

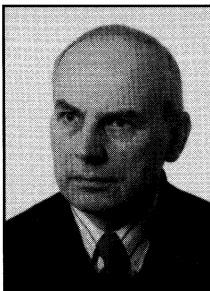
Piotr S. DĘBICKI

AKADEMIA MORSKA W GDYNI, WYDZIAŁ ELEKTRYCZNY
KATEDRA RADIOELEKTRONIKI MORSKIEJ

Hipertermia mikrofalowa w leczeniu chorób nowotworowych - problemy planowania leczenia i sterowania zabiegiem

Dr hab. inż. Piotr S. DĘBICKI
Prof. Akademii Morskiej

Studia na Wydziale Elektroniki Politechniki Gdańskiej ukończył w 1965 r., gdzie też pracuje, z przerwą w latach 1991-1994, w której przebywał na kontrakcie na Uniwersytecie Południowej Kalifornii jako profesor wizytujący. Hipertermią mikrofalową zajmuje się naukowo od 1980 r. Od 2002 r. jest zatrudniony w Akademii Morskiej w Gdyni.



Streszczenie

W pracy, po przedstawieniu hipertermii jako metody terapeutycznej w leczeniu chorób nowotworowych, omówiono elementy współczesnego urządzenia do sterowania zabiegiem i planowania leczenia. Dalej omówiono sposoby symulacji komputerowej stosowane zarówno na etapie poznawczo-konstrukcyjnym jak i w sterowaniu zabiegiem. Przed podsumowaniem omówiono praktyczne problemy badań klinicznych i eksperymentów na zwierzętach.

Abstract

Microwave hyperthermia as a therapeutic tool for cancer treatment was presented at the beginning. Later, elements of the modern hyperthermia device for treatment steering and planning were discussed. Different aspects of computer simulation were also presented as well as specific problems involved with clinical and animal tests.

Hipertermia

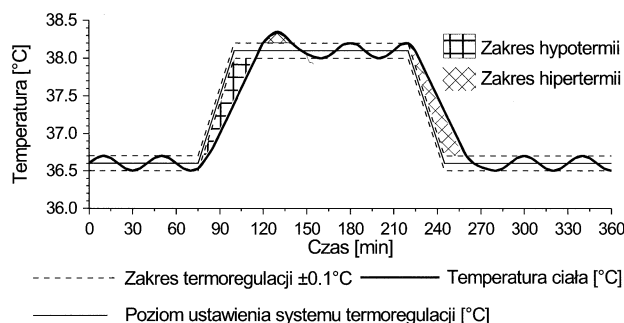
Leczenie guzów nowotworowych i niektórych innych schorzeń za pomocą hipertermii jest techniką medyczną rozwijającą się intensywnie od kilkunastu lat, pomimo znacznych trudności zarówno technicznych, jak i medycznych. Rozwój ten wynika z obiecujących rezultatów leczenia guzów nowotworowych, szczególnie w przypadku kojarzenia hipertermii z innymi metodami (radioterapia, chemioterapia, immunoterapia)

Hipertermia jest naturalnym lub sztucznym zjawiskiem polegającym na tym, że temperatura ciała lub jego części znajduje się powyżej temperatury ustalonej aktualnie przez system termoregulacji organizmu. *Hipertermia naturalna* występuje, gdy system termoregulacji obniża ustaloną wartość temperatury, a ciało nie zdąży jeszcze odprowadzić nadmiaru ciepła (rys. 1). *Hipertermia sztuczna* związana jest z podwyższeniem temperatury ciała na skutek dostarczenia ciepła ze źródeł zewnętrznych w takiej ilości, że przełamują one naturalny system termoregulacji (rys. 2).

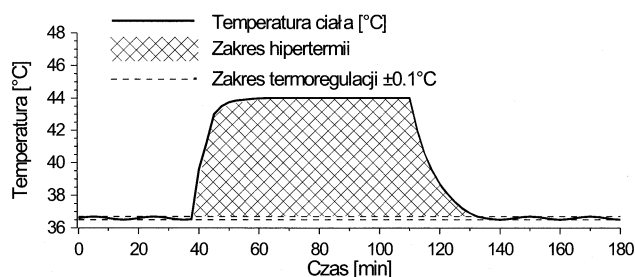
Zjawisko hipertermii jest generalnie związane nie z jakimś ustalonym zakresem temperatur, lecz z relacją do temperatury pożądanej przez system termoregulacji. Wielu autorów, nie wnikając w mechanizmy, po prostu utożsamia hipertermię z przedziałem temperatur 43-48°C lub podobnym.

Podstawowym zadaniem technicznym hipertermii jest wytwarzanie lokalnie w leczonym obszarze temperatury około 43-47°C, a więc przekraczającej temperatury, jakie mogą się pojawić w sposób naturalny przy procesach chorobowych. Jednocześnie ważne jest, aby minimalizować możliwe uszkodzenia tkanek zdrowych sąsiadujących z leczonym obszarem. W przypadku leczenia chorób nowotworowych uważano początkowo, że przyczyną niszczenia guza przez podwyższenie temperatury jest większa wrażliwość komórek nowotworowych

na podwyższoną temperaturę. Obecnie uważa się, że główną przyczyną niszczenia guza jest brak termoregulacji w guzie, powodujący, że nowe unaczynienie powstające w guzie nie może zwiększyć swojego przekroju i odprowadzić nadmiaru ciepła, tak jak to się dzieje w tkankach zdrowych. Mechanizm ten prowadzi do wzrostu temperatury większego w tkance nowotworowej niż w tkankach normalnych, nawet przy tych samych gęstościach mocy doprowadzanej do obu rodzajów tkanek. Niewątpliwie jednak oba mechanizmy mają wkład, choć w różnym stopniu, w niszczenie guza. Ważne też jest, że proces obumierania tkanek nowotworowych w przypadku stosowania hipertermii jest procesem powolnym. Umożliwia to stosowanie hipertermii u tych pacjentów, u których ze względu na ogólny stan zdrowia nie jest możliwe zastosowanie innej metody leczenia, np. zabiegu chirurgicznego.



Rys. 1. Hipertermia naturalna - hipotetyczne zmiany temperatury w organizmie z termoregulacją. Przez pierwsze 75 minut poziom ustawienia temperatury wynosi 36,6°C. Temperatura ciała waha się wokół niego $\pm 0,1^\circ\text{C}$. Następnie, np. na skutek stwierdzenia infekcji, system kontrolny organizmu zmienił ustawienie na 38,1°C. Temperatura ciała wzrasta wolniej niż zmiana poziomu ustawienia; występują dreszcze - są to objawy hipotermii, tzn. temperatura ciała jest niższa niż poziom ustawienia temperatury. Po 225 minutach mamy do czynienia z procesem odwrotnym. Temperatura ustawienia powróciła do wartości poprzedniej. Temperatura ciała nie zdążyła się obniżyć i mamy do czynienia przez pewien okres z hipertermią naturalną. Występuje intensywne pocenie się organizmu. Mały obszar hipertermii występuje też około 120 min. w postaci tzw. *przerzutu*. Nie zawsze się on pojawia, ale niekiedy, np. u dzieci do lat pięciu, może być bardzo wysoki, dochodząc nawet do 42°C i powodując uszkodzenie mózgu [3]



Rys. 2. Hipertermia sztuczna - hipotetyczny zabieg. W ok. 38 minutec włączono źródło mocy, które przełamało naturalny system termoregulacji organizmu. Po osiągnięciu temperatury 44°C utrzymywano ją przez około 1 godz. i następnie moc wyłączono. W czasie tego zabiegu moc źródła była zmieniana tak, by kontrolować najpierw wzrost, a potem utrzymanie planowanej temperatury. Zazwyczaj moc trzeba zwiększać z upływem czasu, gdyż rozszerzające się naczynia krwionośne odprowadzają coraz więcej ciepła [3]

W rozwoju hipertermii występuje jednak szereg trudności zarówno w dokładnym zrozumieniu zachodzących zjawisk biofizycznych, jak i w praktycznej technicznej realizacji urządzenia do hipertermii.

Trudnością podstawową jest fakt, że w przeciwieństwie np. do radioterapii, należy uwzględnić indywidualną reakcję organizmu pacjenta na zabieg, która w obecnym stanie techniki jest trudna do przewidzenia dla każdego indywidualnego przypadku i może zmieniać się nie tylko od zabiegu do zabiegu u tego samego pacjenta, ale nawet w czasie trwania pojedynczego zabiegu. Główną przyczyną jest tutaj nieprzewidywalna reakcja łoża naczyniowego pacjenta, modyfikująca w sposób istotny planowany dla zabiegu rozkład temperatury. Problemem technicznym jest też właściwe monitorowanie uzyskiwanego w trakcie zabiegu rozkładu temperatury. Inną trudnością jest adaptacja komórek do podwyższonej temperatury poprzez wytwarzanie mechanizmów obronnych (tzw. *białek szoku termicznego*). Ta swoista *pamięć* komórek utrzymuje się 2-3 dni po zabiegu. Powoduje to, że zabieg hipertermii nie może być stosowany częściej niż 2 razy w tygodniu. Ponieważ badania wykazują [6], że najlepszą skuteczność uzyskuje się przy ok. sześciu zabiegach, wydłuża to czas trwania leczenia do 3 tygodni.

Niebagatelnym problemem na etapie poznawczo-konstrukcyjnym jest też interdyscyplinarność problemów [7], a więc wzajemne rozumienie się lekarzy, fizyków, biofizyków i inżynierów. W miarę wydłużania się okresu współpracy, problemy te maleją.

Spośród wielu różnych metod hipertermii (radiofaloowa, mikrofaloowa, ultradźwiękowa, przepływową, kapielowa itp.) obserwuje się obecnie największy rozwój hipertermii mikrofaloowej. Jest to związane z własnościami dolnej części pasma mikrofaloowego umożliwiającymi zarówno dostateczną penetrację, jak i skupienie promieniowania w niewielkim obszarze. Z całego pasma mikrofal (300 MHz-300 GHz) do hipertermii wykorzystuje się przedział 300 MHz-3 GHz, a właściwie, ze względu na częstotliwości dopuszczone do zastosowań przemysłowych i medycznych, znaczenie praktyczne mają tylko częstotliwości 433 MHz i 2450 MHz oraz w Stanach Zjednoczonych dodatkowo 915 MHz.

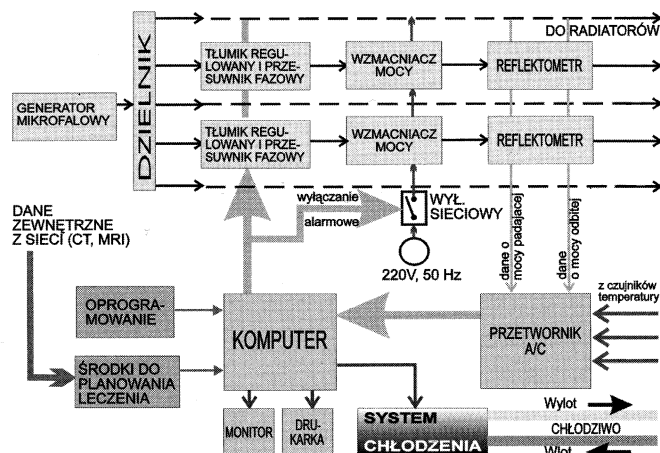
Aparatura

Szybki rozwój techniki komputerowej powoduje, że sprzężenie aparatury do hipertermii mikrofaloowej z komputerem o takiej mocy obliczeniowej, aby nie tylko sterować zabiegiem, ale przeprowadzać również planowanie leczenia, w najbliższej przyszłości będzie standardowe. W ten sposób dwa zagadnienia hipertermii, dawniej oddzielne, stają się nierozłączną całością - aparaturą i oprogramowaniem jednego zintegrowanego systemu.

Podstawowe cechy nowoczesnej aparatury do hipertermii mikrofaloowej zostaną omówione na przykładzie pokazanym na rys. 3. zawierającym wszystkie najważniejsze elementy współczesnego zestawu.

Sygnal mikrofalowy z generatora, jest wysyłany do dzielnika mikrofaloowego, gdzie zostaje rozdzielony na wiele torów. Liczba torów zależy od przeznaczenia; urządzenia bardziej uniwersalne lub przeznaczone do hipertermii śródmiąższowej mogą ich mieć nawet kilkadziesiąt, a inne, np. przeznaczone wyłącznie do hipertermii przezcewkowej prostaty, tylko jeden. Zazwyczaj wszystkie tory są identyczne i zaprojektowane do przenoszenia mocy około 30 W. Jeżeli system jest również przeznaczony do hipertermii powierzchniowej to przynajmniej jeden z torów musi mieć możliwość przenoszenia znacznie większych mocy, aż do 200 czy 300 W (część tej mocy jest wytracana w systemie chłodzącym). Komputer, sterujący pracą całego systemu, kontroluje poziom mocy w każdym z torów za pomocą zestawu tłumików regulowanych. Jeżeli planuje się stosowanie układu radiatorów ze sterowaniem fazowym, niezbędne jest wyposażenie każdego z torów w sterowany elektronicznie przesuwnik fazowy. W dalszej części każdego z torów sygnały są wzmacniane we wzmacniaczach mocy i poprzez reflektometry przesyłane do radiatorów. Reflektometry dostarczają sygnałów sprzężenia zwrotnego do kontroli poziomu wymieniowanej mocy mikrofaloowej oraz pozwalają na monitoring sygnałów odbitych, które informują o ewentualnych

uszkodzeniach i nieprawidłowościach pracy układu związanych ze zmianą mocy odbitej.



Rys. 3. Przykładowy schemat blokowy współczesnej aparatury do hipertermii mikrofaloowej [3]

Najważniejsze sygnały sprzężenia zwrotnego pochodzą z czujników temperatury. Liczba czujników jest zazwyczaj wyższa niż liczba radiatorów. Czujniki nie mogą same absorbować mocy mikrofaloowej ani zbytnio zmieniać rozkładu mocy w tkance. Obecnie dwa systemy czujników są w powszechnym użyciu w pasmie mikrofaloowym: termistory z wysokoomowymi doprowadzeniami (tzw. *sondy Bowmana*, [1]) oraz systemy światłowodowe (np. produkowane przez Luxton Inc. USA). Sonden Bowmana, są specjalnie projektowane do działania w obecności pola mikrofaloowego. Ich konstrukcja minimalizuje wpływ pola na pomiar temperatury oraz wpływ sondy na rozkład pola.

Każda aparatura do hipertermii zawiera również system alarmowy ograniczający, lub nawet wyłączający moc mikrofaloową czy całe urządzenie po stwierdzeniu, że pewne parametry zabiegu (temperatura tkanki czy nowotworu, moc dostarczana, czas zabiegu, współczynnik odbicia mocy itp.) wykraczają poza zdefiniowany zakres lub nie dają się regulować.

Komputer zastosowany w systemie, poza oczywistą możliwością kontroli całego systemu, powinien być również wyposażony w:

- oprogramowanie serwisowe (kontrola wewnętrzna systemu, kalibracja czujników temperatury itp.),
- możliwości rejestracji i przechowywania danych o pacjentach i przeprowadzonych zabiegach (zazwyczaj systemy umożliwiają rejestrację wszystkich istotnych parametrów zabiegu co 3 do 20 sekund),
- środki do planowania leczenia, w tym połączenia z odpowiednimi źródłami informacji (tomografia komputerowa (CT), rezonans magnetyczny (MRI-magnetic resonance imaging), digitizery itp.) i ew. połączenia sieciowe do komputerów o większej mocy obliczeniowej.

Planowanie leczenia

Planowanie leczenia jest jednym z aspektów symulacji komputerowych stosowanych w problemach hipertermii. Różnorodne zjawiska elektryczne, termiczne i biofizyczne oraz uwarunkowania geometryczne odgrywające rolę w procesie hipertermii, jak również trudności eksperymentalne powstające przy badaniach na materiale żywym, powodują, że niezbędne jest tworzenie modeli uwzględniających i kontrolujących tylko wybrane parametry. Stosowane są dwa podejścia: modele fizyczne (fantomy), oraz modele matematyczne analizowane na komputerach. W ogólności, na podstawie równań termicznych i praw elektrodynamiki tworzy się model matematyczny zabiegu hipertermii, który symuluje tylko te zjawiska, które zostały uwzględnione w opisie matematycznym. Nie wszystkie jednak czynniki mogą być w takim opisie uwzględnione. Niektóre z nich można modelować w fantomach fizycznych. Oba podejścia uzupełniają się więc nawzajem.

Najczęstszym uproszczeniem symulacji komputerowej jest jej ograniczenie jedynie do rozkładu absorbowanego pola elektromagnetycznego (ozn. SAR od *specific absorption rate*), bez uwzględnienia zjawisk termicznych.

Spotykane sposoby stosowania symulacji komputerowej w hipertermii mikrofalowej są następujące:

1. Badania porównawcze różnych sposobów umieszczenia radiatora lub rozmieszczenia grup radiatorów w sąsiedztwie nowotworu o zadanej geometrii, w celu znalezienia rozwiązania optymalnego z punktu widzenia terapeutycznego. Obliczenia przeprowadza się na podstawie modeli standardowych ciała typowego pacjenta, uwzględniając jedynie najważniejsze elementy anatomiczne i zjawiska fizjologiczne. Często analizuje się tylko SAR.
2. Planowanie leczenia indywidualnego pacjenta. Wymagane są wtedy bardzo szczegółowe informacje anatomiczne oraz, jeżeli symuluje się nie tylko SAR, ale również rozkłady termiczne, informacje o przepływie krwi. Pożądana jest również informacja o spodziewanej reakcji systemu krwionośnego na zabieg. Uzyskana dla konkretnego pacjenta kompletna charakterystyka SAR (i ewentualnie temperatury) umożliwi optymalizację procesu leczenia. Istota optymalizacji polega na takim doborze czynników decydujących o rozkładzie pola i temperatury aby minimalizować uszkodzenia tkanek zdrowych i stres pacjenta przy właściwej dawce termicznej dostarczonej do nowotworu. Jeśli do planowania leczenia wykorzystuje się dane anatomiczne z tomografii komputerowej (CT) wymaga się następujących trzech kroków [3]:
 - Wytworzenie obrazu przestrzennego tkanek pacjenta w obszarze zabiegu na podstawie kilkudziesięciu przekrojów CT.
 - Przeprowadzenie przez komputer modelowania elektromagnetycznego i ew. termicznego.
 - Wizualizacja wyników.
3. Symulacja współbieżnie z leczeniem i sterowanie rozkładem mocy w tkance przez komputer. Obecnie dokonuje się tego kontrolując temperaturę jedynie w kilku punktach. Natomiast celem w przyszłości jest kontrola całego pola temperatury, do czego niektórzy proponują wykorzystanie metod rezonansu magnetycznego (MRI) [4]; jednak cena takiego rozwiązania jest dyskusyjna.
4. Odtworzenie rozkładu temperatury w tkankach po zabiegu hipertermii (*symulacja retrospektywna*) na podstawie danych o temperaturze w wybranych punktach w czasie zabiegu. Uzyskane informacje mają duże znaczenie kliniczne i umożliwiają określenie skuteczności leczenia hipertermią w zależności od uzyskanego rozkładu mocy i temperatury.

Najwięcej dotychczas publikowanych prac dotyczyło porównawczej symulacji komputerowej i stosowało przeważnie proste, często dwuwymiarowe modele idealizowanych pacjentów. Ostatnio gwałtownie wzrasta ilość prac dotyczących planowania leczenia. Przewiduje się, że dobre modele i programy dotyczące komputerowego planowania leczenia z uwzględnieniem rozkładu temperatury pojawią się w ciągu najbliższych lat. Symulacje współbieżna i retrospektywna wymagają w zasadzie tych samych typów algorytmu, i dla modeli dwu- i trójwymiarowych nie widać zasadniczych trudności. Należy jeszcze zaznaczyć istnienie obszarów o *łatwiejszym* i *trudniejszym* planowaniu leczenia. Do obszarów łatwiejszych można zaliczyć te obszary ciała, gdzie występują jedynie tkanki o dużej zawartości wody i bardzo zbliżonych parametrach elektrycznych. W wielu przypadkach można taki obszar traktować jako jednorodny i izotropowy elektrycznie. Do obszarów takich można zaliczyć rejon prostaty u człowieka w przypadku hipertermii lokalnej. W przypadku leczenia prostaty hipertermią regionalną, ze źródeł umieszczonych poza pacjentem, niezbędne jest uwzględnienie przynajmniej kości biodrowych i tłuszczu.

Wizualizacja wyników powinna być przeprowadzona w postaci umożliwiającej klinicytom podjęcie decyzji co do parametrów zabiegu (np. określenie amplitud i faz dla poszczególnych źródeł) zapewniających największe szanse na pomyślny zabieg. Najczęściej będzie

to wizualizacja normalizowanego SARu prezentowana w sposób umożliwiający dokładną interpretację. Często stosuje się kodowanie wartości SAR kolorem. Wizualizacja rozkładu temperatury wymaga na wcześniejszych etapach posiadania informacji dotyczących przepływu krwi. Często do wizualizacji stosuje się komputery Silicon Graphics. Nowoczesne trójwymiarowe metody wizualizacji powinny współistnieć z 2-wymiarową ilustracją na przekrojach pozwalającą na lepsze określenie wartości SAR w różnych punktach. Wizualizacja powinna również dawać możliwość czasowego usuwania pewnych konturów czy tkanek, by móc zobaczyć inne. Dobrym rozwiązaniem jest wizualizacja stosowana przez Jamesa i Sullivana [4], w której linie izo-SARu nałożone są na przekroje CT. Daje to bezpośrednie powiązanie anatomii z dawką. Wyniki są przedstawione w postaci dobrze znanej lekarzom i technikom planującym leczenie i nie ma nadmiaru informacji.

Badania na zwierzętach i testy kliniczne

W każdym kraju sposób przeprowadzania testów klinicznych, jak i badań na zwierzętach, podlega określonym przepisom prawnym, które muszą być rygorystycznie przestrzegane. Zawsze wymagana jest zgoda pacjenta, a zwierzęta nie mogą być męczone.

W przypadku testowania radiatorów czy systemów hipertermii mikrofalowej przeprowadzane są trzy rodzaje eksperymentów:

- Eksperymenty na psach. Są to zabiegi operacyjne. Zwierzęta są pod znieczuleniem ogólnym.
- Zabiegi na ludziach w trakcie leczenia. Przeprowadza się standardowy zabieg hipertermii, podczas którego bada się rozkłady temperatur wzdłuż radiatorów w różnych momentach zabiegu oraz (jeśli pacjent wyraził wcześniej na to zgodę) wzdłuż śródmiąższowych sond termicznych. Pacjent jest znieczulony miejscowo na czas wprowadzania radiatorów i sond.
- Testy śródoperacyjne przeprowadzane na pacjentach przed zabiegiem usunięcia nowotworu chirurgicznie. W trakcie zabiegu chirurgicznego, tuż przed usunięciem nowotworu, gdy pacjent jest pod znieczuleniem ogólnym, przeprowadza się zabieg hipertermii. Możliwe jest znacznie bardziej precyzyjne ustawienie sond niż w poprzednim przypadku. Po zabiegu chirurgicznym wycięty guz poddaje się badaniom histologicznym.

Pierwszym ważnym ograniczeniem eksperymentów na organizmach żywych jest czas. Dotyczy to w szczególności zabiegów na ludziach, gdzie ograniczenie to wynika z dopuszczalnego czasu znieczulenia, stosowanego protokołu zabiegu lub leczenia, jak również wytrzymałości pacjenta na zabieg. Ten ostatni czynnik może spowodować nagle przerwanie eksperymentu w momencie zupełnie przez eksperymentatorów nie przewidzianym. Zabieg hipertermii jest związany z przełamaniem naturalnego systemu termoregulacji pacjenta (por. rys. 2) i nigdy nie można przewidzieć do końca, jakie efekty mogą powstać. Często są to zmiany w tętnie, ciśnieniu krwi, temperaturze ogólnej, lub gwałtowne skurcze pewnych mięśni w okolicach zabiegu lub też pogorszenie samopoczucia pacjenta (jeśli zabieg jest przeprowadzany bez znieczulenia lub tylko pod znieczuleniem miejscowym). Z ograniczenia czasowego wynika konieczność bardzo starannego przygotowania eksperymentu i przeszkolenia ludzi, którzy będą w nim brali udział.

Kolejną trudnością jest liczebność zespołu przeprowadzającego eksperyment, szczególnie, jeśli jest to test w trakcie zabiegu chirurgicznego. Chirurgzy, anestezjolodzy, rentgenolodzy, instrumentariusze, technicy i elektrycy tworzą kilkunastoosobowy zespół, który musi sprawnie poruszać się, zwykle na niewielkiej przestrzeni, wśród ogromnej ilości aparatury i kabli. Niepożądane oddziaływania pomiędzy niektórymi przyrządami, trudności z uziemieniem i dopuszczalnym obciążeniem gniazd sieciowych oraz trudności z kompatybilnością aparatury amerykańskiej i europejskiej dopełniają obrazu.

Sprawdzenie koncepcji technicznej i przewidywań symulacji

komputerowych wymaga właściwego umiejscowienia w ciele pacjenta zarówno radiatorów, jak i śródmiaższowych sond termicznych. Należy to niekiedy trudności, szczególnie gdy chodzi o sondy termiczne. Kontrola rentgenowska często ukazuje zupełnie inne od zamierzonych ułożenie sond i rzadko istnieje możliwość korekcji. Kontrola rentgenowska położenia sond i radiatorów musi być kilkakrotna.

Interpretacja uzyskiwanych wyników wymaga pewnej ostrożności ale również i doświadczenia. Należy pamiętać, że tylko w warunkach laboratoryjnych w stałych fantomach mierzony rozkład temperatur jest związany dość dokładnie z rozkładem pola wytwarzanym przez radiator, i to tylko wtedy gdy spełnione są odpowiednie wymagania czasowe. Przepływ krwi, który nie występuje w fantomie, istotnie modyfikuje rozkłady temperatur uzyskiwane w czasie zabiegu. Przepływ krwi będzie nie tylko inny dla każdego pacjenta, ale nawet dla tego samego pacjenta zmienia się od zabiegu do zabiegu, czy nawet w trakcie tego samego zabiegu. Chociaż zasadniczo w miarę rozgrzewania się prostaty w czasie zabiegu przepływ zazwyczaj wzrasta i trzeba zwiększać moc mikrofal, by utrzymać wymagane temperatury, zdarzają się sytuacje gwałtownego obkurczenia naczyń z nieznanymi przyczynami, co wymaga istotnego i szybkiego zmniejszenia mocy. Brak właściwej reakcji może powodować, że skutki większych nagłych zmian będą drastyczne [3]. Rozrzut wymaganych poziomów mocy potrzebnych do uzyskania temperatur terapeutycznych jest duży. Przy stosowaniu tego samego radiatora w identycznym zabiegu notowano przypadki, gdy wymagany poziom mocy wynosił 5 W lub 35 W. Dodatkową trudnością jest niejednorodność ukrwienia wzdłuż prostaty powodująca, że wnioski dotyczące charakterystyki promieniowania radiatora, wyciągnięte tylko na podstawie paru zabiegów, nie mają większej wartości.

Podsumowanie

Rozwój współczesnych systemów do hipertermii idzie w dwóch kierunkach - udoskonalania aparatury i bardzo szybkiego rozwoju oprogramowania. Głównym problemem aparaturowym jest niedoskonałość metod pomiaru temperatury. Poszukiwania metod pomiaru, które by dały następnie możliwość odtworzenia całego pola temperatury w obszarze zabiegu idą w kierunku wykorzystania rezonansu magnetycznego lub metod radiometrycznych

Drugim ważnym aspektem udoskonalania aparatury jest optymalizacja radiatorów do hipertermii. Ważne jest aby posiadały one możliwość kształtowania lub doboru charakterystyki promieniowania, tak aby można ją było dopasowywać do indywidualnej sytuacji anatomicznej i chronić tkanki zdrowe pacjenta. Celowe jest również poszukiwanie konstrukcji o lepszym ogniskowaniu pola mikrofalowego (mogą one

wykorzystywać układy źródeł jak i rodzaje upływowo). Może to wymagać rozwoju teorii anten w odniesieniu do ośrodków stratnych.

Istnieją dwa główne problemy ograniczające rozwój symulacji komputerowej i planowania leczenia. Pierwszy - to brak adekwatnych danych do leczenia. Przepływ krwi jest najważniejszym parametrem fizjologicznym, który zmienia się gwałtownie zarówno w czasie jak i przestrzeni. Niezbędne są lepsze metody określania przed zabiegiem przepływu krwi, jaki wystąpi w czasie zabiegu, oraz metody przewidywania zmian w przepływie w czasie leczenia. Planowanie zabiegu hipertermii jest trudniejsze od stosowanego planowania w radioterapii w tym sensie, że należy brać pod uwagę reakcję fizjologiczną organizmu pacjenta. Drugą trudnością są ciągle niedostateczne możliwości maszyn cyfrowych. W większości pracujących systemów hipertermii niezwykle pożądane byłoby planowanie trójwymiarowe, co w chwili obecnej nie zawsze jest możliwe do zrealizowania w rozsądnym czasie obliczeniowym. Jednak rozwój techniki obliczeniowej jest tak szybki, że możliwości te nieustannie i szybko rosną. Ponieważ hipertermia jest często kojarzona z radioterapią, planowanie leczenia hipertermią powinno być w tych sytuacjach zintegrowane z planowaniem do radioterapii. Przykładowo, w przypadku nowotworów szyjki macicy leczonych brachyterapią, który to zabieg próbuje się łączyć z hipertermią niskoczęstotliwościową [2], prowadzone są prace, które umożliwią taką integrację.

LITERATURA

- [1] BOWMAN R. 1976: A probe for measuring temperature in radio frequency heated material, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 24, 43.
- [2] DĘBICKI M.P., MROZOWSKI M., DĘBICKI P.S., ZIELIŃSKI J., PIOTRKOWICZ N., PETROVICH Z., 1999: Localized current hyperthermia in carcinoma of the cervix: 3-D computer simulation of SAR distribution, *Int. J. Hyperthermia* 15.
- [3] DĘBICKI P.S.: Problemy fizyczne i techniczne hipertermii mikrofalowej w leczeniu prostaty. *Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej*, 1999, Seria: Monografie, nr 11/1999, 203 s. 126 rys. 243 p. bib. (praca habilitacyjna).
- [4] HUTCHINSON E., DAHLEH M., HYNENEN K., 1998: The feasibility of MRI feedback control for intracavitary phased array hyperthermia treatments, *Int. J. Hyperthermia*, 14, 39-56.
- [5] JAMES B.J., SULLIVAN D.M., 1992: Direct use of CT scans for hyperthermia treatment planning, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 39, 845-851.
- [6] PETROVICH Z., PIKE M.C., BOUD S.D., JOZSEF G., ASTRAHAN M.A., BAERT L.V., 1996: Transurethral hyperthermia for benign prostatic hyperplasia: long term results, *Int. J. Hyperthermia*, 12, 5, 595-606.
- [7] STEWART J.R., 1988, Prospects for hyperthermia in cancer therapy, [w:] Urano M., Douple E., (red.), *Hyperthermia and Oncology*, V.1, Thermal effects on cells and tissues, *VSP BV*, Utrecht, Holandia, 1-12.

INFORMACJE

MPM 2003 - V SYMPOZJUM MODELOWANIE I POMIARY W MEDYCYNIE, Krynica Górská, 12-15 maja 2003

Idea Sympozjum MPM jest stworzenie okazji do spotkania pomiędzy przedstawicielami świata medycznego - lekarzami i świata techniki - inżynierami. Spotkanie takie powinno być inspiracją do podejmowania wspólnych prac badawczych prowadzących do rozwoju szeroko rozumianych metod diagnostyki medycznej. W wielu przypadkach znane od dawna metody diagnostyczne uzupełnione nowymi metodami przetwarzania sygnałów pomiarowych, oraz nowymi rozwiązaniami czujników i aparatury pomiarowej powodują znaczne poprawienie wnikliwości diagnostycznej. Są również opracowywane nowe metody, które zastępują, lub uzupełniają dotychczas stosowane metody diagnozowania określonego zespołu schorzeń. Opracowywaniem i badaniami tych metod zajmują się zespoły interdyscyplinarne, których skład w dużej mierze stanowią osoby o wykształceniu technicznym, a mianowicie metrologzy, fizycy, biocybernetycy, mechanicy. Podstawowym warunkiem sukcesu jest jednak inicjatywa oraz udział w takich zespołach badawczych osób o wykształceniu medycznym.

Wszystkich zainteresowanych powyższą tematyką zapraszamy do udziału w V Sympozjum MPM 2003.

Publikacje w materiałach sympozjum MPM są punktowane 1 punktem na liście wydawnictw KBN, zespół T10. Publikacje w czasopiśmie PAK (wydanie specjalne) są punktowane przez KBN 4 punktami.

Sekretariat Sympozjum: Zakład Metrologii AGH, 30-059 Kraków, Al. Mickiewicza 30, paw. B1

tel.: (012) 617-39-72, fax: (012) 633-85-65, e-mail: wajda@uci.agh.edu.pl, <http://galaxy.uci.agh.edu.pl/~zmetr/symp1.htm>

Przewodniczący Komitetu Naukowego prof. dr hab. inż. Jerzy Barzykowski
Przewodniczący Komitetu Organizacyjnego prof. dr hab. inż. Janusz Gajda