0,095$ S/m. Ponadto model uproszczono do przypadku pomiaru dwuelektrodowego. Wartości zmian rezystancji są odniesione do rezystancji wnoszonej przez naczynie, którą określono za pomocą zależności (2.12) i przy założeniu, że zmiana przewodności jest równa przewodności krwi nieuporządkowanej. Rozkłady potencjału dla różnego położenia i rozmiarów elektrod pokazano na rys. 3.26. Różnica pomiędzy przewodnością tkanki i krwi powoduje, że rozkład potencjału nie jest jednorodny nawet dla przypadku z rys. 3.26a.

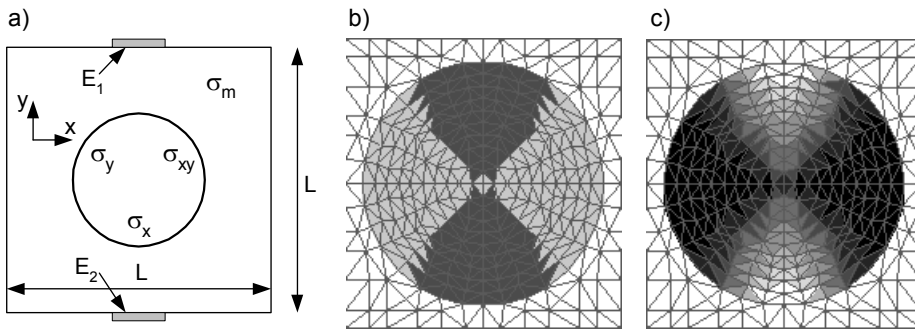


Rys. 3.28. Przykład 2: a) konfiguracja elektrod, b) znak zmiany rezystancji dla poszczególnych punktów obszaru, c) wartość bezwzględna zmiany rezystancji wnoszonej przez poszczególne punkty obszaru naczynia. Oznaczenia jak na rys. 3.24

W dalszej kolejności pokazano sześć przykładów, różniących się pomiędzy sobą rozkładem potencjału. Dla każdego z nich policzono wartości zmian mierzonej rezystancji, przy założeniu, że tensor zmian przewodności krwi był taki sam. W przykładzie pokazanym na rys. 3.27 w obszarze naczynia praktycznie występuje tylko składowa pola E_x (rys. 3.27a).

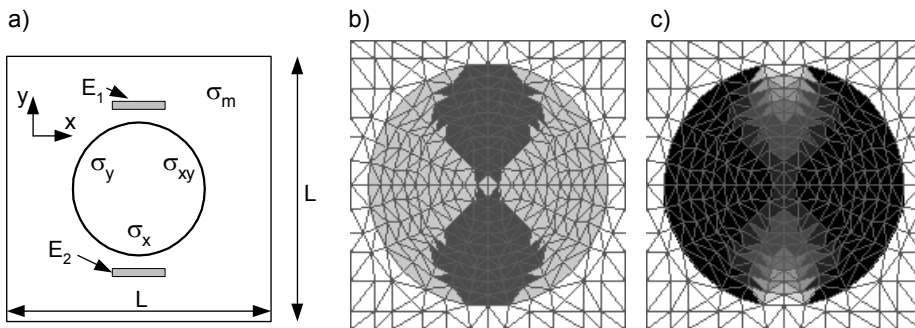
Wkład poszczególnych punktów, w obszarze naczynia, do wynikowej zmiany rezystancji jest różnych znaków i wartości. Jeden obszar wnosi się ze znakiem dodatnim, podczas gdy drugi ze znakiem ujemnym (rys. 3.27b). Bezwzględna wartość zmiany jest zależna

od położenia punktu w obrębie naczynia (rys. 3.27c). Wynikowa zmiana rezystancji dla układu z rysunku 3.27 dla podanych wcześniej parametrów modelu wynosi 0,9%. Układ jest symetryczny, tzn. zmiana kierunku pola o 90° powoduje takie samo przemieszczenie się obszarów wnoszących się do mierzonej rezystancji ze znakiem dodatnim i ujemnym (rys. 3.28). Tak jak należało się spodziewać, wartość zmiany rezystancji jest taka sama jak w poprzednim przypadku i wynosi (0,93%). Niewielka różnica wynika z dokładności modelu.



Rys. 3.29. Przykład 3: a) układ elektrod, b) znak mierzonej zmiany rezystancji, c) bezwzględna wartość zmiany rezystancji. Oznaczenia identyczne jak na rysunku 3.24

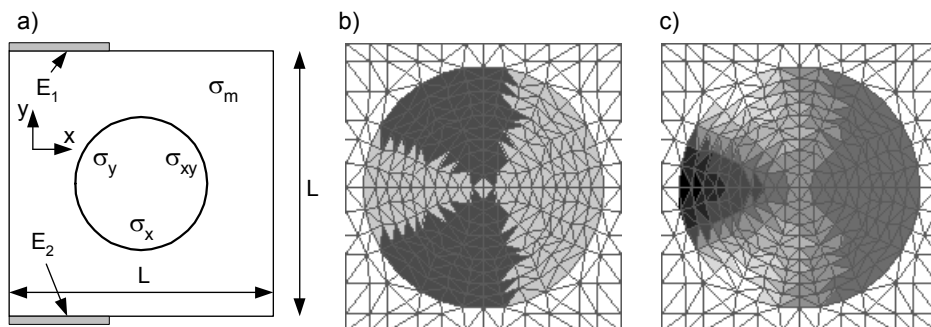
Należy zauważyć, że także inne składowe tensora zmian przewodności $\Delta\sigma^j$ decydują o wartości obliczonej zmiany rezystancji (3.19). Bardziej niejednorodny rozkład pola, ale także symetryczny, uzyskano w wyniku przyłożenia potencjałów tylko na części brzegu (rys. 3.29). W tym przypadku pole obszaru wywołującego spadek rezystancji jest mniejsze od pola wywołującego jej wzrost. Niemniej wynikowa zmiana rezystancji jest w dalszym ciągu dodatnia i wynosi 0,7%, czyli mniejsza niż w poprzednim przypadku.



Rys. 3.30. Przykład 4: a) konfiguracja elektrod, b) znak zmiany rezystancji, c) wartości bezwzględne zmiany rezystancji. Oznaczenie jak na rys. 3.24

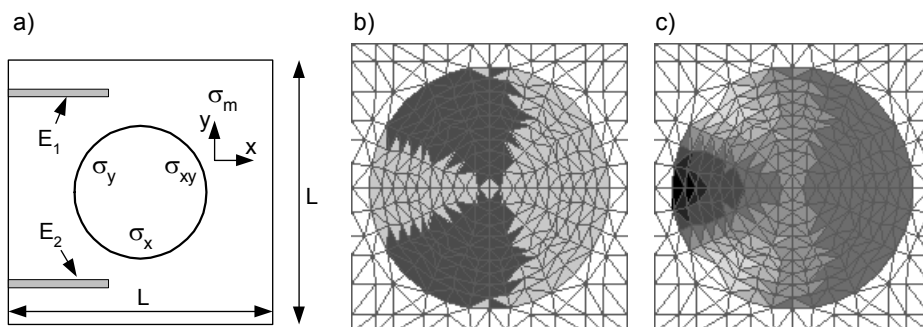
Następnie, elektrody przesunięto bliżej naczynia, zachowując ich szerokość (rys. 3.30). Kształt obszaru powodującego spadek impedancji uległ dalszemu zmniejszeniu (w porównaniu z przypadkiem z rysunku 3.29), a zmiana rezystancji wyniosła dla tego przypadku 0,3%. Następnie elektrody zostały przemieszczone do położenia, jak na rysunku 3.31a.

Prowodzi to do innego rozkładu pola. Jednak, podobnie jak dla poprzednich przypadków, uzyskano obszary o dodatnim i ujemnym znaku.



Rys. 3.31. Przykład 5: a) konfiguracja elektrod, b) znak zmian rezystancji, c) wartość bezwzględna zmian rezystancji. Oznaczenia jak na rys. 3.24

Wynikowa zmiana rezystancji dla tego przypadku wyniosła 1,2%. Wyniki pokazane na rysunku 3.32 otrzymano w wyniku przesunięcia elektrod bliżej naczynia bez zmiany ich położenia na osi x (zmniejszona została odległość między nimi). W rezultacie zmiana rezystancji wyniosła 2%.



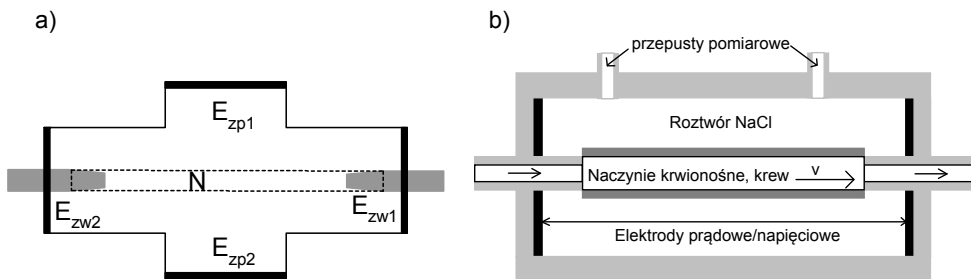
Rys. 3.32. Przykład 6: a) konfiguracja elektrod, b) znak zmian rezystancji, c) wartość bezwzględna zmian rezystancji. Oznaczenia jak na rys. 3.24

Z powyższych przykładów wynika, że sposób – w jaki zmiany przewodności związane wnoszą swój wkład do sygnału rezystancyjnego, jest funkcją zmian przewodności i charakteru pola elektrycznego (funkcji czułości). Nie było celem tych symulacji, mimo oparcia się na danych zbliżonych do rzeczywistych, dokładne określenie wartości zmian rezystancji. Celem badań było pokazanie mechanizmu decydującego o sposobie wnoszenia się, indukowanych przez przepływ, zmian przewodności krwi do mierzonej rezystancji.

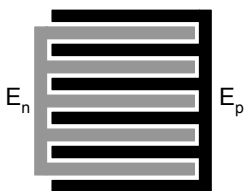
Przeprowadzone symulacje komputerowe wykazały, że w przypadkach, gdy pomiar rezystancji odbywa się w kierunku poprzecznym, w przeciwieństwie do pomiaru wzdłuż naczynia, uzyskuje się zdecydowanie mniejszą zmianę wartości rezystancji, wywołaną efektem orientacyjnym.

3.1.2.2. Weryfikacja eksperymentalna

W celu potwierdzenia omawianych mechanizmów skonstruowano odpowiedni system pomiarowy. Zawiera on celkę pomiarową i układ elektroniczny [252]. Celka zbudowana jest w kształcie równoległoscianu, którego podstawa ma kształt pokazany na rysunku 3.33a. W ścianach bocznych umieszczono przepusty umożliwiające mocowanie elastycznego naczynia (graftu), przez które przepływa krew (rys. 3.33). Pozostała objętość równoległoscianu wypełniona jest roztworem NaCl. Długość graftu jest znacznie większa niż rozmiar obszarów przepływu burzliwego, który może być wywołany gwałtownym przejściem z naczynia sztywnego (przepust) w elastyczne [61]. Zestaw elektrod umożliwia jednoczesny pomiar impedancji w dwóch ortogonalnych kierunkach. Celkę charakteryzują dwie stałe, które wiążą mierzone zmiany rezystancji ze zmianami przewodności: dla kierunku wzdłuż oraz w poprzek naczynia. W celu ich oszacowania zastosowano MES. W modelu uwzględniono przewodność warstwy elektrodowej. Przeprowadzono badania symulacyjne dla różnych relacji wartości przewodności roztworu NaCl, wypełniającego celkę do wartości przewodności warstwy elektrodowej. W wyniku tych badań określono optymalny kształt celki, w którym minimalizowany był efekt *zwierania* pola przez elektrody, szczególnie dla kierunku wzdłużnego (rys. 3.33). Zarówno kształt celki, jak i wpływ elektrod powodował, że nie było możliwe otrzymanie jednorodnego rozkładu potencjału w obrębie całej celki.



Rys. 3.33. Celka do oceny zmian impedancji wywołanych zmiennym przepływem krwi: a) widok z góry, b) widok z boku. W widoku z boku pokazano tylko zestaw elektrod do oceny składowej wzdłużnej impedancji. E_{zp1} , E_{zp2} , E_{zw1} i E_{zw2} oznaczają elektrody zespolone (napięciowo prądowe, pokazane na rysunku 3.34) odpowiednio do pomiaru w poprzek i wzdłuż naczynia N



Rys. 3.34. Kształt grzebieniowej elektrody zespolonej, składającej się z elektrody prądowej E_p i napięciowej E_n

Najlepiej, gdy pola odprowadzeń kreowane przez elektrody prądowe i napięciowe, zgodnie z zależnością (2.15), są równoległe i jednorodne. Wówczas funkcja czułości jest dodatnia i ma stałą wartość w całym obszarze. Teoretycznie, aby to osiągnąć, elektrody prądowe i napięciowe powinny się pokrywać, tzn. powinny to być te same elektrody. Prowadzi to do systemu dwuelektrodowego, którego wady są powszechnie znane. Przyjmując, że nie zależy nam na jednorodności pola odprowadzenia w obszarze bezpośrednio przylegającym do elektrod, geometria elektrod może być taka jak na rys. 3.34.

Doświadczając odpowiednio rozmiar pojedynczego listka elektrody i przerwy pomiędzy listkami elektrody prądowej i napięciowej, można zredukować niejednorodność pól odprowadzeń do relatywnie małych rozmiarów. Ostatecznie na wszystkich

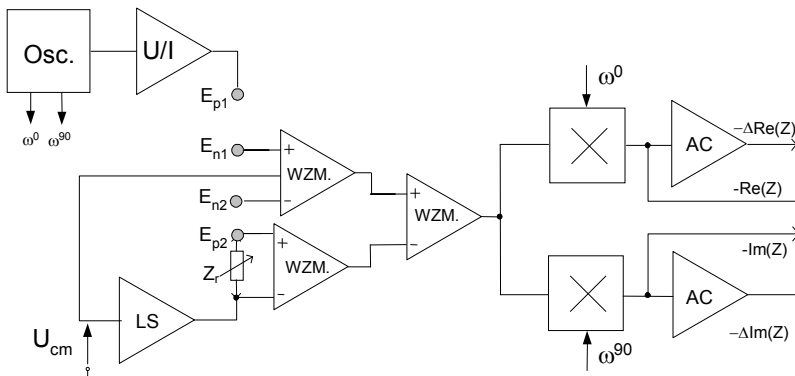
ścianach bocznych umocowano elektrody o kształcie ząbzących się grzebieni. Jeden grzebień stanowił elektrodę prądową, a drugi napięciową. Oznacza to, że lokalna czułość na zmiany przewodności jest funkcją położenia i nie jest stała w obrębie naczynia. Wymagało to eksperymentalnego określenia stałych celki wiążących zmiany przewodności w kierunku podłużnym i poprzecznym z odpowiadającymi zmianami mierzonych rezystancji.

Jednoczesny pomiar rezystancji w dwóch kierunkach jest możliwy jedynie w przypadku wykorzystania prądów o dwóch różnych częstotliwościach. O odstępie pomiędzy częstotliwościami decydowały parametry układu pomiarowego. Do pomiarów wybrano dwie częstotliwości 5 i 5,5 kHz. W ogólności tensor zmian przewodności krwi jest zespolony:

$$\Delta\underline{\sigma}^*(\omega) = \Delta\underline{\sigma}(\omega) + j\omega\Delta\underline{\varepsilon}'(\omega), \quad (3.30)$$

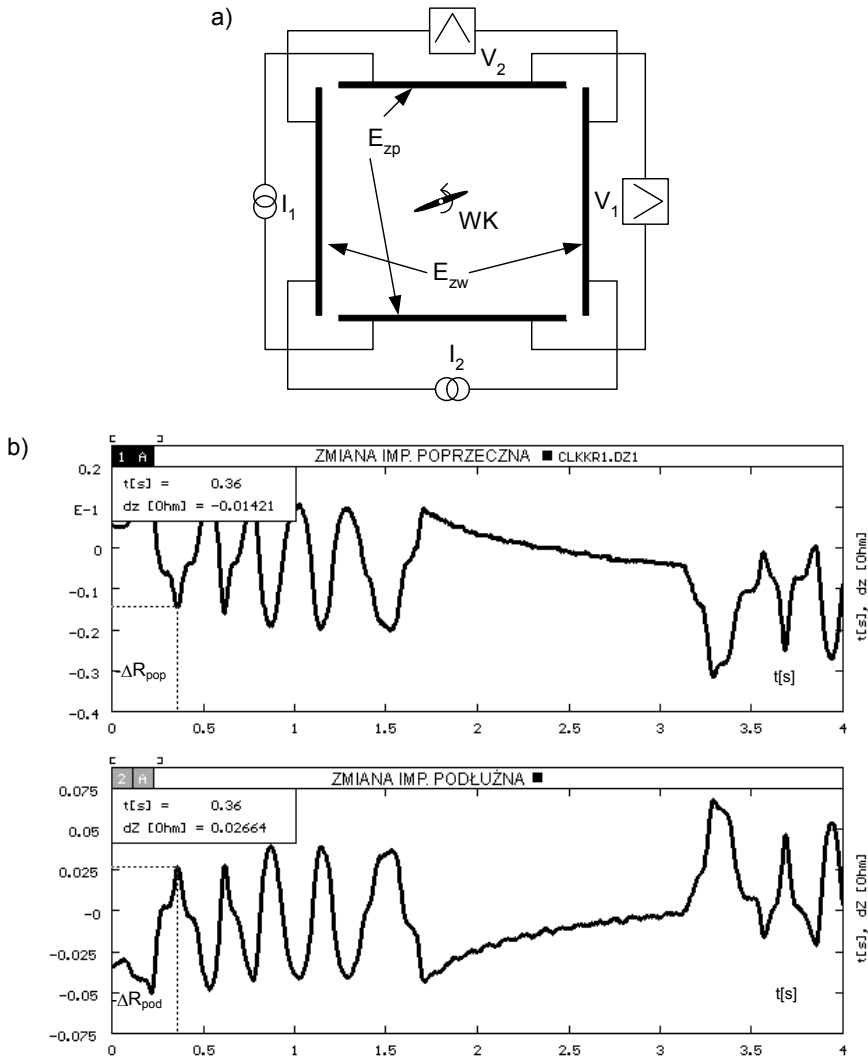
gdzie: $j = \sqrt{-1}$, $\underline{\sigma}(\omega)$ – tensor przewodności,
 $\underline{\varepsilon}'(\omega)$ – tensor przenikalności krwi.

W rozważanym zakresie częstotliwości składowa urojona w równaniu (3.30) jest o kilka rzędów mniejsza od składowej rzeczywistej. Stąd wielkość zmian impedancji elektrycznej wywołanych zmiennym przepływem krwi w zakresie niskich częstotliwości ma charakter rezystancyjny.



Rys. 3.35. Schemat blokowy jednego toru pomiarowego. Oznaczenia: Osc. – generator, U/I – konwerter napięcie – prąd, LS – przesuwnik poziomy, WZM. – wzmacniacz różnicowy, × – układ detektora synchronicznego, ω^0 i ω^{90} – sygnały referencyjne, AC – wzmacniacz prądu zmiennego, E_{n1} , E_{n2} – elektrody napięciowe, E_{p1} , E_{p2} – elektrody prądowe, Z_r rezystancja referencyjna

W dalszych pracach przewiduje się, dzięki odpowiedniemu zwiększeniu częstotliwości prądu pomiarowego, pomiar składowej rzeczywistej i urojonej. Stąd, prezentowany układ pomiarowy przeznaczony jest do pomiaru obydwu składowych impedancji, mimo że w monografii jest mierzona tylko składowa rzeczywista. Jednoczesny pomiar wartości rezystancji, R i jej zmian ΔR w dwóch kierunkach wymaga układu pomiarowego składającego się z dwóch identycznych torów pomiarowych (rys. 3.35). Zasilacze poszczególnych torów pomiarowych, jak i same tory pomiarowe muszą być oddzielone galwanicznie. Dzięki temu minimalizowany jest wpływ rezystancji referencyjnej Z_r na przesłuchy pomiędzy kanałami pomiarowymi. Biorąc pod uwagę objętość naczynia oraz wartości zmian jej przewodności, zmiany rezystancji były niewielkie i w przeprowadzonym eksperymencie nie były większe niż $|\Delta R|/|R| = 1\%$.

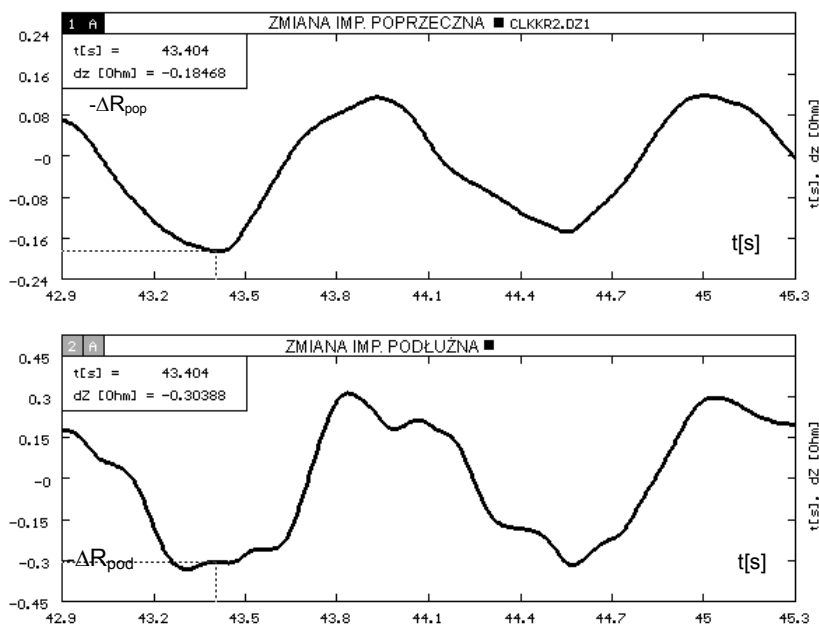


Rys. 3.36. Wynik pomiaru zmian rezystancji wywołanych *wirującym* dyskiem: a) ułożenie dysku względem kierunku pomiarów powinno wywoływać związane ze sobą zmiany rezystancji mierzone w dwóch kierunkach za pomocą układów odpowiednio I_1-V_1 i I_2-V_2 i elektrod zespolonych E_{zp} i E_{zw} , b) przykładowy zapis zmian rezystancji, faza obu rejestrowanych sygnałów jest przeciwna, co jest zgodne z teoretycznymi przewidywaniami. Należy zwrócić uwagę, że zmiana dodatnia (wzrost rezystancji) skierowana jest do dołu, stąd oś oznaczono $-\Delta R$

Przewodność elektrolitu, który wypełnia celkę, została tak dobrana, by rezystancja *widziana* przez źródło prądowe była w zakresie obciążeń, dla których źródło charakteryzuje się dużą impedancją wyjściową. (W czasie eksperymentów z krwią przewodność elektrolitu była większa od przewodności krwi stojącej). Liniowy zakres pracy źródła określono, obciążając je rezystancją od 0 do 2 k Ω . Poziom szumów poszczególnych torów pomiarowych, przy rezystancji obciążenia 100 Ω , jest równoważny zmianom rezystancji 2 m Ω . W celu

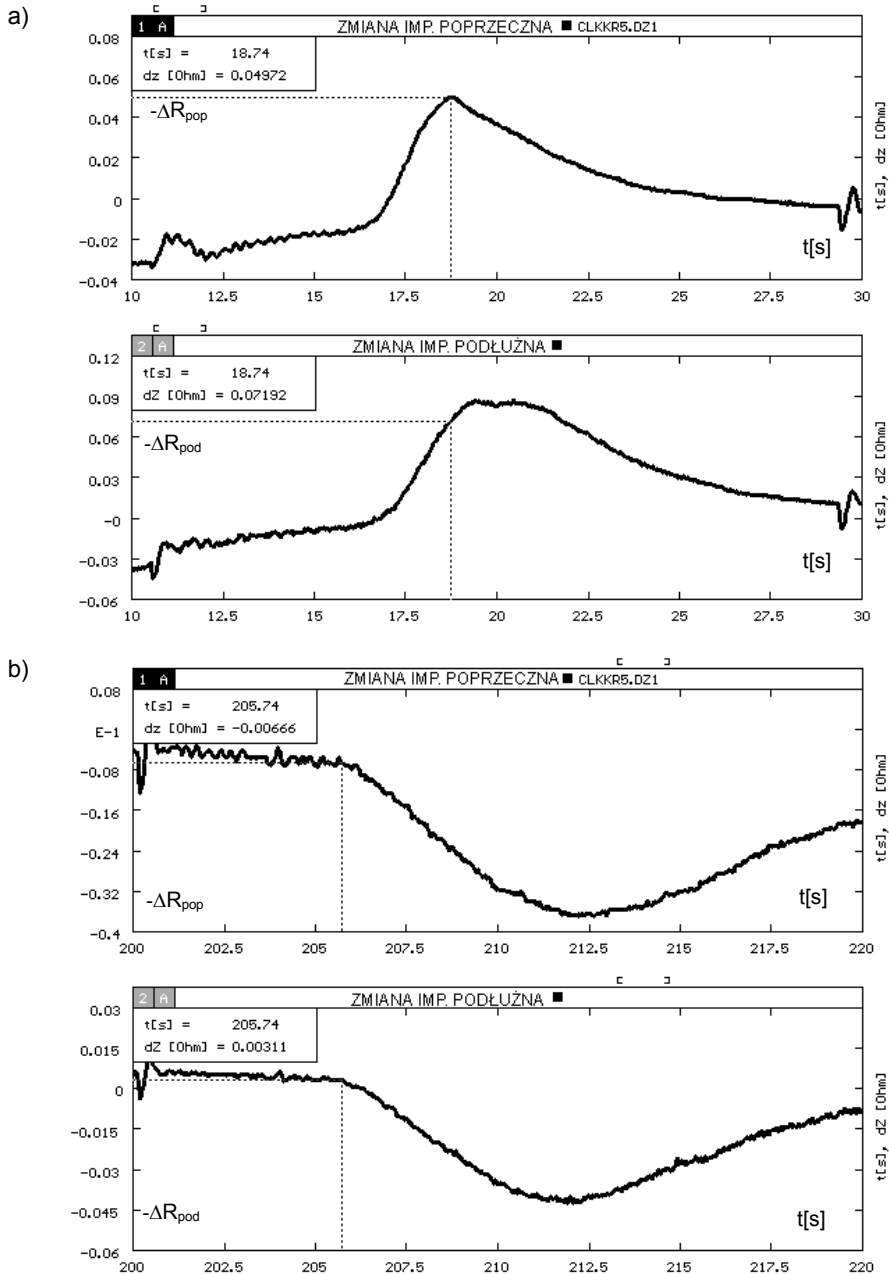
wykazania, że układ rzeczywiście pozwala mierzyć zmiany w dwóch kierunkach, przeprowadzono eksperyment, którego warunki i wynik przedstawiono na rys. 3.36. Do celki wprowadzono wirujący dysk, o średnicy 10 mm i grubości 3 mm, wykonany z materiału o bardzo małej przewodności. Efektywna wartość impedancji (tym samym zmiana impedancji ΔZ) mierzonej w dwóch kierunkach zależy wówczas od ułożenia dysku względem osi celki. Mierzone zmiany są przeciwne w fazie (rys. 3.36b).

Dysk obracano ręcznie, celowo, stąd niepowtarzalny charakter poszczególnych okresów rejestrowanego przebiegu. Tak jak należało się spodziewać, zapisy zmian w obydwu kanałach są *lustrzane* (nie uwzględniając szumu). Widoczna jest także stała czasowa i poziom szumów układu pomiarowego w czasie zatrzymania dysku.

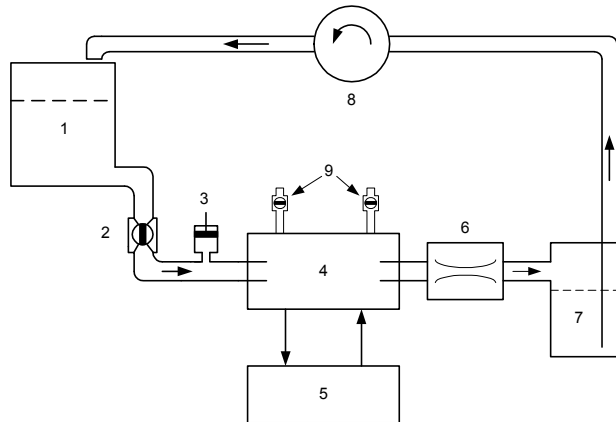


Rys. 3.37. Zmiana impedancji wywołana cyklicznym zanurzeniem i wynurzeniem cienkościennej rurki zbudowanej z nieprzewodzącego materiału

Charakter mierzonych zmian jest inny od tego, jaki otrzymano, gdy w elektrolicie zanurzano cienkościenną rurkę cylindryczną wzdłuż kierunku prostopadłego do podstawy celki (rys. 3.33a). Zmiany te są zgodne w fazie (rys. 3.37). Rurkę tę zanurzano ręcznie, stąd charakter zmian nie jest idealnie powtarzalny. Widoczne zniekształcenia, dla pomiaru wzdłuż naczynia, wywołane są falowaniem powierzchni solanki. Z rysunku tego wynika także, że zmiana mierzona w kierunku wzdłużnym celki jest bardziej wzmocniona niż w kierunku poprzecznym (dla tego konkretnego położenia zaburzenia). Następnie naczynie krwionośne (graft) umieszczono w celce i wypełniono ją solanką o przewodności lepszej niż przewodność krwi. Gdy przez naczynie krwionośne przepływał roztwór NaCl, o przewodności równej przewodności płynu wypełniającego celkę, mierzalne zmiany przewodności nie występowały w żadnym kierunku.

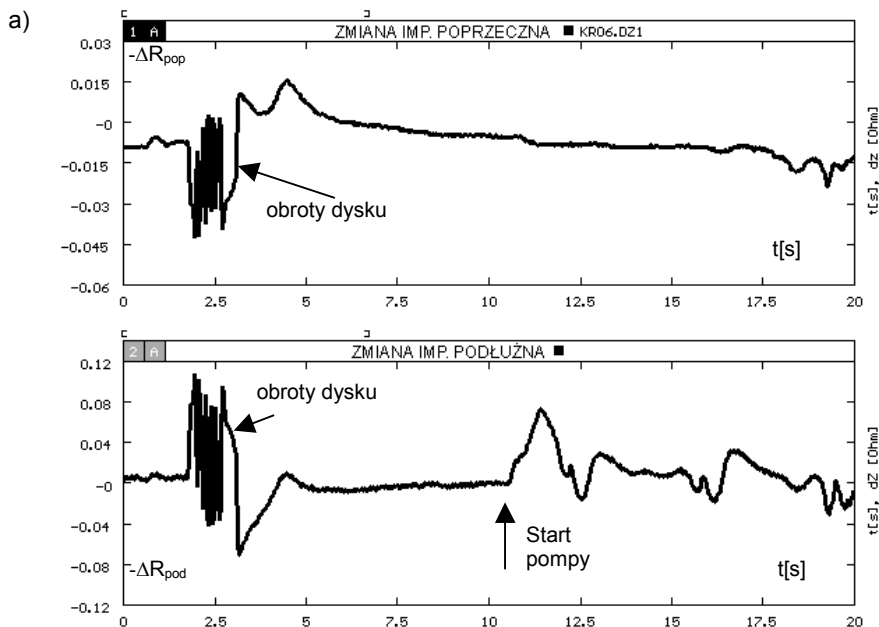


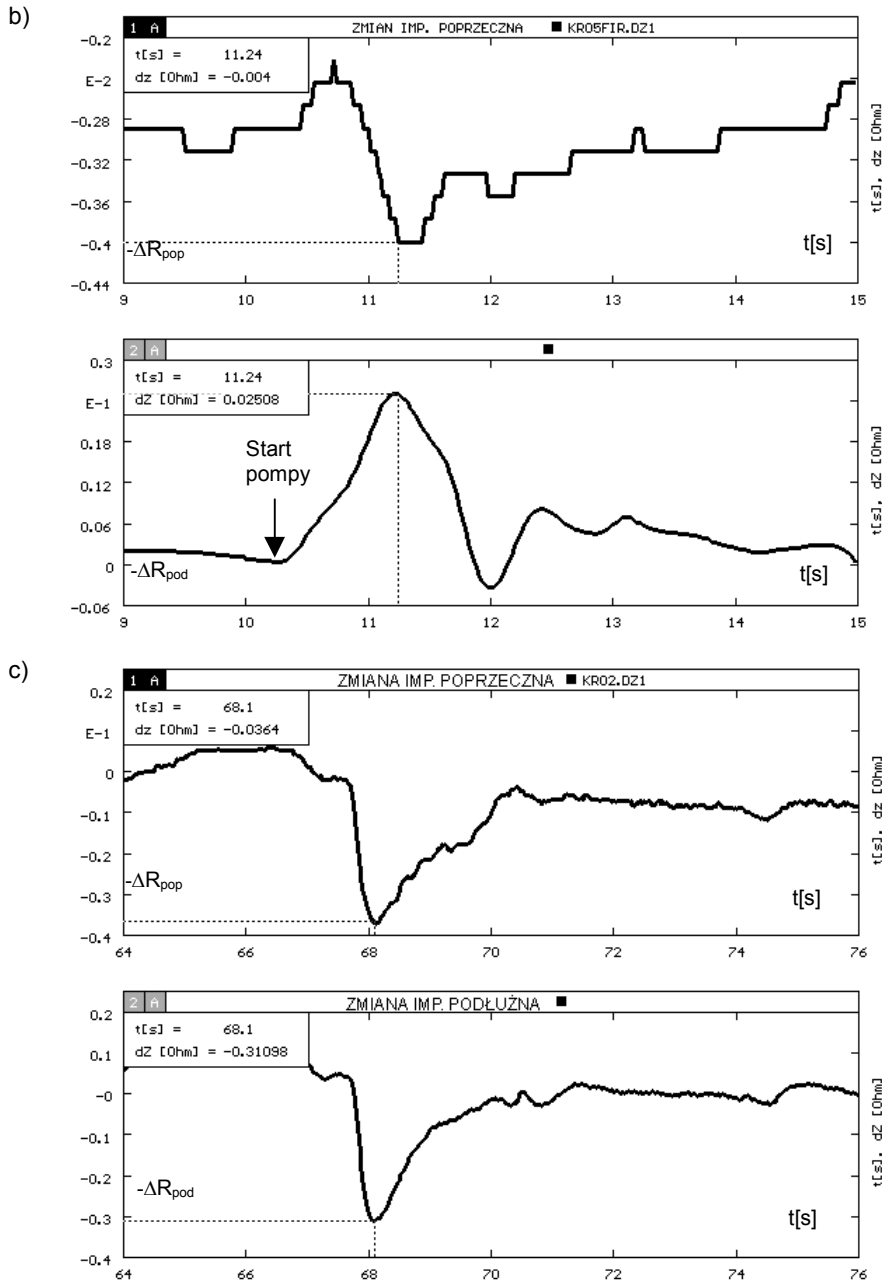
Rys. 3.38. Zmiany części rezystancji wywołane przepływem roztworu o zmiennej przewodności w stosunku do przewodności roztworu wypełniającego celkę: a) o przewodności większej, b) o przewodności mniejszej. Szpilkowe zakłócenia, występujące w przebiegach, powstały w momencie przełączania zbiorników zawierających roztwory o różnej przewodności. Widoczne opóźnienie wynikało z prędkości przepływu i długości naczyń doprowadzających roztwór



Rys. 3.39. Stanowisko do badania zmian przewodności krwi, indukowanych przepływem: 1 – zbiornik górny, 2 – zawór, 3 – strzykawka, 4 – celka pomiarowa, 5 – układ pomiaru zmian impedancji elektrycznej, 6 – rezystor hydrauliczny, 7 – zbiornik dolny, 8 – pompa perystaltyczna, 9 – zawory

W kolejnym eksperymencie naczynie krwionośne, za pomocą rurek i zaworów, połączono z dwoma zbiornikami zawierającymi solankę o różnej koncentracji. Umożliwiło to naprzemienny przepływ przez naczynie krwionośne solanki o różnej koncentracji. Mierzone zmiany rezystancji w obydwu kierunkach były jednego znaku, przy czym amplituda zmiany mierzonej w kierunku wzdłużnym była 1,4 razy większa od zmiany mierzonej w kierunku poprzecznym (rys. 3.38). Eksperymenty z krwią przeprowadzono, rozbudowując stanowisko badawcze o pompę perystaltyczną (rys. 3.39). Rozważane zagadnienie – ze względu na zmiany rezystancji – jest liniowe, a zatem wynik dla krwi, przy założeniu jej izotropii, powinien być jedynie przeskalowany w stosunku do wyniku otrzymanego w eksperymencie z solankami.





Rys. 3.40. Zmiany rezystancji wywołane zmiennym przepływem krwi: a) przebieg rejestrowanych zmian rezystancji wywołanych obrotem dysku (około 2. sekundy), a następnie wymuszeniem przepływu krwi (start pompy), b) zmiany wywołane startem pompy pokazane w powiększeniu, c) zmiany wywołane zamknięciem odpływu krwi z naczynia, tzn. w wyniku zwiększonej objętości naczynia

Wyniki eksperymentów wykazały, że tak nie jest (rys. 3.40). Widoczny był duży spadek mierzonej rezystancji w kierunku wzdłużnym i praktycznie nieznaczna zmiana w kierunku poprzecznym (rys. 3.40a, b). Stosunek wartości bezwzględnych tych zmian, biorąc pod uwagę relację pomiędzy stałymi celki, wyniósł około 17, tzn. wartość bezwzględna amplitudy zmiany rezystancji w kierunku wzdłuż naczynia była 17 razy większa od bezwzględnej wartości amplitudy zmiany mierzonej w poprzek naczynia. W drugim eksperymencie (rys. 3.40c) zmiany rezystancji były jednego znaku, a stosunek ich amplitud, po uwzględnieniu wartości stałych celki, wynosił 6, tzn. zmiana rezystancji w kierunku wzdłuż naczynia była sześć razy większa. W obszarze, w którym zaszła zmiana objętości naczynia, doszło do *zamiany* przewodności solanki wypełniającej celkę na przewodność krwi. Przy czym trudno jest stwierdzić, na obecnym etapie badań, czy krew w dalszym ciągu można opisywać tym samym tensorem zmian przewodności. Zamknięcie odpływu krwi wymusza bowiem inny charakter jej przepływu (krew nie wypływa z naczynia, a jedynie do niego napływa). Zagadnienie to wymaga dalszych studiów, m.in. polegających na eksperymentach z użyciem solanek o różnej przewodności w relacji do poszczególnych elementów tensora przewodności krwi.

3.2. Pomiary *in vivo*

Pomiary spektroskopowe *in vivo*, w porównaniu z pomiarami *in vitro*, stwarzają szereg dodatkowych problemów. Po pierwsze, trudno jest zachować warunek jednorodności gęstości prądu. Po drugie, geometria badanego obszaru jest osobnicza. Po trzecie, nie jest też możliwe zagwarantowanie powtarzalności warunków pomiaru, np. temperatury. Pomimo tych trudności i ograniczeń, pomiary *in vivo* są bardzo wartościowe, bowiem tkanki badane są w ich naturalnym środowisku. W przypadku specyficzności takich pomiarów mogą one stanowić podstawę do opracowywania nowych metod diagnostycznych.

Idealna sonda powinna charakteryzować się m.in. jednorodną gęstością prądu w objętości badanej tkanki. Także objętość badanej tkanki powinna być jednoznacznie określona i najlepiej dobierana do potrzeb. W ogólności konstrukcja sondy powinna zależeć od rodzaju aplikacji. W rozdziale tym zostaną przedstawione wyniki prac prowadzonych nad rozwojem nowych konstrukcji sond do pomiarów *in vivo*. W pierwszej części rozważana będzie sonda, której konstrukcja bazuje na idei dwóch równoległych linii paskowych. Gdy zachowane są odpowiednie relacje pomiędzy długością pasków a odległością pomiędzy nimi, to można się spodziewać, że w pewnym obrębie sondy będzie generowane pole elektryczne, nieznacznie różniące się (w wielkości akceptowalnej) od pola generowanego przez nieskończenie długie elektrody paskowe. Wówczas zagadnienie można sprowadzić do dwóch wymiarów, a ponadto, poprzez odpowiedni podział elektrod, będzie możliwe związanie mierzonej impedancji z parametrami materiałowymi, czyli wyznaczenie stałej sondy. W drugiej części przedstawiona jest sonda do nadzorowania zmian w mięśniu sercowym, wywołanych procesem jego niedotlenienia. W tym przypadku, gdy nadzorowane są zmiany rezystancji, istotne staje się pytanie o jednoznaczność pomiarów, tzn. czy każda zmiana przewodności, w obrębie nadzorowanej objętości mięśnia, wnosi się do mierzonej rezystancji w identyczny sposób. Zagadnienie to jest równoznaczne z określeniem przestrzennego rozkładu funkcji czułości sondy.

3.2.1. Sonda do pomiaru elektrycznych właściwości mięśni szkieletowych

Mięśnie szkieletowe charakteryzują się anizotropowymi właściwościami elektrycznymi, przy czym anizotropia sprowadza się, dla odpowiednio zorientowanego układu współrzędnych, do tensora diagonalnego. W rozdziale tym przedstawiona jest sonda, która cha-

rakteryzuje się, zdaniem Autora, zaletami, w porównaniu z typową sondą czteropunktową. Stałą sondy policzono, przyjmując, że elektrody prądowe są nieskończenie długie. Założenie to pozwoliło zredukować problem do 2D oraz uwzględnić anizotropię charakterystyczną dla mięśni szkieletowych. Obliczenia teoretyczne, dla sondy rzeczywistej, zweryfikowano za pomocą badań z wykorzystaniem MES oraz pomiarów z użyciem solanek.

3.2.1.1. Stała sondy

Stosując sondę z rysunku 3.41, przy warunku $h \gg w$, zagadnienie wyznaczenia stałej sondy można sprowadzić do zagadnienia dwuwymiarowego. Z drugiej strony nieskończona długość elektrod aplikacyjnych, h , wymusza warunek o jednorodności materiału zawartego pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi na całej ich długości. W przeciwnym przypadku nie jest możliwe określenie elektrycznego parametru materiałowego badanej tkanki.

W przypadku materiałów biologicznych, szczególnie w badaniach *in vivo*, jest to warunek trudny do spełnienia. W związku z tym, sondę z rys. 3.41 zmodyfikowano do postaci pokazanej na rys. 3.42. Sonda składa się z elektrod prądowych E_{p1} i E_{p2} , elektrod napięciowych E_{n1} , E_{n2} , oraz elektrod ekranujących E_e . Elektrody ekranujące służą do minimalizacji wpływu skończonej długości elektrod E_{p1} i E_{p2} i w tym celu utrzymywane są na poziomie potencjałów odpowiednio elektrody E_{p1} i E_{p2} .

Do określenia stałej sondy posłużono się modelem, w którym przyjęto, że elektrody prądowe (paskowe) mają nieskończoną długość. Pozwoliło to uprościć zagadnienie do dwuwymiarowego. W praktyce oznacza to przyjęcie następujących założeń: 1) długość środkowej części elektrody prądowej jest na tyle mała, że z dobrym przybliżeniem można przyjąć, iż jest ona otoczona dwoma nieskończenie długimi paskami, 2) gęstość prądu w okolicy elektrod E_{p1} i E_{p2} zanika na tyle szybko, że wartość współrzędnej y , dla której gęstość prądu jest pomijalnie mała, jest odpowiednio mała w porównaniu z długością sondy. Ponadto założono anizotropię badanej tkanki (rys. 3.43).

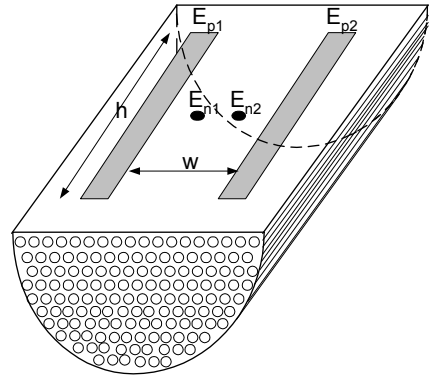
Przyjęto, że składowe tensora przewodności nie zależą od współrzędnych:

$$\sigma_x \neq f(x, y) \quad (3.31a)$$

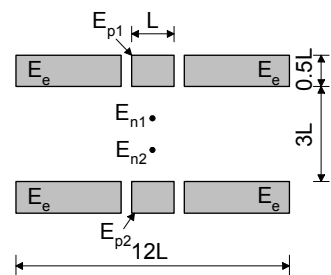
i

$$\sigma_y \neq f(x, y). \quad (3.31b)$$

Jest to spełnione, gdy rozpatrywany jest jeden rodzaj tkanki. Równanie opisujące rozkład potencjału dla powyższego zagadnienia jest następujące:

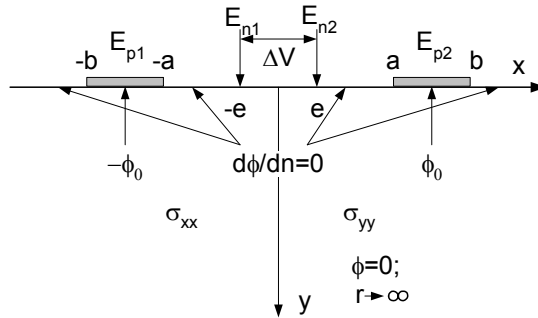


Rys. 3.41. Sonda z paskowymi elektrodami prądowymi E_{p1} i E_{p2} i punktowymi elektrodami pomiarowymi E_{n1} i E_{n2}



Rys. 3.42. Konstrukcja sondy do pomiarów *in vivo* właściwości elektrycznych mięśni; zastosowano następujące oznaczenia: E_{n1} , E_{n2} – elektrody pomiarowe (napięciowe), E_{p1} , E_{p2} – elektrody prądowe oraz E_e – elektrody ekranujące

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma_x \frac{\partial \phi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma_y \frac{\partial \phi}{\partial y} \right) = 0. \quad (3.32)$$



Rys. 3.43. Model matematyczny sondy paskowej

Równanie (3.32) można uprościć do równania Laplace'a, stosując odpowiednią transformację układu współrzędnych. Przyjęto transformację układu współrzędnych, która zachowuje wymiar w kierunku x , a zmienia w kierunku y . Przekształćmy (3.32) do postaci:

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\sigma_y}{\sigma_x} \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} = 0. \quad (3.33)$$

Przyjmijmy następujące oznaczenia:

$$\phi(x^*, y^*) = \phi(x, y), \quad (3.34)$$

oraz

$$x^* = x \quad (3.35)$$

i

$$y^* = \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_y} \right)^{1/2} y. \quad (3.36)$$

Pierwsza i druga pochodna opisane są zależnościami:

$$\frac{\partial \phi}{\partial y} = \frac{\partial \phi}{\partial y^*} \frac{\partial y^*}{\partial y} = \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_y} \right)^{1/2} \frac{\partial \phi}{\partial y^*}, \quad (3.37)$$

oraz

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} = \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_y} \right) \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^{*2}}. \quad (3.38)$$

W nowym układzie współrzędnych dostajemy równanie Laplace'a:

$$\nabla_*^2 \phi = 0 = \sigma_x \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^{*2}} + \sigma_x \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^{*2}}. \quad (3.39)$$

Warunki brzegowe opisane są zależnościami:

$$\phi = 1 \text{ dla } a < x^* < b, y^* = 0, \quad (3.40)$$

$$\phi = -1 \text{ dla } -b < x^* < -a, y^* = 0, \quad (3.41)$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial y^*} = 0 \text{ dla } 0 < |x^*| < a, |x^*| > b, y^* = 0, \quad (3.42)$$

oraz

$$\phi \rightarrow 0, \text{ gdy } \sqrt{x^{*2} + y^{*2}} \rightarrow \infty. \quad (3.43)$$

Rozwiązanie równania Laplace'a, dla powyższych warunków brzegowych, ma postać [209]:

$$\phi(x^*, y^*) = \int_0^\infty u^{-1} A(u) e^{-y^* u} \sin(x^* u) du, \quad (3.44)$$

gdzie: u – zmienna całkowania.

$A(u)$ spełnia potrójne równanie całkowe:

$$\int_0^\infty A(u) \sin(x^* u) du = 0, \quad 0 \leq x^* < a, \quad (3.45)$$

$$\int_0^\infty u^{-1} A(u) \sin(x^* u) du = 1, \quad a < x^* < b, \quad (3.46)$$

$$\int_0^\infty A(u) \sin(x^* u) du = 0, \quad x^* > b. \quad (3.47)$$

Ostatecznie rozwiązanie przyjmuje postać [209]:

$$\phi(x^*, y^*) = \int_0^\infty u^{-1} \frac{2}{K(a/b)} \sum_{n=1}^\infty (-1)^{n-1} P_{n-1}(\cos c) J_{2n-1}(bu) e^{-y^* u} \sin x^* u du \quad (3.48)$$

gdzie: $K(a/b)$ – całka eliptyczna zupełna,

$P_{n-1}(\cos c)$ – wielomian Legendre'a,

$J_{2n-1}(bu)$ – funkcja Bessela 1. rodzaju i rzędu $2n-1$,

c – współczynnik opisany zależnością:

$$a = b \cos \left(\frac{1}{2} c \right). \quad (3.49)$$

Kładąc $y^* = 0$, dostajemy:

$$\phi(x^*, 0) = \int_0^\infty u^{-1} \frac{2}{K(a/b)} \sum_{n=1}^\infty (-1)^{n-1} P_{n-1}(\cos c) J_{2n-1}(bu) \sin x^* u du. \quad (3.50)$$

Do obliczenia stałej sondy należy określić zależność pomiędzy przewodnością σ materiału a wartością mierzonej rezystancji (konduktancji). Stałą sondy możemy otrzymać, obliczając gęstość prądu na elektrodzie pobudzającej i w konsekwencji wartość prądu dla wartości zadanego pobudzenia ϕ .

Obliczenie pochodnej w kierunku normalnym do elektrody z zależności (3.50) jest kłopotliwe. Zwróćmy uwagę, że dla obszarów izotropowych kierunek wektora gęstości prądu pokrywa się z kierunkiem wektora natężenia pola elektrycznego, oraz że pole elektryczne jest prostopadłe do powierzchni metalowych (powierzchni elektrody aplikacyjnej) i linie pola elektrycznego kończą się na ładunku powierzchniowym na elektrodzie [232, 233]. Stąd gęstość prądu na elektrodzie związana jest z rozkładem gęstości ładunku [102]. Zatem do określenia stałej sondy wykorzystamy znajomość rozkładu gęstości (liniowej) ładunku σ_c na elektrodzie:

$$\sigma_c(x^*) = \int_0^{\infty} A(u) \sin x^* u \, du, \quad (a < x^* < b). \quad (3.51)$$

Biorąc pod uwagę, że:

$$A(u) = \frac{2}{K(a/b)} \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{n-1} P_{n-1}(\cos c) J_{2n-1}(bu) \quad (3.52)$$

i wykonując operację całkowania, otrzymujemy liniową gęstość ładunku [209]:

$$\sigma_c(x^*) = \frac{b}{K(a/b)} \left\{ (x^{*2} - a^2)(b^2 - x^{*2}) \right\}^{-1/2}, \quad (a < x^* < b). \quad (3.53)$$

Stosując prawo Gaussa oraz uwzględniając zależność pomiędzy gęstością prądu a natężeniem pola elektrycznego, otrzymujemy zależności na liniową gęstość prądu:

$$\mathbf{j}^*(x^*, 0) = \frac{\phi_0 \sigma_x b}{K(a/b)} \left\{ (x^{*2} - a^2)(b^2 - x^{*2}) \right\}^{-1/2}, \quad (a < x^* < b), \quad (3.54)$$

gdzie: L – długość wewnętrznego segmentu elektrody (rys. 3.42).

Zależność pomiędzy gęstością prądu w poszczególnych układach współrzędnych, zgodnie z (3.37), wynosi:

$$\mathbf{j} = \begin{pmatrix} \sigma_y \\ \sigma_x \end{pmatrix}^{1/2} \mathbf{j}^*. \quad (3.55)$$

Stąd wartość prądu opisana jest zależnością:

$$I = \int_{S_e} \frac{\phi_0 b \sqrt{\sigma_x \sigma_y}}{K(a/b)} \left\{ (x^2 - a^2)(b^2 - x^2) \right\}^{-1/2} dS. \quad (3.56)$$

Całkę w wyrażeniu (3.56) można przekształcić do postaci całki eliptycznej, stosując następujące podstawienie:

$$\frac{x}{b} = \sqrt{1 - \left(1 - \frac{a^2}{b^2}\right) z^2}, \quad 0 \leq z \leq 1. \quad (3.57)$$

Prowadzi to do zależności:

$$I = \phi_0 L \frac{K(k)}{K(a/b)} \sqrt{\sigma_x \sigma_y}, \quad (3.58)$$

gdzie: $K(k)$ – całka eliptyczna zupełna oraz

$$k^2 = 1 - \frac{a^2}{b^2}. \quad (3.59)$$

Dla tak zaprojektowanej sondy można określić dwie stałe. Pierwsza stała, K_2 , określona jest dla pary elektrod paskowych. Jest to stała dla sondy dwuelektrodowej. Jest to przybliżenie, bowiem nie uwzględnia się impedancji elektrodowej. Wartość stałej sondy K_2 (metoda dwuelektrodowa) otrzymujemy, przekształcając zależność (3.58) do postaci:

$$\sqrt{\sigma_x \sigma_y} = K_2 \frac{I}{2\phi_0} = K_2 Y. \quad (3.60)$$

Stąd zależność opisująca stałą K_2 przyjmuje postać:

$$K_2 = \frac{K(a/b)}{Kk} \frac{2}{L}. \quad (3.61)$$

Dla przypadku sondy czteroelektrodowej zależność określającą stałą K_4 otrzymuje się z zależności:

$$Y_w = \frac{I}{\phi(e, 0) - \phi(-e, 0)}, \quad (3.62)$$

gdzie: $x = \pm e$ – współrzędne punktowych elektrod pomiarowych.

Wartość prądu I otrzymujemy z zależności (3.58), a wartość mierzonej różnicy potencjałów z zależności (3.50). Podstawiając do (3.62) i dokonując przekształceń, otrzymujemy:

$$\sqrt{\sigma_x \sigma_y} = K_4 \frac{I}{2\phi(e, 0)} = K_4 Y_w. \quad (3.63)$$

Stała K_4 określona jest zależnością:

$$K_4 = \frac{4}{LK(k)} \int_0^\infty u^{-1} \sum_{n=1}^\infty (-1)^{n-1} P_{n-1}(\cos c) J_{2n-1}(bu) \sin(eu) du. \quad (3.64)$$

Mięśnie szkieletowe charakteryzują się anizotropią pozwalającą na takie ułożenie sondy (wzdłuż włókien mięśnia), że problem można traktować jako izotropowy. Pozwala to wyznaczyć przewodność σ_l . Następnie wykonujemy pomiar w poprzek włókien mięśnia i korzystamy z zależności (3.60) i uwzględniając znajomość wartości σ_l , mamy:

$$\sigma_l = K_2 \frac{Y_l^2}{Y_t}, \quad (3.65)$$

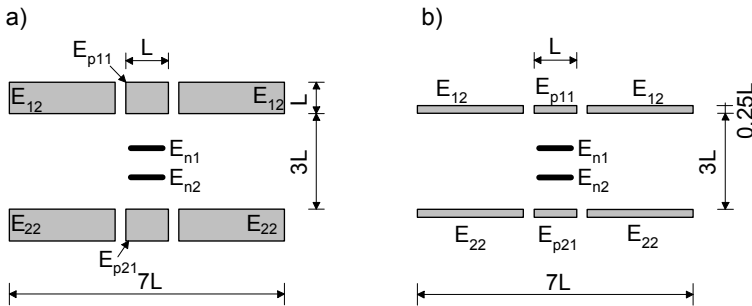
gdzie: Y_l – wartość admitancji mierzona przy ułożeniu sondy, które prowadzi do modelu anizotropowego,

Y_t – ułożenie sondy, które prowadzi do modelu izotropowego.

Podobną zależność otrzymujemy dla pomiaru czteroelektrodowego:

$$\sigma_l = K_4 \frac{Y_{wlt}^2}{Y_{wt}}, \quad (3.66)$$

gdzie: Y_{wlt} – admitancja mierzona dla modelu anizotropowego,
 Y_{wt} – admitancja mierzona dla modelu izotropowego.



Rys. 3.44. Modyfikacja sondy z rys. 3.42

Sondę z rysunku 3.42 wykonano w wielu wariantach, z których dwa pokazano na rysunku 3.44. Pokazane na rysunku 3.44 relacje pomiędzy poszczególnymi częściami sondy w dalszym ciągu zapewniają spełnienie warunków, dla których obliczono wartość jej stałej. Oczywiście stałe sond są różne. Wynika to z innych szerokości elektrod prądowych. Zwiększono także powierzchnię elektrod napięciowych poprzez zastosowanie elektrod liniowych w miejsce punktowych. Modyfikacje te miały na celu zmniejszenie maksymalnych gęstości prądu w badanej tkance i zmniejszenie wartości impedancji elektrodowych elektrod do pomiaru napięcia (napięciowych). Pozwoliło to na pomiary w szerszym zakresie częstotliwości.

Porównajmy niektóre właściwości proponowanej konstrukcji sondy z powszechnie stosowaną sondą czteropunktową. Przyjmijmy, że elektrody prądowe są położone w punktach $A(3a/2, 0, 0)$ i $B(-3a/2, 0, 0)$, natomiast napięciowe w punktach $C(a/2, 0, 0)$ i $D(-a/2, 0, 0)$. Rozkład potencjału dla tak zlokalizowanej sondy czteropunktowej opisany jest zależnością:

$$\phi = \frac{I}{2\pi\sigma} \left[\frac{1}{\left((x-3a/2)^2 + y^2 + z^2\right)^{1/2}} - \frac{1}{\left((x+3a/2)^2 + y^2 + z^2\right)^{1/2}} \right], \quad (3.67)$$

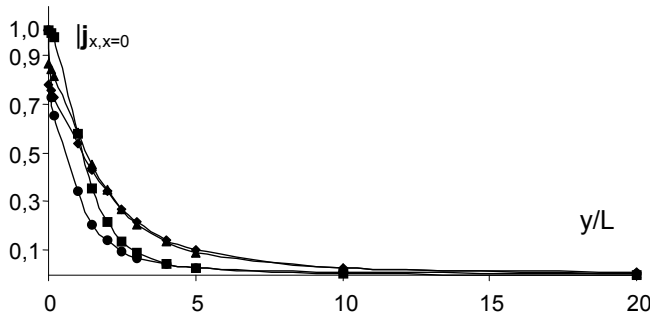
gdzie: I – wartość prądu pomiarowego,
 σ – przewodność badanego materiału.

Stąd wartość gęstości prądu w płaszczyźnie $x = 0$ opisana jest zależnością:

$$\mathbf{j}_{x,x=0} = -\frac{3aI}{2\pi} \left[\frac{1}{\left((3a/2)^2 + y^2 + z^2\right)^{3/2}} \right]. \quad (3.68)$$

Z zależności (3.68) wynika, że linie stałej gęstości prądu tworzą półokręgi. Maksymalna wartość gęstości prądu (w obszarze określonym przez elektrody napięciowe) może być określona przez położenie $y = 0$ i $z = 0$ i wynosi:

$$|\mathbf{j}_{x,x=0,m}| = \frac{4I}{9\pi} \frac{1}{a^2} \cdot \quad (3.69)$$



Rys. 3.45. Zależność gęstości prądu w płaszczyźnie $x = 0$ dla konwencjonalnej sondy czteropunktowej (■), proponowanej sondy: wersja z rys. 3.44a, $\sigma_l/\sigma_t = 1$ (◆), $\sigma_l/\sigma_t = 4$ (●), wersja z rys. 3.44b (▲). Głębokość y jest odniesiona do odległości pomiędzy elektrodami napięciowymi L

Kładąc $|\mathbf{j}_{x,x=0}| = p|\mathbf{j}_{x,x=0,m}|$ i $z = 0$ lub $y = 0$, w zależności (3.68), można określić promień obszaru o gęstości większej od $p|\mathbf{j}_{x,x=0,m}|$:

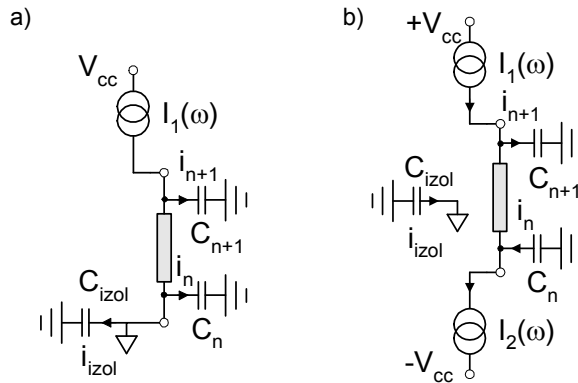
$$r = \frac{3}{2} a \sqrt{\left(\frac{1}{p}\right)^{2/3} - 1} \cdot \quad (3.70)$$

Podobnie określono gęstość prądu, w płaszczyźnie $x = 0$, dla zaproponowanej sondy. W tym celu z zależności (3.48) obliczono odpowiednią pochodną, a następnie położono $x = 0$ i uwzględniono wartość przewodności badanego materiału. Należy zwrócić uwagę, że dla obu sond wektor gęstości prądu w płaszczyźnie $x = 0$ ma tylko jedną niezerową składową (składową w kierunku współrzędnej x). Z rysunku 3.45 wynika, że gęstość prądu zanika mniej gwałtownie dla sondy paskowej, ale jest to równoznaczne z większą głębokością obszaru wnoszącego wkład do mierzonej immitancji. Sonda ta charakteryzuje się także mniejszą wartością maksymalną gęstości prądu, i to nie tylko w płaszczyźnie $x = 0$.

3.2.1.2. Weryfikacja eksperymentalna

W rzeczywistości sonda ma skończone rozmiary, a tym samym skończoną wartość relacji jej długości do szerokości i długości elektrod wewnętrznych. Stąd rozkład potencjału i gęstość prądu, w obszarze określonym przez wewnętrzne części elektrod prądowych, nie są takie same, jak w przypadku elektrod o nieskończonej długości. W celu sprawdzenia słuszności przyjętych założeń skonstruowano model MES w kształcie prostopadłościanu. Przeprowadzono eksperymenty numeryczne oraz przeprowadzono badania roztworów KCl o znanych koncentracjach. Model MES składał się z 98658 elementów pięciokątnych. Rozmiar najmniejszych elementów, znajdujących się w płaszczyźnie przylegającej do sondy, stanowił 1/50 szerokości sondy. Każdy element pięciokątny był dzielony automatycznie na elementy czworokątne, wewnątrz których przyjęto liniową aproksymację potencjału. W obliczeniach rozkładu potencjału należało poprawnie określić warunki brzegowe. Jeżeli sonda nie zawiera elektrody doprowadzającej potencjał wspólny (tzw. masę) do pacjenta, to potencjał pacjenta nie jest możliwy, w prosty sposób, do określenia. Wartość

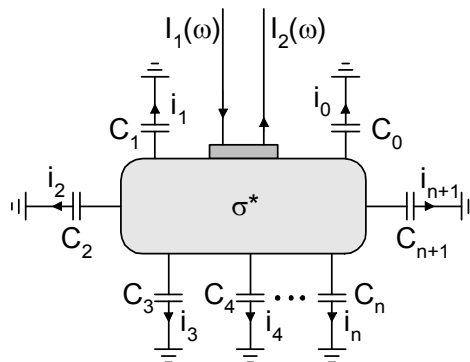
tego potencjału zależy m.in. od takich czynników, jak pojemność rozproszenia pacjent-ziemia oraz pojemność bariery izolacyjnej urządzenia pomiarowego (rys. 3.46).



Rys. 3.46. Rozpływ prądu pomiędzy obiektem a otoczeniem: a) niesymetryczne źródło prądowe, b) symetryczne źródło prądowe

Możliwe są dwie techniki pomiarowe z aplikacją sygnału niesymetrycznego i symetrycznego względem masy urządzenia (rys. 3.46). Dla niesymetrycznego źródła prądowego występuje wypływ prądu z obiektu, przez pojemność C_{n+1} , i jego powrót przez pojemności C_n i C_{izol} . W przypadku układu symetrycznego prąd może, ale nie musi płynąć przez pojemność bariery izolacyjnej C_{izol} . Nie zmienia to faktu, że z badanego obiektu prąd wypływa i ponownie do niego wpływa. Prąd ten spełnia warunek:

$$i_n = -i_{n+1}. \quad (3.71)$$



Rys. 3.47. Wpływ pojemności rozproszenia C_n obiekt-otoczenie na rozpływ prądu w obiekcie: $I_1(\omega)$, $I_2(\omega)$, prąd pomiarowy, odpowiednio wpływający i wypływający z obiektu, $i_1 \dots i_n$ prądy wypływające i wpływające do obiektu poprzez pojemności rozproszenia $C_1 \dots C_n$

Warunek (3.71) dla obiektu z rysunku 3.47 można zapisać następująco:

$$\int_S \sigma^* \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S} = 0, \quad (3.72)$$

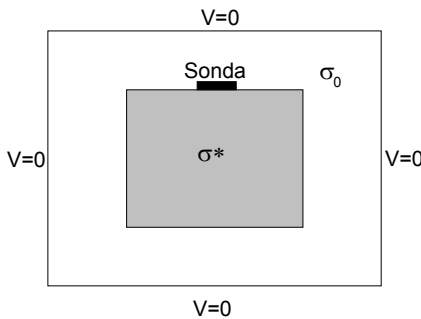
gdzie: σ^* – przewodność zespolona badanej tkanki,
 φ – potencjał.

W ogólności warunek ten nie musi być spełniony, tzn. mamy wówczas $i_n + i_{n+1} = i_{izol}$. Spro-
 wadza się to do warunku:

$$\int_S \sigma^* \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S} = i_{izol} , \quad (3.73)$$

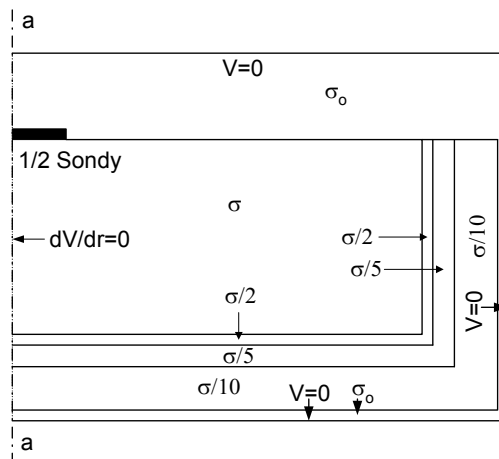
gdzie: i_{izol} – prąd przepływający przez pojemność izolacji galwanicznej (rys. 3.46).

Należy zwrócić uwagę, że nawet gdy spełniony jest warunek (3.72), to przez brzeg obiektu
 będzie płynął prąd, którego wartość jest określona przez pojemność rozproszenia obiekt-
 otoczenie. W typowych warunkach pojemność ta wynosi około 150 pF. W obliczeniach
 uwzględniono wpływ otoczenia, zwiększając
 rozmiary modelu oraz przyjmując, że w nieskończoności potencjał dąży do zera (rys. 3.48).



Rys. 3.48. Model obiektu z uwzględnieniem otoczenia; σ^* oraz σ_0 oznaczają zespoloną przewodność obiektu i otoczenia. Przewodność otoczenia σ_0 praktycznie upraszcza się do części urojonej (przenikalności)

Powyższy problem można rozwiązać, łącząc MES i MEB lub stosując w MES tzw. element niestandardowy, umożliwiający uwzględnienie otoczenia badanego obiektu [206, 208]. Program używany do obliczeń charakteryzował się pewnymi ograniczeniami. Po pierwsze, nie miał automatycznego generatora siatek. Po drugie, liczba elementów siatki była ograniczona. Po trzecie, nie miał zaimplementowanych wyżej wspomnianych elementów niestandardowych.



Rys. 3.49. Model MES użyty do obliczeń stałej sondy, a–a płaszczyzna symetrii; pokazana jest połowa przekroju

W związku z tym zastosowano rozwiązanie pośrednie, polegające na znacznym zwiększeniu badanego obszaru. W ogólności zastosowano siatkę niejednorodną, z tym że w okolicy sondy była ona jednorodna. Ponadto warstwy dostatecznie odległe od sondy charakteryzowały się odpowiednio małą wartością przewodności. W rezultacie wartość prądu płynąca do masy spełniała wymagany warunek (rys. 3.49).

W celu uniknięcia wpływu zbyt bliskiego zlokalizowania warunków brzegowych na rozkład potencjału, rozmiar sondy jest dużo mniejszy od rozmiaru obszaru o jednorodnej siatce (rys. 3.49). Oszacowania rozmiaru obszaru charakteryzującego się przewodnością σ (rys. 3.49) dokonano na podstawie zależności [120]:

$$h > 4d \sqrt{\frac{\sigma_L}{\sigma_T}}, \quad (3.74)$$

gdzie: h – grubość materiału,
 d – odległość pomiędzy elektrodami,
 σ_L, σ_T – przewodność w poprzek i wzdłuż włókien.

Gdy grubość materiału h spełnia powyższy warunek, to dalszy jej wzrost nie zmienia wyniku pomiaru. Korzystając z modelu MES, podobnie jak dla modelu analitycznego, obliczono gęstość prądu w płaszczyźnie $x = 0$. Stwierdzono, że rozbieżność pomiędzy gęstością prądu obliczoną z wykorzystaniem zależności (3.48), oraz za pomocą modelu MES, nie przekracza 2%. Następnie zbadano wpływ anizotropii przewodności na dokładność jej wyznaczania za pomocą zależności (3.63) i (3.66).

Eksperyment polegał na obliczeniu wartości przewodności wzdłużnej i poprzecznej na podstawie obliczonej wartości admitancji. Współczynnik anizotropii zmieniano w zakresie od 1 do 16, przy czym wartość przewodności poprzecznej we wszystkich eksperymentach była stała. Wynik eksperymentów przedstawiono w tabeli 3.1.

Tabela 3.1

Wyniki eksperymentów numerycznych

σ_{la} [S/m]	0,01	0,02	0,04	0,06	0,08	0,1	0,12	0,16
σ_{lc} [S/m]	0,01	0,0201	0,0403	0,0607	0,0802	0,0997	0,119	0,158
δ [%]	0	0,5	0,75	1,1	0,25	-0,3	-0,83	-1,25

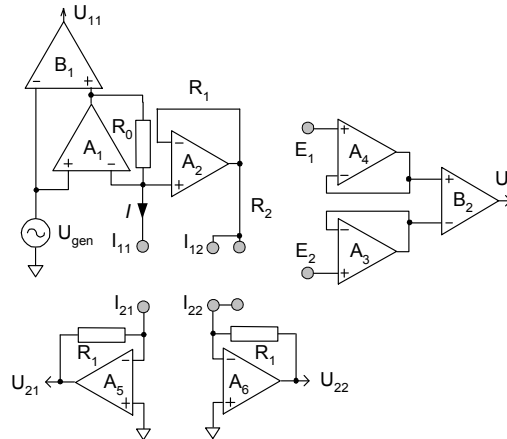
Oznaczenia: $\sigma_T = 0,01$ S/m, σ_{la} – rzeczywista wartość przewodności wzdłużnej, σ_{lc} – obliczona z modelu wartość przewodności wzdłużnej, δ – błąd względny

Pomiary roztworów KCl wykonano w układzie pokazanym na rysunku 3.12. Elektroniczny układ pośredniczący przedstawiono na rysunku 3.50.

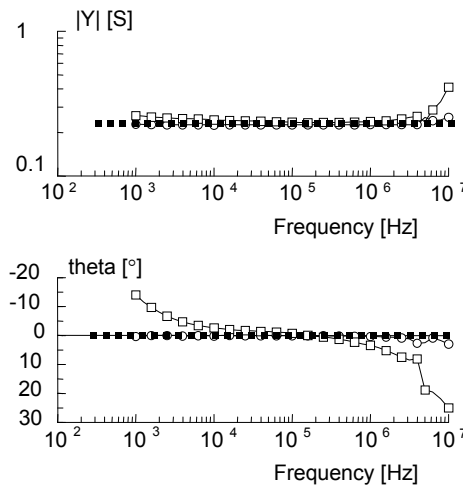
Roztwory KCl o znanej koncentracji i temperaturze pozwoliły określić eksperymentalnie stałą sondy jedynie dla przypadku izotropowego. Dla sondy o parametrach $a = 7,5$ mm, $b = 12,5$ mm, $e = 2,5$ mm i $L = 5$ mm stała z obliczeń, według zależności (3.34), wynosiła $K_4 = 0,0654$. Wybrano roztwory o przewodności z zakresu spodziewanego podczas pomiarów materiałów biologicznych i o znanych wartościach, np. 0,005 N, 0,05 N [47].

Roztwory wykonano z dokładnością lepszą niż $\pm 0,5\%$. Temperatura roztworów była równa temperaturze otoczenia (pomiaru wykonano po wielu godzinach od ich przygotowania) i wynosiła $19,5^\circ\text{C}$. Dla każdego roztworu wykonano 11 pomiarów, obliczono wartość średnią i wariancję, a następnie średnią ważoną dla wszystkich pomiarów [29]. Wartość stałej obliczono dla danych o częstotliwości 5 kHz, którą wybrano po wstępnej analizie

danych. Dla danych bez procedury kalibracyjnej stała wyniosła $K_{4m} = 0,0648 \pm 0,0004$. Eksperymenty z roztworami KCl przeprowadzono także w celu określenia przydatności procedury korekcyjnej [169, 214]. Współczynniki korekcji określono na podstawie pomiarów admitancji roztworów o znanych koncentracjach. Następnie współczynniki te wykorzystano do korekcji danych uzyskanych z pomiaru roztworu KCl o innej, niż w poprzednich przypadkach, koncentracji. Dla roztworu KCl efekt korekcji wyników pomiarowych jest szczególnie widoczny w zakresie niskich i wysokich częstotliwości (rys. 3.51). Pokazane przebiegi uzyskano dla roztworu KCl i dla sondy, dla konfiguracji wg stałej K_4 .



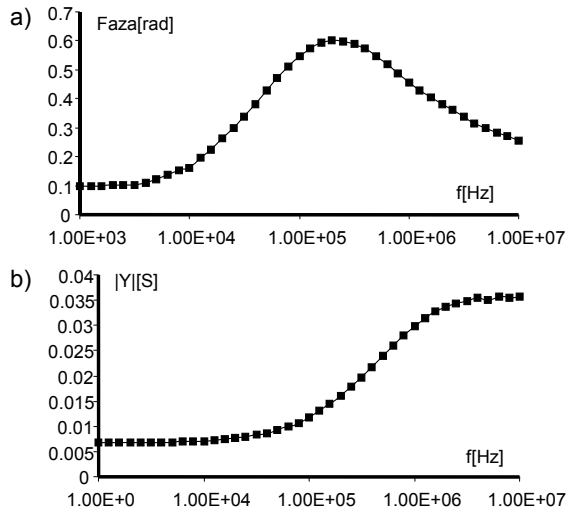
Rys. 3.50. Elektroniczny układ pośredniczący do sondy do pomiaru elektrycznych właściwości mięśni szkieletowych



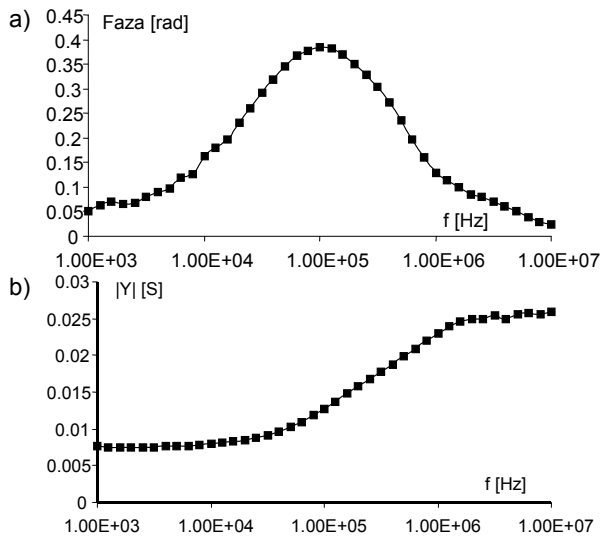
Rys. 3.51. Wynik działania procedury korekcyjnej: \square – wartości przed korekcją, \circ – wartości po korekcji, \blacksquare – wartości teoretyczne

3.2.1.3. Pomiary mięśni pośladkowych

Pomiary *in vivo*, na mięśniach pośladkowych świni, przeprowadzono w układzie pokazanym na rys. 3.12 z wykorzystaniem układu pośredniczącego pokazanego na rys. 3.50 oraz kilku modeli sond [259]. W celu przeprowadzenia badania chirurg wykonał zabieg odsłonięcia mięśnia, a następnie określił kierunek włókien mięśniowych.



Rys. 3.52. Admitancja w wyniku pomiaru w poprzek włókien mięśnia:
a) faza admitancji, b) moduł admitancji



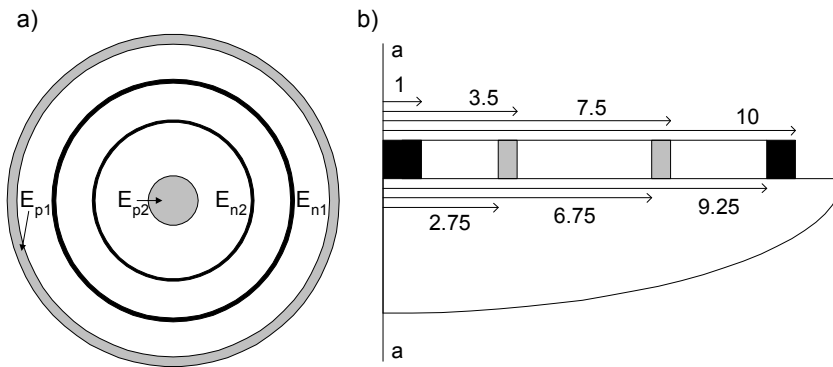
Rys. 3.53. Zrekonstruowana wartość admitancji w kierunku wzdłużnym: a) fazy, b) modułu

Zgodnie z zależnościami przedstawionymi w rozdziale 2.1.5, admitancja mierzona w kierunku poprzecznym i wzdłużnym powinna być różna. Potwierdzają to wyniki pokazane na rys. 3.52 oraz 3.53.

Wyniki przedstawione na rysunku 3.52 uzyskano po przeprowadzeniu obliczeń wg procedury zaproponowanej w rozdziale 3.2.1.1 i zależności (3.63) i (3.66).

3.2.2. Sonda do monitorowania zmian przewodności mięśnia sercowego

Zastosowanie typowej, liniowej czteropunktowej sondy do monitorowania zmian w mięśniu serca wiąże się z koniecznością zapewnienia powtarzalności ułożenia sondy względem włókien [35, 140, 185]. Brak tej powtarzalności prowadzi do zwiększonego rozrzutu mierzonych wartości rezystancji, a tym samym estymowanych wartości przewodności.



Rys. 3.54. Konstrukcja sondy pomiarowej wg Schafera: a) elektrody aplikacyjne (prądowe) E_{p1} E_{p2} i pomiarowe E_{n1} i E_{n2} , b) przekrój osiowy, wymiary (promienie) w milimetrach

Minimalizację wpływu ułożenia sondy na wyniki można osiągnąć, stosując sondę złożoną z trzech elektrod pierścieniowych i jednej kołowej [194]. Pierścień zewnętrzny E_{p1} oraz elektroda kołowa E_{p2} wykorzystane są jako elektrody aplikacyjne, a pozostałe dwa pierścienie oznaczone E_{p1} i E_{p2} jako elektrody pomiarowe (rys. 3.54). Zaletą powyższego rozwiązania jest to, że dla określonej struktury badanego mięśnia serca każde przyłożenie sondy jest powtarzalne. Symetria osiowa sondy prowadzi do wyniku uśrednionego. Sonda taka z założenie nie nadaje się do pomiarów w przypadku materiałów anizotropowych, gdy celem jest określenie parametrów materiałowych, tzn. składowych tensora przewodności. Natomiast gdy monitorowane są zmiany przewodności mięśnia, istotne jest, aby wszystkie zmiany przewodności wnosły się do mierzonego sygnału impedancyjnego w taki sam sposób.

3.2.2.1. Symulacyjne badania komputerowe

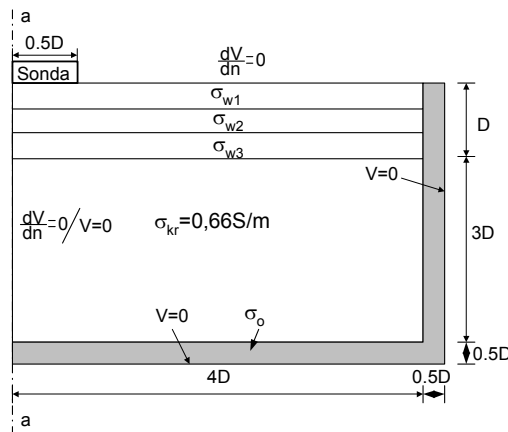
Obliczenia rozkładu funkcji czułości wykonano, stosując MES napisaną dla cylindrycznego układu współrzędnych. W zależności od typu konstrukcji sondy rozwiązywano zagadnienie dwu- lub trójwymiarowe. W obliczeniach rozkładu potencjału warunki brzegowe przyjęto zgodnie z analizą przeprowadzoną w rozdziale 3.2.1.2.

Założono warstwową strukturę mięśnia serca, oraz że poszczególne warstwy charakteryzują się różną przewodnością (rys. 3.55). Przebadano sześć modeli różniących się pomiędzy sobą wartościami przewodności poszczególnych warstw (tabela 3.2).

Tabela 3.2

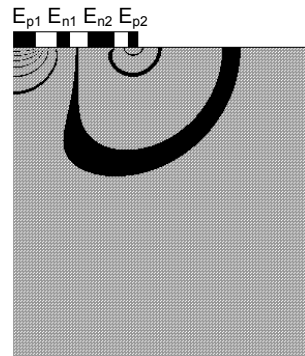
Wartości przewodności warstw (rys. 3.55)

Warstwa/przewodność [S/m]	1	2	3	4	5	6
1	0,4	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2
2	0,2	0,3	0,4	0,2	0,3	0,4
3	0,3	0,2	0,2	0,4	0,4	0,3



Rys. 3.55. Rozmiar modelu obszaru w relacji do średnicy zewnętrznej sondy D . Struktura mięśnia serca jest warstwowo o założonych warunkach brzegowych; pokazana jest tylko połowa przekroju obszaru

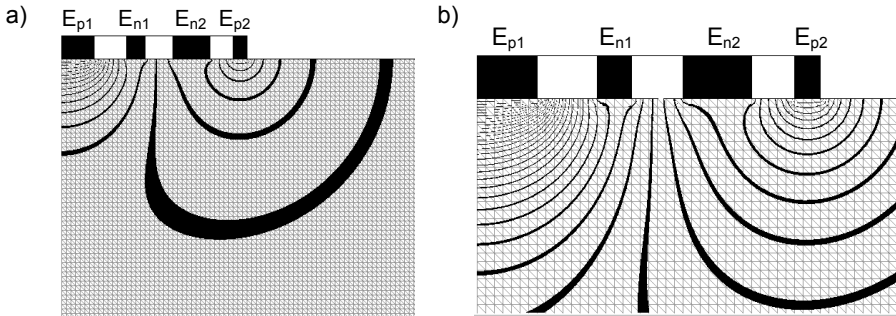
Biorąc pod uwagę niekorzystny wariant stosunku przewodności w zależności (3.74), ostateczne rozmiary przyjęte w modelu pokazano na rysunku 3.55. W modelu uwzględniono krew znajdującą się w jamach serca.



Rys. 3.56. Rozkład potencjału dla sondy Schafera, gdy pobudzenie przyłożono pomiędzy elektrody aplikacyjne E_{p1} i E_{p2} . Szerokość linii ekwipotencjalnej określa gradient potencjału; im linia szersza, tym gradient mniejszy, linie ekwipotencjalne co 0,1 V

Wartość przewodności warstwy elektrodowej została obliczona na podstawie znajomości impedancji elektrodowej, powierzchni elektrody i wielkości elementów w modelu MES. We wszystkich przypadkach wartość przewodności warstwy elektrodowej i krwi

były zachowane. Rozmiary modelu wynikają z kompromisu pomiędzy dokładnością (wielkością elementów i liczbą elementów) w okolicy obszaru nadzorowanego a jego całkowitą wielkością. W rezultacie przyjęto rozmiary modelu, w których brzeg od miejsca badania oddalony był na tyle daleko, że niewielka zmiana jego położenia (zmieniano rozmiar ostatniej warstwy o połowę) nie wpływała na rozkład potencjału wokół sondy.

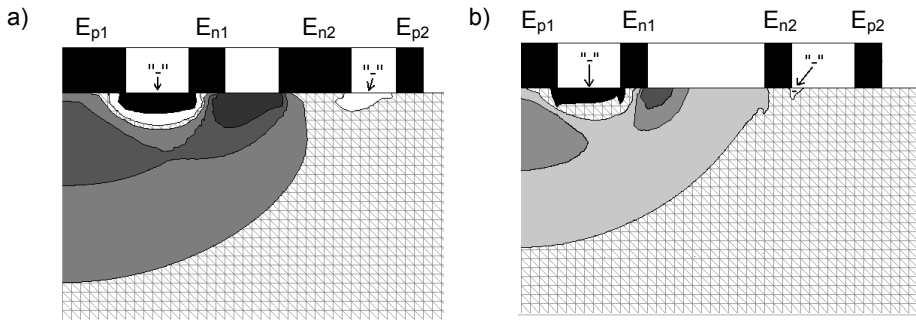


Rys. 3.57. Rozkład potencjału dla sondy wg Schafera przy pobudzeniu pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi. Powiększenie: a) dwukrotne, b) czterokrotne. Linie ekwipotencjalne odpowiednio co 0,05 V i 0,025 V

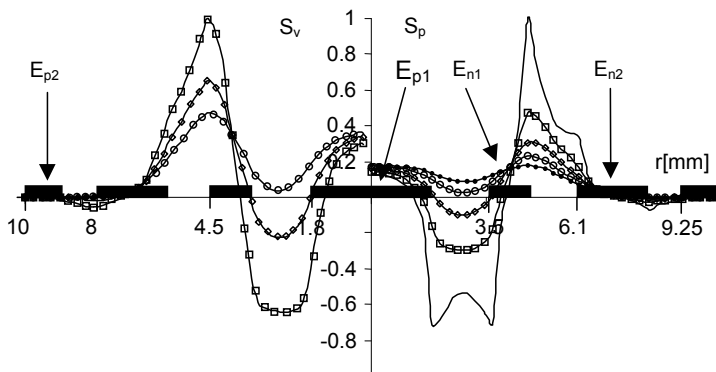
Wymiary sondy Schafera pokazano na rysunku 3.54. Przykładowy rozkład potencjału dla tej sondy otrzymano dla pobudzenia przyłożonego pomiędzy elektrody aplikacyjne (prądowe) oznaczone na rysunku numerami E_{p1} i E_{p2} (rys. 3.56). Na rysunku pokazana jest tylko część całego obszaru. W pozostałej części obszaru rozciągającego się po prawej i dolnej stronie powierzchni jest on ekwipotencjalny. Duża powierzchnia ekwipotencjalna wskazuje na znikomą wartość prądu płynącego w tym obszarze. Praktycznie istotne zmiany potencjału zawarte są pomiędzy centralną elektrodą aplikacyjną i wewnętrzną elektrodą pomiarową. Przedstawiono rozkład potencjału dla pobudzenia przyłożonego pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi E_{p1} i E_{p2} w powiększeniu dwukrotnym i czterokrotnym.

Dla sondy skonstruowanej przez Schafera określono czułość, zgodnie z zależnością (2.15). Rozkład potencjału w badanej tkance jest niejednorodny i prowadzi do bardzo dużej niejednorodności funkcji czułości. Największa wartość czułości osiągnięta jest w obszarze pomiędzy centralną elektrodą aplikacyjną a wewnętrzną elektrodą pomiarową (rys. 3.58). Ponadto, w rozkładzie funkcji czułości występują obszary o ujemnej czułości, tzn. wzrost przewodności w tym obszarze wywołuje wzrost mierzonej rezystancji, podczas gdy w pozostałych częściach obszaru jest na odwrót. Różny znak funkcji czułości oznacza więc, że takie same zmiany przewodności zachodzące w obrębie badanego mięśnia, ale zlokalizowane w obszarach charakteryzujących się przeciwnymi znakami funkcji czułości będą się znosić. Jest to istotna wada sondy zaproponowanej przez Schafera. Na rysunku 3.59 pokazano krzywe czułości dla wybranych odległości od powierzchni sondy wzdłuż linii równoległych do średnicy sondy. Krzywe S_v zostały obliczone w celu porównania ich z wynikami eksperymentalnymi, w których zaburzenie przewodności miało określoną objętość.

W dalszej części zostaną przedstawione wyniki badań, których celem było opracowanie konstrukcji sondy charakteryzującej się jednym znakiem czułości. Zrezygnowano z wewnętrznych pierścieniowych elektrod pomiarowych. W zamian, pomiaru potencjału dokonuje się w obszarze elektrod prądowych, ale także za pomocą elektrod pierścieniowych. Elektrody oddzielone są od siebie mechanicznie i elektrycznie (rys. 3.60).



Rys. 3.58. Przestrzenny rozkład funkcji czułości dla sondy Schafera; obszary o ujemnej czułości i większej od $0,1 S_{\min}$ i $0,05 S_{\min}$ zaznaczono odpowiednio kolorem czarnym i białym. Obszary o czułości dodatniej (w skali szarości od najciemniejszego do najjaśniejszego) odpowiednio $0,1 S_{\max}$, $0,05 S_{\max}$ i $0,01 S_{\max}$. Kolor jasniejszy oznacza mniejszą wartość czułości (S_{\min} i S_{\max} odpowiednio najmniejsza i największa czułość w obszarze)

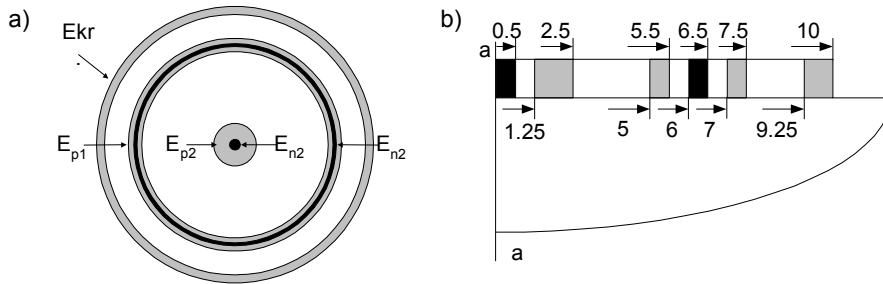


Rys. 3.59. Funkcja czułości dla punktów położonych na linii w odległości od sondy odpowiednio: $d = 0,25$ mm ———, $d = 0,5$ mm —□, $d = 0,75$ mm —◇, $d = 1$ mm —○, $d = 1,25$ mm — punkty; S_p oznacza czułość punktową, a S_v czułość objętościową (otrzymana w wyniku uwzględnienia objętości zaburzenia)

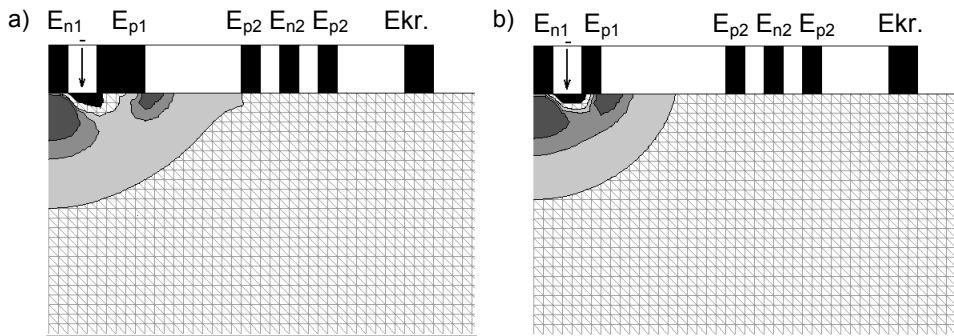
Dodatkowo wprowadzono zewnętrzną elektrodę pierścieniową – jako elektrodę ekranującą. Zewnętrzny wymiar sondy jest identyczny jak odpowiadający wymiar sondy Schafera (rys. 3.54). Kolorem czarnym zaznaczono elektrody pomiarowe, a szarym – aplikacyjne. W odróżnieniu od sondy zaproponowanej przez Schafera, wprowadzono dodatkową elektrodę (zewnętrzny pierścień) do aplikacji potencjału masy urządzenia pomiarowego. Ponadto zmieniono kolejność elektrod centralnych. Centralna elektroda kołowa (punktowa) służy do pomiaru potencjału, a elektroda pierścieniowa do aplikacji prądu pomiarowego. Z badań symulacyjnych przeprowadzonych dla sondy Schafera wynikało, że największa czułość osiągana jest dla obszaru w pobliżu centralnej elektrody aplikacyjnej, co z kolei było konsekwencją bardzo dużych wartości gradientu potencjału w tym obszarze.

Zgodnie z zależnością (2.15), prowadzi to do wzrostu funkcji czułości. Wskazane jest, aby funkcja czułości była jednego znaku oraz jej wartość w miarę stała w interesującym nas obszarze. W tym celu zbadano wpływ rozmiarów elektrod na kształt rozkładu potencjału.

Z tego względu w zaproponowanej sondzie zamieniono kolejność elektrod centralnych, dzięki czemu możliwe było zwiększenie powierzchni elektrody aplikacyjnej.



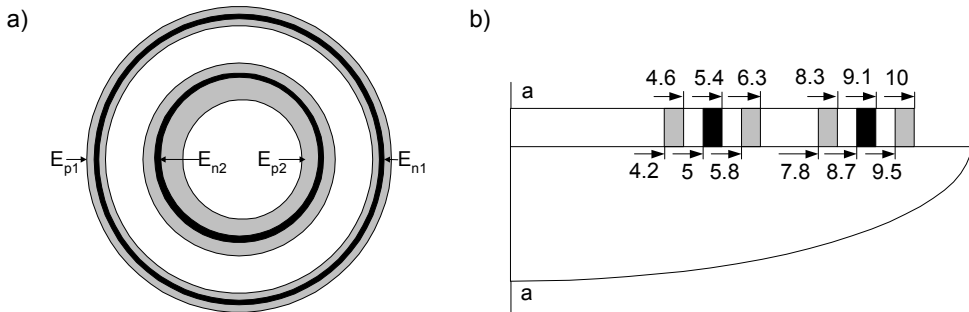
Rys. 3.60. Konstrukcja sondy wg propozycji autora: a) elektrody do pomiaru napięcia E_{n1} i E_{n2} zostały umieszczone wewnątrz elektrod aplikacyjnych E_{p1} i E_{p2} . Ekr. oznacza elektrodę ekranującą; b) przekrój osiowy, wymiary w milimetrach



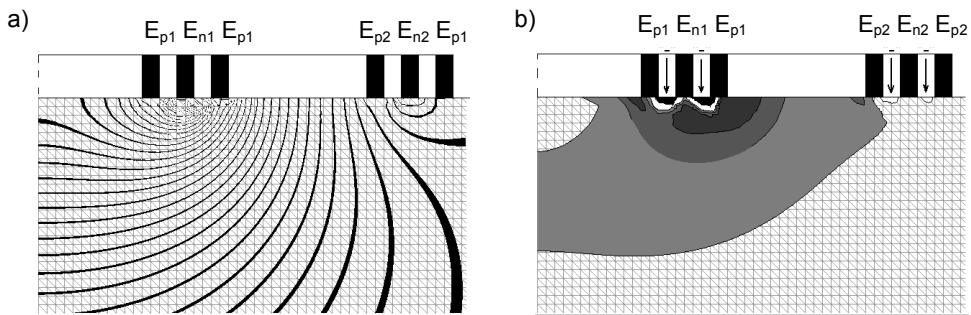
Rys. 3.61. Przestrzenny rozkład funkcji czułości: a) dla sondy wg rysunku 3.60a, b) dla sondy z zmniejszonej powierzchni centralnej elektrody aplikacyjnej. Kolorem czarnym oznaczono czułość ujemną (wskazaną strzałką), a kolorami szarymi czułość dodatnią, odpowiednio wg skali $0,1 S_{max}$ – ciemny, $0,05 S_{max}$ – szary, $0,01 S_{max}$ jasny

Sama zmiana powierzchni elektrody aplikacyjnej (rys. 3.61) nie może prowadzić do poprawy funkcji czułości, jako że funkcja czułości jest symetryczna ze względu na gradient potencjału dla prądów płynących pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi i hipotetycznego prądu płynącego pomiędzy elektrodami pomiarowymi. W dalszym ciągu decydujące znaczenie ma gradient potencjału związany z elektrodami pomiarowymi. Otrzymany rozkład dla prądu pomiarowego, płynącego pomiędzy elektrodami pomiarowymi, w przypadku zmiany szerokości elektrody aplikacyjnej niewiele odbiegał od tego z rys. 3.61b.

Istotna różnica polega na tym, że wielkość obszarów o ujemnej wartości funkcji czułości została znacznie zredukowana. Jest to istotna zaleta takiego rozwiązania. Jednak w dalszym ciągu funkcja czułości jest bardzo niejednorodna i największe wartości osiąga w okolicy elektrod centralnych. Wadę tę można zminimalizować poprzez poprawę jednorodności rozkładu potencjału, czyli poprzez zmianę relacji geometrycznych pomiędzy elektrodami, np. zgodnie z rysunkiem 3.62. Zwiększenie powierzchni elektrod centralnych powinno prowadzić do bardziej jednorodnego rozkładu gradientu (rys. 3.63).



Rys. 3.62. Układ elektrod w sondzie dwupierscieniowej: a) widok sondy, każda z elektrod prądowych składa się z dwóch połączonych pierścieni, pomiędzy którymi znajduje się elektroda napięciowa; b) przekrój osiowy, wymiary sondy w milimetrach

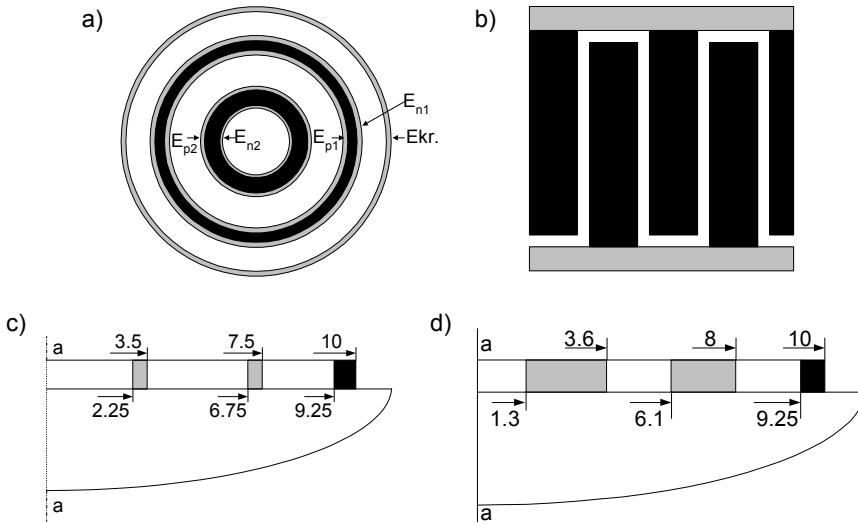


Rys. 3.63. Rozkład potencjału dla prądu pomiarowego pomiędzy elektrodami napięciowymi (pomiarowymi) a), oraz funkcja czułości wykazująca charakter bipolarny b)

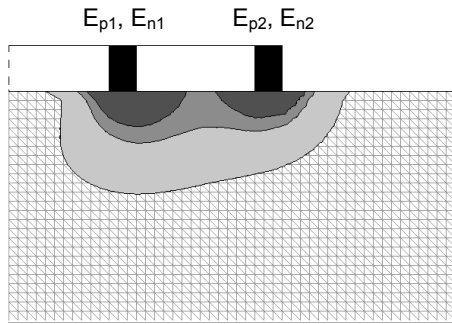
Ideę konstrukcji proponowanej sondy pokazano na rys. 3.64. Elektrody aplikacyjne i pomiarowe, o ile to jest technicznie możliwe, powinny zajmować ten sam obszar. Rozmiary *zębów* powinny być tak dobrane, aby na wymaganej głębokości (odległości od powierzchni sondy) rozkład potencjału był identyczny dla pola odprowadzenia związanego z elektrodami prądowymi i napięciowymi. Powierzchnia wszystkich elektrod, o ile to możliwe, powinna być w przybliżeniu jednakowa. Pozwoli to zachować jednakową gęstość prądu pod elektrodami. Dzięki takiemu rozwiązaniu rozkład potencjału generowany przez elektrodę aplikacyjną i pomiarową, w odległości od powierzchni elektrody porównywalnej z szerokością zęba, jest prawie jednakowy. Ujemna czułość może występować w obszarach pomiędzy elektrodą prądową i napięciową o rozmiarach porównywalnych z rozmiarami szczeliny (rys. 3.64b).

Aby zmniejszyć zjawisko *zwierania* elektrod, w praktycznej realizacji sondy, obszary pomiędzy elektrodami zostały wypełnione dielektrykiem. Praktycznie oznacza to, że sonda charakteryzuje się czułością tylko dodatnią.

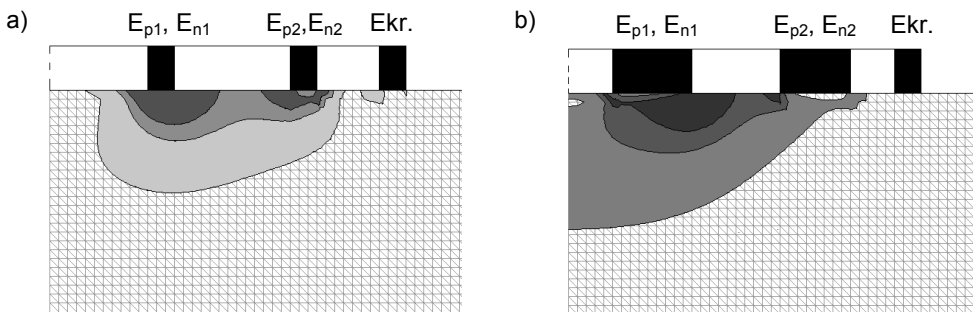
Rozkład największej czułości na zmiany przewodności jest zlokalizowany pod elektrodą wewnętrzną (rys. 3.65). Kształt rozkładu funkcji czułości można zmodyfikować poprzez dobranie odpowiedniej relacji pomiędzy rozmiarami elektrod E_{p1} , E_{n1} i E_{p2} , E_{n2} (rys. 3.66). Niestety, mimo tak prostej budowy, nie jest możliwe analityczne określenie stałej celki. Stała ta została wyznaczona numerycznie i zweryfikowana w badaniach za pomocą badań eksperymentalnych.



Rys. 3.64. Sonda złożona z elektrod grzebieniowych: a) konfiguracja, b) kształt zazębiających się pierścieni (kolorem czarnym zaznaczono zazębiające się obszary), c) i d) przekroje osiowe; wymiary sond podane w milimetrach

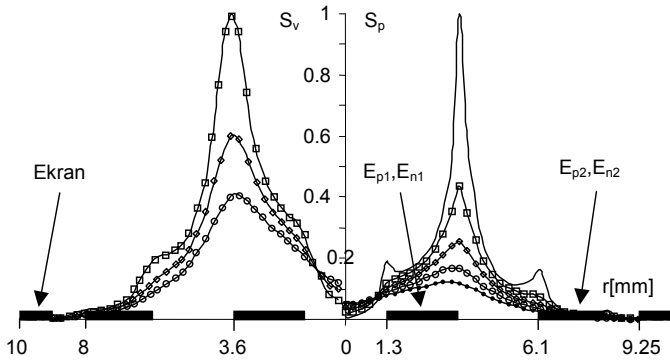


Rys. 3.65. Rozkład czułości w okolicy elektrod dla sondy dwupierścieniowej bez ekranu z elektrodami w postaci zazębiających się grzebli



Rys. 3.66. Rozkład czułości dla sondy grzebieniowej z dodatkową elektrodą ekranującą, oznaczenia jak na rys. 3.65

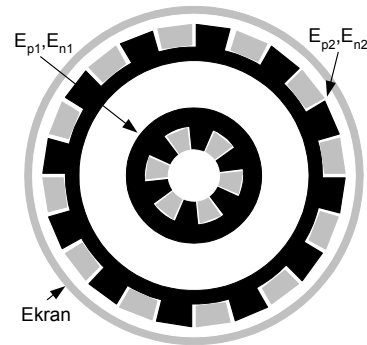
Z dotychczas przeprowadzonych badań wynika, że rozkład funkcji czułości jest niejednorodny i u podłoża tej niejednorodności leży nierównomierny rozkład potencjału w obszarze przylegającym bezpośrednio do sondy (rys. 3.67). Potencjał, tym samym jego gradient, relatywnie szybko zanika wraz z odległością od powierzchni sondy.



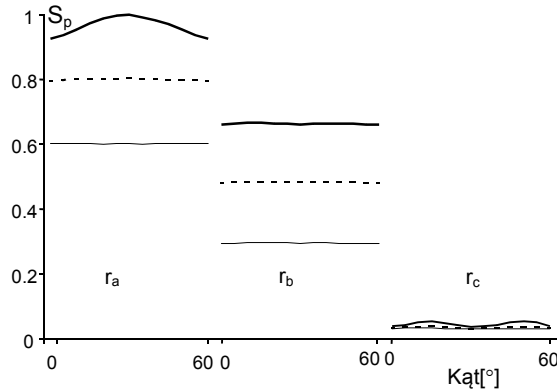
Rys. 3.67. Czułość, S_p – punktowa, S_v – objętościowa, w zależności od położenia zaburzenia przewodności (r, z). Krzywe otrzymano dla różnych odległości, z , od powierzchni sondy: 0,25 mm – —, 0,5 mm – —, 0,75 mm – —, 1 mm – —, i 1,25 mm – punkty. Podano także wymiary sondy

Z zależności (2.15) wynika, że dla gradientu potencjału zanikającego z odległością od sondy jak r^{-2} , funkcja czułości będzie zanikała jak r^{-4} . Oznacza to znacznie większe wartości funkcji czułości w okolicy elektrody centralnej, co potwierdzają przedstawione powyżej wyniki badań symulacyjnych. Stosując elektrody pierścieniowe i/lub kołowe nie można zmienić charakteru zależności funkcji czułości od odległości. Praktyczna realizacja sondy wymaga zapewnienia separacji elektrycznej pomiędzy elektrodą prądową i napięciową. W przeciwnym przypadku sonda zachowywałaby się tak jak sonda dwuelektrodowa. Zatem wielkość listków, a szczególnie odległość pomiędzy nimi, nie może być dowolnie mała.

Dla sondy pokazanej na rysunku 3.68 funkcja czułości będzie zależała od współrzędnej kątowej (rys. 3.69). Funkcja ta jest okresowa, zgodnie z konstrukcją struktury sondy powtarzającą się co 60° . Zatem do jej przedstawienia wystarczy podać jej wartość dla kąta zawartego pomiędzy 0° a 60° . Należy zauważyć, że dla warstw głębszych (oddalonych od powierzchni sondy) funkcja czułości staje się niezależna od współrzędnej kątowej, tzn. jest równomierna. Czułość *wypłaszcza* wraz z odległością od sondy (wzrostem wartości d) i maleje jej wartość. Jednakże w zastosowaniu kardiologicznym takie zachowanie się czułości nie stanowi istotnego problemu.



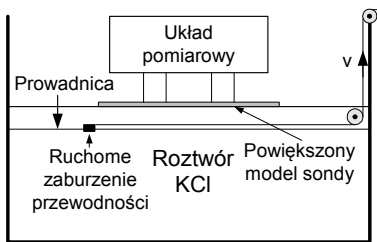
Rys. 3.68. Praktyczna realizacja sondy z rysunku 3.64



Rys. 3.69. Zależność punktowej funkcji czułości od kąta dla trzech różnych promieni $r_a = 2$ mm, $r_b = 3,9$ mm, $r_c = 7$ mm i trzech głębokości $d_1 = 0,5$ mm (□□ —), $d_2 = 0,75$ mm (- - - -) i $d_3 = 1,5$ mm (—)

3.2.2.2. Weryfikacja eksperymentalna

Do eksperymentalnego określenia przestrzennego rozkładu czułości dla zaproponowanej sondy wykonano stanowisko pomiarowe składające się z powiększonego (6 razy) modelu sondy, elektronicznego układu pomiarowego i ruchomego zaburzenia przewodności, przemieszczającego się ze stałą prędkością (rys. 3.70).

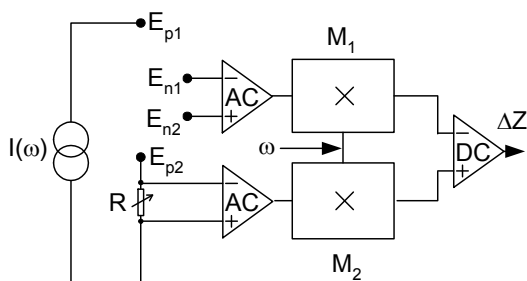


Rys. 3.70. Zestaw laboratoryjny do pomiaru przestrzennego rozkładu czułości sond

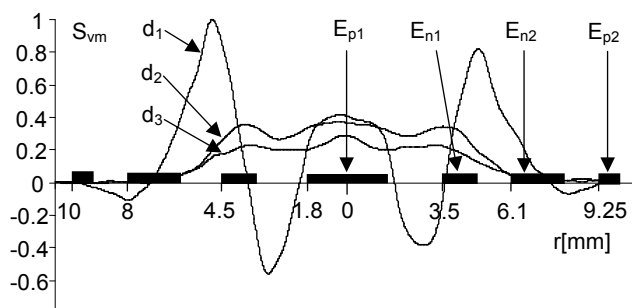
Jako medium pomiarowego użyto roztworu chlorku potasu (KCl). Zaburzenie przewodności może być dodatnie lub ujemne, w zależności od przewodności roztworu KCl i ruchomego obiektu. W eksperymencie przemieszczano cylinder z mosiądzu o średnicy 6 mm i wysokości 4,5 mm. Mosiądz charakteryzuje się lepszą przewodnością niż roztwór KCl, zatem zaburzenie przewodności było dodatnie. Zaburzenie, dzięki zastosowanej prowadnicy (cienka żyłka nylonowa), przemieszczało się w określonej odległości od powierzchni sondy, która stykała się z lustrem roztworu KCl. Istniała możliwość doboru linii przemieszczania się zaburzenia względem środka sondy.

Biorąc pod uwagę rozmiary zaburzenia i skalę powiększenia odpowiada to cylindrycznemu zaburzeniu o średnicy 1 mm i wysokości 0,75 mm dla sondy o średnicy 20 mm. Powiększenie zaburzenia umożliwiło przeprowadzenie eksperymentu, gdyż mierzony sygnał jest wprost proporcjonalny do objętości zaburzenia. W celu wykonania pomiarów, mimo powiększenia objętości zaburzenia, należało zbudować specjalny układ pomiarowy charakteryzujący się odpowiednio wysoką czułością. Zastosowanie rozwiązania, pokazanego na rysunku 3.71, pozwoliło na poprawę czułości układu pomiarowego w wyniku minimalizacji niestabilności amplitudowej źródła prądowego. Stosunek sygnał-szum można było także poprawić przez zawężenie pasma filtru na wyjściu detektora synchronicznego, przy jednoczesnym zmniejszeniu prędkości przemieszczania się zaburzenia. Wartość rezystancji dekady rezystancyjnej R jest tak dobierana, żeby na wyjściu wzmacniacza DC

sygnał był zerowy dla zaburzenia znajdującego się w możliwie największej odległości od sondy.



Rys. 3.71. Schemat blokowy układu do pomiaru bardzo małych zmian składowej rzeczywistej impedancji. Przyjęto następujące oznaczenia: $I(\omega)$ źródło prądowe, E_{p1} , E_{p2} oznaczają elektrody prądowe, E_{n1} i E_{n2} elektrody napięciowe, AC wzmacniacz o charakterystyce pasmowo-przepustowej, M_1 i M_2 detektory synchroniczne wraz ze wzmacniaczami o charakterystyce dolnoprzepustowej oraz DC – dolnoprzepustowy wzmacniacz różnicowy

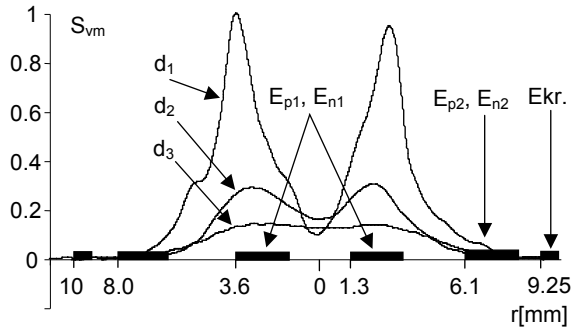


Rys. 3.72. Krzywe czułości dla sondy Schafera dla trzech odległości zaburzenia od powierzchni sondy: $d_1 = 0,5$ mm, $d_2 = 0,75$ mm, $d_3 = 1,5$ mm

Dla roztworu KCl o koncentracji 0,5 N i zaburzeniu o podanych wcześniej rozmiarach, rejestrowany maksymalny sygnał wywołany przemieszczaniem się zaburzenia wynosił 67 m Ω , podczas gdy wartość rezystancji wynosiła 23 Ω . Szumy układu pomiarowego były równoważne zmianom impedancji 0,6 m Ω . Wyniki dla sondy Schafera pokazano na rysunku 3.72. Krzywe czułości dla sondy zaproponowanej przez autora pokazane są na rysunku 3.73.

Przeprowadzone eksperymenty zadowalająco potwierdziły wyniki badań teoretycznych. Wyniki teoretyczne przedstawione są tylko dla jednej połowy sondy, jako że są one idealnie symetryczne względem osi symetrii sond (rys. 3.59 i 3.67). Natomiast wyniki eksperymentalne dla obydwu sond nie są idealnie symetryczne względem ich osi symetrii. Wynika to z kilku przyczyn, z których najważniejsza to nierównoległe ułożenie prowadnicy, po której przemieszcza się zaburzenie względem powierzchni modelu sondy. Mimo tak dobrej zgodności wyników teoretycznych i eksperymentalnych należy stwierdzić, że wyniki eksperymentalne obarczone są pewnymi błędami wynikającymi z wpływu zjawisk elektrochemicznych zachodzących na powierzchni zaburzenia. Warstwa podwójna redukuje efektywną zmianę przewodności. Niemniej zjawisko to nie zmienia charakteru otrzymana-

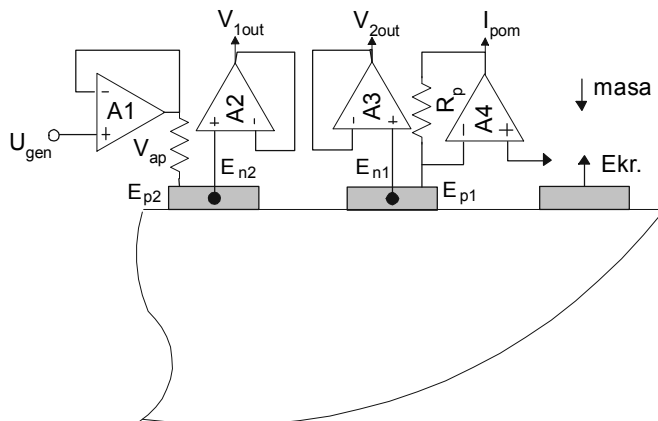
nych krzywych. Wpływ skończonych wymiarów pojemnika, w którym przeprowadzono eksperyment, został wykluczony na podstawie eksperymentu z blachą aluminiową o rozmiarach porównywalnych z rozmiarami pojemnika. Wprowadzenie blachy przy ścianach pojemnika i jej nieznaczne przemieszczanie nie wywoływało żadnych zmian sygnału na wyjściu wzmacniacza DC. Oznacza to, że powierzchnie te były na tyle daleko od sondy, iż nie wpływały na wynik pomiaru.



Rys. 3.73. Krzywe czułości otrzymane dla dwupierścieniowej sondy z elektrodami zespolonymi (grzebień, przeplatane)

3.2.2.3. Pomiary niedotlenienia mięśnia serca

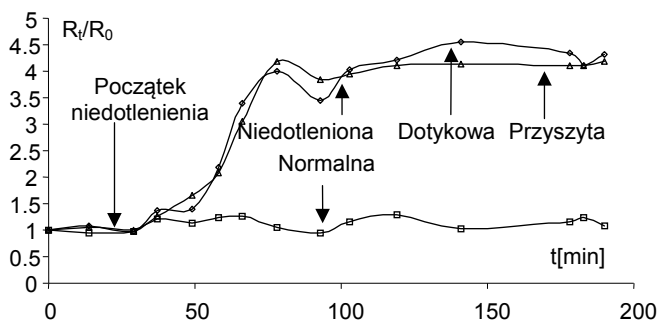
Pomiary *in vivo* przeprowadzono za pomocą sondy do mięśnia serca w układzie pomiarowym pokazanym na rys. 3.12, z tą różnicą, że zastosowano odmienny układ pośredniczący (rys. 3.74) [258]. Przyjęto rozwiązanie polegające na aplikacji potencjału V_{ap} do elektrody E_{p2} i podłączeniu elektrody E_{p1} do przetwornika I/U. Dzięki takiemu rozwiązaniu zewnętrzna elektroda aplikacyjna znajduje się na takim samym potencjale (masa pozorna), jak elektroda ekranująca. Zmniejsza to wartość prądu wypływającego do otoczenia.



Rys. 3.74. Sposób aplikacji sygnałów pomiarowych – do obydwu pierścieni zewnętrznych doprowadzony jest potencjał zerowy (masa), a sygnał aplikacyjny do elektrody centralnej. Oznaczenia elektrod jak na rys. 3.64. W wykonanej wersji użyto wzmacniaczy operacyjnych AD843

Ponadto wartość prądu wypływającego do otoczenia nie ma znaczenia w takiej konfiguracji, jako że monitorowana jest wartość prądu pomiędzy elektrodami aplikacyjnymi. Rzeczywiste napięcie przyłożone do tkanki jest inne od napięcia aplikacyjnego, co wynika z wpływu impedancji elektrodowej. Do pomiaru tego napięcia służą dwa wtórnikowe (A2 i A3) oraz niepokazany na rysunku, szerokopasmowy, o dużej wartości współczynnika CMRR – wzmacniacz różnicowy. Układ charakteryzuje się dużą prostotą, dzięki czemu możliwe było jego scalenie z sondą, co zmniejszyło błędy wprowadzone przez długie przewody.

Na przeprowadzenie badań otrzymano zgodę Komisji Etyki. Badania eksperymentalne przeprowadzono na warchlakach o średniej wadze 31 ± 3 kg. Po znieczuleniu ogólnym warchlaki były intubowane. Podczas badania mierzono ciśnienie krwi, częstość akcji serca i oddechu oraz temperaturę serca i całego ciała. Temperaturę powierzchni serca mierzono za pomocą kamery termograficznej z dokładnością do $0,1^\circ\text{C}$. Po otwarciu klatki piersiowej i odsłonięciu serca, dokonywano pomiarów wstępnych, a następnie wywoływano zawał poprzez podwiązanie lewej tętnicy zstępującej (LAD). Pomiar przeprowadzono na bijącym sercu. Przeprowadzono dwa typy eksperymentów z sondą umocowaną na *sztucznie* i przykładaną tylko na czas pomiaru (dotykową). Celem eksperymentu było odpowiedzenie na pytanie, czy możliwe jest nadzorowanie zmian zachodzących w mięśniu serca, wywołanych jego niedotlenieniem, bez konieczności mocowania sondy. Ma to duże znaczenie praktyczne, bowiem pozwala na opracowanie procedury pomiarowej do monitorowania zmian w mięśniu serca podczas operacji na otwartym sercu, np. podczas pomostowania tętnic wieńcowych. Przykłady otrzymanych wyników przedstawiono na rysunku 3.75.



Rys. 3.75. Zmiany mierzonej rezystancji wywołane podwiązaniem lewej tętnicy (LAD). Wartość bieżąca mierzonej rezystancji R_t została znormalizowana względem początkowej R_0 , częstotliwość prądu 5 kHz

3.3. Podsumowanie

W rozdziale 3.1 przedstawiono konstrukcję dwukomorowej, czteroelektrodowej celki pomiarowej. Umożliwia ona pomiar zespolonej przewodności materiałów o relatywnie małej i zmiennej objętości. Ma to istotne znaczenie np. w badaniu guzów nowotworowych. Właściwości celki zostały sprawdzone za pomocą badań symulacyjnych [213, 249]. Do tego celu wykorzystano MES, za pomocą której rozwiązano równanie Laplace'a w układzie współrzędnych cylindrycznych. Badania symulacyjne i eksperymentalne potwierdziły zasadność proponowanej konstrukcji celki pomiarowej. Widoczna jest poprawa częstotli-

ściowych właściwości całego systemu pomiarowego (rys. 3.14a). Ponadto, dzięki wprowadzeniu dodatkowej komory korekcyjnej, która podczas badań wypełniona jest elektrolitem, zwiększono pojemność cieplną całej celki. Dzięki temu osiągnięto lepszą stabilizację temperatury badanej próbki.

Dalszą poprawę wyników otrzymano dzięki zastosowaniu procedury korekcyjnej [169]. Dane do procedury korekcyjnej otrzymano z pomiarów elektrolitów o znanej koncentracji, a tym samym o znanych parametrach elektrycznych. Elektrolity te charakteryzowały się odpowiednią przewodnością, ale zbyt małą wartością przenikalności w porównaniu do parametrów materiałów biologicznych.

Przydatność celki została potwierdzona w badaniach klinicznych tkanek piersi i serca [167, 168, 212, 214, 255]. Wybrane wyniki, w celach ilustracyjnych, zostały przedstawione w rozdziale 3.1.1.3.

Oryginalne rezultaty otrzymano w badaniach symulacyjnych, których celem było określenie sposobu, w jaki zmienna przewodność krwi – wywołana jej zmiennym przepływem – wpływa na wartość mierzonej rezystancji. Model symulacyjny został opracowany dla warunków zbliżonych do badań *in vivo* (rozdział 3.1.2). Przedstawiono jedynie szczególny przypadek, gdy zmiana rezystancji jest najbardziej widoczna, tzn. gdy krew przechodzi ze stanu uporządkowania przypadkowego do ukierunkowanego. Wpływ krwi na mierzone zmiany rezystancji jest bardzo złożony, jako że zależy on od: 1) przestrzennego rozkładu pola elektrycznego (dokładniej: rozkładu przestrzennego czułości), który z kolei jest zależny od konfiguracji elektrod systemu pomiarowego, 2) sposobu przepływu krwi w naczyniach krwionośnych, 3) relacji pomiędzy naczyniami a kreowanym polem elektrycznym [247, 250].

W krwi występuje przynajmniej kilka mechanizmów prowadzących do zmiany jej przewodności w zależności prędkości jej przepływu. Pokazano, że zmienny przepływ krwi wywołujący efekt orientacyjny prowadzi w pewnych sytuacjach do spadku, a w innych do wzrostu mierzonej impedancji. Zatem opisywanie zmian wywoływanych przepływem krwi za pomocą skalara jest niepoprawne. Przeprowadzona analiza pozwala wyjaśnić przyczynę rozbieżności pomiędzy wynikami badań eksperymentalnych dla naczyń sztywnych, z elektrodami umieszczonymi bezpośrednio na naczyniu, a badaniami *in vivo*, w których elektrody nie są zlokalizowane bezpośrednio na naczyniu. Ogólnie można stwierdzić, że o ile w pierwszym przypadku najczęściej mierzona jest tylko jedna składowa tensora przewodności, to w przypadku drugim jest to ważona suma wszystkich składowych tego tensora.

Częściowo wyniki te zostały potwierdzone w badaniach eksperymentalnych. Jednocześnie pomiar rezystancji wzdłuż i w poprzek naczyń wykazał wysoką zgodność z wynikami teoretycznymi. Rezultaty te stanowią podstawę do dalszych badań, których celem będzie określenie zmian przewodności krwi przepływającej w naczyniach elastycznych. Jest to niezbędne do opracowania metody oceny przepływu krwi w różnych segmentach ciała, w tym w klatce piersiowej.

Ocena elektrycznych właściwości materiałów biologicznych wymaga spełnienia wielu warunków, spośród których szczególnie istotny jest warunek jednorodności pola elektrycznego. Jest on trudny, a wręcz niemożliwy do spełnienia podczas badań *in vivo*. Stąd należy z ostrożnością interpretować wyniki pomiarów *in vivo*, bowiem zastosowanie tej samej sondy do różnych pomiarów wcale nie musi oznaczać takich samych warunków pomiarowych. W rozdziale 3.2.1 przedstawiono konstrukcję sondy do pomiaru *in vivo* parametrów materiałowych tkanek anizotropowych, np. mięśni szkieletowych [259, 260, 261]. Model sondy wykorzystuje koncepcję nieskończenie długich paskowych elektrod aplikacyjnych. Pozwala to zredukować model zagadnienia do dwuwymiarowego. Model taki posłużył do analitycznego określenia stałej sondy, która została określona dla mieszanych warunków

brzegowych. Poprawność obliczeń teoretycznych stałej sondy została potwierdzona w badaniach eksperymentalnych. Zarówno eksperymenty numeryczne, jak i pomiary z użyciem roztworów KCl, potwierdziły wynik teoretyczny. W proponowanym wykonaniu elektroda aplikacyjna została podzielona na trzy części. Relacja długości części wewnętrznej do długości całej sondy została tak dobrana, aby rozkład potencjału w interesującym obszarze był taki, jak dla sondy o nieskończenie długich elektrodach aplikacyjnych. Dzięki temu możliwe jest lokalne określenie właściwości materiałowych, przy jednoczesnym spełnieniu założenia o nieskończenie długich elektrodach. Zwiększenie powierzchni zarówno elektrod prądowych, jak i napięciowych, doprowadziło do zmniejszonej impedancji elektrodowej oraz, co istotniejsze, do zmniejszenia maksymalnej gęstości prądu, w porównaniu do typowej sondy czteropunktowej (przy założeniu identycznej wartości prądu pomiarowego). Odpowiednio skonstruowany układ elektroniczny umożliwił nadzorowanie wartości prądu wypływającego i wpływającego do poszczególnych części elektrod aplikacyjnych. Pozwala to nadzorować poprawność przeprowadzania eksperymentu. Nie jest to możliwe w przypadku typowej sondy czteropunktowej. W celu zilustrowania zaproponowanej procedury przedstawiono wyniki badań *in vivo* na świniach. Należy zwrócić uwagę na względnie szeroki zakres częstotliwości prądu pomiarowego, co w badaniach *in vivo* jest dość trudne do osiągnięcia. Pokazano, w jaki sposób należy przeprowadzić pomiar, aby wyznaczyć obydwie składowe tensora przewodności mięśnia pośladowego warchlaka. Możliwość pomiaru poszczególnych składowych tensora przewodności będzie miała szczególnie istotne znaczenie w ocenie wpływu procesów niedokrwienia mięśni na ich właściwości elektryczne.

Pomiar taki może być wykorzystany do nadzoru zmian zachodzących w mięśniu serca, np. podczas operacji na *otwartym sercu*. W przypadku serca, zagadnienie jest jednak bardziej skomplikowane, jako że przewodność mięśnia serca opisana jest za pomocą większej liczby parametrów niż mięsień szkieletowy. Inny jest także charakter procesu, co sugeruje pomiar zmian przewodności, a nie jej wartości bezwzględnej. Pomiar zmian wartości przewodności mięśnia serca narzuca dodatkowe warunki, których spełnienie wymaga odpowiedniej konstrukcji sond. Warunków tych nie spełniają sondy powszechnie stosowane, w tym także cytowana sonda kołowo-pierścieniowa. Wykazano, zarówno teoretycznie, jak i eksperymentalnie, że sonda ta charakteryzuje się bipolarną funkcją czułości. Uniemożliwia to jednoznaczną interpretację wyników pomiarowych. Interpretacja taka jest możliwa dla sondy zaproponowanej przez Autora, bowiem charakteryzuje się ona praktycznie unipolarną czułością, tzn. spadek przewodności występujący gdziekolwiek w badanym obszarze zawsze wywołuje wzrost mierzonej rezystancji [258, 263].

W rozdziale 3.2.2 przedyskutowano możliwości modyfikacji funkcji czułości przez zmianę relacji geometrycznych pomiędzy poszczególnymi elektrodami. Nie jest to jedyna możliwość, bowiem funkcję czułości można także modyfikować przez zmianę właściwości elektrycznych materiału, z którego wykonane są elektrody. Nierównomierny rozkład funkcji czułości związany jest z nierównomiernym rozkładem gradientu potencjału. Gradient ten, w pewnym zakresie, można zmodyfikować, zmieniając przewodność powierzchniową elektrody. Sposób ten jednak wymaga dalszych badań, jako że w pomiarze pojawia się nowa zmienna, jaką jest przewodność powierzchniowa elektrody i jej relacja do przewodności badanej tkanki. Możliwe zastosowania sondy zilustrowano wynikiem monitorowania zmian mierzonej rezystancji, wywołanych procesami niedotlenienia mięśnia serca.

Uzyskane wyniki upoważniają do stwierdzenia, że pomiary przewodności różnych tkanek biologicznych, lub jej zmian, wskazują na potencjalnie ich dużą przydatność kliniczną w takich zastosowaniach, jak nadzorowanie procesów niedokrwienych zachodzących w różnych tkankach, w tym także w sercu.

Rozdział 4

MONITOROWANIE HEMODYNAMIKI

Istnieje szereg technik badania centralnego i obwodowego układu krążenia, których zasada działania bazuje na pomiarze impedancji, np. IKG, IPG. Techniki te są bardzo dobrze udokumentowane, zarówno w literaturze technicznej, jak i medycznej [131]. Jednym z wyników takiego badania jest ocena przepływu krwi, bądź to w wybranej części ciała, np. w kończynie, bądź w wybranym naczyniu krwionośnym, np. w aorcie. Możliwa jest także ocena innych parametrów, np. czasów podokresów skurczu serca, współczynnika elastyczności naczyń tętniczych [237]. Jedno z pierwszych zastosowań techniki bioimpedancyjnej w badaniach klinicznych związane jest z oceną przepływu krwi w kończynach dolnych, za pomocą IPG wspomaganą okluzją żylną. IKG to, oprócz IPG, najbardziej znana aplikacja techniki impedancyjnej, ale jednocześnie budząca najwięcej kontrowersji. W rozdziale tym, za pomocą komputerowych badań symulacyjnych, określona została przyczyna tych kontrowersji. Otóż, we wspomnianych wyżej technikach istotny jest sposób powiązania ze sobą mierzonych parametrów impedancji z ocenianymi parametrami hemodynamicznymi. Z reguły wykorzystuje on bardzo prosty model wiążący wartość mierzonej impedancji i objętości krwi, np. [149]. W rozdziale tym przedstawiono oryginalny sposób modelowania IPG i IKG, bazujący na teorii pola. Pozwala on uwzględnić każdy rodzaj fizjologicznego i patologicznego źródła sygnału, który w dowolny sposób przekłada się na zmianę przewodności. Oczywiście nie bez znaczenia pozostaje dokładność modelu, który wiąże dany proces fizjologiczny ze zmianą przewodności.

Rozdział ten zawiera opis wyników badań symulacyjnych, zarówno dla IPG, jak i IKG. Dla IPG pokazano wpływ anizotropii przewodności mięśni szkieletowych na właściwości metody. Natomiast dla IKG określono podstawowe źródła sygnału impedancyjnego. Znaczną część tego rozdziału poświęcono konstrukcji aparatury służącej do pomiarów IPG i IKG. Oprócz wymogów bezpieczeństwa pomiaru, aparatura musi spełniać dodatkowe wymagania, umożliwiające dokładne pomiary relatywnie małych zmian mierzonej immitancji.

4.1. Komputerowe badania symulacyjne

Przepływ krwi szacowany jest za pomocą pomiaru tzw. impedancji bazowej oraz jej zmian. Impedancja oraz zmiany impedancji oznaczają odpowiednio jej moduł i jego zmiany. W rzeczywistych pomiarach, gdy składowa urojona jest bardzo mała, moduł impedancji sprowadza się do rezystancji. Z przedstawionych w rozdziale 2 zależności (2.12) i (2.16) wynika, że zmiany mierzonej impedancji są determinowane przez zmiany przewodności i funkcję czułości. Dotyczy to obszaru, w którym funkcja czułości, zdefiniowana zależnością (2.15), jest niezerowa. Zatem związek pomiędzy przepływem krwi i wartością impedancji niekoniecznie musi być bardzo prosty. Z rozważań przedstawionych w rozdziale 2 i 3 wynika, że przewodność krwi zależy od wielu czynników. Sam zmienny przepływ krwi, jak pokazano to w rozdziale 2, jest już wystarczający do wywołania zmian mierzonej impedancji. Istotne jest zatem pytanie, czy jest to jedyny mechanizm mierzonych zmian impedancji. W celu określenia źródeł zmian impedancji (*sygnału impedancyjnego*), zarówno

w IPG, jak i IKG, zależność (2.12) została przekształcona do następującej postaci [238, 239, 240]:

$$\Delta Z = \Delta Z_t = \sum_i^I \Delta Z_i, \quad (4.1)$$

gdzie: $\Delta Z, \Delta Z_t$ – całkowita zmiana impedancji,
 ΔZ_i – zmiana impedancji wywołana i -tym mechanizmem wywołującym zmianę przewodności $\Delta\sigma_i$,
 I – liczbą mechanizmów, z których każdy występuje w objętości V_i .

Wartość ΔZ_i opisana jest zależnością:

$$\Delta Z_i = K_i \Delta\sigma_i. \quad (4.2)$$

gdzie stałą K_i wyznacza się z zależności:

$$K_i = \int_{V_i} -L_\psi \cdot L_\phi^t dv, \quad (4.3)$$

gdzie iloczyn $S = L_\psi \cdot L_\phi^t$ jest wcześniej zdefiniowaną funkcją czułości, opisaną zależnością (2.15).

Gdy zmiany przewodności $\Delta\sigma_i$ nie zmieniają istotnie rozkładu potencjału, wówczas dla techniki dwuelektrodowej można przyjąć, że $L_\phi^t = L_\phi$ i tym samym $S = L_\psi \cdot L_\phi$.

Jak już wspomniano, modelowanie zmian impedancji wywołanych różnymi zjawiskami, zarówno fizjologicznymi, jak i patologicznymi, wymaga poprawnego określenia wartości i przestrzennego położenia zmiany przewodności $\Delta\sigma$. W obiektach biologicznych zmiany $\Delta\sigma$ mogą być związane z wieloma procesami.

Po pierwsze, zmiana objętości określonego organu (tkanki), charakteryzującego się przewodnością σ_0 , powoduje przemieszczenie otaczających go tkanek. Jeżeli przemieszczone tkanki charakteryzują się inną przewodnością σ_i , wówczas w obszarze, w którym doszło do *zamiany* rodzaju tkanki, wystąpi zmiana przewodności. Przykładem takiego mechanizmu może być zmiana objętości aorty, wywołana skurczem serca. Aorta zwiększając swoją objętość, przemieszcza otaczające ją tkanki. W rezultacie w obszarze, w którym doszło do zamiany rodzaju tkanki, dojdzie także do zmiany przewodności $\Delta\sigma_{a-l}$; w pierwszym przybliżeniu wartość tej zmiany można oszacować jako:

$$\Delta\sigma_{a-l} = \sigma_{bl} - \sigma_l, \quad (4.4a)$$

gdzie: σ_l – przewodność płuc,
 σ_{bl} – przewodność krwi.

Innym przykładem może być obszar, w którym nastąpiła zmiana przewodności wywołana skurczem serca. Wówczas wystąpią dwa obszary o zmienionej przewodności, z których jeden opisany jest zależnością:

$$\Delta\sigma_{l-hm} = \sigma_l - \sigma_{hm}, \quad (4.4b)$$

gdzie: σ_{hm} – przewodność mięśnia serca.

Zmiana przewodności w drugim obszarze opisana jest zależnością:

$$\Delta\sigma_{hm-bl} = \sigma_{hm} - \sigma_{bl}. \quad (4.4c)$$

Po drugie, organ może zmieniać swoją przewodność w wyniku zwiększonej objętości krwi. W tym przypadku, jeżeli zwiększona objętość krwi wywoła także zmianę objętości organu, wystąpią dwa obszary o zmienionej przewodności. Pierwszy wystąpi w miejscu będącym różnicą pomiędzy objętością po i przed napływem krwi. Zmiana przewodności w tym obszarze może być, w pierwszym przybliżeniu, opisana jak powyżej. Drugi obszar będzie pokrywał się z objętością całego organu i będzie wynikał ze zmiany efektywnej przewodności tkanki organu. Jeżeli tkankę organu potraktujemy jak zawieszinę, wówczas zmianę przewodności możemy opisać, wykorzystując zależność na przewodność zawiesiny [199]:

$$\frac{\frac{\sigma_{lp}}{\sigma_l} - 1}{\frac{\sigma_{lp}}{\sigma_l} + 2} = \frac{(\frac{\sigma_{bl}}{\sigma_l} - 1)\chi}{\frac{\sigma_{bl}}{\sigma_l} + 2}, \quad (4.4d)$$

gdzie: σ_p – przewodność perfundowanej tkanki płucnej,
 σ_l – przewodność tkanki przed zwiększoną perfuzją,
 σ_{bl} – przewodność krwi,
 χ – frakcja objętościowa krwi w tkance.

Po trzecie, organ znajdujący się wewnątrz badanego obiektu może zmieniać swoje położenie. Przykładem jest tu serce, a dokładniej serce w fazie skurczu izowolumetrycznego. W fazie tej objętość serca nie ulega zmianie, ale zmienia się jego kształt i położenie.

Po czwarte, może je wywoływać wspomniany już w rozdziale 4 mechanizm zależności przewodności krwi od prędkości jej przepływu.

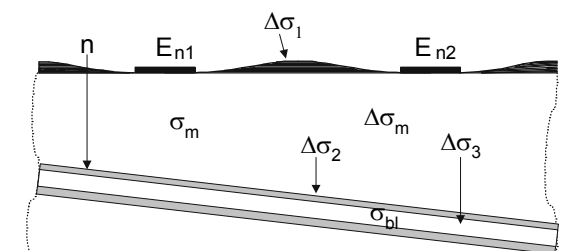
Po piątę, wartość przewodności tkanek biologicznych zależy także od temperatury i od częstotliwości prądu pomiarowego (zagadnienia te były omówione w rozdziale 2). Stała czasowa zmian przewodności może być relatywnie mała (porównywalna z okresem skurczu serca lub oddechem), lub duża, np. przewodności krwi modyfikowana wartością hematokrytu.

Podsumowując, w celu określenia zmiany impedancji ΔZ wywołanej określonym mechanizmem, wykorzystana jest zależność (4.1). W tym celu musi być znany zarówno przestrzenny rozkład przewodności $\sigma(x, y, z)$, jak i jej zmian $\Delta\sigma(x, y, z)$. Dla danego rozkładu przewodności $\sigma_0(x, y, z)$ obliczany jest rozkład potencjału dla pobudzenia przyłożonego do jednego z portów pomiarowych, a następnie rozkład gradientu tego potencjału. W drugiej kolejności, rozkład przewodności jest modyfikowany; wprowadzana jest zmiana przewodności $\sigma_0(x, y, z) + \Delta\sigma(x, y, z)$ i ponownie określany jest rozkład potencjału i jego gradientu, z tym, że jeżeli stosowana jest technika czteroelektrodowa, dla pobudzenia przyłożonego do elektrod pomiarowych. Na podstawie dwukrotnie obliczonego gradientu potencjału wyznacza się zmiany impedancji, lokalne, ΔZ_i i całkowitą ΔZ .

4.1.1. Pletyzmografia impedancyjna

Należy rozważyć użycie do obliczeń modelowych zależności (2.16), uwzględniającej wpływ zmiany objętości badanego segmentu i przemieszczenia elektrod. Najistotniejsze zmiany przewodności, w przypadku IPG, są związane ze zmianą objętości naczyń krwionośnych i badanego segmentu, zmienną prędkością przepływu krwi oraz ze zmienną perfuzją w tkance (w wyniku zmiennego napływu krwi). Istotność zmiany przewodności wynika albo z jej wartości, albo jej objętości. Ostatnia zmiana przewodności opisana jest, w zależ-

ności od sposobu zamodelowania, wzorem określającym przewodność zawiesziny włókien. W wyniku zmiennej perfuzji mięśni zmienia się relacja pomiędzy objętością krwi w tkance a objętością włókien. Zgodnie z danymi zawartymi w rozdziale 2, należy określić zmiany przewodności dla dwóch kierunków: w poprzek i wzdłuż włókien mięśnia. W tym celu można wykorzystać zależności (2.39) i (2.40). Zmiana przewodności wywołana zmienną objętością naczyń krwionośnych modelowana jest zgodnie z zależnością (4.4a) z tym, że w równaniu zamiast przewodności krwi i mięśnia występują odpowiednie tensory. W rezultacie otrzymuje się dwie zależności, na zmianę przewodności w kierunku poprzecznym i wzdłuż włókien mięśnia. W modelu uwzględniono zmianę przewodności krwi wywołaną jej zmiennym przepływem, tylko w kierunku wzdłuż osi naczynia. Można przyjąć, z dobrym przybliżeniem, że naczynia tętnicze w kończynach są ułożone w kierunku osi kończyny. Składowa radialna pola w badanych konfiguracjach będzie zdecydowanie mniejsza od składowej wzdłużnej (w wyniku dużego rozsunęcia elektrod prądowych i napięciowych). Zmiany objętości badanego segmentu kończyny można powiązać ze zmianami objętości krwi przy założeniu, że w rozważanym zakresie ciśnień tkanki biologiczne są nieściśliwe.

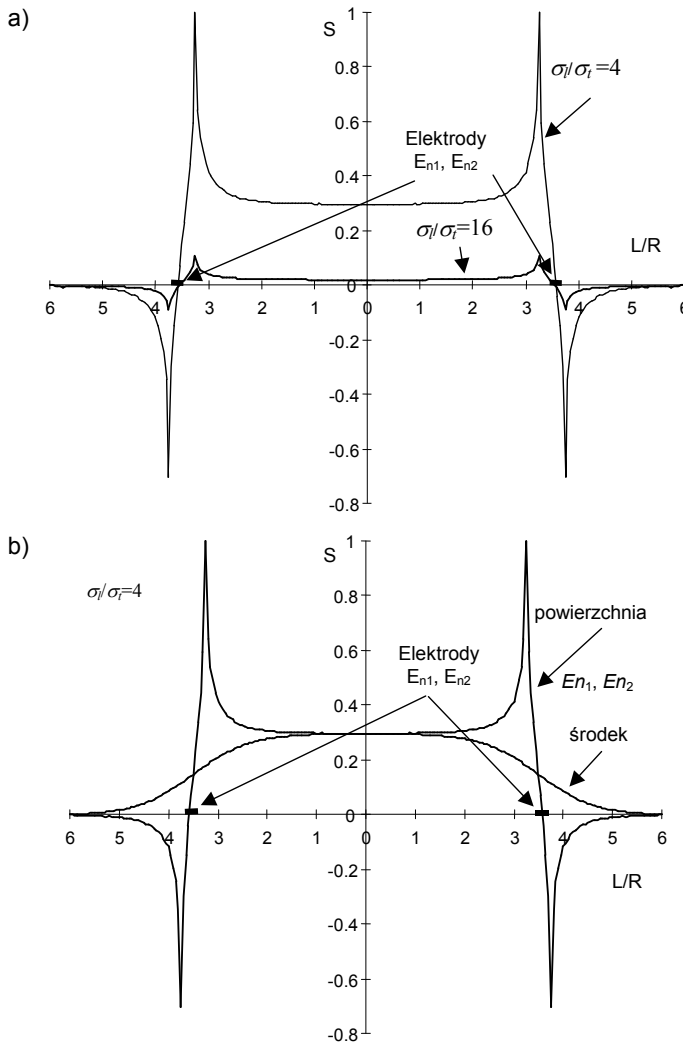


Rys. 4.1. Przekrój modelu (nie zachowano proporcji) kończyny z zaznaczonymi obszarami o przewodności krwi σ_{bl} , mięśnia σ_m oraz zmianami przewodności, $\Delta\sigma_2 = \Delta\sigma_{bl-m}$ w obszarze naczynie-mięsień, $\Delta\sigma_3 = \Delta\sigma_{bf}$ w obszarze naczynia w wyniku zmiennego przepływu krwi, $\Delta\sigma_m$ w obszarze tkanki mięśniowej w wyniku zwiększonej perfuzji, oraz $\Delta\sigma_1$ w obszarze, w którym dochodzi do zmiany tkanka-powietrze

Zmiana objętości segmentu wywołuje zmianę przewodności równą różnicy przewodności tkanki i powietrza. Wszystkie omawiane zmiany przewodności, które mogą wnosić się do mierzonej zmiany impedancji, przedstawiono na rys. 4.1. Istotną informację o wkładzie poszczególnych zmian przewodności $\Delta\sigma$ do wynikowej zmiany impedancji ΔZ można otrzymać na podstawie rozkładu funkcji czułości. Założono, że badany segment kończyny jest jednorodny, ale niekoniecznie izotropowy. Stosując do pomiarów opaskowe elektrody aluminiowe, można pominąć efekt przemieszczenia się elektrod, co pozwala pominąć pierwszą składową zależności (2.16). W rezultacie dostajemy zależność podobną do zależności (2.12), z tym, że różny jest obszar całkowania oraz w modelu obliczeniowym należy uwzględnić otoczenie segmentu. Wyniki obliczeń, których przykład pokazano na rysunku 4.2, wskazują na nierównomierny rozkład funkcji czułości w obrębie badanego segmentu. Widoczna jest silna zależność czułości od wartości relacji przewodności wzdłużnej do poprzecznej σ_l/σ_t . Wartość współczynnika anizotropii σ_l/σ_t jest osobnicza, tym samym rozkład czułości jest także osobniczy. Relacja pomiędzy czułością na zmiany przewodności zlokalizowane przy powierzchni i głęboko (np. centralnie) jest funkcją relatywnej (odniesionej do promienia badanego segmentu) odległości pomiędzy elektrodami napięciowymi. Przy czym zakłada się, że elektrody aplikacyjne (prądowe) są umieszczone odpowiednio daleko od badanego seg-

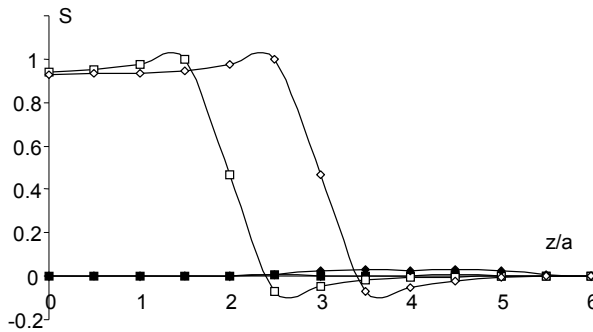
mentu kończyny. Założenie to nie zmienia ogólności wyników. Można pokazać, że nieuwzględnienie w obliczeniach anizotropii przewodności jest równoznaczne z nieokreślonością relatywnego położenia elektrod (odniesionego do promienia badanego segmentu) [237, 243].

Analizując objętości i wartości poszczególnych zmian $\Delta\sigma_i$ (rys. 4.1), można stwierdzić, że są one zróżnicowane. Dla pomiarów bez okluzji żyłnej największą wartość osiąga zmiana przewodności $\Delta\sigma_1$ i jest ona równa różnicy pomiędzy przewodnością tkanek i powietrza, czyli jest prawie równa przewodności tkanek.



Rys. 4.2. Funkcja czułości: a) zmiany powierzchniowe dla różnej relacji pomiędzy przewodnością wzdłużną σ_l i poprzeczną σ_t , b) dla różnego położenia radialnego zaburzenia przewodności

Natomiast objętość tej zmiany jest, co najwyżej, równa zmianie objętości naczyń krwionośnych przy założeniu, że tkanki, w zakresie rozpatrywanych ciśnień, są nieściśliwe.



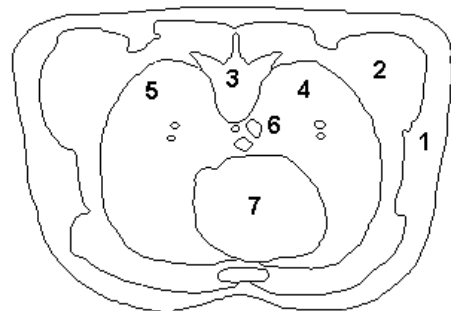
Rys. 4.3. Funkcja czułości dla dwóch lokalizacji elektrod napięciowych $z_U/a = 2$ (■) i $z_U/a = 3$ (◆) obliczona dla $r = 0,8a$. Składowe wzdłużna i radialna oznaczone odpowiednio pustymi i pełnymi figurami. Elektroda prądowa zlokalizowana $z_1 = 5a$, podczas gdy model miał długość $z = 10a$, gdzie a jest promieniem modelu (cylinder), a stosunek przewodności wzdłużnej do poprzecznej wynosi 4

Zmiana przewodności $\Delta\sigma_2$ to różnica przewodności pomiędzy przewodnością krwi i przewodnością tkanek. Jeżeli przewodność krwi i tkanek potraktujemy jako wielkości tensorowe, to zmiana jest także tensorem. Wartość poszczególnych składowych jest jednak znacznie mniejsza od $\Delta\sigma_1$. Wielkość $\Delta\sigma_3$ jest trudna do określenia, jako że zmiany przewodności krwi są złożoną funkcją geometrii naczynia oraz prędkości przepływu (wielkości sił ścinania). Ponadto przepływ krwi w tętnicach jest zmienny, ale ma znaczną składową stałą. Oznacza to, że efekt orientacyjny jest znacznie zredukowany. Problem ten omówiono w części dotyczącej modelowania właściwości krwi. Szersze omówienie problemów związanych z pletyzmografią impedancyjną można znaleźć w rozprawach doktorskich Wtorka i Polińskiego [167, 237].

4.1.2. Kardiografia Impedancyjna

W podrozdziale przedstawiono badania symulacyjne IKG. Metoda ta bazuje na pomiarze impedancji klatki piersiowej z użyciem różnych konfiguracji elektrod. Wartość modułu impedancji jest zmienna w czasie i związana jest, między innymi, z objętością skurczową serca.

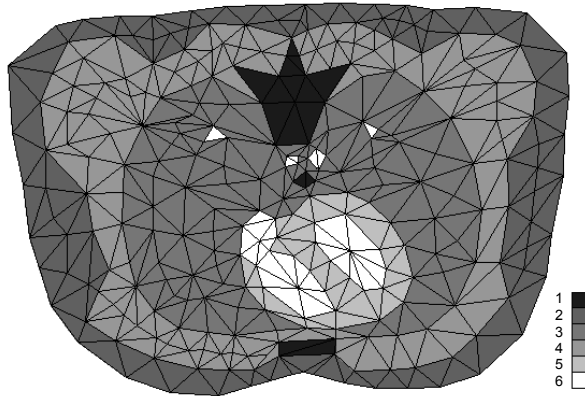
Wartość pochodnej tych zmian jest powszechnie używana do oceny rzutu serca, parametru bardzo istotnego i cennego z klinicznego punktu widzenia [117, 131, 152, 153].



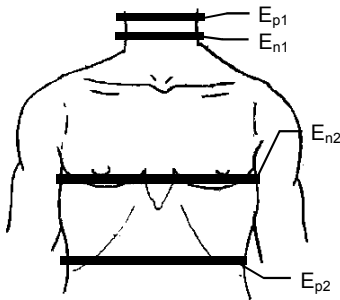
Rys. 4.4. Przekrój klatki piersiowej otrzymany z przekroju tomograficznego po ręcznej detekcji brzegów różnych obszarów; 1 – tkanka tłuszczowa, 2 – tkanka mięśniowa, 3 – kość, 4 – płuco lewe, 5 – płuco prawe, 6 – aorta, 7 – serce

Metoda postępowania przy symulacyjnym badaniu właściwości (IKG) jest identyczna, jak w przypadku rozpatrywanym w podrozdziale dotyczącym IPG, z tym, że obiekt modelowania jest bardziej złożony [238, 239, 240, 242, 244, 246, 248, 256]. Model do obliczeń za

pomocą MES otrzymano z przekroi tomograficznych i map anatomicznych (rys. 4.4). Przekroje przetworzono ręcznie, w celu otrzymania geometrii organów zawartych w klatce piersiowej. Następnie każde dwa sąsiadujące przekroje połączono do postaci warstwy w modelu MES. Przykład takiej warstwy pokazany jest na rys. 4.5.



Rys. 4.5. Warstwa modelu MES otrzymana na podstawie obrysu organów pokazanych na rysunku 4.4. Tkanki o różnej przewodności wg skali: 1 – kości, 2 – tkanka tłuszczowa, 3 – tkanka płucna, 4 – tkanka mięśniowa, 5 – mięsień serca, 6 – krew



Rys. 4.6. Umiejscowienie elektrod w modelu wg konfiguracji Kubiceka, odniesione do charakterystycznych punktów anatomicznych

Warstwa składa się z pięciościennych elementów o podstawie trójkątnej. Model klatki piersiowej wraz z elektrodami, wg konfiguracji Kubiceka, składa się z 35 warstw. Każda z warstw składa się z co najwyżej 519 pięciościennych elementów. Elementy te są automatycznie dzielone w czasie obliczeń na czterościenne. Wysokość całego modelu wynosi 56 cm.

Elektrody wraz z warstwą podwójną zamodelowane są jako dodatkowe warstwy dołączone do powierzchni modelu. Odległość pomiędzy elektrodami napięciowymi i prądowymi położonymi na szyi i tułowi, wynosi odpowiednio 6 i 10 cm. Model rozciąga się powyżej prądowej elektrody szyjnej o 4 cm, a poniżej prądowej elektrody na tułowi o 10 cm. Odległość pomiędzy elektrodami napięciowymi wynosi 26 cm. Szerokość wszystkich elektrod jest taka sama i wynosi 1 cm (rys. 4.6). W modelu MES każdy organ

opisany jest odpowiadającą mu przewodnością. Wartości przewodności poszczególnych organów zaczerpnięto z literatury [67, 68]. W ogólności, w modelu zakłada się, że właściwości elektryczne poszczególnych tkanek i organów mogą być anizotropowe. W większości tkanek założono ich izotropowy charakter. Wartości przewodności tkanek występujących w modelu zebrano w tabeli 4.1. Zmiany impedancji obliczono za pomocą zależności podanej przez Geselowitza (2.12). W tym celu należało określić zmiany przewodności wywołane skurczem serca i zlokalizowane w obrębie klatki piersiowej. Przedmiotem zainteresowania jest skurcz komór. Zmiana impedancji wywołana ich skurczem wykorzysta-

wana jest do określenia rzutu serca. Założono następującą sekwencję zjawisk: skurcz lewej i prawej komory powoduje napływ krwi do tętnic płucnych oraz aorty. Przyjmuje się (zgodnie z fizjologią), że jedna trzecia krwi objętości wyrzucanej krwi powoduje zmianę objętości naczyń, tzn. tętnic płucnych i aorty, a pozostała część zmienia perfuzję tkanki płucnej oraz odpływa z aorty poza rozpatrywany obręb klatki piersiowej. Przyjęte zmiany przewodności występujące w modelu zebrano w tabeli 4.2.

Tabela 4.1

Bazowe wartości przewodności tkanek i materiałów występujących w modelu klatki piersiowej

Rodzaj tkanki		Przewodność [S/m]
mięsień szkieletowy	σ_{m0}/σ_{m10}	0,2/0,04
krew	σ_{b10}	0,5
mięsień serca	σ_{hm0}	0,22
wątroba	σ_{l0}	0,15
kości	σ_{b0}	0,05
płuca	σ_{l0}	0,08
żołądek	σ_{s0}	0,15
nerki	σ_{k0}	0,15
tkanka tłuszczowa	σ_{f0}	0,05
warstwa elektrodowa	σ_{ed}	0,4
elektroda	σ_e	5,0

Tabela 4.2

Zmiany przewodności wywołane skurczem komór

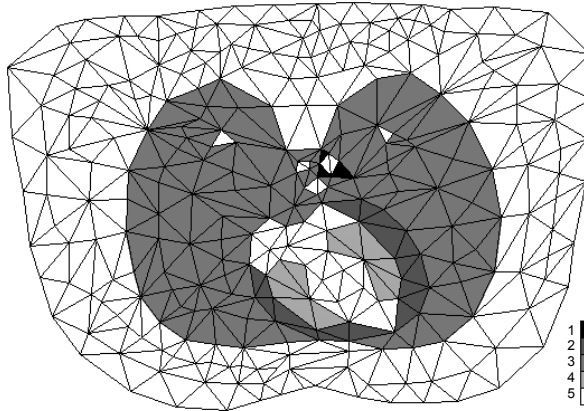
Źródło zmian $\Delta\sigma$		[S/m]	Lokalizacja
płuca-naczynia OP ¹⁾	$\Delta\sigma_{lv}$	0,375	V_{a-l}
mięsień serca-płuca OP	$\Delta\sigma_{hl}$	-0,095	V_{l-hm}
krew-mięsień serca OP	$\Delta\sigma_{bh}$	-0,28	V_{hm-bl}
perfuzja płuc	$\Delta\sigma_p$	0,0018	V_l

¹⁾ OP oznacza obszar przemieszczenia

Zmiany przewodności w fazie późnego skurczu serca dla przekroju z rys. 4.4 pokazane są na rysunku 4.7. Wartości zmian przewodności, odpowiadające bazowym wartościom przewodności, zostały obliczone dla tzw. obszarów przemieszczenia zgodnie z zależnością (4.4a, b), a zmiany wywołane perfuzją tkanki płucnej wyliczono za pomocą zależności (4.4c).

Obliczenia zmian impedancji za pomocą badań symulacyjnych znane są w literaturze [109, 152, 153]. Różnią się poziomem precyzji anatomicznej, geometrycznej, czy też metodą obliczeniową (MES, MRS). Wszystkie modele znane w literaturze, oprócz modelu zaproponowanego przez Autora, mają wspólną cechę. Przyjęty przestrzenny rozkład przewodności jest rozkładem uśrednionym, tzn. że przewodności poszczególnych tkanek czy też narządów mają wartość średnią, typową dla populacji. Z wszystkich tych modeli wynika, że zmiana impedancji ΔZ zależy od zawartych w tabeli 4.2 zmian przewodności $\Delta\sigma$. Zarówno w warunkach fizjologicznych, jak i patologicznych przewodności poszczególnych

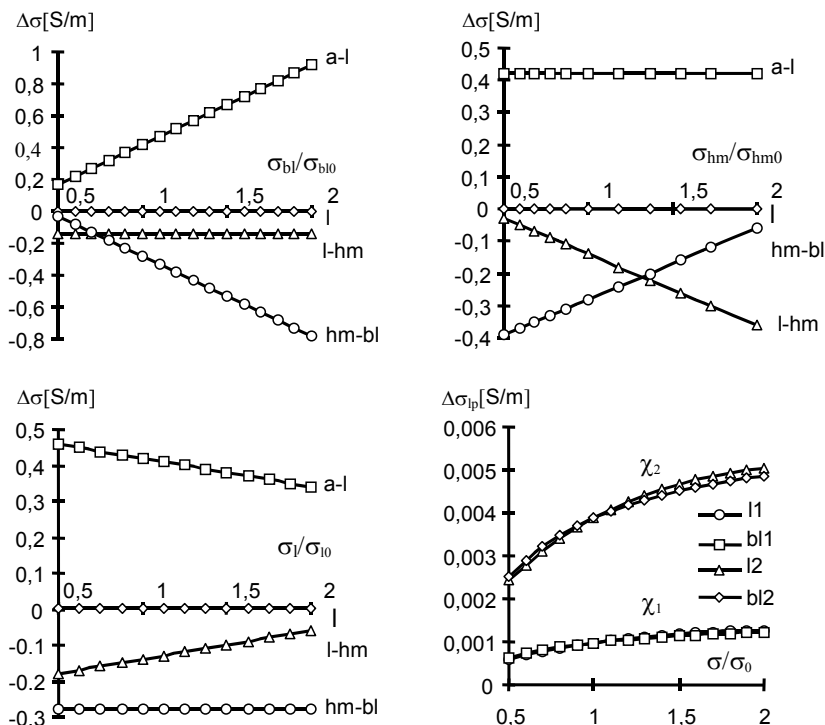
tkanek i organów mogą się zmieniać u tego samego osobnika, jak i pomiędzy osobnikami. Wpływa to zarówno na wartości poszczególnych zmian przewodności, jak i na relacje pomiędzy składowymi zmianami impedancji ΔZ [238, 239, 240].



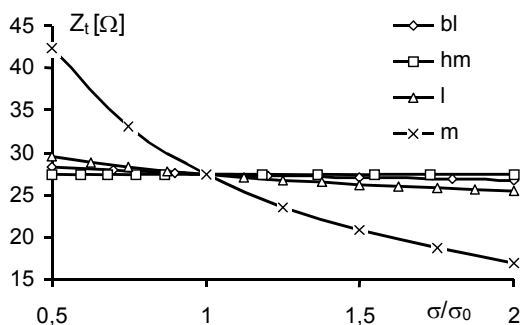
Rys. 4.7. Lokalizacja zmian przewodności w warstwie z rys. 4.5. W przekroju widoczne są zmiany przewodności: 1 – aorta-płuca $\Delta\sigma_{a-l}$, 2 – płuca-mięsień serca $\Delta\sigma_{l-hm}$, 3 – perfuzja płuć $\Delta\sigma_l$, 4 – mięsień serca-krew $\Delta\sigma_{hm-bl}$, oraz 5 – brak zmian przewodności

Celem przeprowadzonych badań symulacyjnych było określenie wpływu przewodności poszczególnych tkanek i organów na wartość całkowitej zmiany impedancji ΔZ oraz relacji pomiędzy składowymi tej zmiany. W przypadku spełnienia założeń Kubiceka zmiana impedancji ΔZ powinna zależeć tylko od objętości aorty [117]. Zmiana przewodności wybranego narządu będzie zmieniała rozkład potencjału w obszarze klatki piersiowej, a tym samym wartość funkcji podcałkowej w zależności (4.3) oraz może zmieniać wartość rozważanych zmian przewodności $\Delta\sigma_i$ [160, 238]. Przykładowo, wartość przewodności krwi σ_{bl} decyduje o wartości zmiany przewodności $\Delta\sigma$ w obszarze przemieszczenia aorta-płuca V_{a-l} , co wynika z zależności (4.4a).

Wpływ przewodności modelowanych organów na zmiany przewodności pokazany jest na rysunku 4.8. Zakres wartości przewodności poszczególnych organów odniesiono do ich wartości bazowych (tabela 4.1). Zwraca uwagę bardzo mała zmiana przewodności płuć $\Delta\sigma_{lp}$, wywołana perfuzją tego organu. Na wykresach 4.8a – 4.8c krzywa oznaczona literą l pokrywa się z osią rzędną. Dlatego dodatkowo pokazano ją na wykresie 4.8d dla dwóch wartości frakcji objętościowej χ . Zmianę przewodności płuć obliczono za pomocą zależności (4.4c). W modelu pominięto zmianę przewodności mięśni szkieletowych, mimo że występuje tam identyczny mechanizm jak w płucach. Oszacowane zmiany były jednak o dwa rzędy mniejsze od zmian przewodności płuć. Wyjaśnienie tak małej zmiany przewodności mięśni szkieletowych wynika z faktu, że przewodność mięśni szkieletowych jest bardziej zbliżona do przewodności krwi, niż przewodność płuć. Nie oznacza to jednak, że przewodność mięśni szkieletowych nie ma wpływu na wartość ΔZ_l . Przewodność mięśni szkieletowych wpływa na wartość impedancji bazowej, a także poprzez modyfikację wartości funkcji czułości (funkcja podcałkowa 4.3) na wartość ΔZ_l . Jak wynika z rysunku 4.9, spośród rozpatrywanych mechanizmów, wpływ ten jest najistotniejszy.

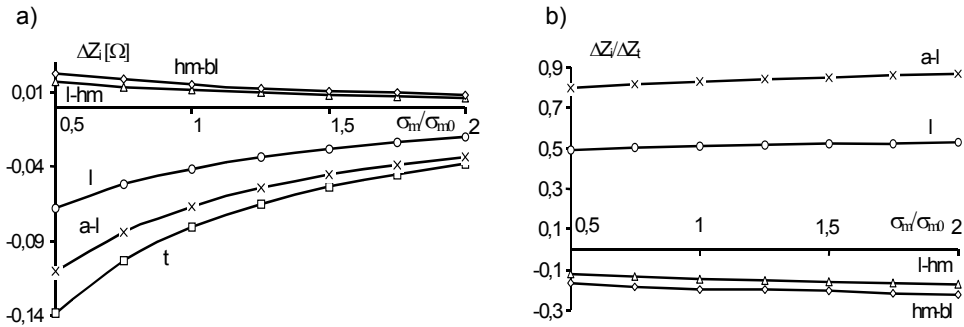


Rys. 4.8. Zależność zmian przewodności w obszarze przemieszczenia aorta-płuca V_{a-l} , płuca-mięsień serca V_{l-hm} , mięsień serca-krew V_{hm-bl} w funkcji: a) przewodności krwi, b) mięśnia serca oraz c) płuc, d) zmiany przewodności płuc wywołane ich perfuzją dla dwóch poziomów współczynnika frakcji objętościowej $\chi_1 = 1/150$ i $\chi_2 = 1/40$



Rys. 4.9. Zależność wartości impedancji bazowej od przewodności krwi (bl), mięśnia serca (hm), płuc (l) oraz mięśni szkieletowych (m)

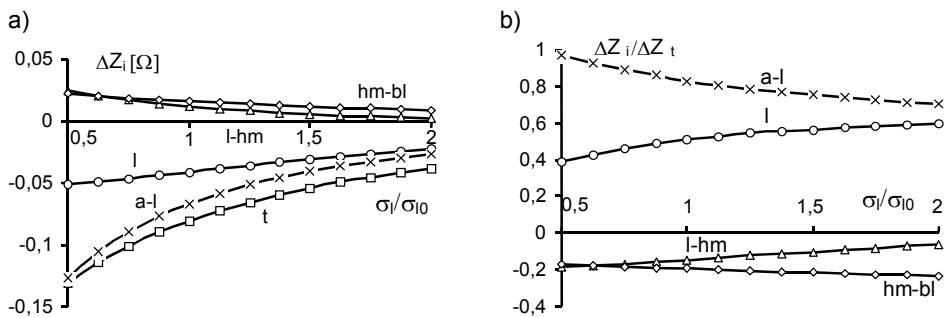
Efekt ten można łatwo wyjaśnić położeniem i objętością warstwy mięśni szkieletowych. Warstwa ta stanowi coś w rodzaju ekranu wokół płuc i serca. Im wyższa przewodność tej warstwy, tym niższa impedancja całej klatki piersiowej dla modelowanej konfiguracji elektrod.



Rys. 4.10. Zależność zmiany impedancji ΔZ_i i składowych (aorta-płuca) ΔZ_{a-l} , płuca-mięsień serca ΔZ_{l-hm} , mięsień serca-krew ΔZ_{hm-bl} oraz płucnej ΔZ_l w funkcji przewodności mięśni szkieletowych σ_m/σ_{m0}

Równie istotny jest wpływ przewodności mięśni szkieletowych σ_m na wartość zmiany impedancji ΔZ_t (rys. 4.10). Należy zwrócić uwagę, że relacje pomiędzy poszczególnymi składowymi (aorta-płuca, płuca-mięsień serca, płuca, mięsień serca-krew) pozostają zachowane (rys. 4.10b) przy znacznej zmianie ich wartości bezwzględnych (rys. 4.10a). Żadna ze zmian przewodności $\Delta\sigma_i$, uwzględniona w modelu, nie jest modyfikowana przez przewodność mięśni szkieletowych σ_m . Oznacza to, że zarówno całkowita zmiana ΔZ_t , jak i jej składowych ΔZ_{a-l} , ΔZ_{l-hm} , ΔZ_{hm-bl} oraz ΔZ_l jest konsekwencją zmiany wartości funkcji czułości. Wraz ze wzrostem przewodności mięśni szkieletowych spada wartość funkcji czułości. Potwierdza to ekranujący wpływ warstwy mięśni szkieletowych ściany klatki piersiowej.

Przewodność tkanki płucnej wpływa na wartość ΔZ_t w dwojaki sposób. Po pierwsze, ma wpływ na wartości niektórych zmian przewodności (rys. 4.8) i należy się spodziewać, że będzie zmieniała także rozkład funkcji czułości.

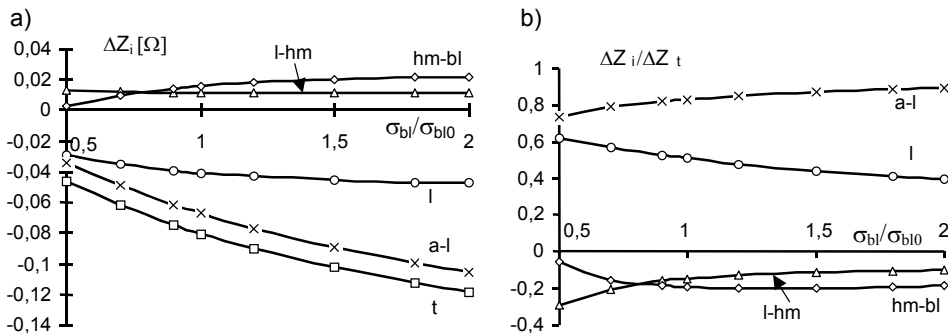


Rys. 4.11. Zależność zmiany impedancji ΔZ_i i składowych (aorta-płuca) ΔZ_{a-l} , płuca-mięsień serca ΔZ_{l-hm} , mięsień serca-krew ΔZ_{hm-bl} oraz płucnej ΔZ_l w funkcji przewodności płuca σ_l/σ_{l0} :
a) wartości bezwzględne, b) wartości względne

W odróżnieniu od poprzedniego przypadku, zarówno wartości bezwzględne (rys. 4.11a), jak i relacje pomiędzy poszczególnymi składowymi (rys. 4.11b) nie są zachowane. Z klinicznego punktu widzenia płuca są organem, którego stan ulega relatywnie gwałtownym zmianom. Przykładowo, w wyniku niewydolności lewokomorowej gromadzi się w nich

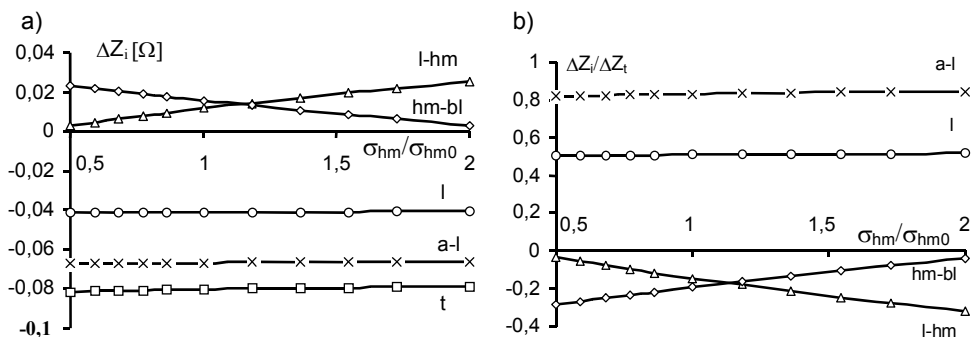
kręć, w istotny sposób zmieniając ich efektywną przewodność. Nawet jeśli pominąć wpływ innych czynników, to jest wystarczający powód do zakwestionowania wartości IKG do oceny rzutu serca. Niemniej jednak zwraca uwagę fakt, że charakter zmian impedancji ΔZ_t jest identyczny z charakterem zmian składowej aortalnej (aorta-płuca) ΔZ_{a-l} .

Należy się spodziewać, że przestrzenny rozkład funkcji czułości w mniejszym stopniu będzie zależał od przewodności krwi σ_{bl} .



Rys. 4.12. Zależność zmiany impedancji ΔZ_i i składowych (aorta-płuca) ΔZ_{a-l} , płuca-mięsień serca ΔZ_{l-hm} , mięsień serca-kręć ΔZ_{hm-bl} oraz płucnej ΔZ_t w funkcji przewodności krwi σ_{bl}/σ_{bl0} : a) wartości bezwzględne, b) wartości względne

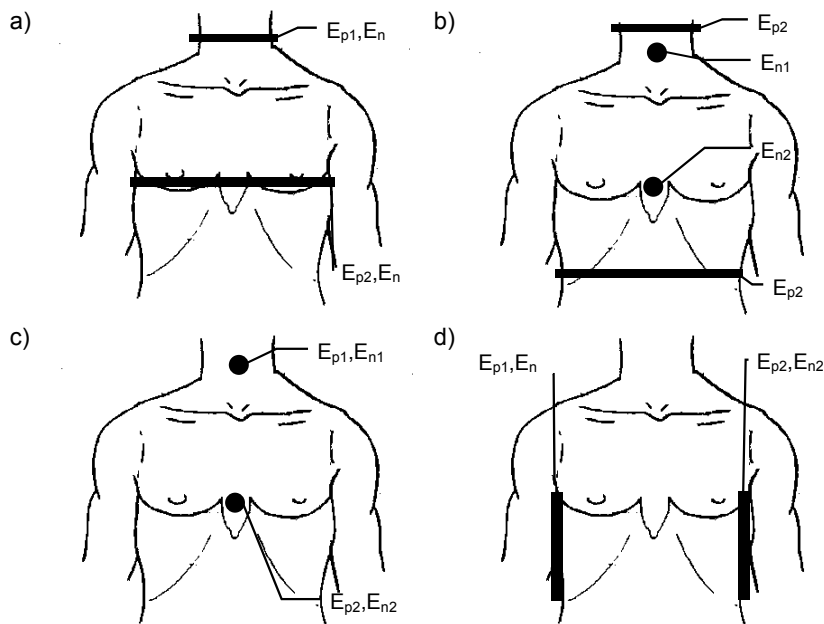
Charakter zmian składowej ΔZ_{hm-bl} w funkcji σ_{bl}/σ_{bl0} wskazuje na zachowanie stałości funkcji czułości mimo zmiany wartości σ_{bl} (rys. 4.12). Hipotezę tę potwierdza zachowanie się składowej ΔZ_{l-hm} (niezależność od wartości σ_{bl}/σ_{bl0}). Jak wynika z rysunku 4.8, $\Delta \sigma_{l-hm}$ nie zależy od wartości σ_{bl} . Zatem zgodnie ze wzorem (4.2), jeżeli ΔZ_{l-hm} także jest stałe, to stała jest wartość funkcji czułości.



Rys. 4.13. Zależność zmiany impedancji ΔZ_i i składowych (aorta-płuca) ΔZ_{a-l} , płuca-mięsień serca ΔZ_{l-hm} , mięsień serca-kręć ΔZ_{hm-bl} oraz płucnej ΔZ_t w funkcji przewodności mięśnia serca σ_{hm}/σ_{hm0} : a) wartości bezwzględne, b) wartości względne

Wartość zmiany impedancji ΔZ_t nie zależy od wartości przewodności mięśnia sercowego σ_{hm} (rys. 4.13). Zmianie ulega wkład od składowych związanych z mięśnieniem serca ΔZ_{l-hm} oraz ΔZ_{hm-bl} . Zmiany tych składowych znoszą się. Relatywna stałość wartości skła-

dowych ΔZ_{a-l} i ΔZ_l świadczy o nieziennej wartości funkcji czułości, mimo zmiany przewodności mięśnia serca.



Rys. 4.14. Konfiguracje elektrod badane w pracy: a) dwuelektrodowa opaskowa, b) czteroelektrodowa punktowo-opaskowa, c) dwuelektrodowa punktowa, d) boczna czteroelektrodowa

Niektórzy autorzy, np. [170, 171], sugerują, że niejednorodne pole elektryczne w klatce piersiowej (np. dla konfiguracji Kubiceka) jest odpowiedzialne za wpływ innych narządów (oprócz aorty) na wartość zmiany ΔZ_t . W celu sprawdzenia tej hipotezy przeprowadzono odpowiednie badania dla innych, oprócz Kubiceka, konfiguracji elektrod (rys. 4.14). Charakter zmian impedancji ΔZ_t w funkcji przewodności $\sigma_m, \sigma_s, \sigma_{bl}$ oraz σ_{hm} był taki sam dla wszystkich przebadanych konfiguracji. Zmianie uległy relacje pomiędzy poszczególnymi składowymi [242, 244].

W tabeli 4.3 pokazano, jak wnoszą się poszczególne składowe dla bazowych wartości przewodności tkanek i organów w funkcji konfiguracji elektrod.

Tabela 4.3

Składowe sygnały impedancyjne dla różnych konfiguracji elektrod

Składowa/Konfiguracja	4.6	4.14a)	4.14b)	4.14c)	4.14d)
ΔZ_l	-0,042	-0,048	-0,045	-0,200	-0,077
ΔZ_{hm-bl}	+0,015	+0,015	+0,005	+0,033	+0,063
ΔZ_{l-hm}	+0,011	+0,010	+0,005	+0,042	+0,121
ΔZ_a	-0,067	-0,077	-0,051	-0,054	-0,062
ΔZ_t	-0,016	-0,023	-0,035	-0,125	+0,107

Oznaczenia: ΔZ_l – skł. płucna, ΔZ_{hm-bl} – skł. komorowa od krwi, ΔZ_{l-hm} – skł. od mięśnia serca, ΔZ_a – skł. aortalna

Konfiguracja z elektrodami bocznymi, o bardzo dużej powierzchni, została wybrana w celu wykorewania możliwie jak najbardziej jednorodnej funkcji czułości wewnątrz klatki piersiowej. Aby to osiągnąć, zastosowano elektrody grzebieniowe zazębiające się nawzajem. Otrzymany wynik zdecydowanie się różni od pozostałych. Dla przyjętych zmian przewodności dostajemy dodatnią zmianę impedancji ΔZ_t . Wynika to ze zdecydowanego wzrostu wartości składowych związanych z mięśniami serca.

Tabela 4.4

Relatywne zmiany przewodności

Składowa/Konfiguracja	4.6	4.14a)	4.14b)	4.14c)	4.14d)
ΔZ_l	– (25÷40)%	– (30÷50)%	– (20÷40)%	– (55÷65)%	– (15÷30)%
ΔZ_{hm-b1}	2÷20%	2÷10%	2÷15%	2÷20%	5÷40%
ΔZ_{l-hm}	2÷20%	2÷10%	2÷15%	5÷20%	15÷55%
ΔZ_a	– (45÷55)%	– (40÷60)%	– (45÷55)%	– (10÷25)%	–20%
ΔZ_t	– (60÷65)%	–80%	– (60÷75)%	– (50÷60)%	5÷25%

W tabeli 4.4 zebrano zakresy zmienności ΔZ_t oraz jej składowych. Jak widać, zmiany pomiędzy poszczególnymi składowymi oraz ich wkład wnoszony do sumarycznego sygnału są zależne od przewodności organów i tkanek. Dla pierwszych czterech konfiguracji istotny wkład do sygnału mają składowe: płucna ΔZ_l i aortalna ΔZ_a . Poziom składowej aortalnej ΔZ_a , dla konfiguracji elektrod wg Kubiceka, wynosi od –45% do –55%. Znak minus oznacza, że składowa wnosi się ze znakiem ujemnym. Dla konfiguracji z rys. 4.14a) istotność tej samej składowej zawarta jest w przedziale od –40% do –60%.

Dane zebrane w tabeli świadczą, że zmiana konfiguracji wiąże się ze zmianą relacji pomiędzy poszczególnymi składowymi ΔZ_t . Oznacza to, że za pomocą różnych konfiguracji mierzony jest inny sygnał. Dodatkowo, relacje pomiędzy poszczególnymi składowymi mogą zmieniać się w czasie, np. w wyniku zalegania płynów w płucach. Powyższe dane wskazują również, że powszechnie stosowana operacja filtracji składowej oddechowej (zmian ΔZ_t wywołanych oddychaniem) nie eliminuje wpływu oddechu. Oddychanie zmienia znacznie przewodność płuc σ_l , w wyniku czego modyfikowane są wartości zmian przewodności $\Delta \sigma_l$ (rys. 4.8c i 4.8d)) oraz relacja pomiędzy poszczególnymi składowymi (rys. 4.11).

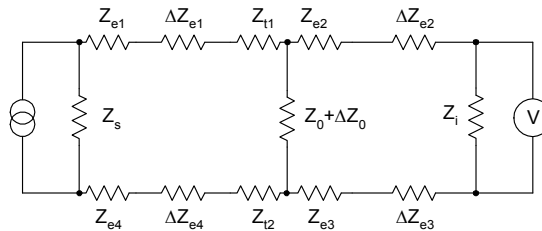
4.2. Pomiary *in vivo*

W podrozdziale 4.2 przedstawiono wymagania dotyczące bezpieczeństwa, dokładności i powtarzalności pomiarów w badaniach *in vivo*. Omówiono konstrukcję aparatów spełniających wyżej wymienione wymagania. W celach ilustracyjnych pokazano przykładowe zapisy otrzymane za pomocą tej aparatury.

4.2.1. Warunki pomiaru

Kardiografy i pletyzmografy impedancyjne wymagają szczególnych rozwiązań konstrukcyjnych. Jest to związane z relacją pomiędzy mierzonym modulem impedancji i jego zmian. Zmiany modułu impedancji stanowią co najwyżej 1–2% jego wartości. Dodatkowo,

pomiary utrudnione są przez zjawisko polaryzacji elektrod. Minimalizację wpływu tych zjawisk osiąga się poprzez zastosowanie techniki czteroelektrodowej. Inną trudność wynika z konieczności izolacji galwanicznej części aplikacyjnej. Jest to sposób zabezpieczenia badanej osoby przed porażeniem elektrycznym. Urządzenia do pomiarów *in vivo* powinny spełniać wiele kryteriów, z których najważniejsze, to [245, 251]: 1) kryterium progu odczuwania, 2) kryterium częstotliwości, 3) kryterium stabilności amplitudy prądu, 4) kryterium pojemności, rezystancji i napięcia izolacji.



Rys. 4.15. Schemat zastępczy czteroelektrodowej techniki pomiarowej. Oznaczenia: Z_e – impedancja elektrodowa, ΔZ_e – zmiana impedancji elektrodowej, Z_t – impedancja tkanki, Z_s – impedancja wyjściowa źródła prądowego oraz Z_i – impedancja wejściowa wzmacniacza pomiarowego

W pomiarach czteroelektrodowych mierzona jest tzw. impedancja wzajemna $Z_0 + \Delta Z_0$ (rys. 4.15). W schemacie zastępczym nie uwzględniono bardzo istotnego elementu, jakim jest pojemność rozproszenia. Dokładność pomiaru $Z_0 + \Delta Z_0$ zależy od wartości impedancji wyjściowej Z_s źródła prądowego o wydajności I i impedancji wejściowej Z_i wzmacniacza pomiarowego. Przyjmując, że przez impedancję $Z_0 \pm \Delta Z_0$ płynie prąd $I_0 \pm \Delta I_0$:

$$(I_0 \pm \Delta I_0)(Z_0 \pm \Delta Z_0) = I_0 Z_0 \pm Z_0 \Delta I_0 \pm \Delta Z_0 I_0 \pm \Delta Z_0 \Delta I_0, \quad (4.5)$$

gdzie I_0 jest wartością amplitudy prądu, ΔI_0 – błędem amplitudy prądu, Z_0 – mierzoną impedancją, a ΔZ_0 oznacza jej zmiany. Błąd prądu ΔI_0 ma dwie składowe, statyczną i dynamiczną. Przez błąd statyczny rozumiana jest odchyłka prądu od wartości I_0 , która jest wolnozmienna w porównaniu z mierzonymi zmianami ΔZ_0 . Dynamiczny błąd prądu I_0 wynika z synchronicznego z pracą serca modulowania wartości Z_e . W rezultacie wartość impedancji Z_e zmienia się o ΔZ_e . Z kolei, zmiana ΔZ_e wpływa na wartość prądu I_0 . W związku z powyższym, inny jest błąd pomiaru $Z_0 + \Delta Z_0$ wynikający ze skończonej wartości impedancji wyjściowej Z_s źródła prądowego. Zakładając, że składowa $\Delta Z_0 \cdot \Delta I_0$ w zależności (4.5) jest pomijalna, warunek na dopuszczalne zmiany wartości prądu jest następujący:

$$\frac{\Delta I_0}{I_0} = k \frac{\Delta Z_0}{Z_0}, \quad (4.6)$$

gdzie: k – współczynnik określający dokładność pomiaru.

Przykładowo, w kardiografii impedancyjnej średnia wartość modułu impedancji wynosi około 20 Ω , a wartość jego zmian około 0,2 Ω . Jeżeli zmiany te mają być mierzone z dokładnością 10%, to dopuszczalna niestabilność amplitudy źródła prądowego nie może przekraczać 0,1%. Jeśli wziąć pod uwagę, że amplituda prądu o częstotliwości z zakresu od 20 do 200 kHz nie powinna przekraczać 5 mA (kryterium 1 i 2), oznacza to, że zmiany bezwzględne amplitudy prądu nie powinny być większe niż dziesiątych części mikroampera.

O wartości ΔI_0 , zgodnie z rysunkiem 4.16, przy założeniu, że $Z_i \gg Z_s$, decyduje przede wszystkim wartość impedancji elektrodowej Z_e , która z kolei jest zależna od rozmiaru elektrod i rodzaju materiału, z którego są one wykonane. W związku z tym, że najczęściej moduł $|Z_e|$ jest większy od modułu $|Z_0|$, na dokładność pomiaru wynikającą ze skończonej wartości impedancji Z_s mają wpływ impedancje elektrod prądowych. Błąd względny dla pomiaru Z_0 wynosi:

$$\delta_{Iv}(Z_0) = -\frac{2Z_e + Z_0 + 2Z_t}{Z_s}, \quad (4.7)$$

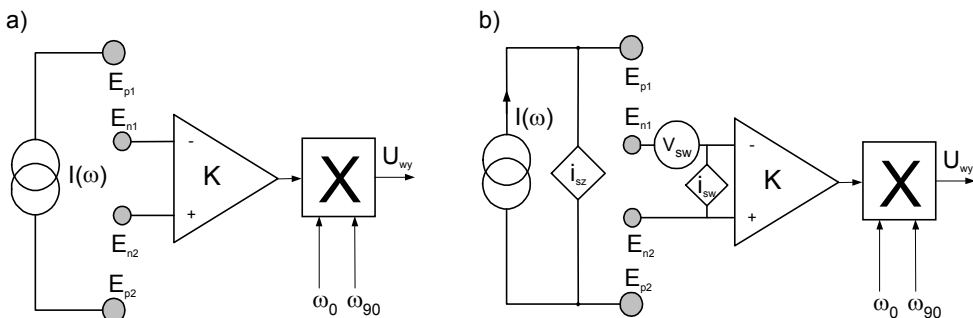
a dla ΔZ_0 :

$$\delta_{Iv}(\Delta Z_0) = -\left[1 + \frac{Z_0}{\Delta Z_0} \frac{\Delta Z_e}{Z_e}\right] \frac{2Z_e + Z_0 + 2Z_t}{Z_s}. \quad (4.8)$$

Drugi składnik w nawiasie, w równaniu (4.8), określa wcześniej wspomniany błąd dynamiczny, podczas gdy jedynka błąd statyczny. Jak należało się spodziewać, zarówno wartość bezwzględna błędów $\delta(Z_0)$ i $\delta(\Delta Z_0)$ maleje ze wzrostem impedancji wyjściowej źródła prądowego Z_s . Szumy układu pomiarowego można określić korzystając ze schematu zastępczego (rys. 4.16). Rozpatrywane są jedynie rezystancje występujące w układzie pomiarowym. W schemacie pominięto impedancje elektrodowe (rys. 4.15), jako że ich sumaryczna wartość jest mniejsza od 1 k Ω . Wzmacniacz ma charakterystykę pasmową o szerokości 1 kHz. Pozwala to stwierdzić, że wartość skuteczna napięcia szumu odniesiona do wejścia, a pochodząca od rezystancji elektrodowych, jest mniejsza od $10^{-7} V_{sk}$. Biorąc pod uwagę wartości rezystancji źródła łącznie z rezystancjami elektrodowymi, w schemacie zastępczym można pominąć szum prądowy i_{sw} [90, 128]. Przyjmując, że wartość mierzonej rezystancji wynosi R_0 , sygnał na wyjściu demodulatora można zapisać:

$$U_{out} = U + s(t) = RI + v_{sw}(t) + v_{isz}(t), \quad (4.9)$$

gdzie $s(t)$ – szum w mierzonym napięciu na wyjściu demodulatora, na który składa się napięcie pochodzące od szumu źródła prądowego i od wzmacniacza.



Rys. 4.16. Schemat blokowy: a) układu pomiarowego, b) uwzględniający źródła szumów. Oznaczenia: E_{p1} , E_{p2} , E_{n1} i E_{n2} oznaczają odpowiednio elektrody prądowe i napięciowe, K wzmacnienie toru wzmacniacza, X układ detektora synchronicznego

Napięcie szumu wynikające z szumu prądowego ma charakter multiplikatywny i zależy od wartości mierzonej rezystancji R_0 . Zakładając, że źródła szumu są nieskorelowane, ich moc

wypadkowa jest sumą ich mocy. Moc szumu, którego źródłem jest napięcie szumu wzmacniacza, można określić z zależności:

$$P_{vsw} = \eta_{vsw} B_r, \quad (4.10)$$

gdzie η_{vsw} jest gęstością widmową mocy, a B_r – równoważnym pasmem energetycznym. Podobnie dla składowej prądowej:

$$P_{isz} = \eta_{isz} R_0^2 B_r. \quad (4.11)$$

Równoważna energetyczna szerokość pasma B_r określona jest przez filtr dolnoprzepustowy demodulatora [90]. Biorąc pod uwagę zależności (4.9), (4.10) i (4.11), można zdefiniować współczynnik stosunku sygnału do szumu:

$$SNR_c = \frac{R_0^2 I^2}{(\eta_{vsw} + \eta_{isz} R_0^2) B_r}. \quad (4.12)$$

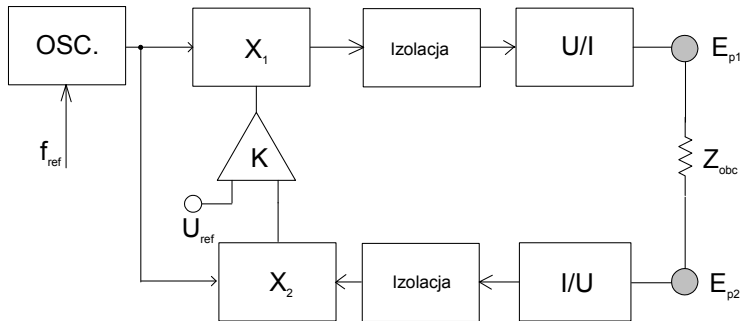
Zwróćmy uwagę, że moc składowej szumu pochodząca od źródła prądowego jest zależna od mierzonej rezystancji R_0 . Mimo to SNR, gdy jest ona znacznie większa od składowej pochodzącej od wzmacniacza, nie zależy od wartości R_0 .

4.2.2. Uwagi o konstrukcji aparatów IPG i IKG

Zmiany modułu impedancji $\Delta |Z_t|$ klatki piersiowej, dla konfiguracji elektrod zaproponowanej przez Kubiceka, wynoszą około $0,1 \div 0,2 \Omega$, podczas gdy wartość modułu impedancji $|Z_t|$ zawiera się w przedziale $10 \div 40 \Omega$. W przypadku IPG relacja ta jest jeszcze mniejsza, jako że wartość modułu impedancji bazowej może przekraczać 100Ω , a zmiany impedancji nie są większe niż $0,05 \Omega$. Gdy badanie jest wspomagane okluzją żylną, wartość zmian modułu impedancji jest znacznie większa i wynosi $0,01 \div 0,1 \Omega$ [237]. Wielkości te należy traktować jako orientacyjne, jako że zależą one od wielu czynników, m.in. od częstotliwości prądu pomiarowego.

Wartość amplitudy i częstotliwość prądu pomiarowego wynikają z kryteriów przedstawionych w podrozdziale 4.2.1. Dodatkowo należy wziąć pod uwagę następujące czynniki: 1) gęstość prądu nie powinna przekraczać progu efektów nieliniowych, 2) częstotliwość prądu powinna być poza zakresem zwiększonej pobudliwości tkanek, szczególnie mięśnia serca, 3) częstotliwość prądu powinna pozwalać na dobre różnicowanie tkanek. Powyższe kryteria są spełnione, gdy częstotliwość prądu jest zawarta pomiędzy 20 kHz a 200 kHz oraz wartość szczytowa amplitudy prądu nie przekracza 5 mA , dla elektrod o typowej powierzchni. Od góry częstotliwość jest ograniczona prądami upływu oraz mniejszym kontrastem pomiędzy różnymi materiałami biologicznymi. W praktyce oznacza to, że górna granica częstotliwości prądu nie przekracza 100 kHz .

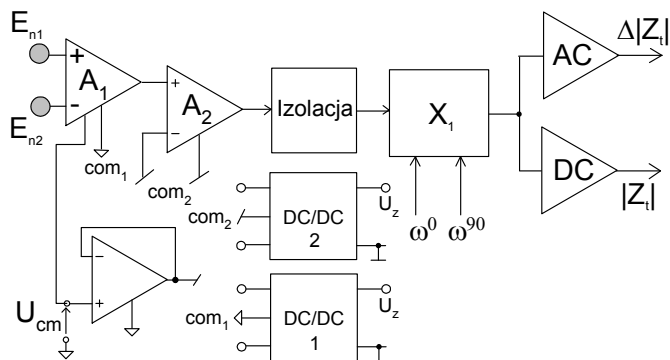
Pomińmy prądy upływu i załóżmy, że cały prąd generowany przez źródło prądowe przepływa przez badany obiekt. Wartość modułu impedancji elektrod o typowych powierzchniach, przy częstotliwości prądu z zakresu $20 \div 100 \text{ kHz}$, wynosi około 300Ω . Impedancje mierzonych obiektów najczęściej są kilkukrotnie mniejsze. Oznacza to, że obciążenie źródła prądowego typowo wynosi około 700Ω . Impedancje elektrodowe mogą się zmieniać w czasie pomiaru w tym samym zakresie. Stąd parametry źródła prądowego w zasadniczy sposób decydują o powtarzalności mierzonych zmian impedancji. Jeśli przyjąć sumaryczne obciążenie źródła wartości $1 \text{ k}\Omega$, to impedancja wyjściowa źródła prądowego, przy założeniu 1% błędu pomiaru impedancji Z_0 , powinna wynosić $100 \text{ k}\Omega$.



Rys. 4.17. Schemat blokowy źródła prądowego, gdzie E_{p1} i E_{p2} – elektrody, X_1 – układ mnożący, X_2 – demodulator *synchroniczny*, U/I – konwerter napięcia na prąd, I/U – konwerter prądu na napięcie, K – komparator, OSC. – generator, f_{ref} – częstotliwość referencyjna, U_{ref} – stabilizowane napięcie referencyjne, Z_{obc} – impedancja obciążenia

W przypadku pomiaru ΔZ_0 , przy założeniu, że spełniony jest warunek $Z_0/\Delta Z_0 = \Delta Z_e/Z_e$ impedancja wyjściowa źródła powinna wynosić 200 k Ω . Założenie $Z_0/\Delta Z_0 = Z_e/\Delta Z_e$ jest optymistyczne, bowiem w rzeczywistych pomiarach należy się liczyć, że $Z_e/\Delta Z_e$ jest przynajmniej kilkukrotnie większe od $Z_0/\Delta Z_0$. Spełnienie warunku $Z_s > 200$ k Ω , przy częstotliwości prądu 40 kHz, osiągnięto dzięki zastosowaniu układu z rys. 4.17. W układzie tym impedancja obciążenia Z_{obc} jest włączona w pętlę sprzężenia zwrotnego, składającą się z konwertera U/I, konwertera I/U, demodulatora synchronicznego X_2 , komparatora K oraz układu mnożącego X_1 . Sygnał z oscylatora, o stabilizowanej amplitudzie i częstotliwości, podawany jest na jedno z wejść układu mnożącego X_1 , podczas gdy na drugie podawany jest sygnał błędu pomiędzy zadaną a rzeczywiście mierzoną wartością prądu. Każda zmiana mierzonego prądu jest wzmacniana przez komparator K i powoduje odpowiednią zmianę amplitudy sygnału na wejściu konwertera U/I. O wzmacnieniu pętli decyduje wzmacnienie komparatora, który tym samym określa dokładność stabilizacji amplitudy prądu. W zrealizowanych układach przy zasilaniu ± 18 V i częstotliwości 40 kHz amplituda prądu wyjściowego 2 mA była utrzymywana, biorąc pod uwagę dokładność wykonywanych pomiarów, w zakresie obciążenia od 0 do 6 k Ω .

Biorąc pod uwagę wartość Z_e , Z_t oraz Z_0 (rys. 4.15), wzmacniacz pomiarowy musi charakteryzować się, oprócz dużej impedancji wejściowej, dużą wartością CMRR. Osiągnięcie odpowiednio dużej wartości CMRR w zakresie częstotliwości od 20 kHz do 200 kHz wymaga zastosowania specjalnych rozwiązań. Idea przyjętego rozwiązania została przedstawiona na rys. 4.18. Jest to układ z rozbudowanym zasilaniem izolowanej części pomiarowej [245, 251]. Masy izolowanej części pomiarowej oznaczone są jako com_1 i com_2 . Sygnał sumacyjny, wytworzony we wzmacniaczu wejściowym A_1 poprzez układ wtórnika, steruje potencjałem masy com_2 . Jest to równoznaczne ze zmniejszeniem wartości sygnału wspólnego *widzianego* przez wzmacniacz A_2 . Tym samym, przy zachowanej wartości współczynnika $CMRR_{A_2}$ wzmacniacza A_2 , redukowana jest wartość napięcia wyjściowego tego wzmacniacza wynikająca z poziomu sygnału współbieżnego na wejściu wzmacniacza A_1 . W efekcie, wartość efektywnego współczynnika CMRR izolowanej części pomiarowej zostaje zwiększona. Sygnał z izolowanej części pomiarowej, poprzez barierę galwaniczną, przesyłany jest do części nieizolowanej, w której poddawany jest dalszej obróbce. Nieizolowana część składa się z demodulatora synchronicznego oraz wzmacniacza sygnału wolnozmiennego $|Z_t|$ (pasmo 0 ÷ 0,01 Hz) i zmiennego $\Delta|Z_t|$ (pasmo 0,05 Hz ÷ 30 Hz).

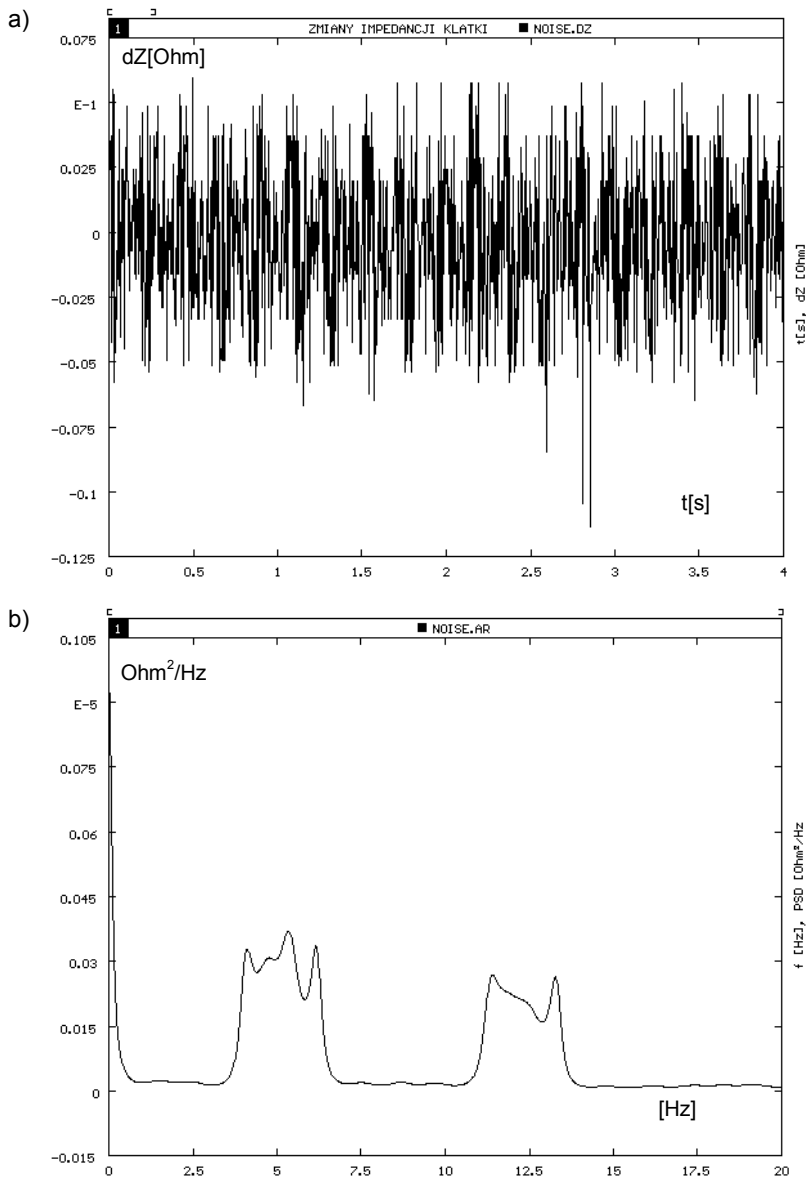


Rys. 4.18. Schemat blokowy toru pomiarowego. E_{n1} , E_{n2} oznaczają elektrody napięciowe, U_{cm} – sygnał wspólny, A_1 , A_2 – wzmacniacze po izolowanej stronie toru pomiarowego, *Izolacja* – układ izolacji, X_1 – demodulator synchroniczny, ω^0 i ω^{90} – referencyjny sygnał demodulatora, AC i DC – pasmowy wzmacniacz sygnałów zmiennych i wzmacniacz dolnoprzepustowy (napięcie wolnozmiennych), $|Z_t|$ oraz $\Delta|Z_t|$ – sygnały wyjściowe

W celu eliminacji długich czasów ustalania się wartości sygnału zmiennego $\Delta\text{Re}(Z)$, na wyjściu wzmacniacza AC w układzie zastosowano filtr o przestrajającym paśmie, pozwalający na szybkie eliminowanie tzw. artefaktów ruchowych. W przypadku wzmacniacza pomiarowego, parametry decydujące o jakości rejestrowanych zmian impedancji (jej części rzeczywistej), to współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego CMRR, impedancja wyjściowa źródła prądowego oraz poziom szumu. Pomierzona wartość współczynnika CMRR wynosiła 70 dB, przy częstotliwości prądu pomiarowego 40 kHz. Wartość ta jest wystarczająca do pomiaru, w typowych warunkach, z błędem mniejszym od 1%. Tory pomiaru DC i AC różnią się pomiędzy sobą całkowitym wzmocnieniem, które jest sterowane cyfrowo i maksymalnie wynosi 40 i 4000, odpowiednio dla toru AC i DC. Sygnały z wyjścia wzmacniaczy po przetworzeniu na postać cyfrową (12-bitowy przetwornik A/C) wraz z jednocześnie mierzonym sygnałem elektrokardiograficznym przesyłane są do komputera nadrzędnego, w którym następuje dalsze ich przetwarzanie.

Parametry szumowe zbudowanego pletyzmografu oszacowano, mierząc zarówno wartość składowej rzeczywistej, jak i jej zmian. W tym celu zamiast elektrod użyto oporników o rezystancji 1 k Ω i od 5 do 30 Ω symulujących wartość mierzonej rezystancji tkanki. Przykładowy przebieg sygnału $\Delta|Z_t|$ przedstawiono na rys. 4.19. Błąd pomiaru wartości modułu impedancji (praktycznie $\text{Re}(Z_t)$) we wszystkich badanych przypadkach był mniejszy od 1%.

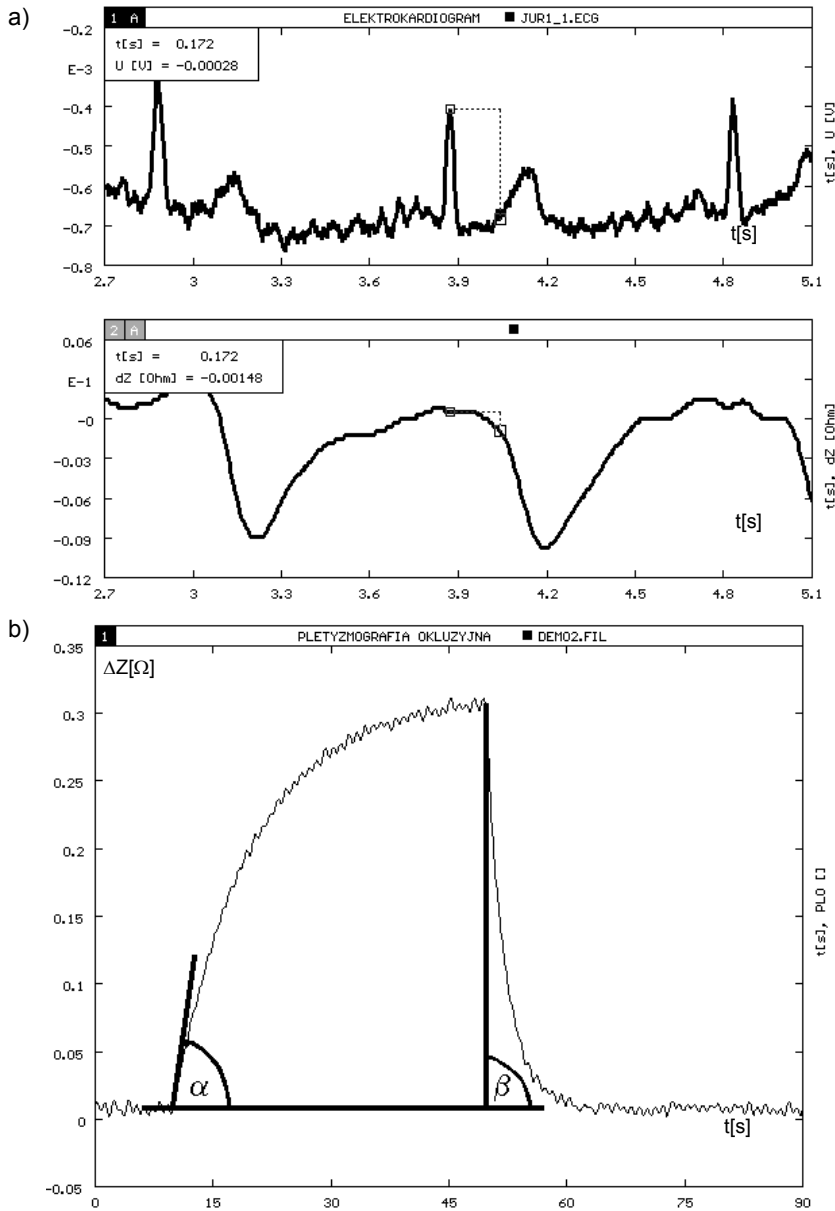
W celu określenia charakteru szumów na wyjściu wzmacniacza AC wykonano analizę widmową w zakresie od 0 do 20 Hz. Przykład zapisu sygnału wykorzystanego do takiej analizy przedstawiono na rysunku 4.19. Przykładowo, analiza widmowa sygnału otrzymanego podczas pomiaru rezystora o wartości 20 Ω wykazała dominującą składową wolnozmienną ($9,07 \cdot 10^{-7} \Omega^2/\text{Hz}$) oraz dwa *prążki* o częstotliwości 5 i 12 Hz, odpowiednio o wartościach $3,67 \cdot 10^{-7} \Omega^2/\text{Hz}$ oraz $2,68 \cdot 10^{-7} \Omega^2/\text{Hz}$. W pozostałym obszarze częstotliwości gęstość widmowa była przynajmniej o jeden rząd mniejsza. Składowe o częstotliwości 5 Hz i 12 Hz wynikały ze stałych czasowych pętli sprzężeń zwrotnych źródła prądowego. W innych wykonaniach aparatu składową tę zmieniono tak, by efekt ten był poza widmem sygnału użytecznego.



Rys. 4.19. a) Szum na wyjściu wzmacniacza AC uzyskany podczas pomiaru rezystora o wartości 20Ω . Z przebiegu usunięto składową stałą o wartości $0,0049175 \Omega$, b) analiza widmowa sygnału z rysunku a), wykonana za pomocą metody AR

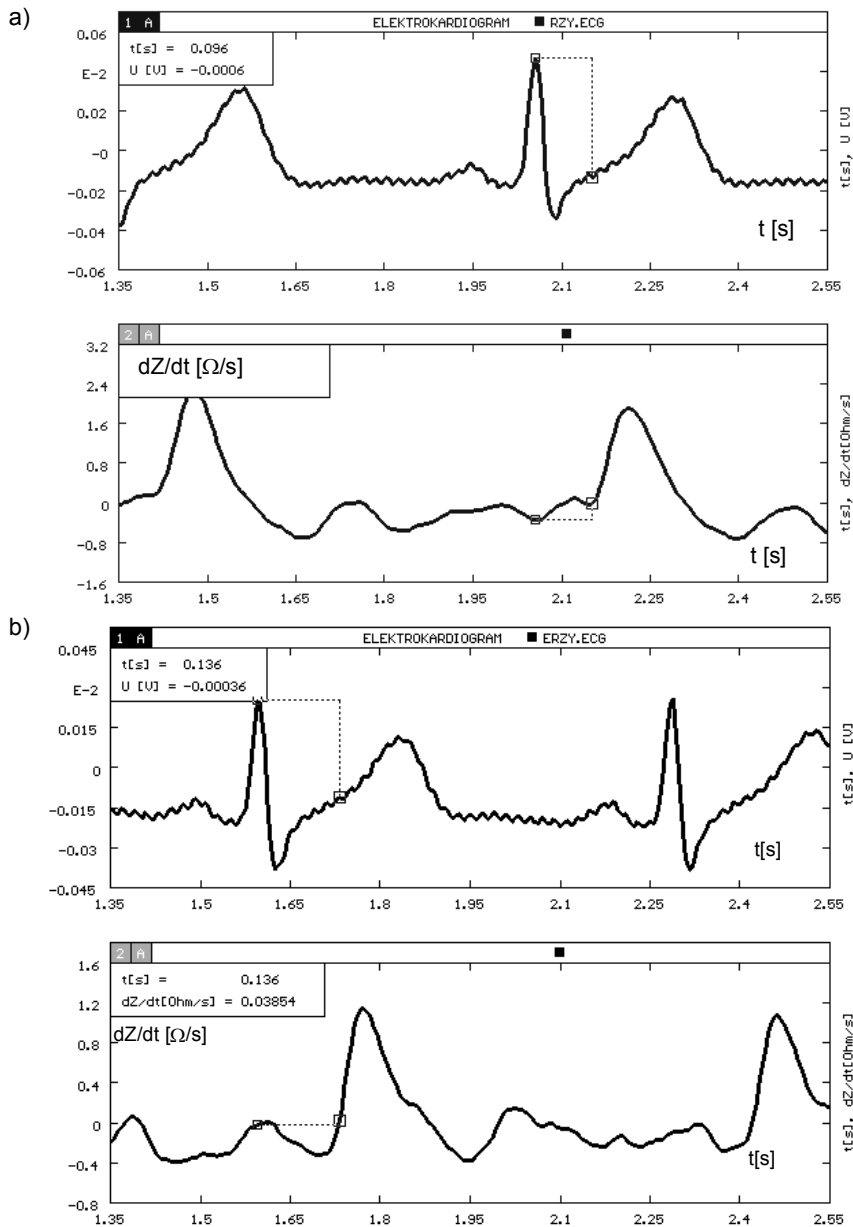
4.2.3. Przykłady pomiarów

Zastosowania kliniczne zarówno IKG jak i IPG, to dziedzina szeroko udokumentowana [131, 134, 156, 203, 204]. W niniejszym podrozdziale, jedynie w celach ilustracyjnych, pokazano charakter przebiegów uzyskiwanych podczas takich badań.



Rys. 4.20. Zmiana modułu impedancji podudzia: a) składowa pulsacyjna wywołana zmiennym przepływem krwi, pokazano sygnał EKG jako referencyjny, b) wywołana w wyniku zastosowania okluzji żylniej

W badaniu bez okluzji żylniej mierzona jest składowa pulsacyjna, która znajduje się w pewnym, aczkolwiek zależnym od miejsca badania, opóźnieniu względem elektrycznej pracy serca (rys. 4.20a). Wielkość amplitudy, kształt przebiegu oraz wartość opóźnienia względem pobudzenia mięśnia serca stanowią integralną informację o stanie układu naczyniowego w badanym segmencie oraz *powyżej* i *poniżej* miejsca badania.



Rys. 4.21. Pochodna zmian impedancji klatki piersiowej z jednoczesnym zapisem EKG, jako sygnałem referencyjnym. Przebieg otrzymany dla: a) elektrod wg konfiguracji zaproponowanej przez Kubiceka (rys. 4.6), b) dla elektrod bocznych (rys. 4.14d)

W przypadku badania ze wspomaganie okluzyjnym, informacja zawarta jest zarówno w części narastającej (po założeniu okluzji), kąt α , jak i w części opadającej (po zdjęciu okluzji), kąt β , rejestrowanej zmiany modułu impedancji (rys. 4.20b). Należy zauważyć, że

o ile pierwsza informacja dotyczy układu tętniczego to druga układu żylnego. Dokładniejsze omówienie problemów związanych z zastosowaniem ww. technik można znaleźć w opracowaniach [167, 237].

W IKG do celów diagnostycznych wykorzystywana jest pochodna zmian modułu impedancji (rys. 4.21). Zgodnie z zależnością (4.1), zmieniając rozkład potencjału, a tym samym przestrzenny rozkład funkcji czułości, zmieniamy relację pomiędzy poszczególnymi składowymi. Przebieg pochodnej zmian impedancji dla konfiguracji elektrod wg Kubiceka charakteryzuje się opóźnieniem pomiędzy załamkiem R w EKG a początkiem fali E w dZ/dt wynoszącym 92 ms, podczas gdy ten sam czas dla bocznej konfiguracji elektrod (rys. 4.14d) wynosi 136 ms (rys. 4.21). O ile pierwszy czas można uznać za czas skurczu izowolumetrycznego, to ten drugi jest zbyt długi. Ponadto, co istotniejsze, to samo zjawisko, bez względu na kierunek pomiaru, powinno w obu kierunkach manifestować się jednocześnie. Tak znaczne opóźnienie zapisu dla bocznej konfiguracji elektrod, względem zapisu dla konfiguracji elektrod wg Kubiceka, może wynikać z mechanizmu znoszenia się sygnałów. Zgodnie z zależnością (4.1) dwa identyczne obszary, w których zachodzi zmiana przewodności o przeciwnych znakach, a funkcja czułości jest identyczna, wnoszą do całkowitej zmiany impedancji ΔZ składowe o przeciwnych wartościach [239].

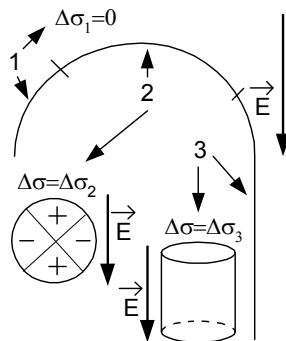
Zatem, mimo występujących zmian przewodności będą one niewidoczne podczas pomiarów impedancji. Podobny przypadek występuje, gdy rozważane są mechanizmy związane ze skurczem prawej komory. W rezultacie jej skurczu wywołane są następujące zmiany przewodności: zmiana przewodności $\Delta\sigma_{l-hm}$ w obszarze przemieszczenia płucamięsień serca, zmiana przewodności $\Delta\sigma_{hm-bl}$ w obszarze przemieszczenia mięsień sercarkrew oraz zmiana przewodności płuc $\Delta\sigma_l$. Zauważmy, że $\Delta\sigma_{l-hm}$ i $\Delta\sigma_{hm-bl}$ są ujemne, podczas gdy $\Delta\sigma_l$ jest dodatnia. Zmiany te związane są ze sobą mechanizmem skurczu prawej komory, czyli występują jednocześnie. Wynik ten w żadnym stopniu nie może być wyjaśniony za pomocą prostych modeli, w tym modelu Kubiceka czy Śrameka [23, 117].

4.3. Podsumowanie

Przedstawione wyniki badań symulacyjnych dla pletyzmografii impedancyjnej wyjaśniają różnicę pomiędzy pletyzmografią impedancyjną a pletyzmografią wodną i powietrzną [243]. Sygnał w IPG, w odróżnieniu od tych dwóch metod, oprócz objętościowej zawiera także inne składowe. Relacja pomiędzy poszczególnymi składowymi zależna jest od takich czynników, jak konfiguracja elektrod oraz częstotliwość prądu pomiarowego. Wpływ pierwszego czynnika można zminimalizować, przyjmując powtarzalną konfigurację elektrod, w której wszystkie odległości znormalizowane do średnicy badanego segmentu kończyny będą zachowane. Częstotliwość prądu pomiarowego powinna być wybierana za każdym razem w relacji do częstotliwości charakterystycznej tkanki o objętości dominującej w badanym segmencie kończyny. Podsumowując: na wynik pomiaru wpływa przestrzenny rozkład funkcji czułości (2.15). Ten z kolei zależy od przestrzennego rozkładu przewodności i jej charakteru (izotropowa, anizotropowa) oraz konfiguracji macierzy elektrodowej.

Założenie o jednym źródle sygnału w kardiografii impedancyjnej, dość powszechnie przyjmowane w literaturze, w świetle prezentowanych wyników badań symulacyjnych jest zbyt dużym uproszczeniem. Przeprowadzone badania symulacyjne jednoznacznie wskazują, że rozbieżność międzyosobnicza wynika przede wszystkim z innych wartości przewodności elektrycznej tkanek i organów znajdujących się w klatce piersiowej oraz samej geo-

metrii klatki piersiowej [238, 239, 240, 242, 244, 246, 248, 256]. W rezultacie, relacja pomiędzy poszczególnymi składowymi sygnału impedancyjnego jest osobnicza. Ponadto, dla pojedynczego osobnika, np. podczas długoterminowego monitorowania, ulega ona zmianie wraz ze zmianami przewodności tkanek i organów partycypujących w powstawaniu sygnału (dla których funkcja czułości jest różna od zera).



Rys. 4.22. Poglądowe określenie składowych tensora zmian przewodności dla różnych odcinków aorty, które mają decydujący wpływ na kreowaną przez ten odcinek zmianę impedancji. Pominęto składową wynikającą ze zmiany objętości aorty. Założono, że pole elektryczne \mathbf{E} generowane w tej części klatki piersiowej ma kierunek zaznaczony strzałką

Prezentowany model IKG nie uwzględnia zmian przewodności krwi związanych z jej zmiennym przepływem w aorcie i innych dużych naczyniach, mimo że problem ten był obszernie dyskutowany w rozdziale 2. Nie zostały one uwzględnione z dwóch powodów. Po pierwsze, poprawne uwzględnienie tego zjawiska wymagało znacznie większej liczby elementów modelu, co podczas przeprowadzania badań nie było możliwe ze względu na ograniczenia stosowanych programów (ograniczona maksymalna liczba elementów). Po drugie, do poprawnego modelowania tej zależności potrzebna jest znajomość relacji pomiędzy prędkością przepływu krwi a zmianą wartości poszczególnych składowych tensora przewodności. Dostępne wyniki badań są albo jakościowe, albo sposób ich otrzymania sugeruje pomiar tylko jednej składowej. Przyjęcie określonej zależności byłoby, więc w pewnym sensie, arbitralne. Właściwa ocena wpływu określonego czynnika, np. zmiana przewodności krwi wywołana zmiennym przepływem, na wyniki podczas badania bardziej złożonych struktur (np. klatka piersiowa) wymaga bardziej złożonych modeli od powszechnie stosowanych. Bazując na informacji z rozdziału 3, można pokusić się o jakościową ocenę tego mechanizmu w przypadku aorty. Załóżmy, że pole elektryczne (dla obydwu odprowadzeń) kreowane w obszarze aorty jest takie, jak to pokazano na rysunku 4.22. Należy zauważyć, że różne odcinki aorty będą w różnym stopniu wносиły swój wkład w zmianę impedancji. W pierwszym przybliżeniu można aortę podzielić na trzy odcinki. W odcinku oznaczonym cyfrą „1” przyjęto, że zmiany przewodności są zerowe. Jest to strefa przepływu burzliwego krwi, w której występuje przepływ przemienny (dwukierunkowy) [61]. W strefie tej nie występują efekty orientacyjne i akumulacyjne, a jedynie efekt deformacji erytrocytów, przy czym prawdopodobnie nie jest to efekt *ukierunkowany*. W strefie oznaczonej cyfrą „2” oś aorty, z pewnym przybliżeniem, jest prostopadła do kierunku pola elektrycznego. W strefie tej należy się spodziewać, że przepływ burzliwy przechodzi w laminarny, oraz że jest to przepływ mający składową stałą (efekt powietrzni) z nałożoną składową oscylacyjną [172]. Jeżeli nawet przyjąć, że jest to przepływ laminarny, to efekt orientacyjny jest dominujący i zmiany przewodności wraz ze wzrostem uporządkowania erytrocytów będą zmieniły przewodność krwi, przy czym zmiany będą różnych znaków. W dalszej części aorty, oznaczonej cyfrą „3”, przepływ w dalszym ciągu jest laminarny, przy czym wzrasta wartość składowej stałej przepływu [172]. Oznacza to, że erytrocyty są zorientowane osią dłuższą wzdłuż linii prądu przepływu (wzdłuż osi aorty), a zmienny przepływ w niewielkim stopniu zmienia ich ułożenie. W konsekwencji zmiany

przewodności *widziane* wzdłuż w kierunku osi naczynia, zresztą jak i pozostałe, są niewielkie. Jak widać, zmiana przewodności wzdłuż aorty nie jest stała, a przyjmuje różne wartości. Do jej dokładnego określenia potrzebna jest znajomość zależności wszystkich dyskuutowanych efektów od prędkości przepływu krwi.

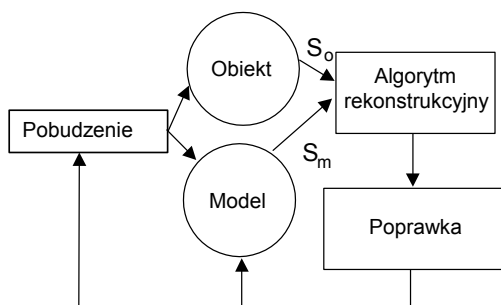
Pomimo tych uwag należy stwierdzić, że o ile IKG nie nadaje się do pomiaru rzutu serca, to nadaje się do innych zastosowań, np. do oceny dynamiki zmian zachodzących w klatce piersiowej, związanych z mechaniczną pracą serca [203].

Systemy pomiarowe stosowane do oceny hemodynamiki muszą spełniać szereg wymagań, które wynikają z pomiaru bardzo małych zmian impedancji [245, 251]. Dodatkowo, pomiar utrudniony jest wpływem impedancji elektrodowej, często zmieniającej wartość synchronicznie z pracą serca, np. w wyniku zmiany docisku elektrody. O dokładności pomiaru decyduje m.in. wartość impedancji wyjściowej źródła prądowego. W warunkach zmiennego obciążenia wpływa ona w zasadniczy sposób na stabilność amplitudową prądu pomiarowego. W celu osiągnięcia jak największej stabilności amplitudowej i częstotliwościowej oraz wartości impedancji wyjściowej źródła prądowego, zastosowano rozwiązanie z wykorzystaniem sprzężenia zwrotnego, którego elementem jest mierzona impedancja. Wzmacniacz pomiarowy powinien charakteryzować się dużą impedancją wejściową oraz wysokim współczynnikiem tłumienia sygnału współbieżnego CMRR, a także dużym współczynnikiem IMRR (ang. Isolation Mode Rejection Ratio). W tym celu, w przedstawionej konstrukcji zastosowano odmianę wzmacniacza z podwójną masą, z których jedna sterowana jest sygnałem współbieżnym. Wymaga to zastosowania odpowiedniego systemu zasilania. Dodatkowe wymagania dotyczące konstrukcji systemów pomiarowych nakładają przepisy określające warunki bezpieczeństwa.

Rozdział 5

TOMOGRAFIA ELEKTROIMPEDANCYJNA

Tomografia elektroimpedancyjna (TEI) lub, jak proponuje Sikora, Impedancyjna Tomografia Komputerowa (ITK) polega na wieloelektrodowym (16 lub 32 elektrody) pomiarze rozkładu napięcia na brzegu obiektu w odpowiedzi na przyłożone pobudzenie prądowe lub prądu w odpowiedzi na pobudzenie napięciowe [205, 206]. Wyniki tych pomiarów wykorzystuje się w procesie rekonstrukcyjnym prowadzącym do wizualizacji wewnętrznej struktury badanego obiektu.



Rys. 5.1. Obrazowanie rozkładu przewodności, S_m i S_o oznaczają sygnały mierzone, odpowiednio z modelu i obiektu

Przykładowy proces rekonstrukcji przedstawiono na rysunku 5.1. Wyniki pomiaru z obiektu rzeczywistego S_o wraz z danymi z modelu S_m służą do obliczenia poprawki przewodności (rezystywności) modelu i, opcjonalnie, nowego wzorca pobudzenia. Procedura jest powtarzana, aż do momentu uzyskania akceptowalnej zgodności danych z modelu i pomiarowych.

Do przyłożenia pobudzenia wykorzystuje się wszystkie elektrody jednocześnie, lub tylko ich podzbiór (najczęściej dwie) [18, 19, 20]. W pierwszym przypadku przykładany jest *wzorzec pobudzenia*, np. pobudzenie trygonometryczne. Oczywiście możliwe są inne kształty pobudzeń [11, 12, 13, 50, 110, 231]. W drugim zaś jest to tzw. *pobudzenie sąsiadujące* (prąd przepływa pomiędzy dwiema sąsiednimi elektrodami) lub *przeciwległe* [17, 46].

Elektroda metalowa w kontakcie z materiałem biologicznym wywołuje szereg procesów, które w skrócie można określić jako *zjawiska elektrodowe*. W rezultacie pomiary napięcia na elektrodach, przez które przepływa prąd, obarczone są znacznymi błędami [44]. Z tego względu rozdziela się elektrody pobudzające od pomiarowych, tzw. *technika cztero-elektrodowa*. Zaletą tej techniki jest minimalizacja wpływu ww. zjawisk elektrodowych na wyniki pomiaru, wadą zaś rezygnacja z pomiarów napięcia na elektrodach pobudzających. Redukuje to liczbę niezależnych danych, jaką można zebrać dla określonej liczby elektrod. Można tego uniknąć, stosując elektrody *zespolone* (elektroda dwuczęściowa, np. kołowo-pierścieniowa). Wiąże się to jednak z koniecznością rozbudowy układów pomiarowych

[95]. Praktycznie oznacza to podwojenie liczby elektrod. Jednakże zwiększanie liczby elektrod nie jest *bezkarne* i powoduje dodatkowe problemy techniczne.

Inne strategia pomiarowa polega na przyłożeniu do badanego obiektu, za pomocą jednej elektrody, potencjału i pomiarze rozplywu prądów do pozostałych elektrod zwartych do potencjału wspólnego, np. masy układu [110, 113, 269]. Taki sposób pobudzenia praktycznie oznacza jednoczesne wykorzystanie wszystkich elektrod, tym samym stanowi odmiannę pobudzenia za pomocą wzorca napięciowego. Pobudzenie napięciowe jest łatwiejsze do implementacji, ale bardziej podatne na błędy wywołane przez impedancje elektrodowe. Zmusza to do stosowania elektrod zespolonych.

Stosując jedną z wyżej wymienionych strategii pomiarowych, otrzymuje się zestaw danych, który wraz z danymi otrzymanymi z rozwiązania zagadnienia prostego służy do określenia przestrzennego rozkładu parametru materiałowego w obiekcie. Wymaga to szeregu obliczeń, które określa się jako *algorytm rekonstrukcyjny* [1, 2, 14, 15, 17, 31, 36]. Algorytmy, w ogólności, można podzielić na trzy kategorie: deterministyczne [45, 54, 80, 82, 87, 112, 135, 205], stochastyczne i inne [206, 222, 223, 224, 225]. Wynikiem obliczeń algorytmu może być wartość bezwzględna lub względna parametru materiałowego [134]. Znane są tzw. algorytmy statyczne lub różnicowe [225]. W tym drugim przypadku oznacza to, że rekonstruowana jest zmiana parametru na podstawie dwóch kolejnych zestawów danych. Jednoczesotliwościowe lub wieloczesotliwościowe, co najczęściej sprowadza się do dwuczesotliwościowych [36, 62, 179]. Algorytmy mogą zawierać informację *a priori* o badanym obiekcie, np. o geometrii lub strukturze wewnętrznej [58, 81, 82, 223].

5.1. Zagadnienie proste i odwrotne

Zagadnienie, w którym znany jest obiekt (jego kształt i parametry materiałowe), oraz rodzaj pobudzenia przyłożonego do jego brzegu (warunek brzegowy), a poszukiwany jest rozkład potencjału w obiekcie, określane jest, jak wspomniano w rozdziale 1, jako zagadnienie proste. Zgodnie z opisem zawartym w rozdziale 2, rozkład potencjału $\varphi(x, y, z)$, dla zadanego rozkładu przewodności $\sigma(x, y, z)$, opisany jest zależnością (2.9), którą można przekształcić do postaci:

$$\sigma \nabla^2 \varphi + \nabla \varphi \cdot \nabla \sigma = 0, \quad \mathbf{x} \in \Omega, \quad (5.1)$$

przy czym potencjał spełnia warunek

$$\varphi(\mathbf{x}) = \psi(\mathbf{x}), \quad \mathbf{x} \in \partial\Omega, \quad (5.2)$$

gdzie: Ω – obiekt,

$\partial\Omega$ – brzeg obiektu,

$\psi(\mathbf{x})$ – rozkład potencjału na brzegu obiektu, warunek Dirichleta.

Dla skrócenia zapisu w dalszej części opracowania przyjęto notację $\sigma = \sigma(\mathbf{x}) = \sigma(x, y, z)$.

Zagadnienie, w którym poszukiwany jest rozkład przewodności σ wewnątrz obiektu, na podstawie znajomości odpowiedzi dla znanego pobudzenia, określane jest jako odwrotne. Jednocześnie zakłada się, że rozkład potencjału opisany jest równaniem (5.1). Z matematycznego punktu widzenia zagadnienie odwrotne polega na określeniu parametru σ w równaniu eliptycznym (5.1) na podstawie danych brzegowych [27]. Dane brzegowe związane są ze sobą poprzez operator odwzorowania Λ_σ^D (DtN), który definiowany jest następująco [27]:

$$\Lambda_\sigma^D \psi(\mathbf{x}) = \sigma(\mathbf{x}) \nabla \varphi(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n} = j(\mathbf{x}), \quad \text{dla } \mathbf{x} \in \partial\Omega, \quad (5.3)$$

gdzie $\varphi(\mathbf{x}) \in H^1(\Omega)$ jest rozwiązaniem równania (5.1) dla brzegowego warunku Dirichleta (5.2), a $H^m(\cdot)$ oznacza przestrzeń Sobolewa. Krótki opis przestrzeni Sobolewa można znaleźć w artykule Cheney i Isaacsona [42]. Tamże można znaleźć opis podstawowych własności operatora DtN. Równanie (5.1) jest liniowe ze względu na potencjał (dla ustalonego σ), a nieliniowe ze względu na przewodność (przewodność wpływa na wartość potencjału). Tym samym zagadnienie odwrotne jest nieliniowe. Zagadnienie to jest jednoznaczne, jak stwierdzono w rozdziale 1, także dla pomiarów dyskretnych. Dla każdego obiektu istnieje odpowiadające mu pobudzenie optymalne. Jednakże, wykorzystanie takiego pobudzenia w pomiarach wymaga istotnie rozbudowanej aparatury pomiarowej. Z tego względu, biorąc pod uwagę problemy konstrukcyjno-finansowe (łatwość i cena realizacji sprzętu), w prezentowanych eksperymentach zdecydowano się na pobudzenie nieoptymalne.

5.2. Algorytmy rekonstrukcyjne

Pierwszy z szerzej znanych algorytmów został zaproponowany przez Wexlera i określany jest jako algorytm podwójnego ograniczenia (ang. **double constraint**) [231]. Polega on na rozwiązaniu dwóch zagadnień brzegowych, z których pierwsze jest zagadnieniem prądowym, a drugie to zagadnienie mieszane. Następnie definiowany jest błąd średniokwadratowy dla gęstości prądu wewnątrz obiektu. Minimalizacja funkcjonału prowadzi do nowego rozkładu wartości przewodności. Proces ten jest powtarzany aż do momentu, gdy poprawka przewodności spadnie poniżej założonej wartości.

Jeden z bardziej znanych algorytmów, tzw. *metoda rzutowania wstecznego* (ang. **back-projection**), został zaproponowany i był rozwijany przez Barbera i współpracowników [11, 13]. Algorytm ten jest analogiczny do tego, który jest stosowany w tomografii komputerowej. Charakteryzuje się on trzema charakterystycznymi cechami: 1) linearyzacją zagadnienia, 2) filtracją zmian mierzonych potencjałów, 3) rzutowaniem wstecznym wzdłuż linii ekwipotencjalnych. Algorytm bazuje na strategii pobudzenia prądowego przykładanego pomiędzy dwie, najczęściej sąsiadujące, elektrody. Pomiar wynikowego rozkładu potencjału wykonuje się także za pomocą elektrod sąsiadujących. Zamiast danych w postaci wektora różnicy potencjałów do rekonstrukcji wykorzystuje się dane w postaci znormalizowanej. Santos i Vogelius pokazali, że aby uzyskać poprawne wyniki rekonstrukcji, należy dokonać odpowiedniej korekcji danych [193]. Prowadzi to do tzw. filtrowanego rzutowania wstecznego [17]. Algorytm rzutowania wstecznego praktycznie nadaje się do obrazowania jakościowego, szczególnie w tych przypadkach, gdzie wymagana jest szybka rekonstrukcja.

Osobną grupę algorytmów rekonstrukcyjnych, także wywodzących swój rodowód z tomografii komputerowej, stanowią tzw. algorytmy perturbacyjne. Pierwszy, technika rekonstrukcji algebraicznej (ang. Algebraic Reconstruction Technique – **ART**) jest algorytmem iteracyjnym, w którym dla każdej projekcji (projekcja to jedno z możliwych pobudzeń) dokonuje się korekcji rezystywności, wykorzystując tzw. macierz perturbacyjną [110]. Yorkey, w celu poprawienia zbieżności i dokładności metody, zaproponował modyfikację sposobu uaktualniania macierzy perturbacji [266]. Zamiast uaktualniać tę macierz po każdej projekcji, modyfikował ją po wykonaniu wszystkich projekcji, czyli dla jednego skanu [266, 267]. Metoda, ze względu na swe podobieństwo do techniki rekonstrukcji w tomografii komputerowej, nosi nazwę techniki równoczesnych iteracji (ang. Simultaneous Iterative Reconstruction Technique – **SIRT**). W ART i SIRT korekcja macierzy perturbacji wykonywana była dla dwóch skrajnych liczb projekcji (jednej lub wszystkich). Można się było spodziewać, że uzyska się lepsze wyniki rekonstrukcji, gdy liczba korekcji

będzie miała wartość pośrednią. Idea ta została sprawdzona przez Kocikowskiego, który zaproponował uogólniony algorytm perturbacyjny, określony jako *Algebraiczna Technika Rekonstrukcji o Regulowanej Częstotliwości Korekcji* (ang. Regulated Correction Frequency Algebraic Reconstruction Technique – **RCFART**) [113]. Istotą tej metody było to, że liczba korekcji dla jednego skanu mogła przyjmować wartości zarówno skrajne, jak i pośrednie (aczkolwiek nie dowolne). Ponadto, w metodzie RCFART wprowadzono inne modyfikacje zmieniające sposób obliczania elementów macierzy perturbacji (metoda kompensacyjna) oraz uzależniające wartość współczynnika wagowego od położenia, względem brzegu obiektu, korygowanego elementu [113].

Obecnie rozwijane są algorytmy wykorzystujące metody obliczeniowe stosowane w zagadnieniach optymalizacyjnych [75, 205, 154, 206]. Jeden z pierwszych algorytmów rekonstrukcyjnych, należący do tej grupy, został określony przez autorów jako algorytm Newtona-Raphsona [267]. Istotnym problemem tego typu algorytmów jest sposób obliczania Jakobianu. Wyróżnia się dwa podejścia prowadzące do rozwiązania tego problemu. Podejście pierwsze, tzw. metoda standardowa, polega na wykorzystaniu MES. W tym celu wykorzystuje się zależność wiążącą potencjały i prądy w węzłach za pomocą macierzy admitancji (sztywności). Z równania wybieramy tylko tę informację (za pomocą macierzy transformacji), która dotyczy węzłów, w których obserwujemy (mierzymy) potencjały [267]. Alternatywnym sposobem otrzymania Jakobianu jest wykorzystanie zasady kompensacji i MES [135]. Szczególną popularność zdobył algorytm jednokrokowy, nazwany przez autorów *jednokrokową rekonstrukcją Newtona* (ang. Newton One Step Reconstruction – **NOSER**) [41]. Algorytm ten polega na wykorzystaniu metody Newtona do obliczenia wektora poprawki przewodności. Przy założeniu, że zaburzenia przewodności są nieznaczne, w odniesieniu do tła (przewodności w dominującej części obiektu), do obliczeń wykorzystuje się uproszczoną postać Hessianu [41]. W algorytmie tym szczególnie istotny jest sposób określania przewodności wyjściowej.

Ostatnio, w odstępie kilku lat, opublikowano nowe propozycje lub modyfikacje wcześniejszych algorytmów, które w procesie rekonstrukcyjnym uwzględniają złe uwarunkowanie zagadnienia [45, 205, 223], impedancję elektrod [225], informację *a priori* o obiekcie [81, 82, 223], w tym o jego kształcie i zmianach tego kształtu [98, 104]. Rozwijane są także algorytmy operujące na danych wieloczęstotliwościowych [36, 62, 179]. Na szczególne podkreślenie zasługuje praca opublikowana przez Siltanena i współpracowników, którzy zaimplementowali algorytm Nachmana dla obiektu kołowego i pobudzeń trygonometrycznych [207]. Podejście to jest szczególnie obiecujące, jako że jest nieiteracyjnym rozwiązaniem zagadnienia nieliniowego. Propozycja Nachmana sprowadza rozwiązanie zagadnienia nieliniowego do rozwiązania układu dwóch liniowych równań całkowych.

W dalszej części rozdziału zostaną przedstawione algorytmy, przy których opracowaniu uczestniczył Autor rozprawy. Przedstawiona zostanie konstrukcja dwóch tomografów elektroimpedancyjnych, z których pierwszy wykorzystuje uogólniony algorytm perturbacyjny. Głównym autorem tego algorytmu jest M. Kocikowski [113]. W systemie drugim zaimplementowano kilka algorytmów, w tym tzw. prądowy, który został opracowany przez Autora [257, 262].

5.2.1. Algorytm perturbacyjny

Elementy brzegowe, w odróżnieniu od elementów położonych głębiej (centralnie), rekonstruowane są dokładniej w metodzie SIRT niż ART. Sugeruje to, że spowodowane jest to mniejszą liczbą korekcji (uaktualnień) macierzy perturbacji w metodzie SIRT. Moż-

na spodziewać się, że wyniki rekonstrukcji będą lepsze, gdy liczba korekcji macierzy perturbacji będzie wartością pośrednią pomiędzy liczbą korekcji w algorytmach ART i SIRT. Pośrednia liczba korekcji może poprawić wyniki rekonstrukcji dla zaburzeń położonych centralnie kosztem nieznacznego pogorszenia dla zaburzeń położonych przy brzegu obiektu. Idea ta została sprawdzona przez Kocikowskiego, który zaproponował uogólniony algorytm perturbacyjny, nazwany RCFART [112, 113]:

$$\sigma_e^{h+1,i} = \sigma_e^{(h,i)} + n(d) \sigma_e^{(h,i)} \frac{\sum_{j=1}^{L/H} \sum_{k=1}^K c_k^{(li)} s_{p(k,l)e}^{(i)}}{\sum_{j=1}^{L/H} \sum_{k=1}^K |s_{p(k,l)e}^{(i)}|}, \quad (5.4a)$$

gdzie: $c_k^{(li)}$ – unormowana różnica prądu mierzonego i obliczonego dla k -tej elektrody,
 $s_{p(k,l)e}^{(i)}$ – odpowiadający element macierzy perturbacji,
 $\sigma_e^{(h,i)}$ – przewodność e -tego elementu w i -tej iteracji oraz h -tej korekcji,
 $\sigma_e^{(h+1,i)}$ – przewodność e -tego elementu w i -tej iteracji, $h + 1$ korekcji,
 $n(d)$ – współczynnik nadrelaksacji,
 K – liczba pomiarów,
 L – liczba pobudzeń,
 H – liczba korekcji dla jednego skanu.

Wartość współczynnika nadrelaksacji $n(d)$ jest zróżnicowana i zależy od położenia elementu w relacji do brzegu obiektu:

$$n(d) = 1 + (n_{\max} - 1) \frac{d}{R}, \quad (5.4b)$$

gdzie: R – promień obiektu,
 n_{\max} – maksymalna wartość współczynnika nadrelaksacji,
 d – odległość elementu od brzegu obiektu.

Współczynnik $n(d)$ zwiększa się, od jedności dla elementów przy powierzchni, do wartości n_{\max} dla elementów centralnych. Dla i -tej iteracji, w kolejnych korekcjach $h = 1..H$ modyfikowane są przewodności elementów σ_e , dla podzbioru L/H równomiernie rozproszonych pobudzeń l . Korekcje są proporcjonalne do wyznaczonych dla bieżącego rozkładu przewodności σ_e^{hi} unormowanych względnych odchyłek $c_k^{(li)}$ k -tych prądów zmierzonych od wyliczonych, przy l -tym pobudzeniu i czułości tych pomiarów, $s_{p(k,l)e}^{(i)}$, na zmiany przewodności σ elementów e . Liczba korekcji H dla jednego skanu jest podzielnikiem liczby pobudzeń L [110]. Gdy w zależności (5.4a) przyjmie się $L = H$, to jest metoda tożsama z ART. Drugi skrajny przypadek otrzymamy gdy $H = 1$ (jedna korekcja dla jednego skanu) co jest tożsame metodzie SIRT [266, 267]. Inna istotna modyfikacja w technice RCFART polega na sposobie obliczenia macierzy perturbacji. Elementy tej macierzy obliczane są wg metody zaproponowanej przez Yorkeya i współpracowników [266, 267].

5.2.2. Algorytm bazujący na pomiarze prądu

Algorytm ten należy do kategorii iteracyjnych algorytmów optymalizacyjnych. Istotną cechą prezentowanego algorytmu jest uwzględnienie w procesie rekonstrukcyjnym rozmiaru elektrod i ich impedancji. Proponowany algorytm, w odróżnieniu od większości algo-

rytmów używanych w TEI, wykorzystuje informację o rozkładzie prądu na brzegu obiektu przy pobudzeniu napięciowym. Podstawową przesłanką, mimo pewnych trudności realizacyjnych, takiego sposobu rekonstrukcji jest fakt, że przyjęcie stałości przewodności w obrębie elementu skończonego istotnie upraszcza obliczenia. Nie bez znaczenia jest także prostsza konstrukcja źródła napięciowego, pracującego w szerokim zakresie częstotliwości, niż prądowego. Ponadto, w metodzie tej, wpływ takich parametrów jak rozmiar i impedancja elektrod jest wprost obserwowalny. Otrzymane wyniki łatwo mogą być przeniesione do algorytmu działającego z wykorzystaniem pobudzenia prądowego i pomiarem napięć. Co więcej, algorytm może być dalej rozwijany, np. poprzez uwzględnienie szumów systemu pomiarowego.

5.2.2.1. Założenia algorytmu

Do jednej z wybranych elektrod przykładane jest pobudzenie napięciowe i jednocześnie mierzony jest prąd przepływający przez pozostałe elektrody, które podłączone są do potencjału zerowego. Określmy błąd rekonstrukcji za pomocą następującej funkcji:

$$\Phi(\boldsymbol{\sigma}) = \sum_{j=1}^L \Phi_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^L (\mathbf{i}_j^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}_j^m)^T (\mathbf{i}_j^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}_j^m), \quad (5.5)$$

gdzie: $\Phi(\boldsymbol{\sigma})$ – globalna funkcja celu,
 Φ_j – funkcja celu dla j -tego wektora pobudzenia,
 $\mathbf{i}_j^o(\boldsymbol{\sigma})$ – wektor prądów obliczonych (na podstawie bieżącego rozkładu przewodności) dla j -tego położenia pobudzenia,
 $\mathbf{i}_j^m(\boldsymbol{\sigma})$ – prąd pomierzony,
 L – liczba pobudzeń.

Zależność (5.5) można zapisać jako:

$$\Phi(\boldsymbol{\sigma}) = \frac{1}{2} (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m)^T (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m), \quad (5.6)$$

gdzie: $\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma})$ – wektor prądów obliczonych dla wszystkich projekcji $\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) = [\mathbf{i}_1, \dots, \mathbf{i}_L]^T$,
 $\mathbf{i}^m(\boldsymbol{\sigma}) = [\mathbf{i}_{m1}, \dots, \mathbf{i}_{mL}]^T$ – wektor prądów pomierzonych dla wszystkich projekcji.

Pochodna funkcji celu względem przewodności opisana jest zależnością:

$$\Phi'(\boldsymbol{\sigma}) = (\mathbf{J}(\boldsymbol{\sigma}))^T (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m) = 0. \quad (5.7)$$

gdzie: $\mathbf{J}(\boldsymbol{\sigma})$ – Jacobian.

Elementy Jakobianu opisane są zależnością:

$$\mathbf{J}_{ij}(\boldsymbol{\sigma}) = \frac{\partial i_i^o}{\partial \sigma_j}, \quad (5.8)$$

gdzie: σ_j – przewodność j -tego podobszaru obiektu,
 i_i^o – prąd i -tej elektrody.

Rozwijając $\Phi'(\boldsymbol{\sigma})$ w szereg Taylora, otrzymujemy:

$$\Phi'(\boldsymbol{\sigma}) = \Phi'(\boldsymbol{\sigma}^k) + \Phi''(\boldsymbol{\sigma}^k) \Delta \boldsymbol{\sigma}^k, \quad (5.9)$$

gdzie: $\boldsymbol{\sigma}^k$ – wektor zawierający wartości przewodności w k -tej iteracji, wokół której dokonujemy rozwinięcia w szereg,
 $\Delta\boldsymbol{\sigma}^k$ – przyrost (poprawka) przewodności.

Macierz $\Phi''(\boldsymbol{\sigma})$ jest Hessianem określonym zależnością [267]:

$$\Phi''(\boldsymbol{\sigma}) = \mathbf{J}^T \mathbf{J} + [\mathbf{J}']^T [\mathbf{I} \otimes (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m)], \quad (5.10)$$

gdzie: \otimes – iloczyn macierzowy Kroneckera [30],
 \mathbf{J}' – druga pochodna prądu względem przewodności,
 \mathbf{I} – macierz jednostkowa,

a różnica:

$$\mathbf{r} = \mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}^k) - \mathbf{i}^m \quad (5.11)$$

określana jest jako residuum.

Obliczenie Hessianu jest kłopotliwe, bowiem wymaga (w rozważanym przypadku) obliczenia drugiej pochodnej prądu względem przewodności. Zwróćmy uwagę, że druga składowa Hessianu (5.10) maleje wraz ze zmniejszaniem się wartości residuum. Dla szukanego wektora przewodności bliskiego wektorowi rozkładu rzeczywistego rozkłady prądów mierzonych i obliczanych stają się prawie identyczne, stąd druga składowa zanika. Zatem, jeżeli odpowiednio dobierzemy przewodność początkową (niewiele różniącą się od rzeczywistej) Hessian będzie dobrze przybliżony zależnością:

$$\Phi''(\boldsymbol{\sigma}) = \mathbf{J}^T \mathbf{J}. \quad (5.12)$$

Podstawiając (5.11) i (5.7) do (5.9) oraz przyrównując do zera, dostajemy:

$$\Delta\boldsymbol{\sigma}^k = -[\mathbf{J}^T \mathbf{J}]^{-1} [\mathbf{J}']^T [\mathbf{r}]. \quad (5.13)$$

Zależność (5.13) stanowi przepis algorytmu rekonstrukcyjnego. Jest on podobny do tego, który został zaproponowany przez Yorkeya [267], z tym, że zamiast napięć mierzony jest prąd. Zależność (5.13) otrzymuje się gdy rozważane są, w sensie średniokwadratowym, nieliniowe zagadnienia optymalizacyjne [75]. W tym sensie jest to podejście typowe i znane, a metoda określana jest jako metoda Newtona [75]. Istotne jest jednak, na podstawie jakiego modelu określa się elementy Jakobianu \mathbf{J} .

Zaproponowany algorytm rekonstrukcyjny jest możliwy do realizacji na bazie tzw. kompletnego modelu elektrody [166, 210]. W modelu tym, w odróżnieniu od uproszczonych wersji, uwzględnia się impedancję i rozmiar elektrody. Jest to najbardziej dokładny model ze stosowanych w TEI. Pozwala on uwzględnić wpływ ww. parametrów na wyniki rekonstrukcji. Model opisany jest następującymi równaniami:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \varphi) = 0, \quad x \in \Omega, \quad (5.14)$$

$$\varphi + z_{el} \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} = V_{el} \quad x \in e_l, \quad l = 1, 2, \dots, L, \quad (5.15)$$

$$\int_{S_{el}} \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S} = i_{el} \quad x \in e_l, \quad l = 1, 2, \dots, L, \quad (5.16)$$

$$\sigma \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} = 0, \quad x \in \partial\Omega - \bigcup_{l=1}^L e_l, \quad (5.17)$$

gdzie: σ – rozkład przewodności w obszarze Ω ,
 φ – potencjał na granicy warstwa elektrodowa-obiekt,
 $\partial\Omega$ – brzeg obszaru, do którego \mathbf{n} jest wektorem normalnym,
 i_{el} – prąd przepływający przez elektrodę,
 V_{el} – potencjał elektrody, a
 z_{el} – jej impedancja powierzchniowa.

Podczas pomiaru prądu elektroda podłączona jest do masy, tzn. $V_{el} = 0$ V, stąd z (5.15) otrzymujemy:

$$\sigma \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} = -\frac{1}{z_{el}} \varphi \quad (5.18)$$

i w konsekwencji wartość prądu i_{el} płynącego przez elektrodę:

$$i_{el} = \int_{S_{ei}} \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} \cdot d\mathbf{S} = -\frac{1}{z_{el}} \int_{S_{ei}} \varphi d\mathbf{S} . \quad (5.19)$$

Wartość prądu i_{el} płynącego przez elektrodę do masy zależy od rozkładu potencjału pod elektrodą i impedancji elektrodowej. Prąd ten można określić, zgodnie z zależnością (5.19), w dwojaki sposób. Zależność (5.19) wykorzystana jest do określenia Jakobianu \mathbf{J} , gdzie poszczególne elementy tego Jakobianu określone są zależnością:

$$\frac{\partial i_{ei}}{\partial \sigma_j} = -\frac{1}{z_{ei}} \int_{S_{ei}} \frac{\partial \varphi}{\partial \sigma_j} d\mathbf{S} . \quad (5.20)$$

Powyższe zagadnienie rozwiązane jest za pomocą MES, która sprowadza zagadnienie opisane równaniami (5.14+5.17) do równania macierzowego [187, 188, 208, 225]:

$$\mathbf{YV} = \mathbf{i} , \quad (5.21)$$

gdzie: \mathbf{Y} – macierz admitancji,
 \mathbf{V} – wektor potencjałów węzłowych,
 \mathbf{i} – wektor prądów węzłowych.

Macierz \mathbf{Y} jest osobliwa, ale uwzględnienie warunków brzegowych przekształca ją w macierz nieosobliwą. Dla i -tej projekcji macierz \mathbf{Y} przyjmuje postać \mathbf{Y}_i . Pochodna potencjału dowolnego węzła (swobodnego) względem przewodności poszczególnych elementów skończonych opisana jest zależnością:

$$\frac{\partial \varphi_{eln}}{\partial \sigma_j} = -\mathbf{Y}_i^{-1} \frac{\partial \mathbf{Y}_i}{\partial \sigma_j} \mathbf{v}_{ej} , \quad (5.22)$$

gdzie: φ_{eln} – potencjał węzła warstwy elektrodowej,
 \mathbf{v}_{ej} – wektor zawierający potencjały węzłów.

Praktycznie sprowadza się to tylko do mnożenia elementów, dla których $\partial \mathbf{Y}_i / \partial \sigma_j \neq 0$. Podstawiając (5.22) do (5.20), otrzymujemy:

$$\frac{\partial i_{el}}{\partial \sigma_j} = \int_{S_{ei}} \frac{1}{z_{ei}} \mathbf{Y}_i^{-1} \frac{\partial \mathbf{Y}_i}{\partial \sigma_j} \mathbf{v}_{ej} d\mathbf{S} , \quad (5.23)$$

Zależność (5.23) jest przepisem na obliczenie Jakobianu.

5.2.2.2. Implementacja algorytmu

Metoda Newtona daje dobre wyniki już po jednym kroku [41, 75], stąd przedstawiona implementacja jest jednokrokowa. Najbardziej pracochłonna część algorytmu, to obliczenie Jakobianu. Zwróćmy uwagę, że część najbardziej pracochłonnych obliczeń można wykonać wcześniej, przed procesem rekonstrukcji. Zauważmy, że wartość wyrażenia $\mathbf{Y}_i^{-1} \partial \mathbf{Y}_i / \partial \sigma$, dla jednorodnych obszarów o ustalonej geometrii i jednorodnej przewodności, można obliczyć dla przewodności jednostkowej, a następnie przeskalować. Zatem gdy obiekt wyjściowy charakteryzuje się przewodnością σ , to wszystkie elementy macierzy $\mathbf{Y}_i^{-1} \partial \mathbf{Y}_i / \partial \sigma$ (wcześniej obliczone) wystarczy przemnożyć przez wartość przewodności. Proces rekonstrukcji, dla ustalonej geometrii zagadnienia, rozpoczyna się od określenia Jakobianu. W tym celu wystarczy określić wartość przewodności σ i wyznaczyć wektor potencjałów \mathbf{V} (obliczając zagadnienie proste). Rozkład potencjału otrzymuje się, rozwiązując równanie (5.21) po wprowadzeniu warunków brzegowych. Wektor potencjałów węzłowych \mathbf{V} składa się z tzw. węzłów swobodnych $\boldsymbol{\varphi}_f$ i sztywnych $\boldsymbol{\varphi}_p$. Wartości potencjałów w węzłach swobodnych $\boldsymbol{\varphi}_f$ należy obliczyć, a wartości potencjałów w węzłach sztywnych $\boldsymbol{\varphi}_p$ są zadane poprzez warunki brzegowe. Energia w badanym obszarze opisana jest zależnością [26, 187, 188, 208]:

$$\mathbf{W} = \frac{1}{2} \boldsymbol{\varepsilon} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\varphi}_f & \boldsymbol{\varphi}_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{Y}_{ff} & \mathbf{Y}_{fp} \\ \mathbf{Y}_{pf} & \mathbf{Y}_{pp} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\varphi}_f \\ \boldsymbol{\varphi}_p \end{bmatrix}, \quad (5.24)$$

gdzie w macierzy \mathbf{Y} wyróżniono elementy związane z węzłami swobodnymi (wektor potencjałów $\boldsymbol{\varphi}_f$) i węzłami sztywnymi (wektor potencjałów $\boldsymbol{\varphi}_p$). Pochodna energii względem potencjału (obliczana tylko względem potencjałów w węzłach swobodnych $\boldsymbol{\varphi}_f$) prowadzi do zależności:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{Y}_{ff} & \mathbf{Y}_{fp} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\varphi}_f \\ \boldsymbol{\varphi}_p \end{bmatrix} = \mathbf{0}. \quad (5.25)$$

Zależność (5.25) można przekształcić do następującego równania macierzowego:

$$\boldsymbol{\varphi}_f = -\mathbf{Y}_{ff}^{-1} \mathbf{Y}_{fp} \boldsymbol{\varphi}_p, \quad (5.26)$$

gdzie wektor potencjałów w węzłach sztywnych $\boldsymbol{\varphi}_p$ w przypadku modelowania elektrody za pomocą jednego węzła i dla pierwszej projekcji, ma postać:

$$\boldsymbol{\varphi}_p = [V_{e1}, 0, \dots, 0]^T. \quad (5.27)$$

Potencjały $\boldsymbol{\varphi}_f$ można wyznaczyć tylko wtedy, gdy znane są impedancje elektrodowe z_{en} i początkowa wartość przewodności σ_0 . Obydwie wielkości wyznaczamy na podstawie pomiarów. Wartość przewodności σ_0 znajdujemy na dwa sposoby. Pierwsze dotyczy przypadku, którym impedancje elektrod są na tyle małe w porównaniu z impedancjami obiektu, że można pominąć ich wpływ na rozkład potencjału. Wówczas równanie opisujące rozkład potencjału φ ma postać (stała wartość przewodności):

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \varphi) = \sigma \nabla^2 \varphi = 0. \quad (5.28)$$

To z kolei oznacza, że wartość prądów płynących przez elektrody liniowo zależy od przewodności, tzn.:

$$i_l^k(\sigma) = \sigma \cdot i_l^k(1), \quad (5.29)$$

gdzie: $i_l^k(\sigma)$ – prąd l -tej elektrody, gdy napięcie przyłożone jest do k -tej elektrody,
 $i_l^k(1)$ – prąd, gdy przewodność obiektu jest jednostkowa, tzn. 1 S/m.

Do określenia wartości przewodności σ_0 posłużymy się metodą najmniejszych kwadratów. Funkcja błędu $\varepsilon(\sigma_0)$ dla prądów ma postać:

$$\varepsilon(\sigma_0) = \sum_{k=1}^K \sum_{l=1}^L \left(i_l^k - \sigma_0 i_l^k(1) \right)^2, \quad (5.30)$$

gdzie: i_l^k – mierzony prąd.

Minimalizując błąd względem parametru, otrzymujemy:

$$\frac{d\varepsilon}{d\sigma_0} = -2 \sum_{k=1}^L \sum_{l=1}^L \left[i_l^k - \sigma_0 i_l^k(1) \right] i_l^k(1) = 0. \quad (5.31)$$

Z zależności (5.31) otrzymujemy wartość σ_0 :

$$\sigma_0 = \frac{\sum_k^L \sum_l^L i_l^k i_l^k(1)}{\sum_k^L \sum_l^L \left[i_l^k(1) \right]^2}. \quad (5.32)$$

Wyznaczenie początkowej przewodności σ_0 obiektu, gdy elektrody charakteryzują się impedancją, której nie można pominąć, wymaga innego podejścia. W tym celu wykorzystamy pobudzenie prądowe. W rezultacie przyłożonego prądu mierzymy napięcie na poszczególnych elektrodach. Oznaczmy potencjały, analogicznie do poprzedniego przypadku, mierzone przez V_l^k , a obliczone $V_l^k(\rho)$. Dalej postępujemy podobnie jak w przypadku poprzednim, co prowadzi do zależności:

$$\rho_0 = \frac{1}{\sigma_0} = \frac{\sum_k^L \sum_l^L V_l^k V_l^k(1)}{\sum_k^L \sum_l^L \left[V_l^k(1) \right]^2}. \quad (5.33)$$

Po określeniu wartości σ_0 obliczany jest wektor potencjałów $V = [\varphi_{f1}, \varphi_{f2}, \dots, \varphi_{fN}, \varphi_{fe1}, \dots, \varphi_{fen}]^T$. W tym celu rozwiązuje się zagadnienie proste. Potencjały z indeksem „ f ” oznaczają węzły *swobodne* obszaru, a z indeksem „ fe ” także swobodne, ale położone na granicy obiekt-warstwa elektrodowa. Na tej podstawie określana jest wartość składowych Jakobianu dla poszczególnych węzłów elektrodowych, w zależności od przewodności wybranego elementu:

$$\frac{\partial \varphi_{enj}}{\partial \sigma_i} = \sigma_0 \mathbf{Y}_k^{-1} \frac{\partial \mathbf{Y}_k}{\partial \sigma_i} \begin{bmatrix} \varphi_{f(i)} \\ \cdot \\ \varphi_{f(i+l)} \end{bmatrix}, \quad (5.34)$$

gdzie i jest indeksem elementu, w stosunku do którego określana jest czułość, a l – liczbą potencjałów węzłowych związanych z danym elementem, φ_{enj} – potencjałem j -tego węzła elektrodowego n -tej elektrody, znajdującego się na granicy elektroda-obiekt dla k -tej pro-

jeckji. W dalszej kolejności obliczana jest pochodna prądu (dla całej elektrody) z wykorzystaniem metody trapezów:

$$\frac{\partial i_n}{\partial \sigma_i} = \frac{1}{2z_{en}} \sum_{j=1}^{K-1} (\varphi'_{enj} + \varphi'_{enj+1}) \Delta l_j, \quad (5.35)$$

gdzie: φ'_{eni} – wartość pochodnej dla i -tego węzła elektrodowego n -tej elektrody,
 Δl_j – odległość pomiędzy j -tym a $j+1$ węzłem elektrody.

Długość opisana jest zależnością:

$$\Delta l_j = [(x_{enj} - x_{enj+1})^2 + (y_{enj} - y_{enj+1})^2]^{1/2}. \quad (5.36)$$

Alternatywny sposób określenia prądu elektrody wykorzystuje równanie (5.21).

Wynikowa postać Jakobianu dla obszaru podzielonego na M elementów MES i liczbie projekcji P , z których każda zawiera L pomiarów prądu pokazuje zależność:

$$\mathbf{J}[LP \times M] = \begin{bmatrix} \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_1} & \dots & \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_M} \\ \frac{\partial i_{e2}}{\partial \sigma_1} & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial i_{eL}}{\partial \sigma_1} & \dots & \dots & \frac{\partial i_{eL}}{\partial \sigma_M} \\ \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_1} & \dots & \frac{\partial i_{e1}}{\partial \sigma_M} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix}. \quad (5.37)$$

Jakobian \mathbf{J} jest macierzą $LP \times M$, z tym, że w rozważanym przypadku jego rozmiar zależy tylko od elementów obszaru, wyłączając elementy elektrodowe. Po obliczeniu Jakobianu następuje rekonstrukcja wg zależności (5.13) lub jej wariantów, np.:

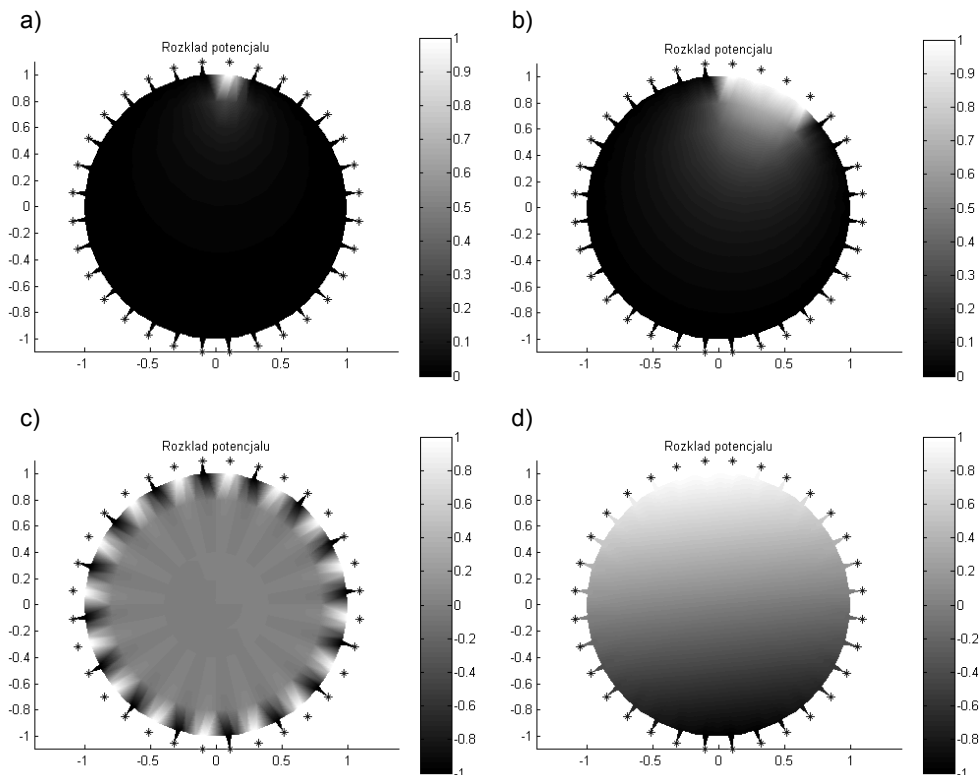
$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}_0 - (\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \cdot \mathbf{I})^{-1} \mathbf{J}^T \mathbf{r}, \quad (5.38)$$

gdzie: \mathbf{I} – macierz jednostkowa (metoda Levenberga-Marquardta),
 λ – współczynnik regularyzacji.

Dobór λ jest szczególnie istotny dla jakości wyników. Jeżeli λ jest odpowiednio duże, to główna diagonalna macierzy w nawiasie będzie dominująca. Istnieje wiele metod wyboru współczynnika regularyzacji, z których jedne opierają się na znajomości szumu (wariancji), a inne takiego założenia nie wykorzystują. Prezentowane w tej monografii rezultaty otrzymano w wyniku następującego postępowania. Zamiast macierzy jednostkowej \mathbf{I} wykorzystywana jest macierz diagonalna \mathbf{D} , która zawiera główną diagonalną macierzy $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$. Założono, że współczynnik regularyzacji będzie stały i wynosić będzie $\lambda = 0,05$. Zatem w rzeczywistości współczynnik regularyzacji odnoszony jest zawsze do macierzy $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$.

5.2.2.3. Przykłady rekonstrukcji

W pierwszej kolejności pokazano rozkład potencjału, dla 3 węzłowego modelu elektrody, w zależności od strategii pomiarowej (rys. 5.2). Pokazane strategie pomiarowe charakteryzują się jednoczesnym wykorzystaniem wszystkich elektrod. Rozkład potencjału z rysunku 5.2 otrzymano odpowiednio dla pobudzenia $V = [1, 0, 0, \dots, 0]^T$, $V = [1, 1, 1, 0, 0, \dots, 1]^T$, $V = [1, -1, 1, -1, 0, \dots, -1]^T$ i trygonometrycznego $V = \cos(k, \theta)$, $k = 1, \dots, N$, gdzie $\theta = 2 \pi/N$.

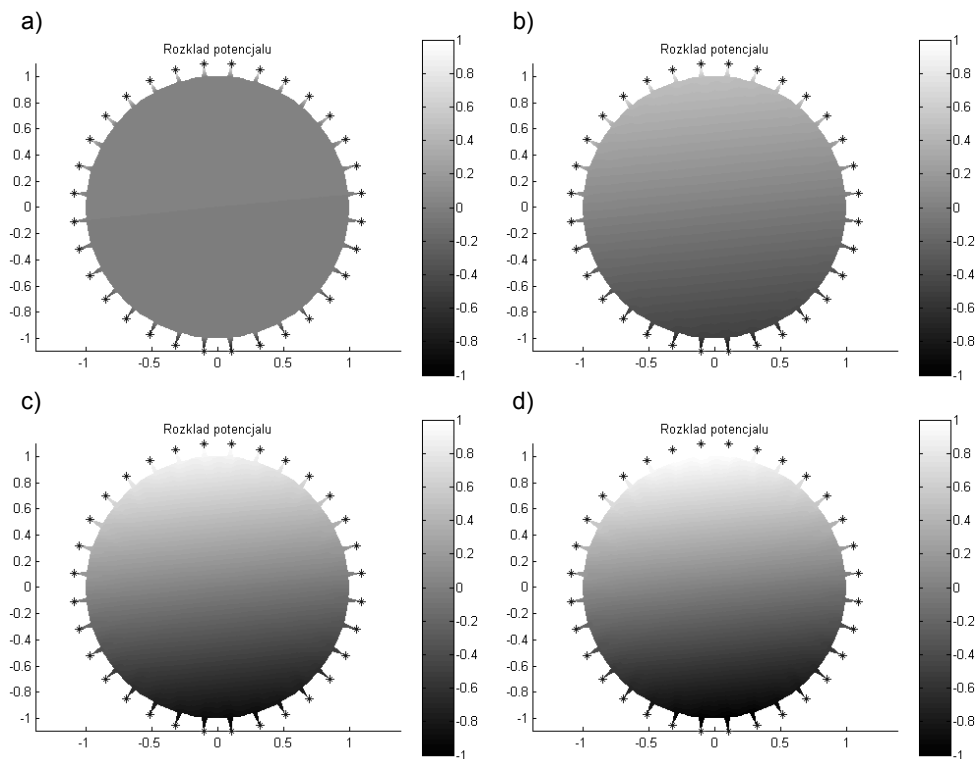


Rys. 5.2. Rozkład potencjału (zagadnienie proste) dla różnych strategii pobudzenia napięciowego:

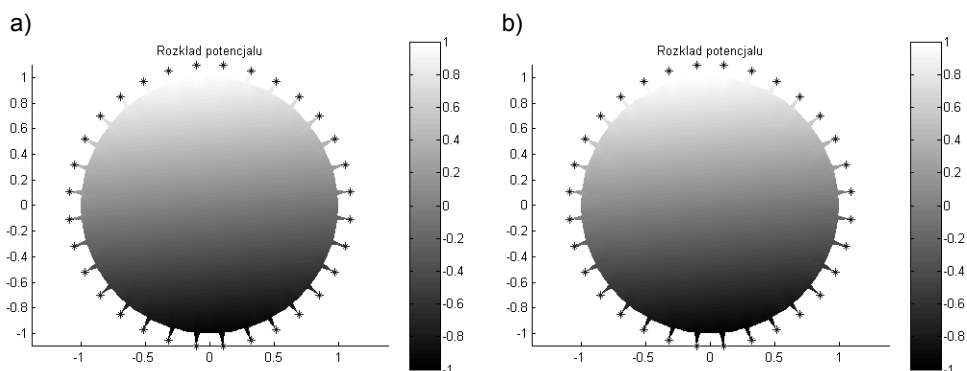
- a) jedna elektroda na potencjale 1 V, pozostałe 0 V, b) cztery elektrody na potencjale 1 V – pozostałe 0 V, c) naprzemienne ± 1 V, oraz d) trygonometryczne (kosinusoidalne)

Przewodność warstwy elektrodowej, przy zachowanej powierzchni elektrod i pobudzeniu napięciowym, zmienia rozkład potencjału w badanym obiekcie. Pokazano to dla pobudzenia trygonometrycznego (rys. 5.3). Znaczne zmniejszenie przewodności elektrodowej prowadzi do zmniejszenia zakresu zmian potencjału w samym obiekcie (rys. 5.3a). Praktycznie, dla sytuacji przedstawionej na rysunku 5.3a, obiekt jest ekwipotencjalny, cały spadek potencjału występuje w warstwie elektrodowej (na rezystancji elektrodowej). Oznacza to, że relacja pomiędzy przewodnością elektrodową a przewodnością obiektu istotnie wpływa na ilość informacji.

W rzeczywistości warstwa elektrodowa charakteryzuje się małą przewodnością i bardzo dużą pojemnością (ok. $1 \mu\text{Fcm}^2$), co prowadzi do małych wartości modułu impedancji elektrodowych dla prądów o częstotliwościach używanych w tomografii elektroimpedancyjnej.



Rys. 5.3. Wpływ przewodności elektrodowej na rozkład potencjału w badanym obiekcie, pobudzenie trygonometryczne: a) $\sigma_e = 0,01\sigma_o$, b) $\sigma_e = \sigma_o$, c) $\sigma_e = 10\sigma_o$, d) $\sigma_e = 100\sigma_o$, gdzie σ_o jest przewodnością obiektu, a σ_e przewodnością warstwy elektrodowej

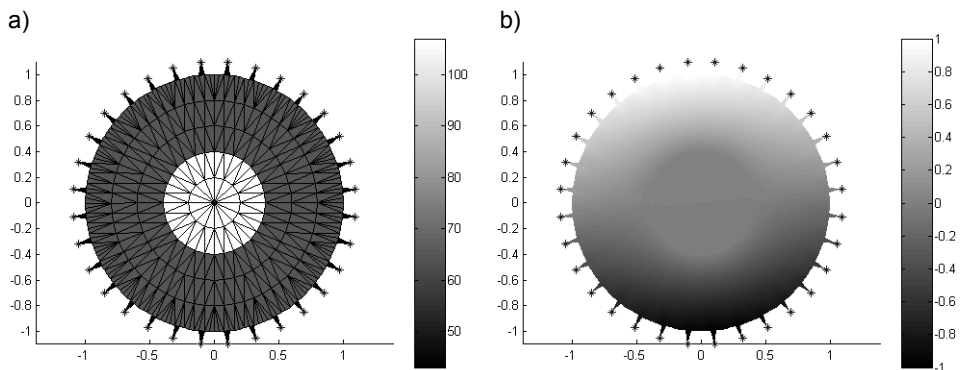


Rys. 5.4. Wpływ liczby elementów siatki MES na rozkład potencjału, $\sigma_e = 1000\sigma_o$, pobudzenie kosinusoidalne: a) siatka rzadka zawierająca 512 elementów, w tym 32 elementy elektrodowe, b) siatka gęsta 2048 elementów MES, w tym 128 elementów elektrodowych

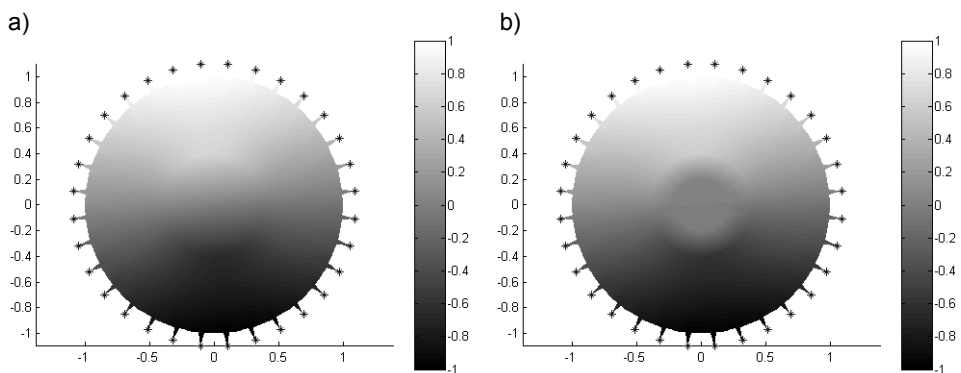
Na dokładność aproksymacji rozkładu potencjału w obiekcie ma wpływ wielkość elementów modelu MES. Wielkość elementów zależy od sposobu aproksymacji rozkładu

potencjału w obrębie jednego elementu. Prezentowane wyniki otrzymano dla liniowej aproksymacji potencjału. Z elektrodami metalowymi, powszechnie stosowanymi w tomografii elektroimpedancyjnej, związane jest tzw. zjawisko brzegowe charakteryzujące się dużą nierównomiernością rozkładu potencjału pod elektrodą, szczególnie na jej brzegach. Wymaga to odpowiednio gęstej siatki, szczególnie w obszarach o dużej zmienności potencjału, tzn. w obrębie elektrod oraz w pobliżu granic pomiędzy obszarami o różnych parametrach materiałowych (rys. 5.4).

Wprowadzenie centralnego zaburzenia o przewodności znacznie różniącej się od przewodności tła zmienia rozkład potencjału w obiekcie (rys. 5.5 i 5.6). Układ linii ekwipotencjalnych jest taki, że prąd wpływa do zaburzenia (rys. 5.5) lub je opływa (5.6). Takie zachowanie się prądu w obiekcie stanowi przesłankę do wykorzystania pomiaru prądu w procedurze rekonstrukcyjnej.



Rys. 5.5. Rozkład potencjału w obiekcie z zaburzeniem przewodności położonym centralnie i pobudzeniem trygonometrycznym (kosinusoidalnym), $\sigma_z = 100\sigma_0$, gdzie σ_z jest przewodnością zaburzenia, a σ_0 przewodnością tła, przewodność warstwy elektrodowej $\sigma_e = 1000\sigma_0$: a) rozkład przewodności, b) rozkład potencjału

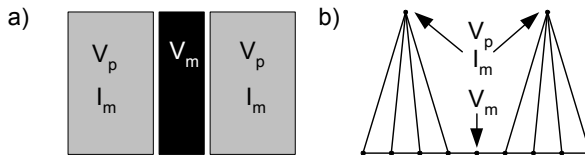


Rys. 5.6. Rozkład potencjału przy pobudzeniu trygonometrycznym (kosinusoidalnym) i przewodności warstwy elektrodowej $\sigma_e = 1000\sigma_0$: a) w obiekcie z centralnym zaburzeniem (jak na rys. 5.5a) przewodności, $\sigma_z = 0,01\sigma_0$, b) dla centralnego zaburzenia przewodności $\sigma_{z1} = 100\sigma_0$, otoczonego pierścieniem o przewodności $\sigma_{z2} = 0,1\sigma_0$, całkowita średnica zaburzenia jest identyczna jak na rys. 5.5a

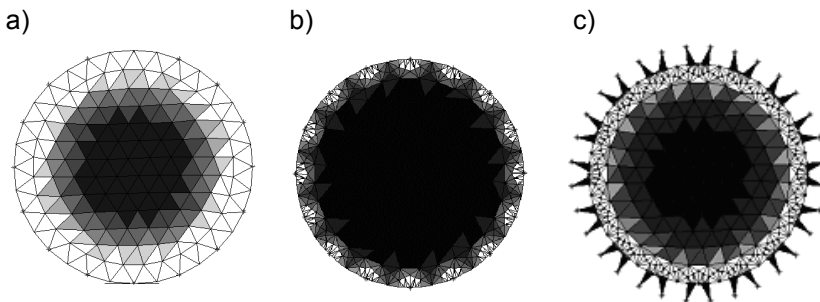
Przedstawione przypadki są przejaskrawione, w rzeczywistości należy się spodziewać znacznie mniejszych wartości kontrastu.

W dalszej części wykorzystywany będzie model 16-elektrodowy. Bowiern prezentowane w rozdziale 5.4.2 badania fantomowe zostały przeprowadzone z wykorzystaniem systemu zawierającego taką liczbę, równomiernie rozmieszczonych na obwodzie elektrod. W badaniach tych wykorzystano naczynie cylindryczne o wysokości 3 cm. Na powierzchni bocznej tego naczynia umieszczono 16 elektrod zespolonych składających się z części pobudzającej i pomiarowej (rys. 5.7a). Odpowiadający elektrodom model do obliczeń MES pokazano na rys. 5.7b.

Istotnym czynnikiem decydującym o jakości rekonstrukcji jest przestrzenny rozkład czułości (Jakobianu). Rozkład ten zależy od rozkładu potencjału w obiekcie, a dokładniej od gradientu potencjału. Tym samym, przyjęty model elektrody w zasadniczy sposób będzie decydował o obliczonym rozkładzie czułości. Gradient potencjału jest szczególnie niejednorodny w okolicach elektrod. Z rys. 5.8 wynika, że rozkład czułości jest znacznie bardziej równomierny dla modelu obiektu o mniejszej liczbie elementów i mniej skomplikowanym modelu elektrody. Jest to wynik błędny, większa jednorodność rozkładu czułości wynika z ograniczenia szybkości zmian potencjału w wyniku przyjęcia liniowej aproksymacji potencjału w obrębie jednego elementu. Widoczna *lepsza* czułość wynika z nieodpowiedniego podziału obiektu na elementy skończone. We wszystkich przedstawionych przypadkach pokazano czułość dla skanu, czyli wszystkich projekcji.



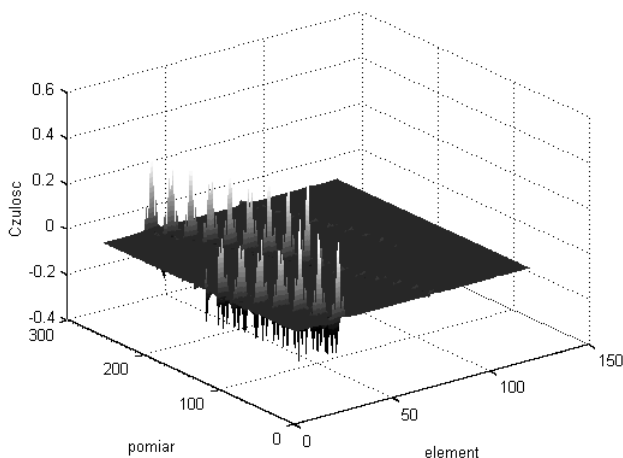
Rys. 5.7. Konstrukcja elektrody: a) stosowanej w badaniach fantomowych oraz b) model MES elektrody, V_p/I_m – część elektrody używana do przykładania pobudzenia i pomiaru prądu, V_m – część elektrody służąca do pomiaru potencjału



Rys. 5.8. Rozkład czułości (relatywny) dla dwóch różnych modeli elektrod i takiej samej strategii pomiarowej: a) punktowy model elektrody – siatka rzadka, b) jednopunktowy model elektrody – siatka gęsta, c) jedenastowęzłowy model elektrody. Kolor jaśniejszy oznacza większą wartość czułości

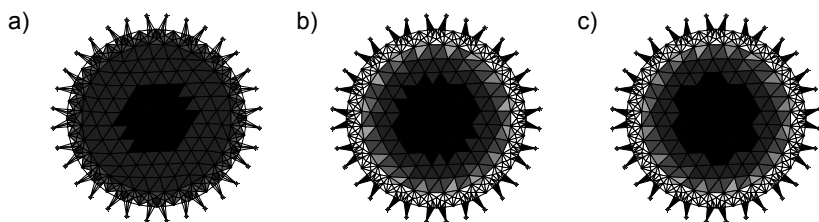
Rozkład czułości można potraktować jako oszacowanie Jakobianu [222]. Zatem przestrzenny rozkład czułości świadczy także o uwarunkowaniu problemu. Z rysunku 5.8 wynika, że elementy na brzegu obiektu będą dokładniej rekonstruowane niż te w głębi. Czu-

łość dla elementów centralnych jest znacznie mniejsza niż dla elementów brzegowych. Jest to równoznaczne z dużym rozrzutem wartości Jakobianu (rys. 5.9).



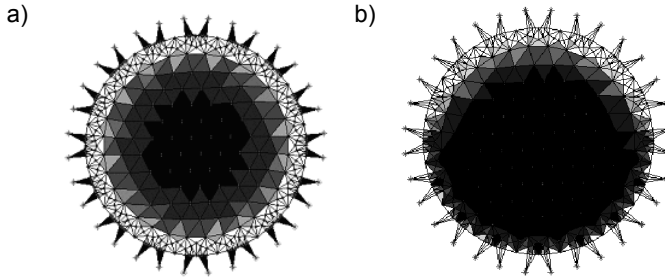
Rys. 5.9. Uwarunkowanie Jakobianu; wartości przeważającej liczby elementów Jakobianu są bardzo małe w porównaniu z nielicznymi elementami dominującymi. Największe czułości są przypisane elementom sąsiadującym z elektrodami

Czułość dla pobudzenia napięciowego, tym samym wartości Jakobianu, będzie zależała także od impedancji elektrodowych. Dzięki zastosowaniu elektrody zespolonej jest możliwość korekcji wartości napięcia przykładanego tak, aby napięcie na obiekcie przyjmowało pożądane wartości. Nie można jednak wyeliminować wpływu impedancji elektrodowych na sposób rozplywu prądu pomiędzy poszczególne elektrody.



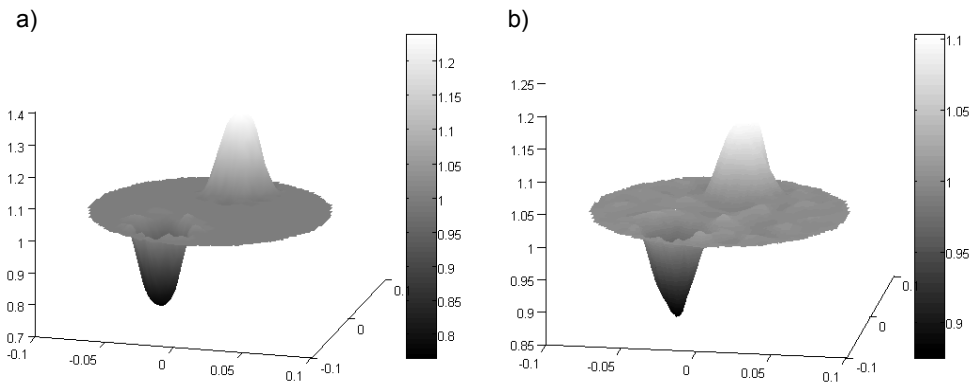
Rys. 5.10. Zależność czułości od wartości przewodności warstwy elektrodowej: a) $\sigma_e = \sigma_o$, b) $\sigma_e = 100\sigma_o$, c) $\sigma_e = 1000\sigma_o$. σ_e jest przewodnością warstwy elektrodowej, a σ_o przewodnością obiektu

Większa przewodność warstwy elektrodowej (rys. 5.10) prowadzi do bardziej nierównomiernego rozkładu czułości wewnątrz obiektu. Z kolei mała wartość przewodności prowadzi do *splaszczenia* dynamiki potencjału w obiekcie, a tym samym do bardziej równomiernej czułości, ale kosztem jej bardzo małych wartości. Sytuacja ulega dalszemu pogorszeniu, gdy impedancje elektrodowe nie są jednakowe (rys. 5.11b). Nierównomierność impedancji elektrodowych, przy strategii napięciowo-prądowej, jest równoznaczna z błędną rekonstrukcją (niepoprawne wartości Jakobianu).



Rys. 5.11. Wpływ wartości przewodności elektrodowej na przestrzenny rozkład czułości: a) jednakowa przewodność elektrodowa $\sigma_e = 100\sigma_o$, oraz b) przypadek różnej przewodności warstwy elektrodowej, elektrody powyżej średnicy poziomej charakteryzują się przewodnością elektrodową $\sigma_e = 10\sigma_o$, a pozostałe $\sigma_e = 100\sigma_o$

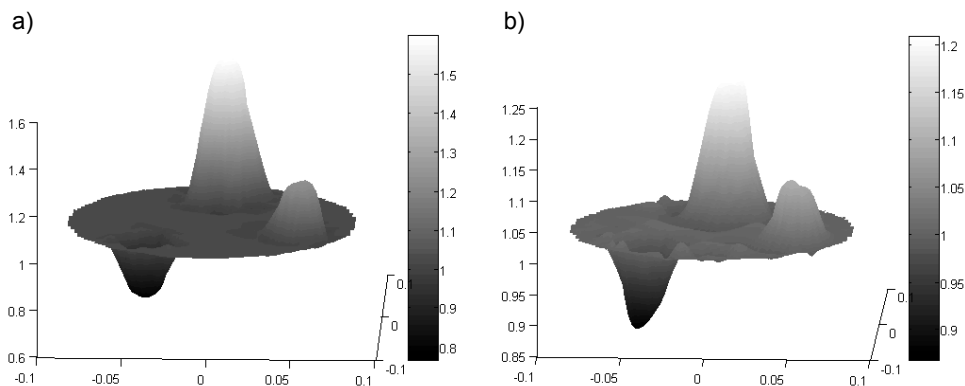
W dalszej części przedstawione zostaną wyniki rekonstrukcji. W pierwszej kolejności pokazano wyniki z wykorzystaniem modelu elektrody zredukowanego do jednego rezystora (modelu trzywęzłowego) i pobudzeniem trygonometrycznym (rys. 5.2). Mimo tak prostego modelu elektrody, wyniki rekonstrukcji są zadawalające (rys. 5.12, 5.13, 5.14). Do rekonstrukcji wykorzystano zależność (5.38), przy czym zamiast macierzy jednostkowej \mathbf{I} wykorzystano macierz $\mathbf{D} = \text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J})$. Współczynnik regularyzacji miał stałą wartość i wynosił $\lambda = 0,05$.



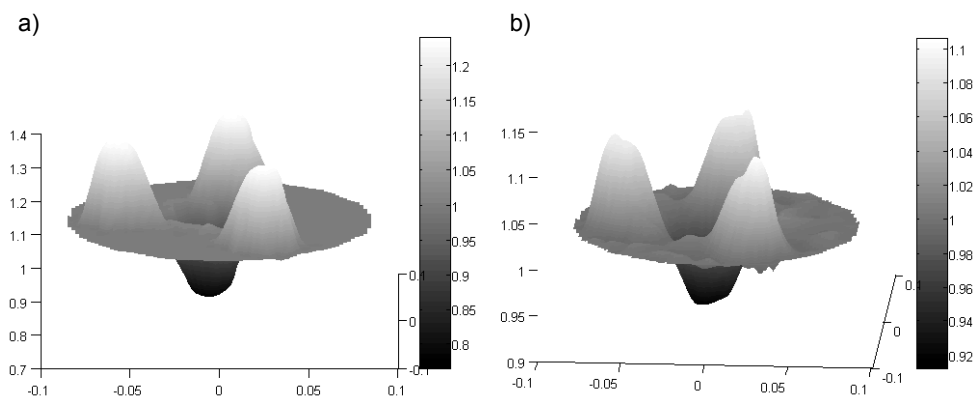
Rys. 5.12. Rekonstrukcja obiektu z dwoma zaburzeniami, $\sigma_e = 1000\sigma_o$: a) rozkład modelowy odpowiednio o przewodności 1,2 S/m i 0,8 S/m (tło 1 S/m), b) wynik rekonstrukcji

Na rysunku 5.13 przedstawiono wynik rekonstrukcji dla trzech zaburzeń. Szczególnie interesujący jest wynik rekonstrukcji dla obiektu z czterema zaburzeniami, z których trzy (zewewnętrzne) charakteryzują się relatywnie lepszą przewodnością (1,2 S/m) niż zaburzenie umieszczone centralnie (0,8 S/m). Można się zatem spodziewać efektu *ekranowania*. Jednakże wynik rekonstrukcji pokazuje, że przypadek ten nie ma miejsca (rys. 5.14).

We wszystkich przypadkach rozmiary zaburzeń są w przybliżeniu jednakowe. Ponadto przyjęto, że przewodność warstwy elektrodowej spełnia warunek $\sigma_e = 1000\sigma_o$.

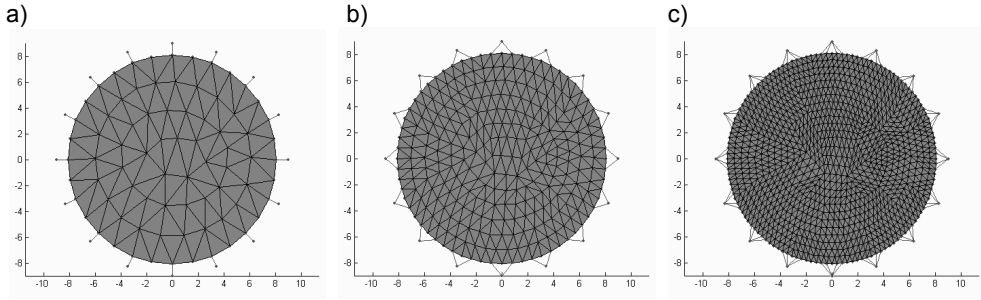


Rys. 5.13. Rekonstrukcja obiektu z trzema zaburzeniami o przewodności odpowiednio 1,5 S/m, 1,2 S/m i 0,8 S/m (tło 1 S/m), $\sigma_e = 1000\sigma_o$: a) model, oraz b) wynik rekonstrukcji

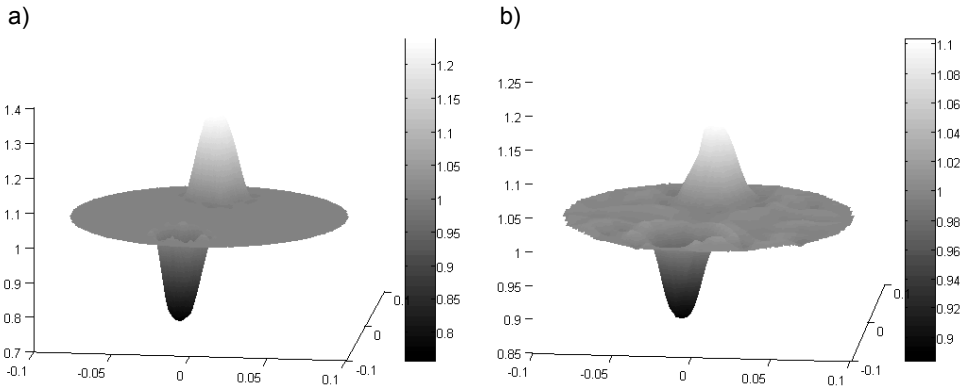


Rys. 5.14. Rekonstrukcja obiektu z czterema zaburzeniami, przy czym trzy charakteryzują się przewodnością 1,2 S/m, a jeden, środkowy, 0,8 S/m (tło 1 S/m), $\sigma_e = 1000\sigma_o$: a) model, b) wynik rekonstrukcji

W dalszej kolejności przedstawione są wyniki rekonstrukcyjne dla 11-węzłowego modelu elektrody. Zwiększenie elementów w modelu zmienia rodzaj zagadnienia. Liczba elementów jest większa niż liczba niezależnych pomiarów. Aby zachować tę samą liczbę elementów w zagadnieniu odwrotnym, w procesie rekonstrukcyjnym wykorzystywane są dwie siatki MES. Jedna rzadsza – w zagadnieniu odwrotnym, oraz druga gęstsza – w zagadnieniu prostym (rys. 5.15). Siatki gęstsze generowano poprzez *zagęszczanie* siatki rzadkiej. Sposób podziału elementów elektrodowych odbiegał od podziału elementów obiektu. Elementy obiektu dzielone były na trójkąty w przybliżeniu równoboczne, podczas gdy elementy elektrodowe na trójkąty równoramienne. Ułatwiało to obliczenia prądu elektrody. W ten sposób uzyskano dwie siatki, których węzły *pokrywają* się. Dzięki temu w prosty sposób, bez potrzeby interpolacji, można przepisywać potencjały węzłowe z siatki gęstej do rzadkiej.



Rys. 5.15. Modele używane w procesie rekonstrukcji: a) w zagadnieniu odwrotnym, b) w zagadnieniu prostym, trójwęzłowy model elektrody, c) pięciowęzłowy model elektrody



Rys. 5.16. Rekonstrukcje dla 5-węzłowego modelu elektrody; dwa zaburzenia odpowiednio o wartości 1,2 S/m i 0,8 S/m (tło 1 S/m): a) model oraz wynik b) wynik rekonstrukcji

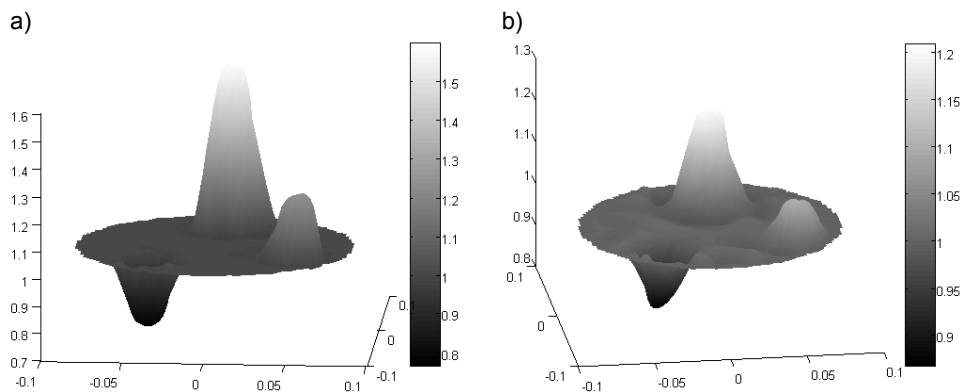
Dokładność określenia elementów Jakobianu w znacznym stopniu zależy od dokładności oznaczenia potencjałów węzłowych. Dokładność ta jest znacznie lepsza dla siatki o odpowiedniej gęstości. Z drugiej strony gęstość siatki w zagadnieniu odwrotnym jest zdeterminowana przez liczbę niezależnych pomiarów (liczbę elektrod). Stąd idea wykorzystania dwóch odpowiednio skonstruowanych siatek.

Błąd rekonstrukcji wyznaczono z zależności:

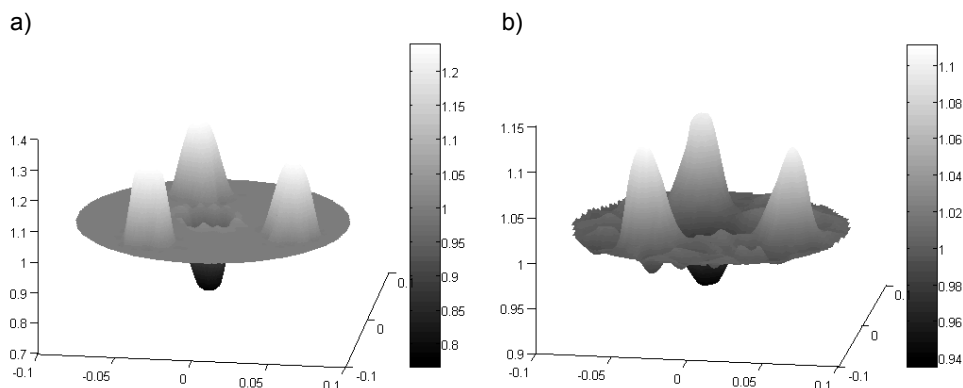
$$\delta_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{\hat{\sigma}_i - \sigma_i}{\sigma_i} \right)^2}, \quad (5.40)$$

gdzie: $\hat{\sigma}_i$, σ_i – zrekonstruowana i rzeczywista wartość przewodności i -tego elementu.

W pierwszej kolejności zbadano wpływ przewodności elektrodowej (tym samym impedancji elektrodowej) na błąd rekonstrukcji. Badanie to przeprowadzono dla ustalonej liczby elementów (4), tym samym szerokości elektrody. Należy wziąć pod uwagę, że liczba elementów składających się na zaburzenie jest mała w porównaniu z liczbą elementów tła. Stąd, nawet duży błąd rekonstrukcji zaburzenia przy relatywnie dobrej rekonstrukcji tła jest *uśredniany* na wszystkie elementy.



Rys. 5.17. Rekonstrukcje dla 5-wzłowego modelu elektrody: a) model trzy zaburzenia o przewodności 1,5 S/m, 1,2 S/m i 0,8 S/m, (tło 1 S/m), oraz b) wynik rekonstrukcji



Rys. 5.18. Rekonstrukcja dla 5-wzłowego modelu elektrody: a) model, trzy zaburzenia o przewodności 1,2 S/m i jedno 0,8 S/m (tło 1 S/m), b) wynik rekonstrukcji

Wyniki przedstawione w tabeli 5.1 są zgodne z przypuszczeniem przedstawionym przy ocenie wpływu rozkładu potencjału w badanym obiekcie w funkcji przewodności elektrodowej odniesionej do przewodności obiektu.

Tabela 5.1

Zależność błędu rekonstrukcji od przewodności warstwy elektrodowej dla pięcioelementowego modelu elektrody

Przewodność warstwy elektrodowej σ_e/σ_o	Średni błąd rekonstrukcji [%]
10	350
50	150
500	20
1000	3,05
5000	2,85

Tabela 5.2

Zależność błędu rekonstrukcji od liczby elementów użytych do modelowania elektrod w zagadnieniu prostym

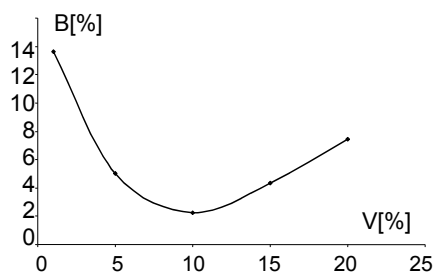
Liczba elementów trójkątnych	Średni błąd rekonstrukcji [%]
1	13,81
2	7,99
3	5,94
4	3,92
5	2,85
6	2,83

Zbadano także wpływ liczby elementów użytych do modelowania elektrod. Wyniki przedstawione w tabeli 5.2 otrzymano przy założeniu stałości szerokości elektrody i jej impedancji. Na podstawie tego wyniku można wnioskować, że minimalna liczba elementów, która powinna być używana w zagadnieniu prostym, wynosi 5, bowiem dalsze zwiększanie liczby elementów nie wprowadzało dalszej istotnej poprawy, a zwiększało czas obliczeń zagadnienia prostego.

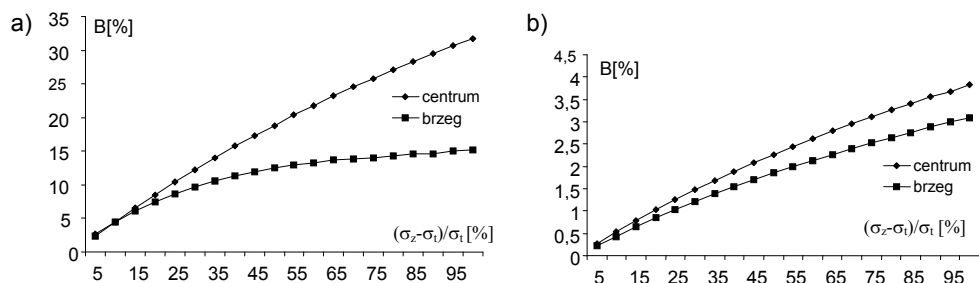
Przedstawione wyniki potwierdzają znaczenie modelu elektrody. Istotne znaczenie ma także rozmiar elektrody. Rozmiar ten jest determinowany przez wielkość obiektu i liczbę użytych elektrod. Wraz ze wzrostem liczby elektrod zmniejsza się odległość pomiędzy nimi oraz maleje ich rozmiar. Tym samym wzrasta wartość ich impedancji w porównaniu do mierzonych impedancji obiektu.

Błąd w rekonstrukcji jednokrokowej zależy od objętości zaburzenia przewodności (rys. 5.19). W proponowanej wersji poprawka przewodności liczona jest na podstawie Jakobianu dla obiektu jednorodnego. Wartość tej poprawki w ogólności jest niedokładna i jej dokładność jest różna dla obiektów różniących się wielkością zaburzenia.

Błąd rekonstrukcji zależy od dwóch czynników. Po pierwsze, od wartości startowej σ_0 , oraz dokładności obliczonej poprawki. Wartość startowa przewodności, liczona zgodnie z zależnością (5.33), będzie tym bliższa wartości zaburzenia, im więcej elementów będzie stanowiło zaburzenia (wartość startowa jest średnią ważoną przewodności każdego elementu). Przy zaburzeniu o małej liczbie elementów błąd określenia wartości startowej może być duży, szczególnie dla zaburzenia położonego centralnie. Zwiększanie objętości (liczby elementów) zaburzenia pozwala na dokładniejsze określenie wartości wyjściowej przewodności. Pozwala to także na dokładniejsze obliczenie poprawki, bowiem jej wartość wprost oraz nieliniowo zależy od przewodności startowej (składniki \mathbf{Y} i \mathbf{v}). Z kolei dokładność obliczenia poprawki zależy od wielu czynników, m.in. od dokładności obliczenia zagadnienia prostego (składnik $\Delta \mathbf{i}$ i wartość Jakobianu \mathbf{J}).



Rys. 5.19. Błąd rekonstrukcji wartości zaburzenia σ_z w zależności od jego objętości V , wyrażonej w procentach objętości całego obiektu. Wartość przewodności zaburzenia wynosiła 1,2 S/m, a tła 1 S/m



Rys. 5.20. Błąd rekonstrukcji, B , w zależności od wartości przewodności zaburzenia σ_z dla dwóch jego położenia, objętość zaburzenia V była stała i wynosiła 34% objętości całego obiektu:

a) błąd rekonstrukcji wartości zaburzenia, b) błąd rekonstrukcji wartości tła

Zaburzenie położone centralnie będzie gorzej rekonstruowane niż zaburzenie znajdujące się przy brzegu obiektu (rys. 5.20).

5.3. Uwagi o konstrukcji tomografów elektroimpedancyjnych

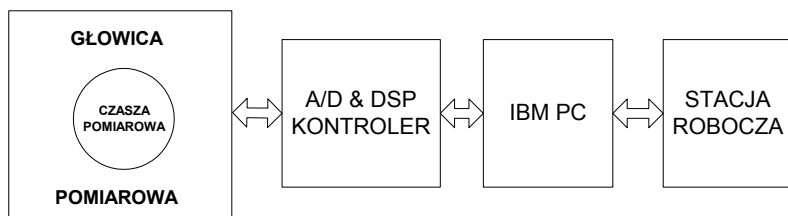
W Katedrze Inżynierii Biomedycznej (poprzednio Elektroniki Medycznej i Ekologicznej) od roku 1993 zbudowano dwa systemy pomiarowe. Pierwszy wykorzystuje technikę pobudzenia prądowego przykładanego pomiędzy dwie dowolnie wybrane elektrody i pomiarze wynikowego rozkładu napięcia, stąd jego skrótowa nazwa tomograf prądowy i akronim PP/PN. Drugi ma więcej możliwych konfiguracji (aplikacja prądu i napięcia oraz pomiar prądów i napięć) i stąd jego nazwa tomograf przykładanego prądu-napięcia i akronim PP-N/PN-P. Obydwa rozwiązania bazują na tzw. elektrodzie zespolonej, tzn. rozdzielono fizycznie elektrodę doprowadzającą pobudzenie (prąd lub napięcie) od elektrody służącej do pomiaru napięcia lub prądu [95].

5.3.1. Tomograf prądowo-napięciowy

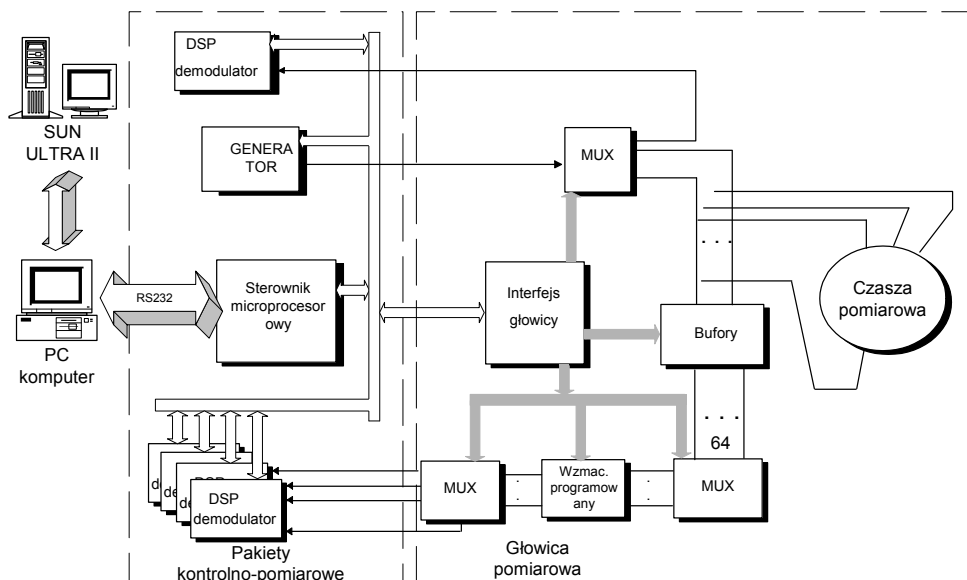
Tomograf 64-elektrodowy oparty na technice pobudzenia prądowego jest pierwszym skonstruowanym tomografem w katedrze oraz jednym z pierwszych w ogóle tomografów do obrazowania 3D (rys. 5.21) [142, 143, 144, 145, 253].

Wartość amplitudy prądu nie przekracza 10 mA w zakresie częstotliwości od 10 kHz do 1 MHz. W celu minimalizacji nieoznaczoności geometrycznej położenia elektrod skonstruowano czaszę pomiarową w kształcie półkuli. Na wewnętrznej powierzchni półkuli rozmieszczono 64 elektrody zespolone oraz 65 elektrodę używaną do przyłożenia potencjału odniesienia (masy). Każda elektroda zespolona składa się z osiowo umieszczonej elektrody kołowej, służącej do pomiaru napięcia, oraz współosiowego pomiarowej wykorzystywanego do aplikacji prądu. W bezpośrednim sąsiedztwie czaszy pomiarowej zlokalizowano pakiety analogowych układów pomiarowych i komutacyjnych. Całość stanowi głowicę pomiarową.

Głowica pomiarowa, poprzez specjalną magistralę, sterowana jest za pomocą 16-bitowego mikrokontrolera. Mikrokontroler nadzoruje pracę generatora, pięciu pakietów przetwarzania danych oraz komunikacją z komputerem nadrzędnym (rys. 5.22).



Rys. 5.21. Schemat blokowy tomografu PP/PN



Rys. 5.22. Schemat blokowy pomiarowej części tomografu PP/PN

Sygnaly o stałej częstotliwości, bez względu na częstotliwość prądu pomiarowego, otrzymane z wymieszania sygnału aplikacyjnego z sygnałem z heterodyny, przesyłane są do pakietu cyfrowego przetwarzania danych DSP. W zakresie częstotliwości do 100 kHz operacja mieszania sygnałów może być pominięta. Sygnał przetwarzany jest wówczas bezpośrednio. Pakiety DSP zbudowano na bazie stałoprzecinkowych procesorów sygnałowych. Sygnał z głowicy pomiarowej wzmacniony w programowalnym 3-bitowym wzmacniaczu, przetwarzany jest na postać cyfrową za pomocą 12-bitowych przetworników A/C. Wszystkie pakiety przetwarzają sygnał jednocześnie, z tym, że jeden pakiet służy do pomiaru wartości prądu aplikacyjnego a pozostałe cztery do pomiaru rozkładu potencjałów. Czas przetwarzania jednej próbki wynosi 5 μ s. Jeśli uwzględnić czasy potrzebne na ustalenie się sygnału po komutacji prędkość przetwarzania systemu wynosi 2000 pomiarów na sekundę. Po przetworzeniu sygnał przesyłany jest do procesorów sygnałowych, gdzie następuje identyfikacja jego parametrów (amplitudy i fazy). Rodzaj algorytmu identyfikacyjnego jest ładowany do pakietów DSP z komputera nadrzędnego IBM PC w fazie konfiguracji systemu [241]. Jeden ze stosowanych algorytmów, charakteryzujący się wysoką rozdzielczością identyfikacji, oparty jest na technice próbkowania nierównomiernego [214]. Informacja o mierzonym sygnale (wartość amplitudy i fazy), przesyłana jest do komputera nadrzędnego przez pakiet mikrokontrolera.



Rys. 5.23. Widok głowicy pomiarowej. Ciemniejsze kropki ułożone w czterech rzędach to elektrody zespolone składające się z elektrody aplikacyjnej (prądowej) w postaci pierścienia i pomiarowej w postaci centralnego krążka

Oprogramowanie, napisane w systemie Windows, posadowione jest w komputerze nadrzędnym. Oprogramowanie to jest odpowiedzialne za proces konfiguracji stanowiska, zbierania danych i ich formatowania, oraz przesyłania do stacji roboczej, w której znajduje się oprogramowanie rekonstrukcyjne. Oprogramowanie rekonstrukcyjne, napisane w środowisku AVS, umożliwia wykonanie rekonstrukcji za pomocą następujących algorytmów [112, 113, 142]: ART, SIRT, oraz RCFART. Wyniki rekonstrukcji prezentowane są

w środowisku AVS, które przeznaczone jest do obrazowania trójwymiarowego. Modułowa struktura oprogramowania w AVS umożliwia relatywnie prostą modyfikację poszczególnych elementów oprogramowania.

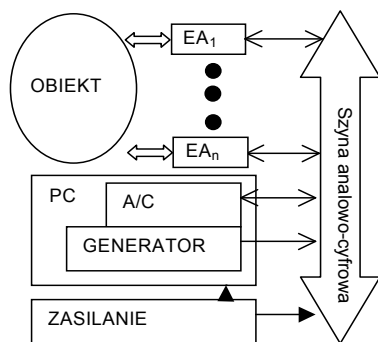
Analogowa część tomografu umieszczona jest bezpośrednio przy głowicy pomiarowej (rys. 5.23).

5.3.2. Tomograf napięciowo-prądowy

Drugi system pomiarowy, w odróżnieniu od poprzedniego, pozwala na aplikację pobudzenia prądowego, napięciowego oraz pomiar napięć lub prądów [33, 146, 254].

Przetwarzanie sygnału w tomografii jest rozproszone i zasadniczą jego część jest wykonywana przez mikrokontroler znajdujący się w układzie tzw. elektrody aktywnej (EA_n). Liczba elektrod

aktywnych w tomografii praktycznie jest dowolna i zależy od konkretnej aplikacji. W obecnej wersji możliwa jest rozbudowa systemu do 128 elektrod aktywnych. Ograniczenie to wynika z liczby pakietów pomiarowych umieszczonych w komputerze nadrzędnym typu PC IBM. Oprócz pakietów pomiarowych komputer wyposażony jest w pakiet generatora. Zasilacz stanowi odrębne urządzenie, także sterowane przez komputer (rys. 5.24). Pod pojęciem elektroda aktywna rozumiany jest układ elektrodynamiczny oraz elektroda zespolona (rys. 5.25). Pakiety elektrod aktywnych dołączane są do elektrod zespolonych umieszczonych w czaszy pomiarowej za pomocą gniazd BNC. Podobnie jak w poprzednim rozwiązaniu, elektroda zespolona składa się z kołowej elektrody do pomiaru napięcia oraz zewnętrznej

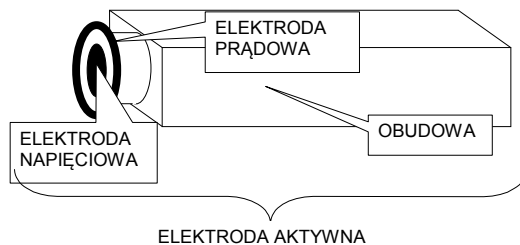


Rys. 5.24. Schemat blokowy tomografu PN-I/PP-N

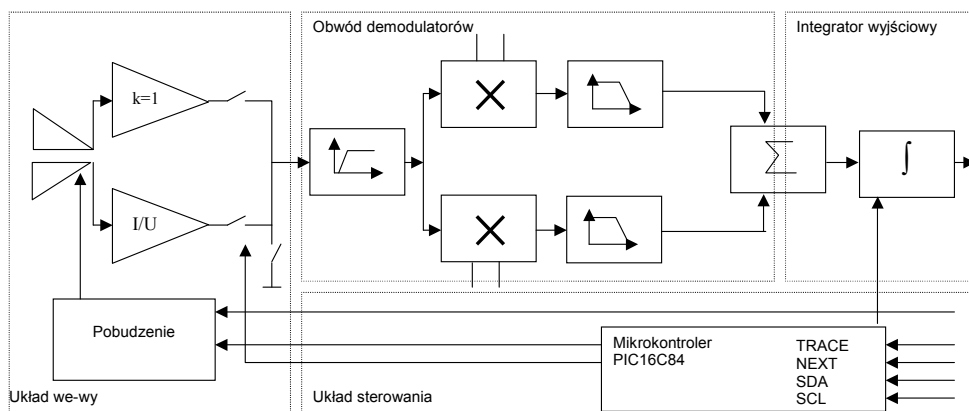
elektrody do aplikacji pobudzenia (napięcia lub prądu).

Elektroda ta służy także do pomiaru prądu. Mierzony sygnał (napięcie, prąd itd.) przetwarzany jest jednocześnie we wszystkich elektrodach. W literaturze systemy takie określa się jako równoległe [134]. Układ pomiarowy elektrody aktywnej umożliwia jednoczesny pomiar dla dwu wybranych częstotliwości (rys. 5.26). Sygnał z układu wejściowego (bufor

lub konwerter I/U) podawany jest poprzez filtr górnoprzepustowy na wejścia dwóch demodulatorów synchronicznych. W zależności od sygnałów referencyjnych demodulatorów mierzone są różne składowe sygnały wejściowego, np. część rzeczywista dla dwóch różnych częstotliwości.



Rys. 5.25. Konstrukcja mechaniczna elektrody aktywnej

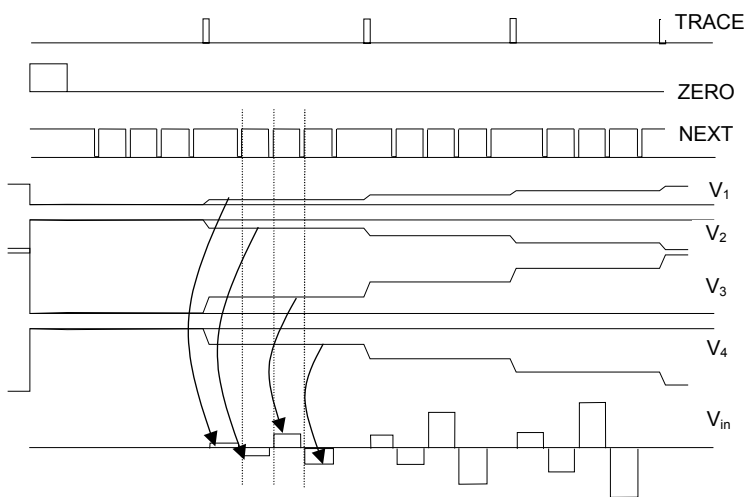


Rys. 5.26. Schemat ideowy elektrody aktywnej

Następnie sygnał z wyjść demodulatorów poprzez filtry dolnoprzepustowe podawany jest do układu integratora. Napięcie na wyjściu każdej z elektrod narasta liniowo w czasie o nachyleniu zależnym od wartości sygnałów wejściowych integratora. W rezultacie, na wyjściu układu elektrody aktywnej sygnał jest proporcjonalny do parametru wybranej składowej sygnału lub sumy (różnicy) sygnałów. Może on być proporcjonalny do różnicy amplitud prądów wpływających do elektrody dla dwóch różnych częstotliwości, lub do wartości części rzeczywistej lub urojonej prądu dla jednej częstotliwości, albo do wartości części rzeczywistej lub urojonej napięcia dla jednej częstotliwości. Pozwala to na pomiary jedno- i dwuczęstotliwościowe oraz dwuczęstotliwościowe. Zgodnie z wcześniejszym podziałem tomografów może on pracować jako tomograf pojemnościowy, rezystancyjny i impedancyjny. Do każdego układu elektrody aktywnej dochodzą dwa sygnały kontrolujące TRACE i NEXT, które służą do synchronizacji pracy elektrod, oraz dwa sygnały magistrali komunikacyjnej I²C.

Wynikowa charakterystyka wzmocnienia toru pomiarowego ma charakter filtra pasmowego o częstotliwości środkowej determinowanej przez częstotliwość sygnału referencyjnego demodulatora synchronicznego [33]. Szerokość pasma przepustowego jest tak dobrana, aby

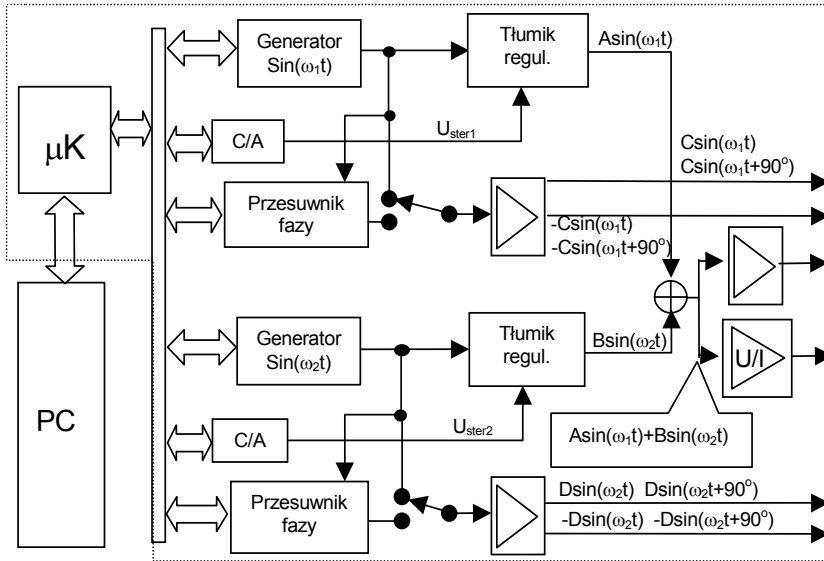
maksymalizować stosunek sygnał szum (SNR). Dalsza poprawa SNR następuje w wyniku zastosowania kilkukrotnego pomiaru napięcia wyjściowego. W czasie pomiaru napięcia na wyjściu elektrody operacja całkowania zostaje zatrzymana (rys. 5.27). Z otrzymanego zestawu danych dla jednej elektrody obliczane jest, za pomocą regresji liniowej, nachylenie napięcia wyjściowego. W konsekwencji następuje dalsze zwiększenie dokładności pomiaru napięcia na wyjściu każdej z elektrod. Całkowity czas przetwarzania sygnału wyznaczany jest przez elektrody mierzące najmniejsze sygnały dla danej projekcji. Ostatecznie, na podstawie znajomości stałej kalibracyjnej dla każdej elektrody, określana jest mierzona wartość napięcia, prądu lub różnicy prądów/napięć. Sygnały sterujące do pakietów elektrod dostarczane są z pakietu generatora (rys. 5.28). Pracą generatora steruje kontroler jednocukłowy. Generator, oprócz sygnałów aplikowanych, generuje sygnały kwadraturowe potrzebne do detekcji koherentnej. Generowany zestaw sygnałów do detekcji koherentnej umożliwia wybór fazy sygnałów wynikowych, tak by możliwe było uzyskanie sumy, różnicy składników sygnału wejściowego oraz wybranej jednej składowej sygnału. Sygnały wyjściowe z pakietu elektrody aktywnej podłączone są poprzez klucz do analogowej linii, V_{in} , pakietu akwizycji danych. Wyjście każdej elektrody aktywnej dołączane jest sekwencyjnie do linii analogowej V_{in} (rys. 5.29). Sygnał wejściowy V_{in} jest jednocześnie podawany na wejście bardzo szybkiego przetwornika analogowo-cyfrowego (8-bitowego) typu Flash, który wykorzystywany jest do ustawienia wzmacnienia wzmacniacza programowalnego. Sygnał po odpowiednim wzmacnieniu przetwarzany jest przez 16-bitowy przetwornik A/C.



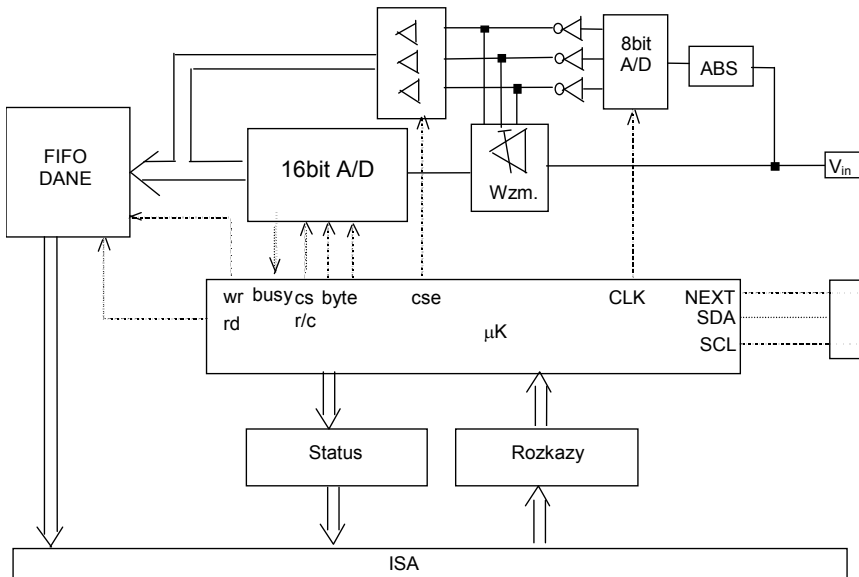
Rys. 5.27. Sygnały sterujące (tryb pomiar) i przykładowy przebieg napięcia na wyjściu czterech elektrod $V_1 \div V_4$. W czasie konwersji A/C układy całkujące pamiętają napięcia i po zakończeniu odczytywania napięć układy całkujące przechodzą ponownie w tryb całkowania.

Pokazano schematycznie przebieg napięcia na linii analogowej

Dane z przetwornika wraz z wartością wzmacnienia zapamiętywane są w pamięci FIFO. Z pamięci FIFO dane przesyłane są do komputera nadrzędnego. Dodatkowe zadanie pakietu akwizycji danych, to sterowanie procesem pomiaru, które wykonywane jest za pomocą linii I²C oraz sygnału NEXT.



Rys. 5.28. Schemat blokowy generatora. Oznaczenie μK – kontroler jednokładowy, C/A – konwerter cyfrowo-analogowy



Rys. 5.29. Pakiet akwizycji danych; pokazany jest jeden tor przetwarzania

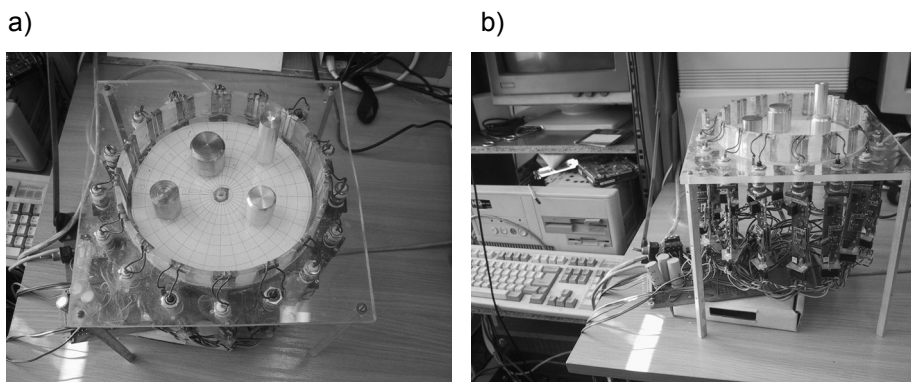
Jeden pakiet akwizycji danych zawiera dwa identyczne tory przetwarzania A/C sterowane przez jeden mikrokontroler μK . Jedna karta akwizycji danych przewidziana jest do współpracy z maksymalnie 32 elektrodami aktywnymi. W tabeli 5.3 zebrano wybrane parametry systemu.

Tabela 5.3

Parametry elektrody aktywnej

Parametr	Jednostki
maksymalna amplituda wejściowego napięcia pomiarowego:	2 [V]
maksymalna wartość mierzzonego prądu wejściowego:	2 [mA]
zakres częstotliwości dla poprawnej pracy elektrody aktywnej:	10 [kHz] – 10 [MHz]
maksymalna wartość aplikowanego napięcia:	2 [V]
maksymalna wartość aplikowanego prądu:	2 [mA]
wartość napięcia sygnału demodulującego:	300 [mV]
zakres napięć wyjściowych:	± 8 [V]
rezystancja wejścia napięciowego:	4 [M Ω]
pojemność wejścia napięciowego:	5 [pF]

Do badań używano stanowiska badawczego składającego się z szesnastu elektrod (rys. 5.30).



Rys. 5.30. 16-elektrodowy model tomografu PN-P/PP-N: a) widok z góry, b) widok z boku

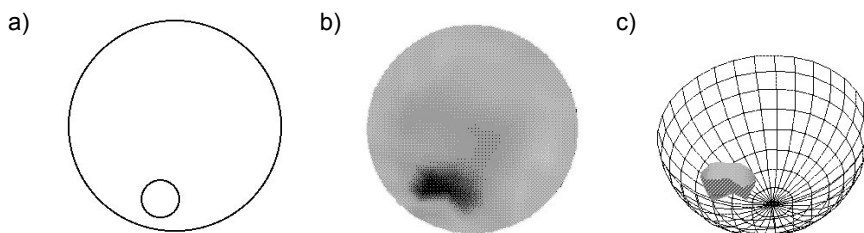
Do badań fantomowych użyto zbiornika cylindrycznego o promieniu $R = 80,5$ mm i wysokości $H = 30$ mm z umieszczonymi na obwodzie 16 elektrodami zespolonymi. Układ elektrody aktywnej umieszczony jest bezpośrednio przy zbiorniku (rys. 5.30). Takie rozwiązanie redukuje zakłócenia związane z długimi kablami. Wartość współczynnika SNR dla systemu pomiarowego oszacowano, wypełniając solanką o przewodności i wynosiła ona 53 dB.

5.4. Badania fantomowe

W podrozdziale tym przedstawiono wyniki badań dotyczące zarówno tomografu PP/PN, jak i PP-N/PN-P. Celem ich jest zilustrowanie jakości zbudowanych systemów pomiarowych. Zbudowane systemy nie miały zabezpieczeń, przed porażeniem elektrycznym, koniecznych dla aparatury medycznej, stąd nie było możliwości przeprowadzania badań klinicznych.

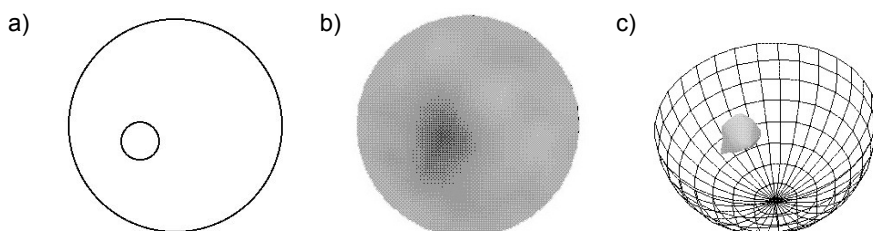
5.4.1. Obrazowanie za pomocą tomografu prądowo-napięciowego

Właściwości zastosowanych rozwiązań konstrukcyjnych były przedmiotem pracy doktorskiej napisanej przez J. Steltera [214]. Z kolei właściwości algorytmu rekonstrukcyjnego RCTART zostały przedstawione w pracy doktorskiej napisanej przez M. Kocikowskiego [113]. W podrozdziale pokazano przykładowe wyniki rekonstrukcji badań fantomowych. Czasza pomiarowa ma kształt półkuli (rys. 5.23) z umieszczonymi wewnątrz elektrodami zespolonymi. Dokładniejsze dane zawarte są w rozprawie doktorskiej J. Steltera [214] oraz sprawozdaniach z grantów badawczych [143, 144]. Do badań właściwości zbudowanego systemu przeprowadzono badania fantomowe.



Rys. 5.31. Położenie zaburzenia: a) obraz w postaci przekroju 2D, b), c) obraz 3D przy zastosowaniu filtracji progowej. Średnia wartość zrekonstruowanej przewodności wynosi 2,04 mS/cm, co stanowi 50% minimalnej wartości w zrekonstruowanym obiekcie

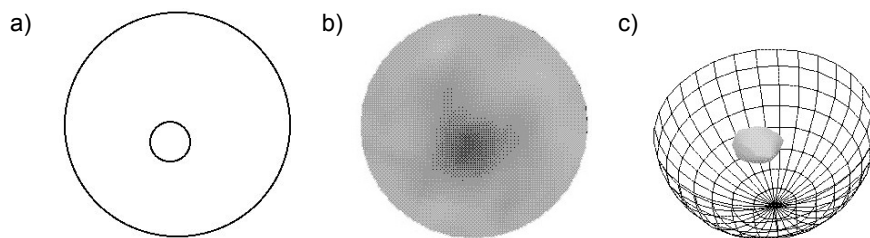
Zaburzenie przewodności w postaci kawałka ogórka zostało zanurzone w czaszy wypełnionej roztworem KCl. Wartość przewodności ogórka była wcześniej oceniana za pomocą celki dwukomorowej (rozdział 3.1.1). Następnie dobierano stężenie roztworu KCl tak, aby otrzymać pożądany kontrast przewodności. Wyniki otrzymanej rekonstrukcji dla ogórka pokazano na rysunkach 5.31÷5.33.



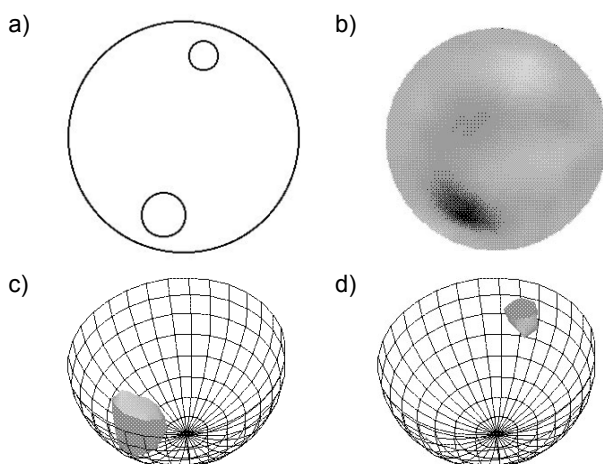
Rys. 5.32. Zaburzenie (walec z ogórka) o objętości stanowiącej 2% objętości czaszy pomiarowej: a) lokalizacja zaburzenia, przekrój 2D otrzymany po rekonstrukcji, c) obraz 3D o średniej przewodności 3,08 mS/cm (50% minimalnej wartości w obrazie)

Dla obiektu umieszczonego w środku obszaru następuje widoczne pogorszenie jakości obrazu. Wynik taki jest spodziewany, bowiem wynika z przestrzennego rozkładu czułości. Problem ten był dyskutowany w poprzednich rozdziałach.

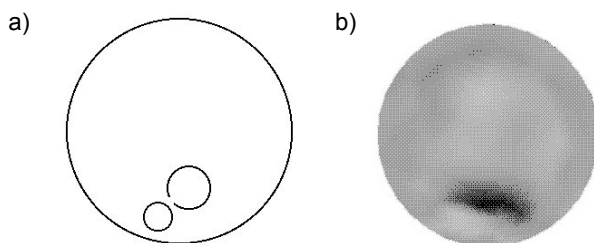
Należy stwierdzić, że w wyniku zanurzenia krążka aluminiowego w roztworze NaCl wartość kontrastu nie jest tak duża, jak wynikałoby to z różnicy przewodności pomiędzy elektrolitem a aluminium. Wartość zaburzenia jest degradowana przez zjawiska polaryzacyjne. Wokół krążka kreowana jest warstwa podwójna, która w zasadniczy sposób zmniejsza wynikową przewodność zaburzenia.



Rys. 5.33. Zaburzenie (ogórek) o objętości stanowiącej 2% objętości czasy pomiarowej: a) położenie zaburzenia, b) dwuwymiarowy przekrój zrekonstruowanego obiektu na wysokości środka rzeczywistego obiektu, c) obraz 3D po filtracji progowej o średniej wartości przewodności 3,24 mS/cm, co stanowi 50% minimalnej wartości obrazu

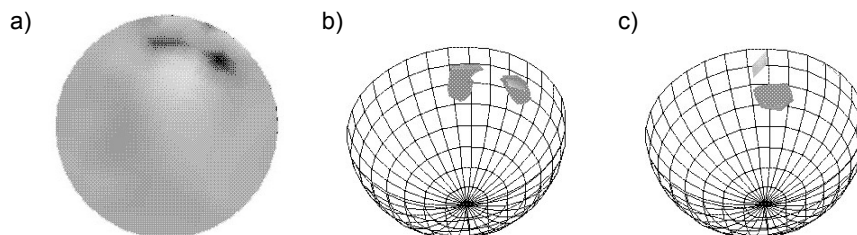


Rys. 5.34. Dwa zaburzenia zlokalizowane po przeciwnej stronie (krążek aluminiowy – mniejszy okrąg, krążek z pleksiglasu). Obiekty zostały zanurzone w 0,9% roztworze NaCl: a) lokalizacja zaburzeń, b) dwuwymiarowy przekrój zrekonstruowanego obrazu, c) obraz 3D dla filtracji progowej wskazującej obszar o niskiej przewodności, d) obraz 3D po dokonaniu filtracji progowej wskazującej obszary o wysokiej przewodności



Rys. 5.35. Dwa zaburzenia o przeciwnych znakach zlokalizowane obok siebie: a) położenie zaburzeń, b) widok 2D. Większy krążek oznacza zaburzenie z pleksiglasu, a mniejszy zaburzenie z aluminium

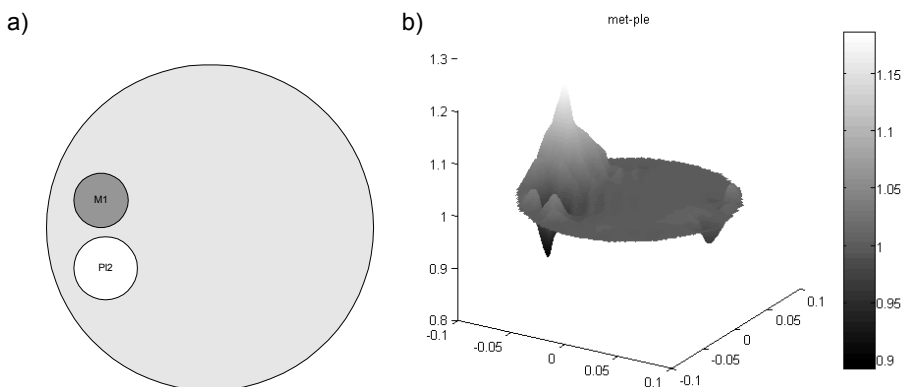
Tomografia impedancyjna, jak należy się spodziewać, będzie miała gorszą rozdzielność dla obiektów o przeciwnych zaburzeniach zlokalizowanych blisko siebie i położonych relatywnie daleko od elektrod, tzn. w obszarze o niskiej czułości. Dalej pokazano wynik rekonstrukcji, otrzymany, gdy aluminiowy krążek trzymany był dwoma palcami także zanurzonymi w solance. Jak należało się spodziewać, wynik rekonstrukcji powinien zawierać dwa obszary o mniejszej i jeden o większej przewodności od przewodności tła.



Rys. 5.36. Zaburzenie w postaci krążka aluminiowego trzymanego dwoma palcami w roztworze 0,9% NaCl: a) dwuwymiarowy przekrój zrekonstruowanego obrazu, b) obszary o mniejszej przewodności po filtracji progowej (wskazują na obszary zajmowane przez palce), c) obszar o lepszej przewodności od otoczenia (krążek aluminiowy), obraz 3D otrzymany po filtracji progowej

5.4.2. Obrazowanie za pomocą tomografu napięciowo-prądowego

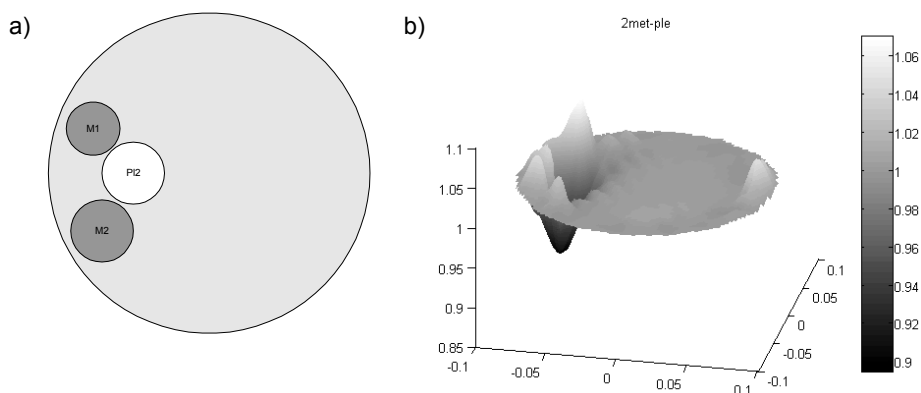
Podobne badania fantomowe przeprowadzono z wykorzystaniem stanowiska zbudowanego na bazie elektrody aktywnej (rys. 5.24). Dalej pokazano wyniki eksperymentów z użyciem zaburzeń o wysokim kontraście. We wszystkich przedstawianych przypadkach prezentowane wyniki otrzymano w rekonstrukcji jednokrokowej. Jak należało się spodziewać, jakość rekonstrukcji – w porównaniu do badań symulacyjnych – została zdegradowana przez szumy układu.



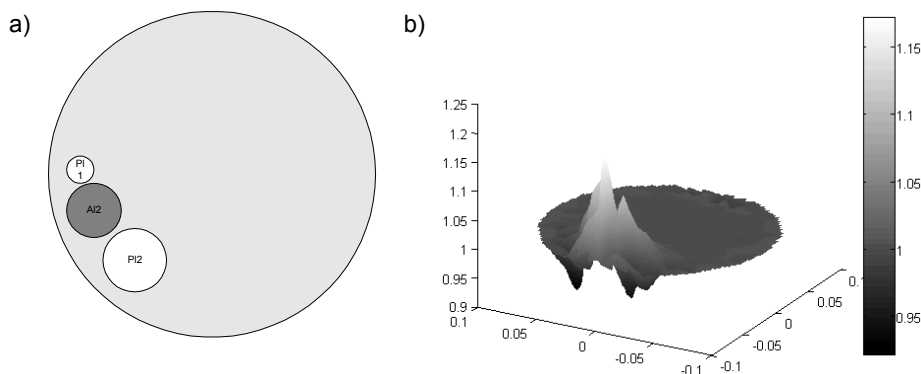
Rys. 5.37. Dwa sąsiadujące zaburzenia – z aluminium i plexyglasu: a) położenie i rozmiary zaburzeń – zachowano skalę, b) wynik rekonstrukcji. Po prawej stronie widoczny artefakt wywołany zwiększoną impedancją jednej z elektrod

Wynik rekonstrukcji dla dwóch sąsiadujących zaburzeń pokazano na rys. 5.37. Jedno zaburzenie jest dobrym (aluminium), a drugie słabym (pleksiglas) przewodnikiem. Następny przykład ilustruje przypadek trzech zaburzeń, dwóch o dobrej przewodności i jednego izolatora, umieszczonych bardzo blisko siebie (rys. 5.38). Zarówno poprzedni przypadek, jak i rozważany są *trudne* do rekonstrukcji. Trudność ta wynika z przeciwstawnego wpływu zaburzeń na rozkład prądu w obiekcie. Zagadnienie byłoby dużo trudniejsze, gdyby rozmiary zaburzeń nie były porównywalne z odległościami pomiędzy elektrodami. Nie bez znaczenia jest także to, że znajdują się one blisko brzegu.

Przeciwna sytuacja przedstawiona jest na rysunku 5.39. Tutaj zaburzenie o dobrej przewodności otoczone jest dwoma zaburzeniami o słabej przewodności.



Rys. 5.38. Trzy sąsiadujące zaburzenia – dwa metalowe (mosiądz M1 i M2) oraz jedno z pleksiglasu (PI2): a) położenie i wielkość zaburzeń, b) wynik rekonstrukcji



Rys. 5.39. Trzy sąsiadujące zaburzenia – dwa z pleksiglasu oraz jedno z aluminium: a) położenie i wielkość zaburzeń, b) wynik rekonstrukcji

Wyniki uzyskane z badań eksperymentalnych odbiegają jakością od wyników z badań fantomowych. Jest to przede wszystkim wpływ szumu układu pomiarowego. Drugi czynnik degradujący jakość rekonstrukcji, to rodzaj zastosowanego pobudzenia, które nie było optymalne.

5.5. Uwagi o wynikach i dalszych pracach

W rozdziale 5 przedstawiono wyniki prac teoretycznych i eksperymentalnych nad tomografią elektroimpedancyjną. Technika ta jest szczególnie intensywnie rozwijana w ostatnich dwóch dekadach z ukierunkowaniem na aplikacje medyczne i przemysłowe. Zaproponowano algorytm rekonstrukcyjny należący do klasy algorytmów optymalizacyjnych i uwzględniający w procesie rekonstrukcji rozmiar elektrod i wartość ich rezystancji [257, 262]. Wykazano, że możliwe jest obrazowanie bazujące na pomiarach rozplywu prądu pomiędzy elektrody. Jednakże przeprowadzone badania wskazują na silną zależność wyników rekonstrukcji od wartości impedancji elektrod pomiarowych. Wynik ten jest zgodny z oczekiwaniami, jako że impedancja elektrodowa podczas pomiaru połączona jest szeregowo z mierzoną impedancją obiektu. Stąd wartość prądu wywołana przyłożeniem napięcia zależy od obu elementów. Zatem w obrazowaniu tym istotna jest relacja pomiędzy tymi impedancjami. Im impedancja elektrod jest mniejsza – w porównaniu z impedancją obiektu, tym mniej deformowany jest rozplyw prądu pomiędzy poszczególne elektrody. Gdy impedancje elektrod są znacznie większe od którejkolwiek impedancji obiektu, wówczas obiekt jest prawie ekwipotentjalny. Wynika stąd, że dla założonej rozdzielczości pomiarów akceptowalna jest maksymalna wartość impedancji elektrodowej. Jest to także ograniczenie na liczbę elektrod. Bowiem liczba użytych elektrod określa ich rozmiar, a ten z kolei wyznacza wartość impedancji elektrodowej. Zmniejszanie powierzchni elektrody wywołuje wzrost jej impedancji. Zwróćmy uwagę, że zgodnie z zależnością (5.23) wpływ impedancji elektrodowej na wartość Jakobianu jest bezpośredni, poprzez wartość impedancji elektrodowej, oraz pośredni, poprzez modyfikację rozkładu potencjału w obiekcie. Jak pokazano, rozkład ten jest zależny od dokładności modelu elektrody w zagadnieniu prostym. Modele jedno- czy dwuelementowe, przy liniowej aproksymacji potencjału, nie oddają rzeczywistego rozkładu potencjału w obiekcie.

Zaproponowane podejście wyjaśnia wprost wpływ rozmiaru i impedancji elektrodowej na wyniki rekonstrukcji. Zgodnie z zależnością (5.23) elektroda zachowuje się jak układ uśredniający. Wartości elementów Jakobianu w tym przypadku są średnią ważoną obliczaną dla każdego punktu elektrody, przy czym współczynnikami wagowymi są odpowiednie przewodności elektrodowe. Gdy rozkład przewodności warstwy elektrodowej w obrębie jednej elektrody jest nierównomierny, to największą wagę mają te punkty elektrody, które charakteryzują się największą wartością przewodności. W świetle powyższych stwierdzeń nie bez znaczenia pozostaje wartość impedancji wszystkich elektrod. Nierównomierna (niejednakowa) rezystancja elektrod prowadzi do Jakobianu o zmodyfikowanych wartościach elementów i przez to błędnej rekonstrukcji. Zwróćmy uwagę, że nawet w przypadku, gdy elektrody charakteryzują się jednakową rezystancją, to wpływ każdej z nich jest inny dla różnych projekcji. Tym samym warunek dopuszczalnej wartości impedancji elektrodowej jest związany z najmniejszą wartością impedancji obiektu.

Dokładność obliczeń Jakobianu, przy zachowaniu liczby rekonstruowanych elementów obiektu, poprawiono dzięki zastosowaniu dwóch modeli, z których jeden (gęstszy) używany jest w zagadnieniu prostym, a drugi (rzadszy) w zagadnieniu odwrotnym.

Jakość algorytmu zilustrowano przykładami rekonstrukcji, które zostały otrzymane dla bardzo małych kontrastów (około 20%) i relatywnie skomplikowanych przypadków. W rozdziale 5.2.2.3 pokazano, że wyniki rekonstrukcji, bazujące na danych symulacyjnych, dla bardzo prostego modelu elektrody (punktowego), są także poprawne. Jest to możliwe, jeżeli w zagadnieniu prostym i odwrotnym stosowany jest ten sam *niedokładny* model. Jednakże takiej zgodności nie należy oczekiwać w pomiarach rzeczywistych.

Zaletą zaproponowanego algorytmu jest jego szybkość dla wersji jednokrokowej. Większość pracochłonnych obliczeń może być wykonana przed rekonstrukcją. W takim przypadku czas rekonstrukcji skraca się do ułamka sekundy i jest znacznie krótszy od czasu zbierania danych (skanu). Nie bez znaczenia jest także fakt, że właściwości algorytmu mogą być dalej poprawiane, np. poprzez uwzględnienie szumu systemu pomiarowego. Otrzymane wyniki mogą być wprost przeniesione do algorytmów działających na zasadzie pomiaru napięcia przy pobudzeniu prądowym. Wówczas sposób obliczania Jakobianu wymaga jedynie nieznacznych modyfikacji.

Do wad algorytmu, w wersji jednokrokowej, należy zaliczyć zależność błędu od wartości zaburzenia przewodności. Ograniczeniem jest także *nieelastyczny* model obiektu. Wydaje się, że następnym krokiem powinno być zastosowanie, zarówno w zagadnieniu prostym i odwrotnym, adaptacyjnego podziału na elementy MES, np. według kryterium gradientu przewodności i/lub gradientu potencjału. Przy czym model obiektu w zagadnieniu prostym w dalszym ciągu powinien gęstszą wersję modelu z zagadnienia odwrotnego, przy zachowaniu rozbudowanego modelu elektrody.

Pokazane zostały także wyniki badań fantomowych otrzymanych za pomocą skonstruowanych tomografów. Badania te przeprowadzono z użyciem solanek. Gwarantowało to niskie i stabilne wartości impedancji elektrod. Mimo tak korzystnych warunków, widoczna jest zasadnicza różnica pomiędzy jakością obrazów otrzymanych na podstawie danych symulowanych i fantomowych. Jest to związane z poziomem szumu systemu pomiarowego, którego wartość nie jest uwzględniona w algorytmie rekonstrukcyjnym, oraz rodzajem pobudzenia, które nie było optymalne. Prezentowane przykłady rekonstrukcji otrzymane za pomocą pierwszego systemu są jednymi z pierwszych rekonstrukcji trójwymiarowych. System drugi charakteryzuje się znacznie większą uniwersalnością, może pracować w różnych trybach: prądowym, napięciowym oraz wieloczęstotliwościowym.

Wskazane są dalsze prace prowadzące z jednej strony do poprawy stosunku sygnał-szum systemu pomiarowego oraz z drugiej strony pozwalające uwzględnić ich występowanie i charakter w algorytmie rekonstrukcyjnym. Powinno to prowadzić do wykrywania mniejszych zaburzeń, tzn. do systemu o większej rozdzielczości.

Osobne zagadnienie związane jest z właściwością Jakobianu \mathbf{J} , który jest zazwyczaj źle uwarunkowany [106, 132]. Uwarunkowanie Jakobianu w prezentowanych przypadkach wynosiło 10^{12} . Jako metodę zmniejszenia wrażliwości rozwiązania na błędy zastosowano metodę Levenberga-Marquardta. Należy podkreślić, że nie jest to jedyna możliwość, np. Hua zaproponował regularyzację rozwiązania przez dodanie dodatkowej składowej, tzw. kary, co sprowadza zagadnienie (5.6) do następującej postaci [97]:

$$\Phi(\boldsymbol{\sigma}) = \frac{1}{2} (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m)^T (\mathbf{i}^o(\boldsymbol{\sigma}) - \mathbf{i}^m) + \gamma \boldsymbol{\Sigma}, \quad (5.39)$$

gdzie γ jest dodatnią stałą, a $\boldsymbol{\Sigma}$ jest dodatnio określoną macierzą. Rozwiązanie (5.39) przyjmuje postać:

$$\Delta \boldsymbol{\sigma}^k = - [\mathbf{J}^T \mathbf{J} + (\lambda + \gamma) \mathbf{I}]^{-1} \mathbf{J}^T [\mathbf{r}]. \quad (5.40)$$

Rozwiązanie (5.40) należy skalować i można przeprowadzić je w następujący sposób:

$$\Delta \boldsymbol{\sigma}^k = - [\mathbf{J}^T \mathbf{J} + (\lambda + \gamma) \mathbf{S}]^{-1} \mathbf{J}^T [\mathbf{r}], \quad (5.41)$$

gdzie: $\mathbf{S} = \text{diag}(\mathbf{H}_{11} \mathbf{H}_{22} \dots \mathbf{H}_{RR})$ i $\mathbf{H} = \mathbf{J}^T \mathbf{J}$.

Macierz \mathbf{H} jest źle uwarunkowana, co sugeruje również zastosowanie metody Hachtela [97]. Wówczas, zamiast równania (5.41), należy rozwiązać układ z tzw. macierzą rozszerzoną:

$$\begin{bmatrix} \alpha \mathbf{I} & \mathbf{J} \\ \mathbf{J}^T & -\nu \mathbf{S} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ \Delta \boldsymbol{\sigma}^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\mathbf{r} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix}, \quad (5.42)$$

gdzie $\alpha\nu = \lambda + \gamma$. Chociaż rozmiary macierzy (5.42) są większe od rozmiarów macierzy (5.40), to jej zaletą jest jej rzadkość, dzięki macierzom diagonalnym \mathbf{I} i \mathbf{S} . Metoda ta jest także dokładniejsza i szybsza [97]. Nawet gdy macierz $\mathbf{S} = \mathbf{0}$ (brak regularyzacji), to macierz rozszerzona w (5.42) ma mniejszy współczynnik uwarunkowania niż macierz $\mathbf{H} = \mathbf{J}^T \mathbf{J}$ w równaniu (5.13).

Ostatnio zaproponowano poprawienie szybkości zbieżności algorytmu Newtona-Gausa poprzez podzielenie obliczeń na dwa etapy [174]. W etapie pierwszym, składającym się z $(N-1)$ iteracji, korekcję przewodności $\Delta \boldsymbol{\sigma}$ wykonuje się według zależności:

$$\Delta \boldsymbol{\sigma}^k = -\left[\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I} \right]^{-1} \mathbf{J}^T \left[\mathbf{i}^o - \mathbf{i}^m + \left(\frac{k}{N-1} - 1 \right) (\mathbf{i}^o - \mathbf{i}^m) \right], \quad (5.43)$$

podczas gdy w drugim, począwszy od N -tej iteracji, zgodnie z zależnością:

$$\Delta \boldsymbol{\sigma}^k = -\left[\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I} \right]^{-1} \mathbf{J}^T [\mathbf{i}^o - \mathbf{i}^m]. \quad (5.44)$$

W najbliższych badaniach przewiduje się także implementację procedury pozwalającej uwzględnić szumy systemu pomiarowego. W tym celu należy określić wariancję pomiaru prądów. Jeżeli przez \mathbf{W} określimy macierz wariancji prądów, przyjmując, że jest ona diagonalna, $\mathbf{W} = \text{diag}(w_1, \dots, w_2)$, to wówczas można zmodyfikować powyższe przepisy, wprowadzając tzw. macierze ważone $\underline{\mathbf{J}}$ i $\underline{\mathbf{r}}$ opisane zależnościami:

$$\underline{\mathbf{J}}^T = \mathbf{J}^T \mathbf{W}^{1/2} \quad (5.45)$$

i

$$\underline{\mathbf{r}} = \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{r}. \quad (5.46)$$

Oprócz wiedzy o wariancji pomiaru prądów możliwe jest także wprowadzenie informacji o właściwościach rekonstruowanego parametru.

Rozdział 6

UWAGI KOŃCOWE

W pracy przedstawiono wyniki badań nad wybranymi technikami bioimpedancyjnymi, przy czym główny nacisk położono na teoretyczne określenie właściwości techniki bioimpedancyjnej w różnych jej zastosowaniach. Wyniki otrzymane w badaniach teoretycznych i symulacyjnych zweryfikowano za pomocą specjalnie skonstruowanych stanowisk pomiarowych. Uzyskane wyniki dobitnie wskazują, że każda, wydawałoby się czasami trywialna, aplikacja wymaga szczegółowej analizy i weryfikacji. W przeciwnym przypadku jej wartość kliniczna może być wątpliwa. Praktyczne znaczenie wybranych technik zilustrowano badaniami klinicznymi lub eksperymentami na zwierzętach.

Autor rozprawy do swoich oryginalnych wyników zalicza:

- propozycję dwukomorowej celki pomiarowej wraz z określeniem jej właściwości pomiarowych [213, 249],
- wyniki spektroskopowych badań wycinków mięśnia serca i tkanek piersi, zarówno zdrowych, jak i nowotworowych [212, 255],
- rozszerzenie zależności zaproponowanej przez Geselowitza na niektóre przypadki anizotropowe [239, 246],
- określenie za pomocą badań symulacyjnych sposobu, w jaki anizotropowe właściwości krwi manifestują się podczas pomiarów immitancyjnych [250],
- konstrukcję stanowiska pomiarowego do eksperymentalnego potwierdzenia wyników badań symulacyjnych krwi [252],
- wyznaczenie stałej sondy paskowej dla przypadku anizotropowego, weryfikację eksperymentalną i przykład aplikacji [259, 260, 261],
- propozycję konstrukcji sondy do badania zmian przewodności mięśnia serca wraz z teoretycznym określeniem jej właściwości, weryfikacją eksperymentalną i eksperymentem klinicznym [258, 263],
- określenie sposobu, w jaki anizotropia mięśni szkieletowych wpływa na wyniki otrzymywane za pomocą IPG [243],
- opracowanie modelu klatki piersiowej, umożliwiającego badania symulacyjne, w tym także badanie właściwości IKG [240, 244],
- wyjaśnienie zależności wyników otrzymywanych za pomocą IKG od osobniczych wartości parametrów materiałowych [242, 248, 256],
- opracowanie i wykonanie aparatury do IPG i IKG charakteryzującej się na tyle wysokimi parametrami użytkowymi, że możliwe były powtarzalne i wiarygodne badania kliniczne [245, 251],
- opracowanie algorytmu rekonstrukcyjnego, wykorzystującego pomiar rozptyłu prądów, uwzględniającego rozmiar elektrod i ich impedancję [257, 262],
- udział w opracowaniu i budowie dwóch tomografów elektroimpedancyjnych [33, 142, 146, 253, 254].

Wiele zagadnień omawianych w prezentowanej rozprawie wymaga kontynuacji. Otrzymane dotychczas rezultaty i wnioski uprawniają do specyfikacji następujących zagadnień, które wydają się warte dalszych badań.

1. Prace nad udoskonaleniem sondy do monitorowania zmian przewodności mięśnia serca. Jest możliwe modyfikowanie rozkładu potencjału, tym samym jego gradientu, przez odpowiednie formowanie rozkładu impedancji kontaktu elektroda-tkanka. Zagadnienie to wymaga zarówno badań teoretycznych, jak i technologicznych.

2. Prace nad materiałami służącymi do kalibracji celek i sond. Materiały te powinny charakteryzować się właściwościami zbliżonymi do materiałów biologicznych, ale i znanymi wartościami parametrów, najlepiej opisanymi analitycznie, np. tak jak roztwór KCl. Pozwoliłoby to na opracowanie nowych metod kalibracji, charakteryzujących się większą dokładnością i wiarygodnością.

3. Rozszerzenie badań krwi, przy uwzględnieniu, że tensor jej przewodności jest zespolony. Wstępne wyniki badań wskazują, że tensor zmian przenikalność elektrycznej krwi zachowuje się przeciwnie do tensora zmian przewodności. Potwierdzenie tego zjawiska pozwoliłoby na wprowadzenie nowych technik pomiarowych, które mogłyby bazować na tej informacji.

4. Rozbudowa systemu pomiarowego do badania właściwości krwi o pomiar objętości naczynia krwionośnego i ciśnienia w celce. Pozwoliłoby to na badania relacji pomiędzy składowymi: pochodzącej od zmian przewodności krwi indukowanych jej przepływem i zmian pochodzących od zmiennej objętości naczynia.

5. Rozbudowa modelu klatki piersiowej służącego do badania właściwości IKG. Pozwoliłoby to uwzględnić anizotropowe właściwości krwi. Wówczas model ten mógłby posłużyć do badań symulacyjnych wieloportowych pomiarów impedancji, które mogłyby doprowadzić do opracowania metody pomiaru rzutu serca.

6. Opracowanie procedury pomiarowej do oceny przepływu kończynowego, która uwzględniałaby anizotropowe właściwości mięśni szkieletowych oraz krwi.

7. Opracowanie procedur pomiarowych i algorytmu rekonstrukcyjnego, uwzględniającego szumy systemu pomiarowego. Wprowadzenie dodatkowych pomiarów, które doprowadziłyby do lepszego uwarunkowania zagadnienia odwrotnego, a tym samym do lepszej jakości otrzymywanych obrazów.

8. Rozwój adaptacyjnych technik generacji siatek MES.

Powyższa lista problemów nie wyczerpuje wszystkich możliwych badań, a zawiera jedynie te, których przeprowadzenie wydaje się zarówno uzasadnione, jak i możliwe na podstawie dotychczasowych wyników badań.

Podziękowania

Moje zainteresowanie techniką bioimpedancyjną i związane z nim pierwsze wyniki były efektem ścisłej współpracy z dr. n. med. Leszkiem Mierzejewskim. Następnie do prowadzonych wówczas prac przyłączył się i wniósł swój istotny wkład dr hab. n. med. Janusz Siebert, z którym współpracuję do dzisiaj. Cenię sobie szczególnie tę współpracę, jako że umożliwiała ona weryfikację wielu pomysłów w warunkach klinicznych, co czyniło moją pracę szczególnie interesującą i czasami uzasadnioną.

Wiele z prezentowanych w rozprawie wyników, to efekt długoletniej i efektywnej współpracy z dr. inż. Arturem Polińskim, dr. inż. Marcinem Kocikowskim oraz dr. inż. Jarosławem Stelterm. W ostatnich latach szczególnie intensywnie współpracowałem z mgr. inż. Adamem Bujnowskim i mgr inż. Agnieszką Janczulewicz. Cenię sobie wspólne dyskusje, a szczególnie wspólną pracę nad tomografem napięciowo-prądowym.

Słowa podziękowania winien jestem Panu doc. dr. inż. Stefanowi Raczyńskiemu, który nigdy nie szczędził mi słów zachęty do jeszcze intensywniejszej pracy.

Moja aktywność w zakresie badań nad technikami bioimpedancyjnymi, w tym także publikacyjna, przypada na lata pracy w Katedrze Elektroniki Medycznej i Ekologicznej, obecnie Katedry Inżynierii Biomedycznej. Było to możliwe dzięki atmosferze, którą współtworzą wszyscy jej pracownicy. Nie wszystkie prezentowane w pracy rezultaty byłyby możliwe do osiągnięcia bez ciągłej inspiracji i pomocy, na którą zawsze mogłem liczyć, ze strony kierownika Katedry, prof. dr. hab. inż. Antoniego Nowakowskiego.

Dziękuję także recenzentom, których wnikliwość i dociekliwość, a także skrupulatność w istotny sposób wpłynęła na postać monografii.

Autor

BIBLIOGRAFIA

- [1] Adler A., Guardo R.: A neural network image reconstruction technique for electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1994, Vol. 13, ss. 594–600.
- [2] Adler A., Guardo R., Berthiaume Y.: Impedance imaging of lung ventilation: Do we need to account for chest expansion? *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1996, Vol. 43, ss. 414–420.
- [3] Alanen E., Lahtinen T., Nuutinen J.: Variational formulation of open-ended coaxial line in contact with layered biological medium. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 45, ss. 1241–1247.
- [4] Alessandrini G.: Stable determination of conductivity by boundary measurements. *Appl. Anal.*, 1988, Vol. 27, ss. 153–172.
- [5] Allers A., Santosa F.: Stability and resolution analysis of a linearized problem in electrical impedance tomography. *Inv. Probl.*, 1991, Vol. 7, ss. 515–533.
- [6] Anderson D.K., Tozer R.C., Freeston I.L.: Analytic solution of the forward problem for induced current electrical impedance tomography systems. *IEE Proc. Sci. Meas. Technol.*, 1995, Vol. 142, ss. 425–432.
- [7] Anderson F.A., Durgin W.W., Wheeler H.B.: Interpretation of venous occlusion plethysmography using a nonlinear model. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1986, Vol. 24, ss. 379–385.
- [8] Asami K., Hanai T., Koizumi N.: Dielectric approach to suspensions of ellipsoidal particles covered with a shell in particular reference to biological cells. *Jap. J. Appl. Phys.*, 1980, Vol. 19, ss. 359–365.
- [9] Bao J., Davis C.C., Schmukler R.E.: Impedance spectroscopy of human erythrocytes: System calibration and nonlinear modelling. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, Vol. 40, ss. 364–378.
- [10] Baranowska A., Pawlicki G., Pałko T.: Badanie zależności rezystywności krwi od prędkości przepływu i średnicy naczynia. *Post. Fiz. Med.* 1984, Vol. 19, ss. 237–243.
- [11] Barber D.C., Brown B.H.: Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. *Electron. Lett.*, 1983, Vol. 19, ss. 933–935.
- [12] Barber D.C., Brown B.H.: Applied potential tomography. *J. Phys. E.: Sci. Instrum.*, 1984, Vol. 17, ss. 723–733.
- [13] Barber D.C., Brown B.H.: Recent developments in applied potential tomography – APT. W: S.L. Bacharach, red. *Information processing and medical imaging*. Martinus Nijhoff, 1986, ss. 106–121.
- [14] Barber D.C., Brown B.H.: Errors in reconstruction of resistivity images using a linear reconstruction technique. W: *Materiały Proc. 2nd EEC Workshop on Electrical Impedance Imaging*, Lyon, 1987, ss. 27–30.
- [15] Barber D.C., Seagar A.D.: Fast reconstruction of resistance images. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1987, Vol. 8, Suppl. A, ss. 47–54.
- [16] Barber D.C., Brown B.H.: Errors in reconstruction of resistivity images using a linear reconstruction technique. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1988, Vol. 9, Suppl. A, ss. 101–104.
- [17] Barber D.C., Brown B.H.: Reconstruction of impedance images using filtered back-projection. *Proc. Meet. EIT, Copenhagen*, 1990, ss. 1–8.
- [18] Barber D.C. (red.): *Electrical impedance tomography*. 1994, Vol. 15, Suppl. A.
- [19] Barber D.C. (red.): *Electrical impedance tomography*. 1995, Vol. 16, Suppl. A.
- [20] Barber D.C. (red.): *Electrical impedance tomography*. *Physiol. Meas.*, 1996, Vol. 17, suppl. 4A, ss. A1–A234.
- [21] Bates R.H.T.: Full-wave computed tomography Pt.1: Fundamental theory. *IEE Proc.*, 1984, Vol. 131, Pt. A, ss. 610–615.
- [22] Bautembach S.: Badanie przenikalności elektrycznej substancji wewnątrzkomórkowej metodą bezszkodzeniową. Rozprawa doktorska. Akademia Medyczna w Gdańsku, Wydział Lekarski, 1981.

- [23] Bernstein D.P.: A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: Theory and rationale. *Crit. Care Med.*, 1986, Vol. 14, ss. 904–909.
- [24] Blad B., Wendel P., Jonsson M., Lindstrom K.: An electrical impedance index to distinguish between normal and cancerous tissues. W: *Materiały Proc. X Intern. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Barcelona, 1988, ss. 51–54.
- [25] Bolk W.T.: A general digital linearising method for transducers. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 1985, Vol. 18, ss. 61–64.
- [26] Bolkowski S., Stabrowski M., Skoczylas J., Sroka J., Sikora J., Wincenciak S.: *Komputerowe metody analizy pola elektromagnetycznego*. Warszawa: WNT 1986
- [27] Borcea L.: Electrical Impedance Tomography. *Inverse Problems*, 2002, Vol. 18, nr 6, ss. R99–R136.
- [28] Bragos R., Povill R., Riu P.: Applicability of three coefficients calibration technique to EIT. W: *Materiały Conf. Conc. Act. Imped. Tomog.*, Ankara, 1995, ss. 123–125.
- [29] Brandt S.: *Analiza danych, metody statystyczne i obliczeniowe*. Warszawa: PWN 1988.
- [30] Brewer J.W.: Kronecker products and matrix calculus in system theory. *IEEE Trans. Cir. Syst.*, 1978, Vol. 25, ss. 772–781.
- [31] Brown B., Barber D.C., Tarassenko L.: Electrical impedance tomography-applied potential tomography. *Clinic. Phys. Physiol. Meas.* 1986, Vol. 8, suppl. A, ss. 3–184.
- [32] Brown R.M., Uhlmann G.: Uniqueness in the inverse conductivity problem for nonsmooth conductivities in two dimensions. *Commun. Partial Diff. Eqns*, 1997, Vol. 22, ss. 1009–1027.
- [33] Bujnowski A., Wtorek J., Nowakowski A.: A versatile dual frequency electroimpedance tomograph. W: *Materiały Proc. XI Intern. Conf. Eelectr. Bio-Imped.*, Oslo, 2001, ss. 505–509.
- [34] Calderón A.P.: On an inverse boundary value problem. W: *Materiały Seminar on Numerical Analysis and its Applications to Continuum Physiscs*, Soc. Brasileira de Matematica, Rio de Janerio, 1980, ss. 65–73.
- [35] Casas O., Bragos R., Riu P.J., Rosell J., Tresanchez M., Warren M., Rodrigez-Sinovas A., Careno A., Cinca J.: In vivo and in situ ischemic tissue characterization using electrical impedance spectroscopy. *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999, Vol. 873, ss. 51–58.
- [36] Casas O., Bragos R., Riu P.J., Rosell J.: Algorithms for parametric images in MEIT systems. *Physiol. Meas.*, 2000, Vol. 21, ss. 35–43.
- [37] Chakkalakal D.A., Johnson M.W., Harper R.A., Katz J.L.: Dielectric properties of fluid-saturated bone. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, Vol. 27, ss. 95–100.
- [38] Chakkalakal D. A., Johnson M. W.: Electrical properties of compact bone. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1981, Vol. 161, ss. 133–145.
- [39] Chauveau N., Hamzaoui L., Rochaix P., Rigaud B., Voigt J.J., Morucci J.P.: Ex vivo discrimination between normal and pathological tissues in human breast surgical biopsies using bioimpedance spectroscopy, *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999, Vol. 873, ss. 42–50.
- [40] Chelkowski A.: *Fizyka dielektryków*. Warszawa: PWN 1993.
- [41] Cheney M., Isaacson D.: NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem. *Int. J. of Imag. Syst. & Tech.*, 1990, Vol. 2, ss. 66–75.
- [42] Cheney M., Isaacson D.: Distinguishability in impedance imaging. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1992, Vol. 39, ss. 852–860.
- [43] Cheng J., Nakamura G.: Stability for the inverse potential problem by finite measurements on the boundary. *Inv. Probl.*, 2001, Vol. 17, ss. 273–280.
- [44] Cheng K.-S., Sinske S. J., Isaacson D., Newell J.C., Gisser D.G.: Errors due to measuring on current-carrying electrodes in electric current computed tomography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1990, Vol. BME-37, ss. 60–64.
- [45] Cohen-Bacrie C., Goussard Y., Guardo R.: Regularized reconstruction in electrical impedance tomography using a variance uniformization constraint. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1997, Vol. 16, 562–571.

- [46] Cook R.D., Saulnier G.J., Gisser D.G., Goble J.C., Newell J.C., Isaacson D.: ACT3: A high-speed, high-precision electrical impedance tomograph. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1994, Vol. 41, 713–722.
- [47] CRC Handbook of chemistry and physics. D.R. Lide, red. CRC Press 1977.
- [48] De Mercato B., Garcia-Sanchez F.J.: Dielectric properties of fluid-saturated bone: a comparison between diaphysis and epiphysis of bovine femoral bone. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1988, Vol. 26, ss. 313–316.
- [49] Dębicki P.: Hipertermia mikrofalowa w leczeniu gruczołu krokowego: problemy fizyczne i techniczne. Seria Monografie nr 11. Gdańsk: Wyd. Polit. Gdańskiej 1999.
- [50] Dines K.A., Lytle R.J.: Analysis of electrical conductivity imaging. *Geophysics*, 1981, Vol. 46, ss. 1025–1036.
- [51] Dobson D.C.: Estimates on resolution and stabilization for the linearized inverse conductivity problem. *Inv. Probl.*, 1992 Vol. 8, ss. 71–81.
- [52] Dunajski Z.: Biomagnetyzm. Warszawa: WKiŁ 1990.
- [53] Edgerton R.: Conductivity of sheared suspensions of ellipsoidal particles with application to blood flow. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1974, Vol. 21, ss. 33–43.
- [54] Edic P.M., Isaacson D., Saulnier G.J., Jain H., Newell J.C.: An iterative Newton-Raphson method to solve the inverse admittivity problem. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 45, ss. 899–908.
- [55] Epstein B.R., Foster K.R.: Anisotropy in the dielectric properties of skeletal muscle. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1983, Vol. 21, ss. 51–55.
- [56] Estrela da Silva J., Marques de Sa J. P., Jossinet J.: Classification of breast tissue by electrical impedance spectroscopy. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2000, Vol. 38, ss. 26–30.
- [57] Eyuboglu B.M., Pilkington T.C.: Comments on distinguishability in electrical impedance imaging. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993 Vol. 40, ss. 1328–1330.
- [58] Eyuboglu B.M., Pilkington T.C., Wolf P.: Estimation of tissue resistivities from multiple-electrode impedance measurements. *Phys. Med. Biol.*, 1994 Vol. 39, ss. 1–17.
- [59] Faes Th. J.C., Kerckamp H.J.J., Hoetink A.E., Heethaar R.M.: The unsolved outflow problem in impedance cardiography. W: *Materiały Proc. XI Intern. Conf. Electr. Bioimp.*, Oslo, 2001, ss. 527–530.
- [60] Fan S., Staebell K., Misira D.: Static analysis of an open-ended coaxial line terminated by layered media. *IEEE Trans. Instr. Meas.*, 1990, Vol. 39, ss. 435–437.
- [61] Filipezyński L., Herczyński R., Nowicki A., Powałowski T.: Przepływy krwi-hemodynamika i ultradźwiękowe dopplerowskie metody pomiarowe. Warszawa: PWN 1980.
- [62] Fitzgerald A.J., Thomas B.J., Cornish B.H., Michael G.J., Ward L.C.: Extraction of electrical characteristics from pixels of multifrequency EIT images. *Physiol. Meas.* 1997, Vol. 18, ss. 107–118.
- [63] Foster K.R., Schwan H.P.: Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Crit. Rev. in Biomed. Eng.*, 1989, Vol. 17, ss. 25–104.
- [64] Foster K.R., Schwan H.P.: Dielectric properties of tissues. W: C. Polk, E. Postow, red. *Biological effects of electromagnetic fields*. CRC Press 1996.
- [65] Frangi A.F., Rossel J.: A theoretical analysis of noise in electrical impedance tomographic images. W: *Materiały Proc. 19th Intern. Conf. IEEE/EMBS*, Chicago, IL, USA, 1997, ss. 433–436.
- [66] Fricke H.: A mathematical treatment of the electric conductivity and capacity of disperse systems. *Phys. Rev.*, 1924, Vol. 24, ss. 575–587.
- [67] Gabriel C., Gabriel S., Corthout E.: The dielectric properties of biological tissues. *Phys. Med. Biol.*, 1996, Vol. 41, ss. 2231–2293.
- [68] Geddes L.A., Baker L.E.: The specific resistance of biological material – a compendium of data for biomedical engineer and physiology. *Med. Biol. Eng.*, 1967, Vol. 5, ss. 271–293.
- [69] Gersing E.: Messung der elektrischen Impedanz von Organen – Apparative Ausrüstung für Forschung und klinische Anwendung. *Biomed. Technik*, 1991, Vol. 36, ss. 6–11.

- [70] Gersing E.: Impedance spectroscopy of the heart during ischemia. W: U.J. Winter, R.K., Klocke, W.G. Kubicek, W. Niederlag, red. Thoracic impedance measurements in clinical cardiology. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1994, ss. 222–228.
- [71] Gersing E., Hofmann B., Kehrer G., Pottel R.: Modelling based on tissue structure – the example of porcine liver, *Innov. Tech. Biol. Med.*, 1995, Vol. 16, ss. 671–678.
- [72] Geselowitz D.B.: An application of electrocardiographic lead theory to impedance plethysmography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1971, Vol. 18, ss. 38–41.
- [73] Gheorghiu E.: On the limits of ellipsoidal models when analysing dielectric behaviour of living cells; emphasis on red blood cells. W: *Materiały Proc. X. Intern. Conf. Electr. Bio-imped.*, Barcelona, 1998, ss. 325–328.
- [74] Gielen F.L.H., Cruts H.E.P.: Model of electrical conductivity of skeletal muscle based on tissue structure. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1986, Vol. 24, ss. 34–40.
- [75] Gill P.E., Murray W., Wright M.H.: Practical optimization. London: Academic Press 1981.
- [76] Gilbarg D., Trudinger N.S.: Elliptic partial differential equations of second order. Berlin, Heidelberg, NY: Springer-Verlag 1977.
- [77] Gimsa J.: New light-scattering and field-trapping methods access the internal electric structure of submicron particles, like influenza virus. *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999, Vol. 873, ss. 287–298.
- [78] Gimsa J.: An overview of ac-electrokinetic techniques. W: *Materiały Proc. XI Intern. Conf. Electr. Bio-Imp.*, Oslo, 2001, ss. 137–140.
- [79] Gisser D.G., Isaacson D., Newell J.C.: Current topics in impedance imaging. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1987, Vol. 8, Suppl. A, ss. 39–46.
- [80] Gisser D.G., Isaacson D., Newell J.C.: Electric current computed tomography and eigenvalues. *SIAM J. Appl. Math.*, 1990, Vol. 50, ss. 1623–1634.
- [81] Glidewell M.E., Ng T.K.: Anatomically constrained electrical impedance tomography for anisotropic bodies via a two-step approach, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1995 Vol. 14, ss. 498–503.
- [82] Glidewell M.E., Ng T.K.: Anatomically constrained electrical impedance tomography for three-dimensional anisotropic bodies, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1997, Vol. MI–16, 572–580.
- [83] Grant E.H., Sheppard R.J., South G.P.: Dielectric behaviour of biological molecules in solution. Oxford: Oxford University Press 1978.
- [84] Grobelny M.: *Zarys liniowej teorii układów elektronicznych*. Warszawa: WKiŁ 1976.
- [85] Grosse C., Foster K.R.: Permittivity of a suspension of charged spherical particles in electrolyte solution, *J. Phys. Chem.*, 1987, Vol. 91, ss. 3073–3076.
- [86] Grosse C.: Permittivity of a suspension of charged spherical particles in electrolyte solution. 2. Influence of the surface conductivity and asymmetry of the electrolyte on the low-and high-frequency relaxations. *J. Phys. Chem.*, 1988, Vol. 92, ss. 3905–3910.
- [87] Guardo R., Boulay C., Murray B., Bertrand M.: An experimental study in electrical impedance tomography using backprojection reconstruction, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1991, Vol. 38, ss. 617–627.
- [88] Hanai T.: Permittivity of concentrated suspensions. W: P. Sherman, red. *Emulsion Science*. New York: Academic Press 1968.
- [89] Hartov A., Mazzaresse R.A., Reiss F.R., Kerner T.E., Osterman K.S., Williams D.B., Paulsen K.D.: A multichannel continuously selectable multifrequency electrical impedance spectroscopy measurement system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2000, Vol. 47, ss. 49–57.
- [90] Hasse L., Spiralski L.: *Szumy elementów i układów elektronicznych*. Warszawa: WNT 1981.
- [91] Hatsell C.P.: A quasi-power theorem for bulk conductors: comments on rheoencephalography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1991, Vol. BME–38, ss. 665–669.
- [92] Henriquez C.S.: Simulating the electrical behavior of cardiac tissue using the bidomain model. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1993, Vol. 21, ss. 1–77.
- [93] Herrera M.C., Olivera J.M., Valentinuzzi M.E.: Parallel conductance determination in cardiac volumetry using dilution manoeuvres: theoretical analysis and practical implications. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1999, Vol. 37, ss. 169–174.

- [94] Electronic materials measurement seminar. W: Hewlet Packard: Kobe Instrument Division, Tokyo: Hewlet-Packard Company 1992.
- [95] Hua P., Woo E.J., Webster J.G., Tompkins W.J.: Using compound electrodes in electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1993, Vol. 40, ss. 29–34.
- [96] Hua P., Woo E.J., Webster J.G., Tompkins W.J.: Finite element modeling of electrode-skin contact impedance in electrical impedance tomography *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, Vol. 40, ss. 163–168.
- [97] Hua P. Woo E.J., Webster J.G., Tompkins W.J.: A robust image reconstruction algorithm and its parallel implementation in electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1993, Vol. 12, ss. 137–146.
- [98] Ider Y.Z., Gencer N.G., Atalar E., Tosun H.: Electrical impedance tomography of translationally uniform cylindrical objects with general cross-sectional boundaries, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1990, Vol. 9, ss. 49–59.
- [99] Isaacson D.: Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1986, Vol. 5, ss. 91–95.
- [100] Isaacson D., Cheney M.: Effects of measurement precision and finite numbers of electrodes on linear impedance imaging algorithms. *SIAM J. Appl. Math.*, 1991, Vol.51, ss. 1705–1731.
- [101] Ito H., Yamakoshi K.-I., Togawaq T.: A model study of stroke volume values calculated from impedance and their relation to the waveform of blood flow. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1977, Vol. 24, ss. 489–491.
- [102] Jackson J.D.: *Classical electrodynamics*. New York: Wiley 1975, wyd. polskie.
- [103] Jacobs P., Varlan A., Sansen W.: Design optimisation of planar electrolytic conductivity sensor. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1995, Vol. 33, ss. 802–810.
- [104] Jain H.D. Isaacson D., Edic P.M., Newell J.C.: Electrical impedance tomography of complex conductivity distributions with noncircular boundary. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1997, Vol. 44, ss. 1051–1060.
- [105] Johnson C.C., Guy A.W.: Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems. *Proc. IEEE*, 1972, Vol. 60, ss. 692–718.
- [106] Kaczorek T.: *Macierze w automatyce i elektrotechnice*. Warszawa: WNT 1984.
- [107] Kanai. H., Fujii M., Sakamoto K.: Electrical properties of sinusoidally flowing blood. W: *Materialy Proc. IX Intern. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Barcelona, 1995, ss. 276–279.
- [108] Kauppinen P.K., Hyttinen J.A., Malmivuo J.A.: Sensitivity distributions of impedance cardiography using band and spot electrodes analyzed by a three-dimensional computer model, *Ann. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 26, ss. 694–702.
- [109] Kim D.W., Baker L.E. Pearce J.A., Kim W.K.: Origins of the impedance change in impedance cardiography by a three-dimensional Finite Element Model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1988, Vol. 35, ss. 993–1000.
- [110] Kim Y., Woo H.W.: A prototype system and reconstruction algorithms for electrical impedance technique in medical body imaging. *Clin.Phys. Physiol. Meas.*, 1987, Vol. 8, Suppl. A, ss. 63–70.
- [111] Kinouchi Y., Iritani T., Morimoto T., Ohyama S.: Fast in vivo measurements of local tissue impedances using needle electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1997, Vol. 35, ss. 486–492.
- [112] Kocikowski M., Poliński A., Nowakowski A., Wtorek J.: Problems of 3D reconstruction and visualisation in EIT, *Task Quartely*, 1997, Vol. 1, ss. 162–174.
- [113] Kocikowski M.: *Rekonstrukcja obrazów trójwymiarowych w tomografii elektroimpedancyjnej*. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki Telekomunikacji i Informatyki, 1998.
- [114] Koksai A., Eyuboglu B.M.: Determination of optimum injected current patterns in electrical impedance tomography. *Physiol. Meas.*, 1995, Vol. 16, ss. A99–A109.
- [115] Kosterich J.D., Foster K.R., Pollack S.R.: Dielectric permittivity and electrical conductivity of fluid saturated bone. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1983, Vol. 30, ss. 81–86.

- [116] Kosterich J.D., Foster K.R., Pollack S.R.: Dielectric properties of fluid saturated bone – the effect of variation in conductivity of immersion fluid, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1984, Vol. 31, ss. 369–373.
- [117] Kubicek W.G., Karnegis J.R., Patterson R.P., Witose D.A., Mattson R.H.: Development and evaluation of an impedance cardiographic system to measure cardiac output and other cardiac parameters. *Aerosp. Med.*, 1966, Vol. 37, ss. 1208–1212.
- [118] Kun S., Peura R.A.: Selection of measurement frequencies for optimal extraction of tissue impedance model parameters. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1999, Vol. 37, ss. 699–703.
- [119] Kun S., Ristic B., Peura R.A., Dunn R.M.: Real time extraction of tissue impedance model parameters for electrical impedance spectrometer. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1999, Vol. 37, ss. 428–432.
- [120] Kun S., Peura R.: Effects of sample geometry and electrode configuration on measured electrical resistivity of skeletal muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2000, Vol. 47, ss. 163–169.
- [121] Kyriacou G.A., Koukourlis C.S., Sahalos J.N.: A reconstruction algorithm of electrical impedance tomography with optimal configuration of the driven electrodes, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1993, Vol. 12, ss. 430–438.
- [122] Maasrani M., Jaffrin M.Y., Boudailliez M.: Continuous measurements by impedance of haematocrit and plasma volume variations during dialysis. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1997, Vol. 35, ss. 167–171.
- [123] Macdonald J.R.: *Impedance spectroscopy-emphasising solid materials and systems*. NY: John Wiley & Sons, Inc. 1987.
- [124] Maniewski R.: *Magnetyczne badania elektrycznej i mechanicznej czynności serca*. Warszawa: Zakład Narodowy im. Ossolińskich, PAN 1987.
- [125] Marino A.A., Becker R.O., Bachman C.H.: Dielectric determination of bound water of bone. *Phys. Med. Biol.*, 1967, Vol. 12, ss. 367–378.
- [126] Martinsen G.O., Grimnes S., Karlsen J.: Low frequency dielectric dispersion of microporous membranes in electrolyte solution. *J. Colloid. Interface Sci.*, 1998, Vol. 199, ss. 107–110.
- [127] McLeod C.N., Baker A.B., Roxburgh A., Bannister J.P.: The aortic flow contribution to intrathoracic impedance- a simplified model and results. W: *Materiały Proc IX Int. Conf Elec Bio-Imp. Heidelberg*, 1995, ss. 145–147.
- [128] Meeson S., Blot B., Killingback A.: EIT data noise evaluation in the clinical environment. *Physiol. Meas.*, 1996, Vol. 17, ss. A33–A38.
- [129] Milewski A.: *Metody badań materiałów w paśmie bardzo wielkich częstotliwości*. Warszawa: WKiŁ 1983.
- [130] Misra K.D.: A quasi-static analysis of open-ended coaxial lines. *IEEE Microw. Theory. Techn.* 1987, Vol. 35, ss. 925–928.
- [131] Mohapatra S.N.: *Non-invasive cardiovascular monitoring by electrical impedance technique*. London: Pitman Medical Ltd 1981.
- [132] Moon T.K., Stirling W.C.: *Mathematical methods and algorithms for signal processing*. NY: Prentice Hall 2000.
- [133] Mortarelli J. R.: A generalization of the Geselowitz relationship useful in impedance plethysmographic field calculations. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, Vol. 27, ss. 665–667.
- [134] Morucci J.P., Valentinuzzi M.E., Rigaud B., Felice C.J., Chauveau N., Marsili P.M.: Bioelectrical impedance techniques in medicine. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1996, Vol. 24, ss. 223–681.
- [135] Murai T., Kagawa Y.: Electrical impedance computed tomography based on a finite element model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1985, Vol. BME–32, ss. 177–184.
- [136] Nachman A.: Global uniqueness for a two-dimensional inverse boundary value problem. *Ann. Math.*, 1995, Vol. 142, ss. 71–96.
- [137] Nakagawara M., Yamakoshi K.: A portable instrument for non-invasive monitoring of beat-by-beat cardiovascular haemodynamic parameters based on the volume-compensation and electrical-admittance method. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2000, Vol. 38, ss. 17–25.

- [138] Nakajama K., Fujii M., Sakamoto K., Kanai H.: Orientation and deformation of erythrocytes in flowing blood. W: *Materiały Proc. X. Intern. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Barcelona, 1998, ss. 321–324.
- [139] Newell J.C., Peng Y., Edic P.M., Blue R.S., Jain H., Newell R.T.: Effect of electrode size on impedance images of two and three-dimensional objects. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 45, ss. 531–534.
- [140] Nielsen P.M.F., Le Grice I.J., Smaill B.H., Hunter P.J.: Mathematical model of geometry and fibrous structure of the heart. *Am. J. Physiol.*, 1991, Vol. 260, ss. H1365–H1378.
- [141] Nopp P., Rapp E., Pfitzner H., Nakesh H., Rushsam Ch.: Dielectric properties of lung as a function of air content. *Phys. Med. Biol.*, 1993, Vol. 38, ss. 699–716.
- [142] Nowakowski A., Wtorek J., Stelter J.: Technical University of Gdańsk Electroimpedance Mammograph. W: *Materiały Proc. IX Int. Conf. Bio-Imped.*, Heidelberg, 1995, ss. 434 – 437.
- [143] Nowakowski A., Wtorek J., Kocikowski M., Stelter J., Szymankiewicz Z., Kudlak K., Łącki P.: Rozwój immitancyjnych metod obrazowania dla impedancyjnej mammografii komputerowej. raport z grantu 3 P401 001 04, 1995.
- [144] Nowakowski A., Wtorek J., Stelter J., Bujnowski A., Hahn A., Mączyński A., Kudlak K., Szymankiewicz Z., Kopacz A., Skokowski J., Galikowski A.: Elektroimpedancyjna mammografia komputerowa. sprawozd. z grantu 8/T11E01710, 1998.
- [145] Nowakowski A., Wtorek J., Stelter J., Poliński A., Bujnowski A., Gorajek T.: The electrical bio-impedance technology in TU Gdańsk. *Med. Biol. Eng. Comput. inc. Cell. Eng.*, 1999, Vol. 37, Suppl. 1, ss. 54–57.
- [146] Nowakowski A., Wtorek J., Bujnowski A., Stelter J., Hahn A., Mączyński A.: Dual frequency 128 electrode electroimpedance tomograph (DFEIT). *Med. Biol. Eng. Comput. inc. Cellular Eng.*, 1999, Vol. 37, Suppl. 2, ss. 157–158.
- [147] Nowakowski A., Wtorek J., Bujnowski A., Renkielska R., Grudzinski J., Stojek W.: Elektroimpedance measurements for skin burns determination. W: *Materiały Proc. XI Int. Conf. Bio-Imped.*, Oslo, 2001, ss. 43–47.
- [148] Nowakowski A., Kaczmarek M., Wtorek J., Siebert J., Jagielak D., Roszak K., Topolewicz J., Stojek W.: Thermographic and electrical measurements for cardiac surgery inspection. W: *Materiały Proc. Intern. Conf. IEEE/BMES, Turkey*, 2001.
- [149] Nyboer J.: *Electrical impedance plethysmography*. Illinois: Charles C Thomas, 1959.
- [150] Palko T., Pawlicki G.: Urządzenie do badania techniką tetrapolarną, *Probl. Tech. Med.*, 1976, Vol. 7, ss. 15–22.
- [151] Palko T., Białokoz F., Węglarz J.: Multifrequency device for measurement of the complex electrical bio-impedance and application. W: *Materiały Proc. RC IEEE-EMBS 14th BMESI*, 1995, ss. 87–94.
- [152] Patterson R.P.: Sources of the thoracic cardiogenic electrical impedance signal as determined by a model. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1985 Vol. 23, ss. 411–417.
- [153] Patterson R.P.: Fundamentals of impedance cardiography. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 1989, Vol. 8, ss. 35–38.
- [154] Paulson K., Lionheart W., Pidcock M.: Optimal experiments in electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1993, Vol. 12, ss. 681–686.
- [155] Pauly H., Schwan H.P.: Über die Impedanz einer Suspension von kugelförmigen Teilchen mit einer Schale. *Z. Naturforsch.*, 1959, Vol. 14B, ss. 125–131.
- [156] Pawlicki W.G.: Reoangiometria elektroimpedancyjna kończyn, *Post. Fiz. Med.*, 1986, Vol. 21, ss. 1–57.
- [157] Pawlicki G., Baranowska A., Palko T.: On the relation between blood flow and blood resistivity. W: *Materiały Proc. VIth Intern. Conf. Electr. Bio-Imped.*, 1983, ss. 12–14.
- [158] Peltoranta M., Malmivuo J., Nieminen K., Oja S.: Microelectrode amplifier for intracellular stimulation and recording, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1983, Vol. 21, ss. 731–738.
- [159] Penney B.C., Narducci L.M., Peura R.A., Anderson F.A., Wheeler H.B.: The impedance plethysmographic sampling field in the human calf. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1979, Vol. 26, ss. 193–198.

- [160] Penney B.C., Wheeler H.B.: An overview of the theory and some applications of impedance plethysmography. W: *Materiały Proc. IEEE Front. Eng. Health Care*, 1981, ss. 169–173.
- [161] Pethig R.: Dielectric properties of biological materials: biophysical and medical applications. *IEEE Trans. on Electr. Insul.*, 1984, Vol. 19, ss. 453–474.
- [162] Pethig R., Kell D.B.: The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. *Phys. Med. Biol.*, 1987, Vol. 32, ss. 933–970.
- [163] Pilkington T.C., Metz W.C., Barr R.C.: Calculation of resistance of three-dimensional configurations. *Proc. Lett.*, 1966, s. 307.
- [164] Plonsey R., Collin R.: Electrode guarding in electrical impedance measurements of physiological systems – a critique. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1977, Vol. 15, ss. 519–527.
- [165] Plonsey R., Barr R.: The four-electrode resistivity technique as applied to cardiac muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1982, Vol. BME–29, ss. 541–546.
- [166] Poliński A., Wtorek J., Nowakowski A.: Modele elektrod w EIT. W: *Materiały X Konf. Nauk. „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna”*. Wyd. IBiB PAN 1997, ss. 269–273.
- [167] Poliński A.: Diagnostyka elektroimpedancyjna kończyn. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, 1997.
- [168] Poliński A., Wtorek J., Nowakowski A., Chaberek S., Zaleski R., Pawlak M.: Electrical impedance spectroscopy versus x-ray absorptiometry of extracted samples of bone. *Med. Biol. Eng. Comput. inc. Cellular Eng.*, 1999, Vol. 37, Suppl.2, ss. 138–139.
- [169] Poliński A., Wtorek J.: Metoda aproksymacji pomiarowych danych impedancyjnych. W: *Materiały XII Konf. Nauk. „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna”*, Wyd. IBiB PAN, 2001, ss. 203–206.
- [170] Raaijmakers E., Faes Th.J.C., Goovaerts H.G., Meijer J.H., de Vries P.M.J.M., Heethaar R.M.: Thoracic geometry and its relation to electrical current distribution: consequences for electrode placement in electrical cardiography. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1998, Vol. 36, ss. 592–597.
- [171] Raaijmakers E., Faes Th.J.C., Goovaerts H.G., de Vries P.M.J.M., Heethaar R.M.: The inaccuracy of Kubicek’s one cylinder model in thoracic impedance cardiography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1997, Vol. 31, ss. 70–76.
- [172] Raczyński S.: Model analogowy funkcji serca jako część układu krążenia. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki 1972.
- [173] Radai M.M. Abboud S., Rosenfeld M.: Evaluation of impedance technique to detect breast carcinoma using 2–D numerical model of the torso. W: *Materiały Proc. X ICEBI, Barcelona*, 1998, ss. 113–116.
- [174] Rao L., He R., Wang Y., Yan W., Bai J., Ye D.: An efficient improvement of modified Newton-Raphson algorithm for electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Mag.*, 1999, Vol. 35, ss. 1562–1565.
- [175] Reddy G. N., Saha S.: Electrical and dielectric properties of wet bone as a function of frequency. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1984, Vol. 31, ss. 296–302.
- [176] Rigaud B., Hamzaoui L., Chaveau N., Granie M., Di Rinaldi J.P., Morucci J.P.: Tissue characterization by impedance: a multifrequency approach. *Physiol. Meas.*, 1994, Vol. 15(2A), ss. A13–A20.
- [177] Rigaud B., Morucci J.-P., Chauveau N.: Bioimpedance measurement: impedance spectroscopy. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1996, Vol. 24, ss. 257–351.
- [178] Ristic B., Kun S., Peura R.A.: Muscle tissue ischemia monitoring using impedance spectroscopy: quantitative results of animal studies. W: *Materiały Proc. 19th Intern. Conf. IEEE/EMBS, Chicago, USA*, 1997, ss. 2108–2111.
- [179] Riu P.J., Rosell J., Lozano A., Pallas-Areny R.: Multifrequency static imaging in electrical impedance tomography: Pt.1 instrumentation requirements. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1995, Vol. 33, ss. 784–792.
- [180] Riu P.J., Lapaz C.: Practical limits of the Kramers-Kronig relationships applied to experimental bio-impedance data. W: *Materiały Proc. X Int. Conf. on Electr. BioImped.*, Barcelona, 1998, ss. 123–126.

- [181] Robillard P.N., Poussart D.: Spatial resolution of four-electrode array. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1979, Vol. BME-26, ss. 465–470.
- [182] Rosell J., Colominas J., Riu P., Pallas-Areny R., Webster J. G.: Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1988, Vol. 35, ss. 649–651.
- [183] Rossel J., Cohen K.P., Webster J.G.: Reduction of motion artefacts using a two-frequency impedance plethysmograph and adaptive filtering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1995, Vol. 42, ss. 1044–1048.
- [184] Roth B.J., Gielen F.L.H., Wikswo J.P. Jr.: Spatial and temporal frequency-dependent conductivities in volume-conduction calculations for skeletal muscle. *Math. Biosc.*, 1988, Vol. 88, ss. 159–189.
- [185] Roth B.J.: Interpretation of skeletal muscle four-electrode impedance measurements using spatial and temporal frequency-dependent conductivities. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1989, Vol. 27, ss. 491–495.
- [186] Roth B.J.: The electrical properties of tissues. W: J.D. Bronzino, red. *The biomedical engineering handbook*. NY: CRC Press, IEEE Press 1995, ss. 126–138.
- [187] Sadiku M.N.O.: A simple introduction to finite element analysis of electromagnetic problems. *IEEE Trans. Edu.*, 1989, Vol. 32, ss. 85–93.
- [188] Sadiku M.N.O., Makki A.Z., Agba L.C.: A further introduction to finite element analysis of electromagnetic problems. *IEEE Trans. Edu.*, 1991, Vol. 34, ss. 322–329.
- [189] Saha S., Williams P.A.: Effect of various storage methods on the dielectric properties of compact bone. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1988, Vol. 26, ss. 199–202.
- [190] Saha S., Williams P.A.: Electric and dielectric properties of wet human cancellous bone as a function of frequency. *Ann. Biomed. Eng.*, 1989, Vol. 17, ss. 143–158.
- [191] Sakamoto K., Kanai H.: Electrical characteristics of flowing blood. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1979, Vol. 26, ss. 685–695.
- [192] Sakamoto K., Muto K., Kanai H., Izuka M.: Problems of impedance cardiography. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1979, Vol. 17, ss. 697–709.
- [193] Santosa F., Vogelius M.: A back projection algorithm for electrical impedance tomography. *SIAM J. Appl. Math.*, 1990, Vol. 50, ss. 216–244.
- [194] Schafer M., Gersing E., Schulthesis B., Gebhard M.M.: Measurement of the electrical impedance of biological tissues in the frequency range from 0.1 Hz to 10 MHz – Investigation of the electrode interface and presentation of new probe. W: *Materiały Proc. IX Intern. Conf. Electr. Bio-imped.*, Heildeberg, 1995, ss. 32–35.
- [195] Schafer M., Kirlum H.-J., Schlegel C., Gebhard M.M.: Dielectric properties of skeletal muscle during ischemia in the frequency range from 50 Hz to 200 Hz. *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999, Vol. 873, ss. 59–64.
- [196] Schuessler T.F., Bates J.H.: Current patterns and electrode types for single-source electrical impedance tomography of the thorax. *Ann. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 26, ss. 253–259.
- [197] Schwan H.P.: Historical review, state of art, open problems. W: A. Chiabrera, C. Nicolini, H.P. Schwan, red. *Interactions between electromagnetic fields and cells*. NY: Plenum Publ. Corp. 1985, ss. 1–18.
- [198] Schwan H.P.: Dielectric properties of cells and tissues. W: A. Chiabrera, C. Nicolini, H.P. Schwan, red. *Interactions between electromagnetic fields and cells*. NY: Plenum Publ. Corp. 1985, ss. 75–97.
- [199] Schwan H.P., Takashima S.: Dielectric behaviour of biological cells and membranes. *Bull. Inst. Chem. Res., Kyoto Univ.*, 1991, Vol. 69, ss. 459–475.
- [200] Schwarz G.: A theory of the low frequency dielectric dispersion of colloidal particles in electrolyte solution. *J. Phys. Chem.*, 1962 Vol. 66, ss. 2636–2642.
- [201] Seagar A.D., Barber D.C., Brown B.H.: Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1987, Vol. 8, Suppl. A, ss. 13–31.

- [202] Shankar T.M.R., Webster J.G., Shao S.: The contribution of vessel volume change and blood resistivity change to the electrical impedance pulse. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1985, Vol. 32, ss. 192–198.
- [203] Siebert J., Wtorek J., Rogowski J.: Stroke volume variability-cardiovascular orthostatic manoeuvre in the patients with coronary artery diseases. *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999, Vol. 873, ss. 182–190.
- [204] Siebert J.: Ocena wartości klinicznej badania układu krążenia i płuc za pomocą technik bioimpedancyjnych. Rozprawa habilitacyjna. Akademia Medyczna w Gdańsku, Wydział Lekarski 2000.
- [205] Sikora J.: Algorytmy numeryczne w tomografii impedancyjnej. Warszawa: Ofic. Wyd. Polit. Warszawskiej 1998.
- [206] Sikora J.: Algorytmy numeryczne w tomografii impedancyjnej i wiroprowodowej. Warszawa: Ofic. Wyd. Polit. Warszawskiej 2000.
- [207] Siltanen S., Mueller J., Isaacson D.: An implementation of the reconstruction algorithm of A Nachman for the 2D inverse conductivity problem. *Inv. Probl.*, 2000, Vol. 16, ss. 681–699.
- [208] Silvester P.P., Ferrari R.L.: Finite elements for electrical engineers. Cambridge: Cambridge University Press 1990.
- [209] Sneddon I.N.: Mixed boundary value problems in potential theory. North-Holland Publishing company, Amsterdam: NY: John Wiley & Sons 1966.
- [210] Somersalo E., Cheney M., Isaacson D.: Existence and uniqueness for electrode models for electric current computed tomography. *SIAM J. Appl. Math.*, 1992, Vol. 52, ss. 1023–1040.
- [211] Steendijk P., Mur G., Van der Velde E.T., Baan J.: The four-electrode resistivity technique in anisotropic media: theoretical analysis and application on myocardial tissue in vivo. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, Vol. BME–40, ss. 1138–1147.
- [212] Stelter J., Wtorek J., Nowakowski A., Kopacz A., Jastrzębski T.: Complex permittivity of breast tumor tissue. W: *Materiały Proc. X Intern. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Barcelona, Spain, 1998, ss. 59–62.
- [213] Stelter J., Wtorek J., Poliński A., Nowakowski A., Bujnowski A.: Comparison of sensing probe constructions for impedance spectroscopy of biological tissues. W: *Materiały Proc. SPIE*, 1999, Vol. 37(30), ss. 189–198.
- [214] Stelter J.: Algorytmy pomiarowe w mammografii elektroimpedancyjnej. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska. Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki 1999.
- [215] Stuchly M.A., Stuchly S.S.: Coaxial line reflection methods for measuring dielectric properties of biological substances at radio and microwave frequencies-a review. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 1980, Vol. IM–29, ss. 176–183.
- [216] Sylvester J., Uhlmann G.: A global uniqueness theorem for an inverse boundary value problem, *Ann. Math.*, 1987, Vol. 125, ss. 153–169.
- [217] Takashima S.: Electrical properties of biopolymers and membranes. Bristol, England: Adam Hilger 1989.
- [218] Terlecki J., Krupa J.: Admitancja i przenikalność elektryczna zawiesiny cząsteczek sferycznych otoczonych błoną. *Studia biophysica*, 1973, Vol. 38, ss. 34–39.
- [219] Trelles F., Savard P., Le Guyader P.: A new method for measuring myocardial conductivities: the parallel electrodes technique. W: *Materiały Proc. IEEE Conf. Eng. Med. Biol.*, CD-ROM, 1995, ss. 556–557.
- [220] Valentinuzzi M.E., Morruci J.-P., Felice C.J.: Monitoring of physiological events by impedance. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1996, Vol. 24, ss. 353–466.
- [221] Valentinuzzi M.E.: Bioimpedance measurement: general concepts. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1996 Vol. 24, ss. 223–255.
- [222] Vauhkonen M.: Electrical impedance tomography and prior information. Rozprawa doktorska. Kuopio University Publications 1997.
- [223] Vauhkonen M., Vadasz D., Karjalainen P.A., Somersalo E., Kaipio J.P.: Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1998, Vol. 17, ss. 285–293.

- [224] Vauhkonen M., Karjalainen P.A., Kaipio J.P.: A Kalman filter approach to track fast impedance changes in electrical impedance tomography, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1998, Vol. 45, ss. 486–493.
- [225] Vauhkonen P.J., Vauhkonen M., Karjalainen P.A., Kaipio J.P.: Three-dimensional electrical impedance tomography based on the complete electrode model, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1999, Vol. 46, ss. 1150–1160.
- [226] Visser K.R.: Electric conductivity of stationary and flowing human blood at low frequencies. *Med. Biol. Eng. Comp.* 1992, Vol. 30, ss. 636–640.
- [227] Visser K.R., Lamberts R., Korsten H.H.M., Zijstra W.G.: Observations on blood flow related electrical impedance changes in rigid tubes. *Pflugers Arch.*, 1976 Vol. 366, ss. 289–291.
- [228] Visser K.R., Lamberts R., Zijstra W.G.: Investigation of the origin of the impedance cardiogram by means of exchange transfusion with stroma free haemoglobin solution in dog. *Cardiovasc. Res.*, 1990, Vol. 24, ss. 24–32.
- [229] de Vriest P.M.J.M., Langendijk J.W.G., Kouw P.M.: The influence of alternating current frequency on flow related admittance changes of blood: a concept for improvement of impedance cardiography. *Physiol. Meas.*, 1995, Vol. 16, ss. 63–69.
- [230] Wang L., Patterson R.P.: Multiple source of the impedance cardiogram based on 3D finite difference human thorax models. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1995, Vol. 42, ss. 141–148.
- [231] Wexler A., Fry B., Neuman M.R.: Impedance – computed tomography algorithm and system. *Applied Optics*, 1985, Vol. 24, ss. 3985–3992.
- [232] Wiley J.D., Webster J.G.: Distributed equivalent-circuit models for circular dispersive electrodes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1982, Vol. 29, ss. 385–389.
- [233] Wiley J.D., Webster J.G.: Analysis and control of the current distribution under circular dispersive electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1982, Vol. 29, ss. 381–38.
- [234] Witose D.A., Kinnen E.: Electrical resistivity of lung at 100 kHz *Med. Biol. Eng.*, 1967, Vol. 5, ss. 239–248.
- [235] Woitler H.H., Arntzen B.W.G.J., Bogaard H. J., de Vries P.M.J.M.: Optimisation of the spot electrode array in impedance cardiography. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1996, Vol. 34, ss. 84–87.
- [236] Woo E.J., Hua P., Webster J.G., Tompkins W.J.: Measuring lung resistivity using electrical impedance tomography. *IEEE Trans. BME*, 1992, Vol. 39, ss. 756–760.
- [237] Wtorek J.: Zastosowanie metod reografii impedancyjnej do oceny stanu naczyń układu krążenia. Rozprawa doktorska. Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki 1986.
- [238] Wtorek J., Kocikowski M., Siebert J.: Electrical Potential Distribution Over The Thorax and its influence on the impedance cardiography properties. W: *Materiały Europ. Cong. „Medical Physics 93”*, Puerto de la Cruz, Tenerife, 1993, 5 ss. 31–534.
- [239] Wtorek J., Siebert J.: Properties of impedance cardiography. W: *Materiały 39 Intern. Wissenschaftliches Kolloquium*, Ilmenau, 1994, ss. 321–325.
- [240] Wtorek J., Poliński A.: Examination of impedance cardiography properties-FEM model studies. *Biomed. Sci. Instrum.*, 1995, Vol. 31, ss. 77–82.
- [241] Wtorek J., Stelter J., Łącki P., Nowakowski A.: Fast and accurate sinusoidal waveform detector for impedance mammography. W: *Materiały IX Int. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Heidelberg, 1995, ss. 51–54.
- [242] Wtorek J., Poliński A., Siebert J.: Comparison of five configurations of electrodes array- FEM model study. W: *Materiały IX Int. Conf. Bio-Imped.*, Heidelberg, 1995, ss. 148–152.
- [243] Wtorek J., Poliński A.: An Importance of tissue complex permittivity in plethysmographic sensitivity estimation. W: *IX Int. Conf. Electr. Bio-Imped.*, Heidelberg, 1995, ss. 299–302.
- [244] Wtorek J., Poliński A., Siebert J.: Influence of spatial conductivity distribution on relative contributions to ICG signals from thorax – FEM model study. W: *Materiały Int. 18th Conf. IEEE/EMBS*, Amsterdam, The Netherlands, CD-ROM 1996, ss. 933–936.
- [245] Wtorek J., Poliński A.: Multifrequency Impedance Plethysmograph. W: *Materiały IEEE Instr. Meas. Techn. Conf.*, Brussels, 1996, ss. 1452–1455.

- [246] Wtorek J.: Kardiografia impedancyjna – źródła sygnału, badania modelowe. W: Materiały X Konf. Nauk. „Biocyber. Inż. Biomed.”, Warszawa, 1997, ss. 185–189.
- [247] Wtorek J., Poliński A.: Flowing blood conductivity changes contribution to ICG signal – FEM model study. W: Materiały 42 Int. Wissenschaftliches Kolloq., Ilmenau, 1997, ss. 110–115.
- [248] Wtorek J.: Impedance Cardiography – basic problems. W: 42 Intern. Wissenschaftliches Kolloq., Ilmenau, 1997 ss. 276–281.
- [249] Wtorek J., Polinski A., Stelter J., Nowakowski A.: Cell for measurements of biological tissue complex conductivity. *Technology and Health Care*, 1998, Vol. 6, ss. 177–193.
- [250] Wtorek J., Poliński A.: Modeling of changes in blood complex permittivity contributions to impedance signal. W: Materiały X Int. Conf. Electr. Bio-Imped., Barcelona, 1998, ss. 109–112.
- [251] Wtorek J., Stolec H., Horbulewicz J., Drabik P.: Microprocessor-based monitor and analysing system of psychophysiological activity. W: VIIIth Intern. IMEKO TC–13 Conf. on Measur. in Clinica Med., Dubrovnik, 1998, ss. 2.22–2.25.
- [252] Wtorek J., Józefiak L., Poliński A.: Celka do pomiarów zmian impedancji elektrycznej wywołanych przepływem krwi w naczyniach elastycznych. W: Materiały XI Konf. „Biocyber. Inż. Biomed.”, Warszawa 1999, ss. 293–297.
- [253] Wtorek J., Stelter J., Nowakowski A.: Impedance mammograph 3D phantom studies. *Ann. NY Acad. Sci.*, 1999 Vol. 873, ss. 520–533.
- [254] Wtorek J., Bujnowski A., Stelter J., Nowakowski A.: Active electrode’s electronic circuit for dual frequency, 128 electrodes electroimpedance tomograph. *Med. Biol. Eng. Comput. inc. Cellular Eng.*, 1999, Vol. 37 Suppl. 2, ss. 160–161.
- [255] Wtorek J., Siebert J., Rogowski J.: Electrical impedance spectroscopy as an estimator of heart muscle ischemia: in vitro study. *Med. Biol. Eng. Comp. Inc. Cellular Eng.*, 1999 Vol. 37 Suppl., ss. 90–91.
- [256] Wtorek J.: Relations between components of impedance cardiogram analyzed by means of Finite Element Model and Sensitivity Theorem. *Ann. Biomed. Eng.*, 2000, Vol. 28, ss. 1352–1361.
- [257] Wtorek J., Bujnowski A.: A reconstruction algorithm based on current measurements and the knowledge of electrode impedance. W: Materiały XI Int. Conf. Electr. Bio-Imped., Oslo, 2001, ss. 501–504.
- [258] Wtorek J., Józefiak L., Poliński A., Siebert J.: An averaging four-electrode probe for measurement changes of myocardial conductivity. W: Materiały XI Int. Conf. Electr. Bio-Imped., Oslo, 2001, ss. 271–274.
- [259] Wtorek J., Poliński A., Józefiak L., Bujnowski A.: A new probe for in vivo measurement of skeletal muscle conductivity. W: Materiały XI Int. Conf. Electr. Bio-Imped., Oslo, 2001, ss. 267–270.
- [260] Wtorek J., Grudziński J.: Pomiar przewodności mięśni szkieletowych in vivo. W: Materiały XII Konf. Biocyber. Inż. Biomed., Warszawa 2001, ss. 370–373.
- [261] Wtorek J., Poliński A.: Porównanie właściwości sond do immitancyjnych pomiarów in vivo. W: Materiały XII Konf. Biocyber. Inż. Biomed., Warszawa 2001, ss. 199–202.
- [262] Wtorek J., Bujnowski A.: Algorytm rekonstrukcji tomografii impedancyjnej z uwzględnieniem impedancji i rozmiarów elektrod. W: Materiały XII Konf. Biocyber. Inż. Biomed., Warszawa 2001, ss. 374–378.
- [263] Wtorek J., Józefiak L., Poliński A., Siebert J.: An Averaging Two-Electrode Probe for Monitoring Changes in Myocardial Conductivity Evoked by Ischemia. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2002. Vol. BME–49, ss. 240–246.
- [264] Yamakoshi K.-I., Shimazu H., Togawa T., Ito H.: Admittance plethysmography for accurate measurement of human limb blood flow. *A. J. Physiol.* 1978, Vol. 235, ss. H821–H829.
- [265] Yamakoshi K.-I., Shimazu H., Togawa T., Fukuoka M., Ito H.: Noninvasive measurement of hematocrit by electrical admittance plethysmography technique. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, Vol. BME–27, ss. 156–161.

-
- [266] Yorkey T.J., Webster J.G., Tompkins W.J.: An improved perturbation technique for electrical impedance imaging with some criticisms. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1987, Vol. BME-34, ss. 898–901.
- [267] Yorkey J.T., Webster J.G., Tompkins W.J.: Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1987 Vol. BME-34, ss. 843–852.
- [268] Zheng E., Shao S., Webster J.G.: Impedance of skeletal muscle from 1 Hz to 1 MHz. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1984, Vol. BME-31, ss. 477–481.
- [269] Zhu Q., Lionheart R.B., Lidgey F.J., McLeod C.N., Paulson K.S., Pidcock M.K.: An adaptive current tomograph using voltage sources. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1993, Vol. BME-40, ss. 163–168.

TECHNIKI ELEKTROIMPEDANCYJNE W MEDYCYNIE

Pierwsze aplikacje techniki elektroimpedancyjnej w warunkach klinicznych mają miejsce w latach pięćdziesiątych poprzedniego wieku. Były one związane z próbami oceny przepływu kończynowego za pomocą pletyzmografii impedancyjnej. Od tego czasu technika elektroimpedancyjna, z różnym powodzeniem, była wprowadzana do różnych dziedzin medycyny, np. kardiologii, kardiologii, czy intensywnej opieki medycznej. W znakomitej większości przypadków służyła ona do oceny parametrów hemodynamicznych, np. przepływu tkankowego. W tym celu skonstruowano bardzo uproszczone modele, które wiązały mierzoną impedancję z parametrami hemodynamicznymi. Uproszczenia te są powodem niskiej akceptowalności metody, mimo jej niewątpliwych zalet.

Celem prac przedstawionych w rozprawie było wskazanie przyczyn, z powodu których techniki te charakteryzują się niską powtarzalnością, a szczególnie zależnością dokładności metod w badaniach międzyosobniczych. Innym istotnym celem było opracowanie nowych lub modyfikacje istniejących aplikacji, dając im gruntowne podstawy teoretyczne potwierdzone eksperymentalnie. Przedstawione rezultaty prac można zaliczyć do trzech grup.

Pierwsza grupa przedstawionych zagadnień zawiera wyniki analiz właściwości skonstruowanych przez autora celek i sond. Do drugiej grupy należą zastosowania techniki elektroimpedancyjnej do oceny hemodynamiki. Ostatnią grupę zagadnień stanowią problemy związane z obrazowaniem za pomocą pomiarów immitancyjnych.

W zakresie zagadnień z grupy pierwszej zaproponowano konstrukcję i przeanalizowanie właściwości dwukomorowej i czteroelektrodowej celki do badania tkanek o małej objętości. Następnie oceniono sposób manifestowania się anizotropowych właściwości krwi w badaniach *in vivo*. W tym celu zbudowano odpowiednie stanowisko pomiarowe oraz opracowano podstawy teoretyczne pomiaru zmian impedancji w przypadku, gdy badany materiał opisany jest symetrycznym tensorem przewodności. Zaproponowano nowy typ sondy do pomiarów *in vivo* materiałów anizotropowych wraz z teoretycznym i eksperymentalnym określeniem wartości jej stałej. W ostatniej aplikacji zaliczanej do pierwszej grupy przedstawiono konstrukcję sondy do pomiaru zmian przewodności mięśnia serca. Charakterystyczną cechą tej sondy jest unipolarny charakter czułości potwierdzony badaniami symulacyjnymi i eksperymentalnymi.

Dla techniki elektroimpedancyjnej w jej aplikacji do oceny hemodynamiki przedstawiono wyniki pozwalające wyjaśnić przyczyny jej osobniczej dokładności w pletyzmografii i kardiografii impedancyjnej. Ponadto przedstawiono wymagania konstrukcyjne aparatów używanych w obu aplikacjach.

W grupie trzeciej przedstawione są wyniki prac nad algorytmami rekonstrukcyjnymi uwzględniającymi rzeczywiste warunki pomiaru. Zaproponowano algorytm, który w odróżnieniu od innych znanych z literatury uwzględnia rozmiar i impedancję elektrod. Algorytm ten jednocześnie ukazuje rolę elektrody, która w rzeczywistych układach pomiarowych odgrywa rolę układu uśredniającego. Pokazano, że wartość poszczególnych elementów Jakobianu dla całej elektrody jest ważoną wartością średnią poszczególnych jej punktów, przy czym współczynniki wagowe są równe admitancji elektrodowej. Poprawność algorytmu zilustrowano wybranymi przykładami, w tym obiektem trudnym do rekonstrukcji, zawierającym centralne wtrącenie o mniejszej przewodności, „otoczone” trzema wtrąceniami o lepszej przewodności. Przedstawiono także konstrukcję tomografów zbudowanych przy udziale Autora oraz przykładowe wyniki z badań fantomowych.

ELECTROIMPEDANCE TECHNIQUES IN MEDICINE

Electroimpedance measurements were first applied clinically in the middle of the twentieth century, when evaluation of blood flow in the extremities was made by means of impedance plethysmography. Since then other electroimpedance techniques have been introduced into different branches of medicine such as cardiology, cardiosurgery and intensive care, mainly with the aim of assessing such haemodynamic parameters as tissue blood flow or stroke volume. To this end simple models (relationships) linking measured impedances with blood flow have been introduced. Unfortunately the assumed simplifications have made these methods extremely inaccurate. As a result, electroimpedance methods have had a mixed reception in medical diagnostic procedures, in spite of the undoubted advantages of being non-invasive, low cost and involving easily used instrumentation.

The purpose of this work is to indicate the reasons for the low reproducibility of electroimpedance techniques when applied in a medical environment. A further important aim was to modify existing methods and develop new ones on a firm theoretical basis, confirmed by experiment. The issues presented in this dissertation can be categorised into three groups:

1. The analysis of constructed cells and probe measurement properties, including the problems presented by the characteristics of living tissue;
2. The properties of electroimpedance techniques when applied to haemodynamics studies;
3. The development of reliable algorithms for EIT, enabling visualisation to take place on the basis of experimental data.

The construction and theoretical analysis of a two-chamber and four-electrode cell devoted to the measurement of electrical properties of a relatively small tissue sample falls within the first group of topics under consideration. The construction of a special experimental stand and the theoretical basis of the work are described in order to show how blood anisotropy is manifested during *in vivo* studies. A new type of a four-electrode probe is also presented for *in vivo* measurements of biological anisotropical tissues. The probe constant is calculated theoretically and verified experimentally. A further issue treated is that of monitoring conductivity changes induced by insufficient blood flow in the myocardium. A specially developed probe ensures unipolar spatial sensitivity to conductivity changes in the myocardium.

The accuracy of impedance plethysmography and cardiography are interpersonally dependent. The reason for this is explained theoretically. In addition, the basic instrumentation requirements for these applications are discussed.

Issues of reconstruction are presented which arise from experimental reality. The proposed reconstruction algorithm takes into account the geometry and impedance of the measurement electrodes. The electrode is shown to act as an averaging element. Hence, the resulting Jacobian is calculated as a weighted average of the Jacobians for each particular electrode point. The weighting coefficients are equal to surface electrode admittance. The reconstruction results given include those for an object that is relatively difficult to reconstruct, i.e. one with a central inclusion of low conductivity surrounded by three other inclusions of higher conductivity. Constructions of developed impedance tomographs as well as the results of phantom studies are also presented.

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI GDAŃSKIEJ

Wydanie I. Ark. wyd. 12,0. Ark. druku 10,5
Zamówienie nr 266/2003

Druk: Zakład Poligrafii Politechniki Gdańskiej
ul. G. Narutowicza 11/12, 80-952 Gdańsk, tel. 347 25 35