

POLITECHNIKA POZNAŃSKA  
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA  
INSTYTUT MECHANIKI STOSOWANEJ

INŻYNIERSKA PRACA DYPLOMOWA

**Modelowanie i symulacja właściwości termicznych  
biomateriałów**



Promotor:

**Dr hab. Tomasz STREK prof. nadzw.**

Poznań 2013

## Spis treści

1. Wstęp.....	3
2. Biomateriały .....	4
2.1 Biomateriały metaliczne.....	6
2.2 Biomateriały ceramiczne .....	7
2.3 Materiały kompozytowe i węglowe .....	10
2.4 Biomateriały Polimerowe.....	12
3. Ablacja .....	13
4. Przewodnictwo cieplne.....	17
4.1 Przewodzenie ciepła w ciałach stałych.....	18
4.2 Warunki początkowe i warunki brzegowe .....	20
4.2.1 Warunki początkowe.....	20
4.2.2 Warunki brzegowe pierwszego rodzaju .....	20
4.2.3 Warunki brzegowe drugiego rodzaju .....	21
4.2.4 Warunki brzegowe trzeciego rodzaju.....	21
4.2.5 Warunki brzegowe czwartego rodzaju .....	21
4.3 Równanie Pennesa.....	22
4.3.1 Warunki brzegowe dla równań biociepła.....	24
5. Wyniki numeryczne symulacji ablacji .....	26
5.1 Metoda Elementów Skończonych .....	26
5.2 Opis środowiska Comsol Multiphysics .....	27
5.3 Opis modelu .....	28
5.4 Wyniki przeprowadzonej symulacji.....	31
5.4.1 Wyniki obliczeń dla napięcia 12 [V].....	31
5.4.2 Wyniki obliczeń dla napięcia 24 [V].....	35
5.4.3 Wyniki obliczeń dla napięcia 33 [V].....	39
6. Podsumowanie oraz wnioski .....	43
7. Streszczenie.....	45
Abstract .....	45
Literatura .....	46
Źródła internetowe .....	47

## 1. Wstęp

Celem niniejszej pracy jest analiza termiczna biomateriałów. Analiza ta zostanie wykonana na przykładzie cztero-elektrodowej sondy, która jest aplikowana do organizmu w celu usuwania szkodliwych tkanek poprzez nagrzanie ich do temperatury dla nich krytycznej. Zjawisko to nazywane jest ablacją. Ablacja jest to zabieg kardiologiczny, który polega na zniszczeniu najczęściej energią termiczną, uszkodzonych tkanek obszaru serca lub innych narządów np.: wątroby. Tkanki te obumierają powyżej temperatury 45-50°C. Odbywa się to za pomocą częstotliwości radiowej RF. Ablacja wykorzystuje prąd zmienny zwykle jest to około 500kHz po to aby niszczyć niechciane tkanki przez ogrzewanie. Głównym elementem symulacji będzie badanie wpływu podawanego napięcia na temperaturę elektrod podczas zjawiska ablacji.

Symulacje zostały wykonane w programie inżynierskim Comsol Multiphysics wykorzystującym Metodę Elementów Skończonych. Równaniem, które będzie wykorzystane do wykonania symulacji będzie równanie biociepła (4.3.3), które opiera się na równaniu Pennesa. [12] Opisuje ono przepływ biociepła w tkance biologicznej. Równanie to uwzględnia takie wielkości jak: ciepło właściwe tkanki, współczynnik przewodzenia ciepła, wydajność wewnętrznych źródeł ciepła związanych z metabolizmem oraz perfuzją krwi.

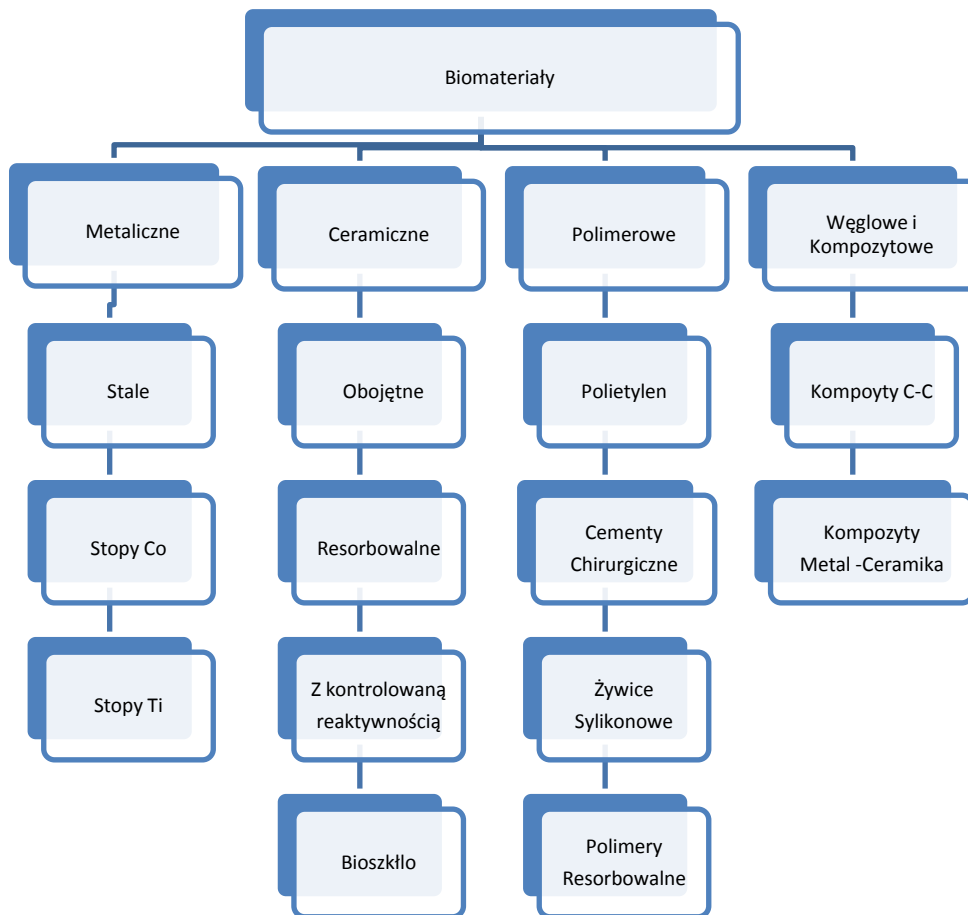
Praca składa się z czterech głównych rozdziałów. Pierwszy rozdział zawiera zagadnienia literaturowe związane z biomateriałami, ich podziałem oraz zastosowaniem w medycynie. W drugim rozdziale znajdują się dalsza część zagadnień literaturowych zajmujących się podstawowymi zagadnieniami z dziedziny przewodzenia ciepła oraz znajdują się niezbędne informacje na temat badanego problemu czyli ablacji. Kolejnym, najważniejszym rozdziałem w pracy jest symulacja, opis stosowanej metody oraz środowiska w którym wykonywana jest symulacja. Na początku rozdziału zostało pokrótce wyjaśnione na czym polega stosowana metoda MES oraz opis środowiska Comsol Multiphysics. Najważniejszy i kluczowym elementem rozdziału jest symulacja. Wykonano symulacje dla trzech różnych napięć. Otrzymane wyniki przedstawiono w formie graficznej dla 4 różnych czasów symulacji. Przedstawiono również charakterystyki zależności temperatury od napięcia dla trzech różnych punktów znajdujących się na jednej z elektrod. Ostatni rozdział pracy jest podsumowaniem wykonanej symulacji oraz wykonanej pracy jak i również zebraniem wszystkich uzyskanych wniosków w jedną całość.

## 2. Biomateriały

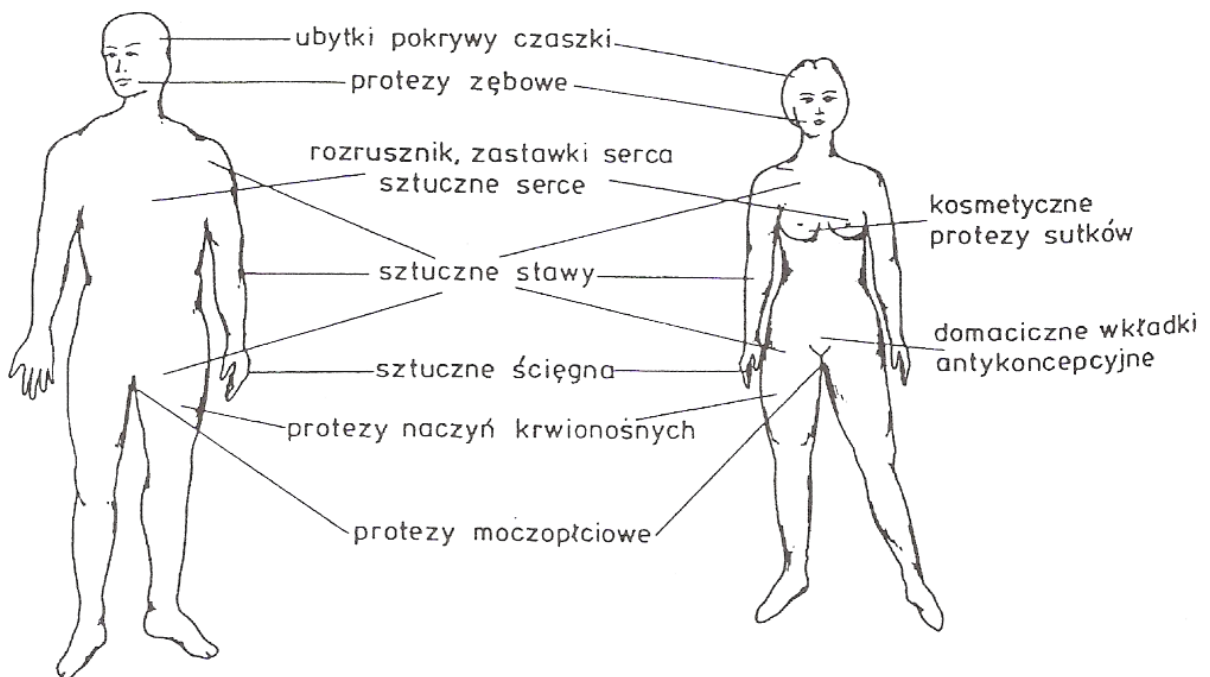
W różnych dziedzinach nauki i techniki również i w medycynie rozpoczął się okres nowych możliwości projektowania i wytwarzania materiałów a co za tym idzie pokonywanie barier materiałowych. Wymaga to znajomości budowy materiałów i powiązania ich z właściwościami oczekiwanymi z drugiej strony zaś opracowania nowoczesnych technologii prowadzących do materiałów funkcjonalnych. Głównym celem zastosowania oraz ciągłego badania i udoskonalania biomateriałów jest zmniejszenie stopnia inwalidztwa ludzi lub przedłużenie ich życia. Aby osiągnąć ten cel, produkty te stosowane są w zabiegach rekonstrukcyjnych, które mają na celu np.: połączenie implantów z tkanką żywą lub zastąpienie ubytków kostnych. W tak szybkim tempie rozwoju ciężko jest na sztywno określić definicję biomateriału ale zgodnie z definicją przyjętą przez European Society for Biomaterials biomateriał to każda substancja inna niż lek albo kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, której zadaniem jest uzupełnienie lub zastąpienie tkanek narządu albo jego części lub spełnienie ich funkcji. Wszystkie stosowane definicje muszą także wyróżniać podobieństwa fizyczne i biologiczne biomateriałów do żywych tkanek lub narządów oraz ich neutralność i nieszkodliwość wobec ludzkiego organizmu do którego są wprowadzane. Ich właściwości fizyczne i biologiczne powinny być podobne do właściwości żywych tkanek oraz powinny one być zdolne do przejęcia w pełni ich funkcji. Biomateriały powinny charakteryzować się wysoką biotolerancją i jest to jedno z najważniejszych wymagań oraz problemów jakie stawia się biomateriałom czyli reakcja organizmu na wprowadzony do niego obcy materiał. Dzięki tej cesze implant nie wywołuje chronicznych reakcji czy stanu zapalnego. Również od biotolerancji zależy czas bezpiecznego użytkowania biomateriału, który dzielimy na:

- Krótkotrwały – czas przebywania materiału w środowisku tkankowym nie powinien przekraczać dwóch lat;
- Długotrwały – czas przebywania materiału w środowisku tkankowym może przekroczyć dużo ponad dwadzieścia lat.

Kolejnymi cechami jakimi powinny charakteryzować się biomateriały jest wysoka odporność korozyjna ponieważ, produkty wprowadzane do wnętrza człowieka bez odporności korozyjnej mogą mieć szkodliwy wpływ na otaczające je tkanki. Biomateriały nie mogą działać toksycznie, alergizująco, nie mogą wykazywać właściwości mutagennych gdyż wywołane zmiany w DNA mogą się przerodzić w mutacje przechodzące z pokolenia na pokolenia oraz nie mogą powodować powstawania nowotworu. W stosunku do tkanek powinny być obojętne pod względem chemicznym i immunologicznym. Niestety wśród materiałów spełniających te wszystkie wymagania nie istnieje idealny biomateriał, którego właściwości pozwoliły by na zaspokojenie wszystkich stawianych potrzeb i wymagań stawianych w tej dziedzinie. Biomateriały można podzielić na następujące grupy:



Rys. 1 Podział stosowanych obecnie biomateriałów



Rys. 2 Obszary zastosowań biomateriałów [1]

## 2.1 Biomateriały metaliczne

Biomateriały metaliczne stosowane są już w medycynie od wielu lat, już w 1565r w pracy Petroniusa można znaleźć wzmiankę o zastosowaniu metalowego implantu. Mimo iż materiały metaliczne posiadają największą skłonność do występowania w niektórych obszarach niewystarczającą odporność korozyjną jak i biotolerancją to stosowane są licznie dzięki swoim bardzo dobrym właściwościom mechanicznym. Za szczególnie pozytywne wyróżniamy odporność na korozję zmęczeniową, odporność na kruche pękanie oraz wytrzymałość na rozciąganie i zginanie. W materiałach metalicznych dąży się do ograniczenia ich wad przez opracowanie ich stopów. Aby biomateriał metaliczny spełniał normy i wymogi stawiane przed nim powinien charakteryzować się cechami:

- Nietoksyczny,
- Nie powinien wywoływać odczynów alergicznych,
- Musi posiadać odpowiednie właściwości mechaniczne jak i elektryczne,
- Musi wykazywać się wysoką odpornością na zużycie ścierne oraz odpornością na korozję,
- Powinien się cechować brakiem tendencji do tworzenia zakrzepów,
- Akceptowalną ceną.

Najważniejsze biomateriały metaliczne to czysty tytan i jego stopy, stopy na osnowie kobaltu, stale austenityczne i stopy z pamięcią kształtu. Najczęściej stosowane są stale austenityczne. Stale austenityczne są tak powszechnie stosowane ponieważ, wykazują największą odporność na korozję. Również bardzo popularną stalą jest stal chromowo-nikowa typu 316L. Jednym z najlepszych biomateriałów metalicznych jest tytan i jego stopy, kiedyś rzadko stosowany ze względu na wysoką cenę, obecnie jest standardowym materiałem w cenie porównywalnej z innymi materiałami. Charakteryzuje się on dużą wytrzymałością na rozciąganie, wytrzymałością właściwą, dobrą odpornością korozyjną oraz bardzo dobry moduł sprężystości.



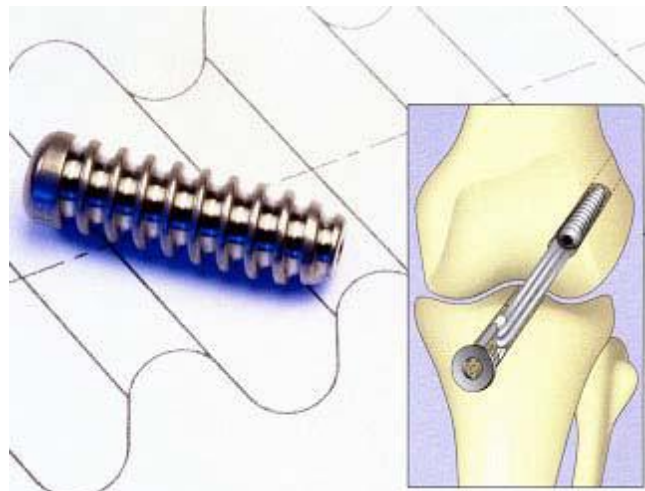
Rys. 3 Przykłady stosowanych biomateriałów metalicznych. [1]

Główne zastosowania biomateriałów metalicznych:

- Endoprotezy stawów;
- Stabilizatory wewnętrzne;
- Implanty stomatologiczne;
- Materiały dla kardiochirurgii;
- Instrumenty chirurgiczne.



Rys. 4 Przykłady biomateriałów metalicznych stabilizator nadgarstka oraz stawu łokciowego



Rys. 5 Wkręt kostny wykonany z tytanu [1]

## 2.2 Biomateriały ceramiczne

Materiały bioceramiczne i szklano-ceramiczne cechują się odpowiednią wytrzymałością mechaniczną i odpornością chemiczną. Są nimi np.: ceramika hydroksyapatytowa lub pokrewne fosforany. Dzięki ściśle określonemu składzie fazowym i czystości bioceramiki wiemy, że jest ona biotolerancyjna czyli nie działa toksycznie, alergizująco, nie wpływa na krzepliwość krwi i system immunologiczny. Ceramika w porównaniu z biomateriałami metalicznymi charakteryzuje się:

- Większa porowatość – umożliwia ona wrastanie tkanek w materiał co prowadzi do trwalszego połączenia pomiędzy tkanką a implantem;
- Większa wytrzymałość na ściskanie oraz odporność na ścieranie;
- Większa odporność na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych;
- Większa biotolerancja w środowisku tkankowym.

Wyróżniamy trzy typy bioceramiki:

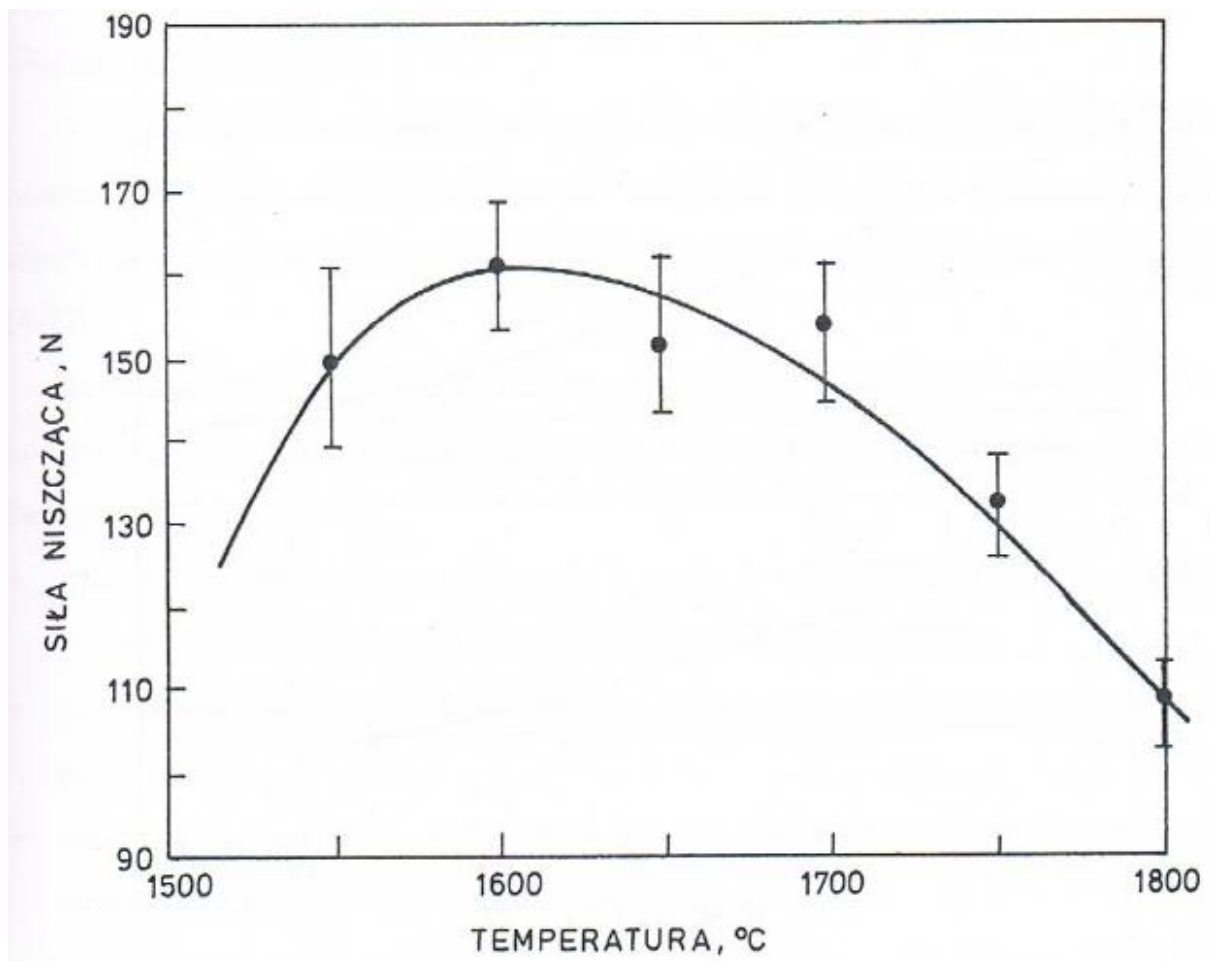
- Resorbowalne w tkankach – materiał ten zawiera związki i pierwiastki, które biorą udział w metabolizmie i przechodzą do struktur tkankowych. Przeważające znaczenie w tej grupie materiałów mają kompozyty zawierające ortofosforany wapnia, a zwłaszcza ceramika hydroksapatytowa, która na tle innych ceramik charakteryzuje się:
  - Najwyższą spośród wszystkich znanych obecnie biomateriałów biotolerancją w środowisku tkankowym;
  - Kontrolowaną resorpcją w środowisku tkankowym;
  - Tworzenie trwałego i silnego łączenia implantu z tkanką kostną;
  - Niskie właściwości mechaniczne.

W hydroksapatycie od temperatury zależy uwalnianie się wapnia oraz rozpuszczalność. W temperaturze 37°C po 300 dniach uwalnia się zaledwie 5 ppm wapnia. Hydroksapatyt maksymalną rozpuszczalność wykazuje w 16°C i powyżej tej temperatury rozpuszczalność maleje. Rozpuszczalność zależy również od temperatury jej obróbki termicznej. Próbkę opalane w 900°C wykazują się większą rozpuszczalnością niż te opalane w 1200°C. W środowisku tkanek ulega on bardzo małemu rozpuszczaniu przez to uważany jest za biomateriał praktycznie nie rozpuszczalny.

- Z kontrolowaną reaktywnością powierzchniową - są to biomateriały, których skład chemiczny i fazowy tworzy się tak, aby powierzchnia implantu, reagując ze środowiskiem tkankowym oraz płynami ustrojowymi, wytworzyła oczekiwane reakcje w wyniku których powstaną połączenia substancji nieorganicznych z organicznymi. Jednak aby biomateriał z kontrolowaną reaktywnością powierzchniową mógł zostać wprowadzony do organizmu musi spełniać odpowiednie wymagania:
  - Reaktywne powierzchnie powinny cechować się pH zasadowym;
  - Stężenia poszczególnych pierwiastków i związków powinny mieścić się w określonych granicach, które ustalane są na podstawie badań biotolerancji i reaktywności;
  - Uzyskiwane połączenia na granicach biomateriał – szkło powinny posiadać określone właściwości mechaniczne.
- Obojętne – biomateriały ceramiczne obojętne cechują się tym że, nie ulegają w ogóle lub w bardzo niewielkim stopniu zmianom podczas długiego kontaktu ze środowiskiem fizjologicznym. Pozytywną cechą tych biomateriałów jest to że, nie uwalniają do tkanki żadnych jonów, nie oddziałują toksycznie na organizm ale organizmy żywe reagują na ich obecność poprzez wytworzenie w bezpośrednim sąsiedztwie bardzo delikatnej,



kilkumikronowej włóknistej tkanki otaczającej wszczep. Typowymi materiałami ceramicznymi obojętnymi jest ceramika korundowa oraz cyrkonowa.



Rys. 6 Wpływ temperatury spiekania na wytrzymałość ceramiki korundowej [5]

Główne zastosowania bioceramiki:

- Protezy stomatologiczne;
- Cementy kostne;
- Nici chirurgiczne;
- Elementy endoprotez.



Rys. 7 Przykłady biomateriałów ceramicznych (staw biodrowy oraz kolanowy)

### 2.3 Materiały kompozytowe i węglowe

Kolejnym typem biomateriałów są biomateriały węglowe. Można uznać, że są to biomateriały o perspektywnym i przyszłościowym znaczeniu dla chirurgii. Cechują się one:

- Dobrą biotolerancją w środowisku tkanek ustrojowych;
- Dobrymi właściwościami fizykochemicznymi;
- Odpornością na działanie promieniowania jonizującego;
- Obojętnością elektryczną gwarantującą dobrą chemozgodność.

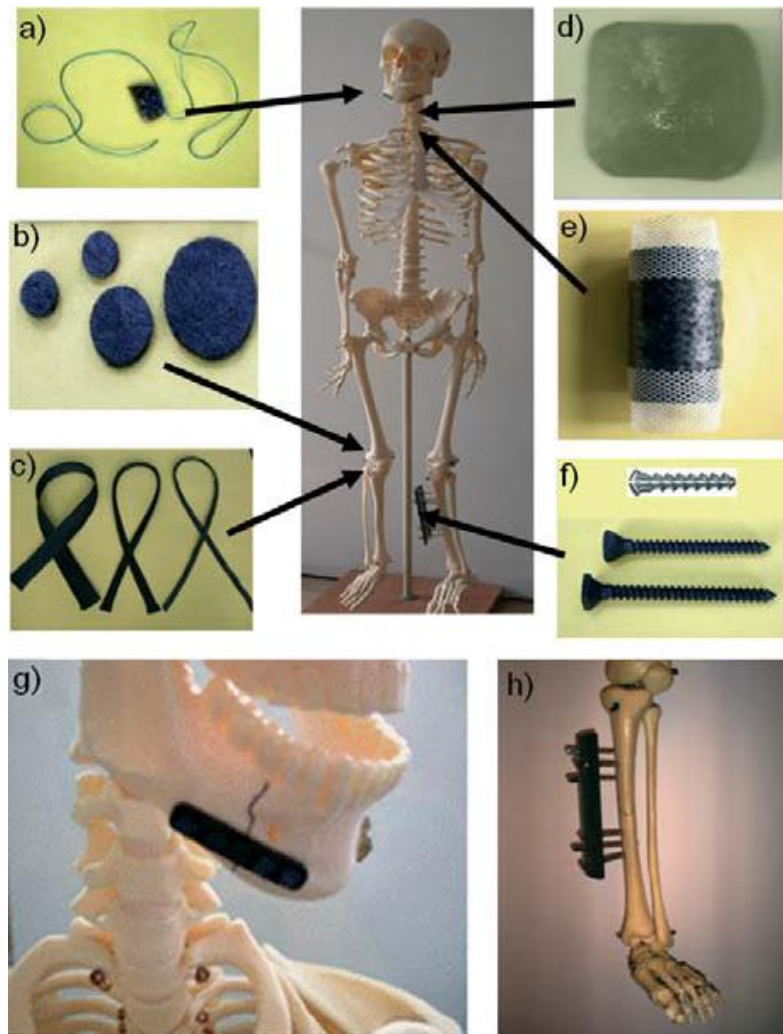
Biomateriały węglowe możemy podzielić na:

- Warstwy węglowe:
  - Diamentowe,
  - Diamentopodobne,
- Materiały kompozytowe:
  - Włókna węglowe,
  - Kompozyty węgiel – węgiel.

Biomateriały kompozytowe, które wzmocnione są włóknami węglowymi o osnowie węglowej cechują się dobrą biotolerancją oraz dobrymi właściwościami mechanicznymi. Jego kolejną ważną zaletą jest duża trwałość w środowisku płynów ustrojowych. Stosowane obecnie w medycynie materiały ulegają często zniszczeniu o zróżnicowanej intensywności.

Główne zastosowania biomateriałów węglowych to:

- Implanty węglowe;
- Implanty biomechaniczne;
- Implanty biostatyczne;
- Sztuczne narządy.



*Rys 8. Przykłady wykorzystania materiałów węglowych w medycynie: a) nici chirurgiczne; b) włókniny na ubytki tkanki chrzęstnej i kostnej; c) plecionki węglowe jako protezy więzadeł i ścięgien; d) kompozyt polimerowo-węglowy do rekonstrukcji krtani; e) kompozyt polimerowo-węglowy do rekonstrukcji tchawicy; f) śruba metalowa pokryta warstwą nanodiamentu, śruby z kompozytu węgiel-węgiel; g) płytka z kompozytu polisulfon-włókno węglowe; h) stabilizator z kompozytu żywica epoksydowa-włókno węglowe [3]*

## 2.4 Biomateriały Polimerowe

Polimery są tworzywami, które cechują się lekkością i odpornością na korozję oraz w dużej większości nieprzewodzeniem prądu elektrycznego. Czyste polimery są bardzo zależne od temperatury gdyż ich moduł sztywności maleje w miarę podwyższania się temperatury, może to już być nawet powyżej 20°C. Jednak projektanci wyrobów polimerowych wiedzą o tej zależności i usztywniają je poprzez dodanie włókien lub cząsteczek wysokomodułowych, tworząc kompozyty z osnową polimerową i z dodatkami usztywniającymi. Kompozyty polimerowe po dodaniu dodatków usztywniających posiadają większą sztywność i lepszą wytrzymałość na rozciąganie i zginanie. Obecnie najczęściej stosowane biomateriały polimerowe to kolagen, fibryna, celuloza modyfikowana, chityna, silikon, politetrafluoroetylen, poliuretany, polietylen, poliamidy, polimetakrylan metylu. Wciąż w laboratoriach naukowych opracowywane są badania które mają na celu opracowanie rdzenia biopolimerowego na bazie np.: poliuretanów lub pochodnych kwasu mlekowego. Materiałom polimerowym stosowanym w medycynie stawia się odpowiednie wymagania:

- Łatwość uzyskania powtarzalnej jakości materiału dla różnych partii wyrobów;
- Łatwość formowania;
- Łatwość sterylizacji;
- Odpowiednia jakość fizykochemiczna biomateriału;
- Nieinicjowanie odczynów alergicznych i toksycznych;
- Bioinertność.

Główne zastosowania biomateriałów polimerowych:

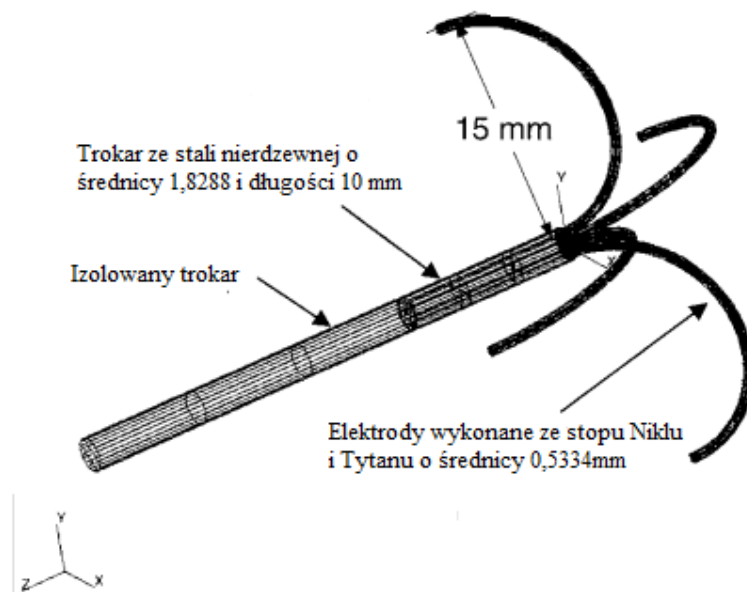
- Elementy endoprotez;
- Sztuczne narządy;
- Nośniki leków.



Rys. 9 Śruby dla ortopedii z polimerów biostabilnych, resorbowalnych i z materiałów kompozytowych.

### 3. Ablacja

Ablacja jest zabiegiem jest zabiegiem kardiologicznym, który wykonywany jest w celu wyleczenia guzów złośliwych znajdujących się na organach wewnętrznych człowieka. Polega ona na zniszczeniu, najczęściej energią termiczną uszkodzonych tkanek organu. Istnieją różne rodzaje ablacji w zależności od tego jaki organ w ciele człowieka chcemy wyleczyć. Naszym obiektem zainteresowań będzie usuwanie guzu złośliwego wątroby za pomocą terapii ablacyjnej ogniskowej. Terapie ablacyjne ogniskowe stosuje się do leczenia nowotworów wątroby. Większość pacjentów nie kwalifikowała się do chirurgicznej resekcji z powodu choroby ogniskowej, , wielkość guza, lokalizacja guza kluczowego lub przez koagulopatie. Tak więc zabieg ten powstał przez duże zapotrzebowanie na nowe minimalnie inwazyjne techniki na wyleczenie raka wątroby. Ablacja w przeciwieństwie do resekcji nie wymaga utraty całych segmentów lub płatów prawidłowej wątroby. Ablację ogniskową możemy wykonać na dwa sposoby, poprzez krioablację lub przez wysyłanie częstotliwości radiowej(RF) ablacji. Mimo iż po krioablacji jest mniej nawrotów choroby to jest ona rzadziej stosowana przez konieczność wykonywania otwartego zabiegu, duże rozmiary sondy i możliwości intensywnego krwawienia. W przeciwieństwie do krioablacji zabieg poprzez wysyłanie częstotliwości radiowej jest bezpieczniejszy, i może być stosowany przez skórnie a jego sondy mogą być nawet wielkości igły.



*Rys. 10 Przykład struktury sondy cztero-elektrodowej RF do leczenia nowotworu wątroby [11]*

Ablacja RF działa na zasadzie wykorzystywania prądu zmiennego, który zazwyczaj posiada częstotliwość na poziomie 500 kHz. Niszczenie szkodliwych tkanek odbywa się poprzez ich ogrzewanie. Denaturacja wewnątrz komórkowa białka i niszczenie błon komórkowych występuje gdy temperatura komórek przekracza 45 – 50°C. Stosowanie ablacji znalazło zastosowanie tam gdzie miejsca są małe i dobrze określone. Aby skutecznie

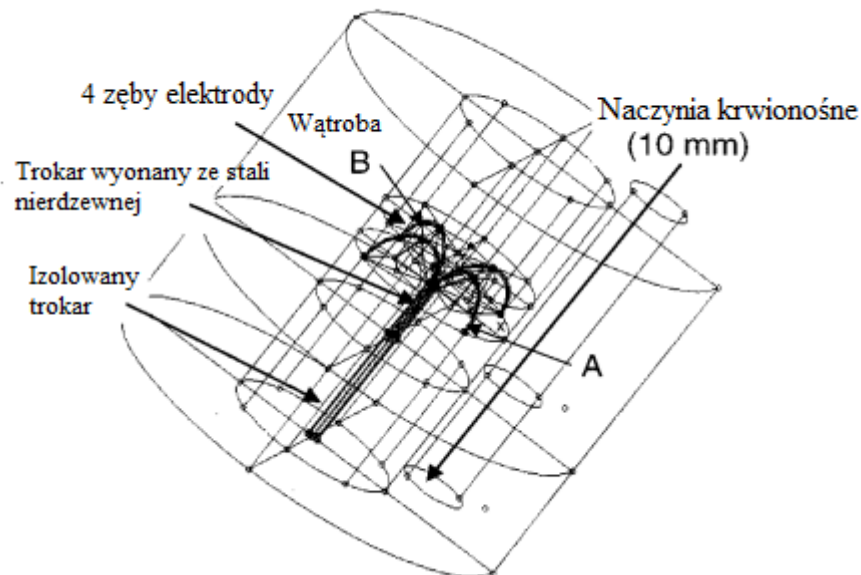
wyleczyć guz, wymagana jest znajomość dokładnej lokalizacji, którą można uzyskać poprzez użycie tak zwanych przewodników, którym mogą być tomografia komputerowa CT, ultradźwięki lub rezonans magnetyczny. Dzisiejsze projekty sondy RF są proste a parametry jakimi możemy sterować to:

- Temperatura sondy;
- Impedancja wyjściowa;
- Moc wyjściowa.

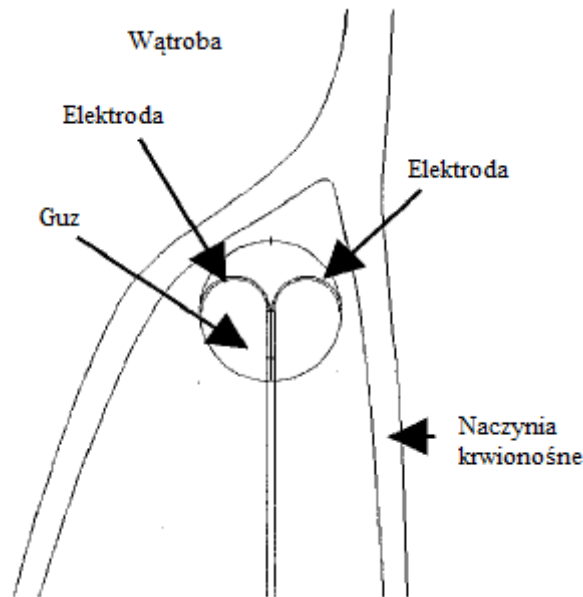
Reakcja tkanek wątroby na ogrzewanie termiczne również zależy od kilku czynników:

- Właściwości materiału wątrobowego;
- Czasu ablacji;
- Sposobu ablacji;
- Parametrów sterowanych (temperatura lub moc);
- Lokalizacja guza;
- Geometria sondy.

Mechanizm dzięki któremu prąd RF powoduje uszkodzenie szkodliwej tkanki jest konwersja energii elektrycznej na ciepło. Układ ten składa się z generatora RF, który łączy przewód do dalszych elektrod wątroby a dyspersyjne powierzchnie elektrod łączą się z generatorem, który będzie zakańczał obwód. Podczas ogrzewania pojawia się energia elektryczna, która rozpraszana przez prąd elektryczny płynący przez przewód przekształca się w energię cieplną.

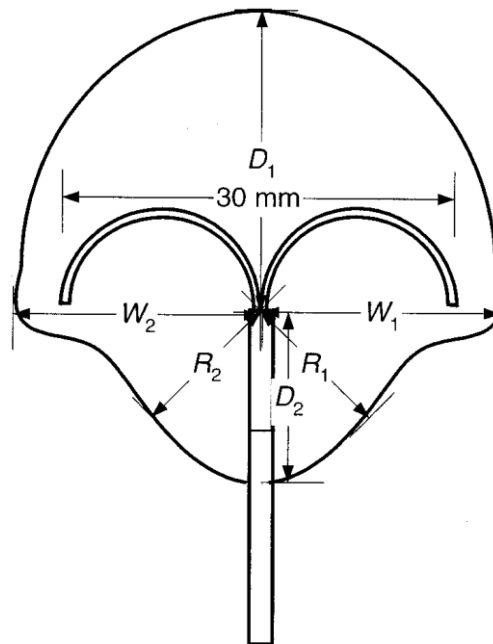


Rys. 11 Przykład rozmieszczenia sondy w wątrobie. [11]



Rys. 12 Przykład rozmieszczenia sondy w wątrobie przedstawiony w 2D.[11]

Podczas ablacji wątroby wykorzystywane jest równanie biociepła(4.3.3), które uwzględnia takie wielkości jak ciepło właściwe, przewodność cieplną, natężenie prądu, natężenie pola elektrycznego, ciepło oraz przepływ krwi oraz energię z metabolizmu i perfuzji krwi. Temperatura krwi oraz temperatura wątroby czyli granice modelu powinny mieć temperaturę zbliżoną do temperatury ciała człowieka, najczęściej przyjmują się zatem  $37^{\circ}\text{C}$  i jest to warunek początkowy. Zatem potencjał na ściankach wątroby będzie wynosił w tym przypadku  $0\text{ [V]}$ .



Rys. 13 Schemat przedstawiający typowe zmienne wpływające na rozmiar sondy.[11]

Jednak tak jak i każdy zabieg ablacja niesie ze sobą również skutki uboczne i nie pożądane. Głównymi skutkami ubocznymi jest ból zlokalizowany w okolicy, która uległa koagulacji oraz podwyższenie temperatury ciała. Sukces zabiegu zależy również od dobrego wykszolenia personelu wykonującego zabieg. Dużym minusem zabiegu jest również to że, można nim leczyć tylko guzy mniejsze niż 3 cm, a dla większych guzów wymagana jest większa liczba sesji i nie prowadzi do kompletnego wyleczenia. Mimo iż jest to bardzo skuteczna metoda w leczeniu pierwotnych i wtórnych guzów złośliwych, a ponadto małoinwazyjna niestety ze względu na duże koszty sprzętu potrzebnego do wykonania zabiegu, stosowana w niewielu ośrodkach medycznych.



## 4. Przewodnictwo cieplne

Wymiana ciepła oraz przewodnictwo cieplne występuje w każdym procesie w przyrodzie gdzie tylko występuje różnica temperatur. Jest również bardzo ważnym czynnikiem i zjawiskiem powszechnym w naukach oraz technice. Zdolność obliczania wymiany ciepła oraz maksymalnego ciepła jakie występuje w maszynach, procesach, silnikach, energetyce cieplnej, budownictwie czy przemyśle spożywczym ma bardzo duże znaczenie w zakresie projektowania wyżej wymienionych czynników. Pierwszym pojęciem które pojawia nam się w przewodnictwie cieplnym jest przenoszenie ciepła – czyli działanie otoczenia na układ zamknięty, które nie mogą być zaliczone do różnego rodzaju prac a sposób w jaki przekazywane jest to ciepło nazywamy wymianą ciepła. Jeżeli natomiast zjawisko wymiany ciepła zmienia się w miarę upływu czasu występuje nieustalona wymiana ciepła, a jeżeli wymiana nie zmienia się w czasie występuje ustalona wymiana ciepła. Aby zagłębiać się w definicje wymiany ciepła koniecznie musimy znać pojęcie pola temperatury. Jest to zbiór wartości temperatury we wszystkich punktach rozpatrywanego ciała w danej chwili.

$$T = f(x, y, z, t) \quad (4.1)$$

Pole temperatury T to zależność temperatury od współrzędnych przestrzeni. W przypadku gdy wymiana ciepła jest ustalona to pole temperatury nie zmienia się w czasie i temperatura jest tylko funkcją współrzędnych przestrzeni.

$$T = F(x, y, z), \frac{\partial T}{\partial t} = 0 \quad (4.2)$$

W wymianie ciepła, ciepło Q [kJ] jest wielkością skalarną mimo tego, że mówimy o przepływie kierunkowym ciepła czyli od wyższej temperatury do niższej. Stosunek ilości ciepła  $\partial Q$  do czasu trwania tej wymiany nazywamy strumieniem ciepła.

$$Q = \frac{\partial Q}{\partial t} \quad (4.3)$$

Strumień ciepła podobnie jak ciepło jest wielkością skalarną, gdy odniesiemy strumień ciepła do jednostki pola powierzchni A, która jest ściśle zorientowana w przestrzeni otrzymamy wektor który nazywany jest gęstością strumienia ciepła. Jest to wektor prostopadły do powierzchni izotermicznej skierowany zgodnie ze spadkiem temperatury.

$$Q = \frac{\partial Q}{\partial A} \quad (4.4)$$

Przewodzeniem ciepła nazywamy przekazywanie energii wewnętrznej między bezpośrednio stykającymi się częściami jednego ciała lub różnych ciał. W cieczech energia ta przekazywana jest energia kinetyczna atomów i cząsteczek a w ciałach stałych energia drgań atomów w sieci krystalicznej i ruchu swobodnych elektronów. Przewodzenie ciepła w cieczech połączone jest zazwyczaj z konwekcją. Jest to ruch makroskopowych części płynu o różnych temperaturach. Wyróżniamy dwa rodzaje konwekcji: wymuszoną oraz swobodną. W konwekcji swobodnej występuje naturalny ruch płynu wywołany różnicą temperatur płynu w

po bliziu ciała stałego a płynu oddalonego od ścianki. W przypadku konwekcji wymuszonej następuje wymuszony ruch płynu spowodowany mieszaniem lub zastosowaniem pompy.

#### 4.1 Przewodzenie ciepła w ciałach stałych

Przewodzenie ciepła w ciałach stałych w modelu fizycznym określane jest jako prawo wiążące gęstość strumienia ciepła z gradientem temperatury czyli postać różniczkowego równania sumy energii i rodzaju warunków jej rozwiązania. Na ogół wystarczające jest posługiwanie się prawem Fouriera dla gęstości strumienia ciepła, natomiast dla równania bilansu energii założenia fizyczne są o wiele bardziej skomplikowane. Najważniejsze co musimy określić to czy rozpatrujemy ustalone czy nieustalone przewodzenie. Następnie musimy ustalić czy można przyjąć, że są stałe właściwości termofizyczne lub czy są zmienne w czasie lub zależne od temperatury lub innych wielkości fizycznych. W modelu fizycznym musimy ustalić również występowanie lub brak wewnętrznych źródeł ciepła oraz określenie zjawisk wymiany ciepła na powierzchniach zewnętrznych ciała. Zgodnie z prawem Fouriera gęstość przewodzonego strumienia ciepła jest wprost proporcjonalna do gradientu temperatury.

$$Q = -\lambda \operatorname{grad} T = -\lambda \nabla T \quad (4.1.1)$$

lub w postaci skalarnej:

$$q = -\lambda \frac{\partial T}{\partial n} \quad (4.1.2)$$

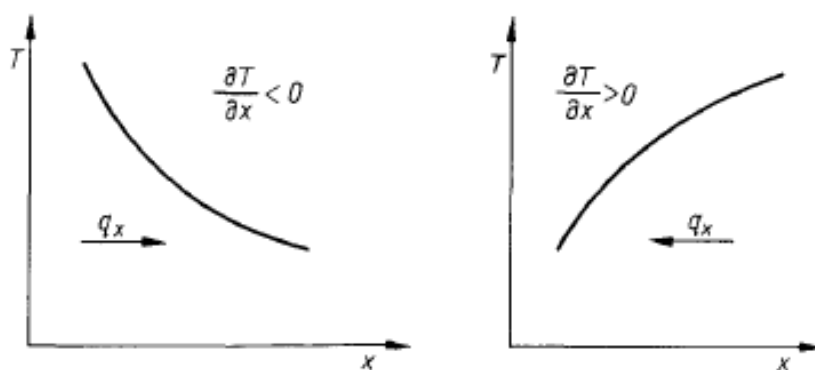
gdzie:

$\nabla$  – wektor zwany operatorem Hamiltona

$\frac{\partial T}{\partial n}$  – pochodna temperatury w kierunku prostopadłym do powierzchni izotermicznej

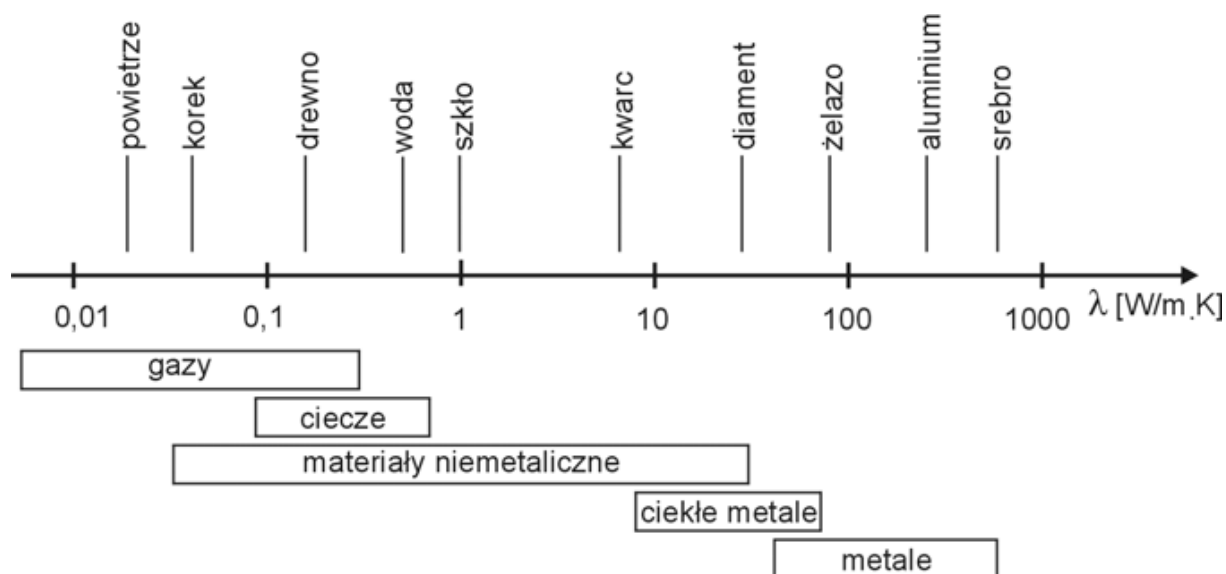
$\lambda$  – współczynnik przewodzenia ciepła

Znak minus w tym współczynniku wynika z faktu, że ciepło płynie zgodnie ze spadkiem temperatury, ukazane jest to na rys. 14.



Rys.14 Zależność znaku gęstości strumienia ciepła od gradientu temperatury [9]

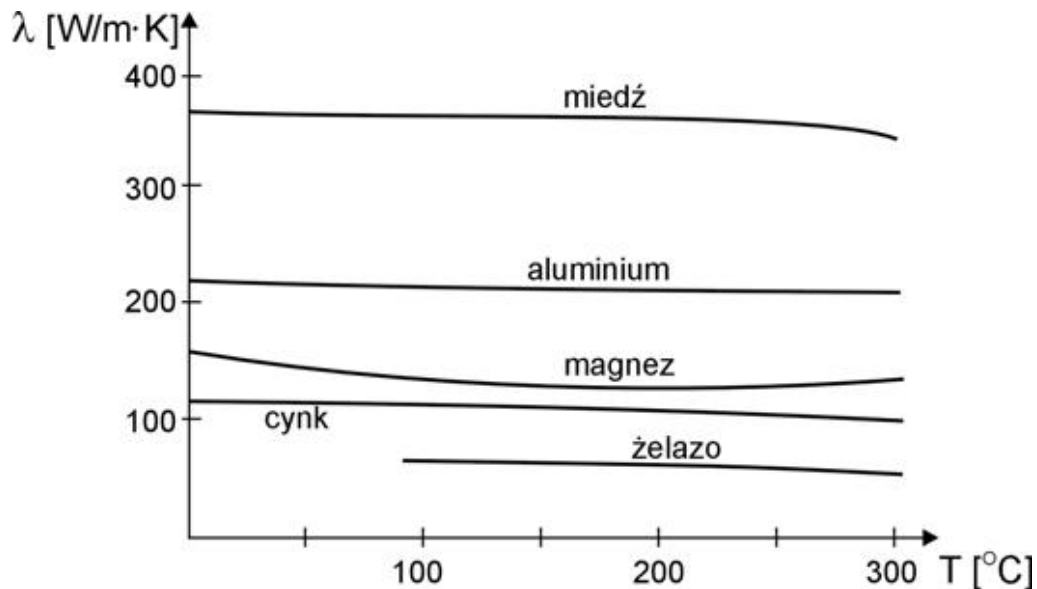
Współczynnik przewodzenia ciepła jest to własność materiału, która charakteryzuje dany materiał pod względem zdolności przewodzenia ciepła. Dla ciał stałych oraz cieczy współczynnik ten zależy od temperatury a dla gazów także od ciśnienia gazu. Współczynnik przewodności cieplnej dla gazów (przy umiarkowanym ciśnieniu) mieści się w granicach  $\lambda=0,005 - 0,5 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ , dla cieczy wartości wahają się w granicach  $\lambda=0,09-0,7 \text{ W/m}\cdot\text{K}$  a dla ciał stałych przyjmuje on wartości od  $\lambda=0,02 - 429 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ . Najniższe wartości występują dla ciał porowatych i włóknistych a najwyższe dla czystych metali.



Rys. 15 Wartości współczynnika przewodności cieplnej wybranych materiałów [13]

Wnioskujemy więc, że wielki wpływ na wartość przewodności cieplnej ma czystość metali. Dla przykładu czysta miedź ma przewodność cieplną  $\lambda=395 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ , a już małe ilości arsenu powodują jej spadek do  $\lambda=140 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ . Ta sama zależność działa w stopach metali, które mają mniejsze wartości przewodności cieplnej niż czyste składniki wchodzące w ich skład. Metale w stanie stałym mają dużą przewodność cieplną, co wynika z tego, że przewodzenie ciepła zachodzi w nich na skutek ruchu strumienia swobodnych elektronów i z

godnie z prawem Wiedemanna –Frantza – Lorentza przewodność cieplna jest proporcjonalna do przewodności elektrycznej. Gdy metal jest w stanie ciekłym jego przewodność cieplna spada i jest mniejsza niż w stanie stałym, to i tak jest ona bardzo duża w porównaniu z innymi cieczami. Innym czynnikiem który ma wpływ na przewodność cieplną jest temperatura, i wraz ze wzrostem temperatury przewodność czystych metali obniża się, co doskonale obrazuje rys. 4.



Rys. 16 Zależność przewodności cieplnej metali od temperatury [13]

## 4.2 Warunki początkowe i warunki brzegowe

### 4.2.1 Warunki początkowe

Określają one rozkład temperatury w początkowej chwili. Może to być warunek stałej temperatury w każdym punkcie ciała lub warunek periodycznej zmiany temperatury. Warunki początkowe to wartość temperatury w chwili  $t_0=0$  [s]:

$$T(r, t)|_{\tau = 0} = T_0(r) \quad (4.2.1.1)$$

### 4.2.2 Warunki brzegowe pierwszego rodzaju

Określają one rozkład temperatury  $T$ , na powierzchni ciała w każdej chwili:

$$T(r, t)|_A = T_A(r_A, t) \quad (4.2.2.1)$$

Gdzie:  $r_A$  – wektor pozycyjny punktu na powierzchni ciała

### 4.2.3 Warunki brzegowe drugiego rodzaju

Określają one rozkład gęstości strumienia ciepła  $q$ , na powierzchni ciała w każdej chwili:

Dla ciał anizotropowych wynoszą one:

$$\Lambda \nabla T \cdot n|_A = q(r_A, t) \quad (4.2.3.1)$$

gdzie:

$\Lambda$  - tensor symetryczny drugiego rzędu, który przyjmuje postać:

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_{xx} & \lambda_{yx} & \lambda_{zx} \\ \lambda_{yx} & \lambda_{yy} & \lambda_{yz} \\ \lambda_{zx} & \lambda_{yz} & \lambda_{zz} \end{bmatrix} \quad (4.2.3.2)$$

dla ciał izotropowych:

$$\lambda \left( \frac{\partial T}{\partial n} \right) |_A = q(r_A, t) \quad (4.2.3.3)$$

### 4.2.4 Warunki brzegowe trzeciego rodzaju

Określają one temperaturę  $T_{cz}$  i współczynnik przejmowania ciepła  $\alpha$  płynu otaczającego ciała, w każdym miejscu powierzchni ciała i w każdej chwili:

$$-(\Lambda \nabla T \cdot n|_A) = \alpha(r_A, t, T_A)[T(r_A, t) - T_{cz}] \quad (4.2.4.1)$$

### 4.2.5 Warunki brzegowe czwartego rodzaju

Określają warunki styku na powierzchni dwóch ciał. Przy idealnym styku temperatura obydwu ciał w miejscu styku jest taka sama. Równa jest również gęstość strumienia ciepła

$$T_1|_A = T_2|_A \quad (4.2.5.1)$$

$$\lambda_1 \left( \frac{\partial T_1}{\partial n} \right) |_A = \lambda_2 \left( \frac{\partial T_2}{\partial n} \right) |_A \quad (4.2.5.2)$$

Styk idealny nie występuje w rzeczywistości, stanowi on jedynie uproszczenie przy rozwiązywaniu niektórych problemów. W rzeczywistości temperatury na styku dwóch ciał nie są równe, wstępuje opór cieplny, określany przy użyciu kontaktowego współczynnika wnikania ciepła  $\alpha_{k\tau}$ :

$$-\lambda_1 \left( \frac{\partial T_1}{\partial n} \right) \Big|_A = \alpha k \tau (T_A|_A - T_2|_A) = -\lambda_2 \left( \frac{\partial T_2}{\partial n} \right) \Big|_A \quad (4.2.5.3)$$

### 4.3 Równanie Pennesa

Równanie Pennesa jest podstawowym i niezbędnym równaniem służącym do opisu sposobu przepływu ciepła w ludzkiej tkance. Jest to równanie dyfuzji, które uwzględnia perfuzję krwi oraz przemiany metaboliczne. Równanie to stosujemy do opisywania zagadnień przepływu ciepła w tkance, w której występuje duża ilość naczyń krwionośnych o małych rozmiarach, naczyń włosowatych. Jeżeli pojawi się większe naczynie krwionośne, należy do równania dołączyć dodatkowe elementy. Jest to tak zwany ciągły model tkankowy, który zakłada, że temperatura krwi wpływającej do naczynia włosowatego ma wartość temperatury tętniczek a temperatura wypływającej krwi jest równa temperaturze tkanki.

Równanie Pennesa ma postać:

$$c(T) \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = \text{div}[\lambda(T) \text{grad}T(x,t)] + Q_{\text{met}} + Q_{\text{perf}} \quad (4.3.1)$$

gdzie:

$c(T)$  – ciepło właściwe tkanki odniesione do jednostki objętości

$\lambda(T)$  – współczynnik przewodzenia ciepła

$Q_{\text{perf}}$  – wydajność wewnętrznych źródeł ciepła związanych z perfuzją krwi [ $\text{W}/\text{m}^3$ ]

$Q_{\text{met}}$  – wydajność wewnętrznych źródeł ciepła związanych z metabolizmem [ $\text{W}/\text{m}^3$ ]

$T$  – temperatura

$x$  – współrzędne geometryczne

$t$  – czas

Postać  $\text{div}[\lambda(T) \text{grad}T(x,t)]$  zależy od tego jaki układ współrzędnych zostanie przyjęty. Gdy ciało znajduje się w stanie ustalonym  $\frac{\partial T(x,t)}{\partial t}$  to przyjmuje postać 0 a  $T=T(x)$ .

Aby opisać wydajność wewnętrznych źródeł ciepła związanych z perfuzją krwi stosujemy równanie:

$$Q_{\text{perf}} = c_B G_B [T_B - T(x,t)] \quad (4.3.2)$$

gdzie:

$c_B$  – ciepło właściwe krwi odniesione do jednostki objętości;

$G_B$  – współczynnik perfuzji;

$T_B$  – temperatura krwi;

W przypadku gdy organizm znajduje się w warunkach wysiłku fizycznego, wydajność źródła związanego z metabolizmem może sięgnąć nawet kilkuset tysięcy, natomiast w chwili wypoczynku wartość ta osiąga kilkanaście tysięcy. Równanie przewodzenia biociepła, które wykorzystywane jest w programie Comsol Multiphysics jest bardzo podobne do równania przewodzenia ciepła z taką różnicą że, w wyniku po prawej stronie dzieli trzy źródła ciepła na trzy kategorie, które są zainteresowaniem w problemie wymiany biociepła. Zmienną zależną w tym równaniu jest  $T$  – temperatura. Równanie przewodzenia biociepła przyjmuje formę:

$$\delta_{ts}\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla * (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (4.3.3)$$

gdzie:

$\delta_{ts}$  – współczynnik skalowania (bezwymiarowy);

$\rho$  - gęstość tkanki [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ];

$C$  – ciepło z tkanki [ $\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ ];

$k$  – przewodność cieplna tkanki [ $\text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$ ];

$\rho_b$  – gęstość krwi [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ];

$C_b$  – ciepło krwi [ $\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ ];

$\omega_b$  – szybkość perfuzji krwi [ $\text{m}^3/\text{m}^3 \cdot \text{s}$ ];

$T_b$  – temperatura krwi tętniczej [ $\text{K}$ ];

$Q_{met}$  – źródło ciepła z metabolizmu [ $\text{W}/\text{m}^3$ ];

$Q_{ext}$  - przestrzenne źródło ciepła [ $\text{W}/\text{m}^3$ ].

W poniższym modelu  $Q_{ext}$  pełni rolę źródła ciepła, które wytwarzane jest poprzez prąd elektryczny. Zastosowanie takiej metody przetwarzania energii elektrycznej na energię cieplną ma wiele zalet: może być dokładnie kontrolowane, aby równomierność temperatury znajdowała się w bardzo wąskich granicach, jest czystszy od innych sposobów ogrzewania ponieważ, nie wiąże się z tym spalanie oraz jest bezpieczny w użyciu. Istnieje również wiele innych metod wykorzystywania prądu elektrycznego do ogrzewania takich jak np.:

- Grzejniki oporowe – wytwarzają ciepło poprzez puszczenie prądu elektrycznego przez rezystancję drutu, cewki lub innej przeszkody wytrzymującej prąd i powodującej, że wydziela ciepło.
- Grzejniki dielektryczne – wykorzystują prądy wysokiej częstotliwości, które wytwarzają ciepło histerezy dielektrycznej w ciele nominalnie nieprzewodzącego materiału.
- Grzejniki indukcyjne – wytwarzają ciepło za pomocą zmiennego pola elektromagnetycznego w ciele materiału przewodzącego. Ten sposób nazywany jest

często magnetoindukcyjnym ogrzewaniem i jest stosowany w celu osiągnięcia temperatury poniżej temperatury topnienia metalu.

- Electric-arc – jest formą ogrzewania oporowego w którym, most pary i gazu niesie ze sobą prąd elektryczny pomiędzy elektrodami.

Zjawiskiem jakie towarzyszy modelowi w nagrzewaniu się jest nagrzewanie oporowe. Wytwarza ono ciepło przez przewody prowadzące prąd elektryczny. Stopień ogrzewania dla danego prądu jest proporcjonalny do oporu elektrycznego przewodnika. Jeżeli opór przewodnika jest wysoki to generowana jest duża ilość ciepła. Opiera się to na prawie Joule'a-Lenza, które pozwala wyznaczyć ciepło, które wydzieli się podczas przepływu prądu elektrycznego przez przewodnik elektryczny. Oprócz posiadania wysokiej oporności, elementy grzejne muszą być zdolne do wytrzymania wysokiej temperatury bez uszkodzenia lub ugięcia.

### 4.3.1 Warunki brzegowe dla równań biociepła

Strumień biociepła jest ogólnym warunkiem strumienia ciepła, zależy od konwekcji oraz przez określenie współczynnika przenikania ciepła konwekcyjnego:

$$-n * (-k \nabla T) = q_0 + h(T_{inf} - T) \quad (4.3.1.1)$$

gdzie:

$q_0$  – gdy jego wartość jest dodatnia odpowiada to za źródło ciepła np.: grzałka elektryczna, znany napływ energii takich jak promieniowanie o określonym natężeniu.

$h(T_{inf} - T)$  – model wnikania ciepła z otoczeniem środowiska gdzie  $h$  jest współczynnikiem przenikania ciepła a  $T_{inf}$  jest zewnętrzną temperaturą. Wartość  $h$  zależy od geometrii i warunków otoczenia przepływu.

Izolacja:

Warunek ten odnosi się do granic gdzie domena jest dobrze izolowana. Może być również stosowany w celu zmniejszenia rozmiaru modelu wykorzystując symetrię.

$$-n * (-k \nabla T) = 0 \quad (4.3.1.2)$$

Określenie temperatury:

Ten warunek brzegowy ustala temperaturę  $T_0$

$$T = T_0 \quad (4.3.1.3)$$

Nieciągłość strumienia ciepła:

Nieciągłość strumienia ciepła określamy na wewnętrznych granicach błędów par montażowych, które jest tym samym co źródło ciepła lub radiator. Równanie określa, że różnica między strumieniem ciepła po lewej stronie i po prawej stronie jest równa źródła ciepła na granicy.



$$N * (k_u \nabla T_u - k_d \nabla T_d) = q_0 + h(T_{inf} - T) \quad (4.3.1.4)$$

gdzie:

$q_0$  – reprezentuje źródło ciepła lub spadek na wewnętrznej granicy;

$h(T_{inf} - T)$  – ciepło wymieniane między modelem a płynem przepływającym w sieci cienkich kanałów osadzonych w granicy. Ten warunek dostępny jest tylko w granicach wewnętrznych i do montażu par na granicach między częściami zespołu.

Ciągłość strumienia ciepła:

Ciągłość występuje dla wewnętrznych granic i par montażowych i jest ona szczególnym przypadkiem stanu nieciągłości strumienia ciepła. W przypadku braku źródeł warunek określa, że strumień ciepła w kierunku normalnym jest ciągły przez granicę. Ten warunek dostępny jest tylko dla par montażowych na granicach między częściami zespołu.

$$n * (k_u \nabla T_u - k_d \nabla T_d) = 0 \quad (4.3.1.5)$$

## 5. Wyniki numeryczne symulacji ablacji

### 5.1 Metoda Elementów Skończonych

Metoda elementów skończonych jest obecnie bardzo powszechnie stosowanym narzędziem obliczeń inżynierskich. Pierwsze prace oraz idee metod elementów skończonych pojawiły się już w 1943r jednak dopiero w 1960r uzyskało szeroką popularność. Stosuje się ją do analizy konstrukcji z bardzo skomplikowaną geometrią, złożonym stanem obciążeń lub elementów wykonanych z materiałów o różnych parametrach fizykochemicznych. Jest to zaawansowana metoda dyskretyzacji, czyli podziału przedmiotu na skończoną liczbę elementów, które połączone są w miejscach zwanych węzłami do których przyłożone są statyczne siły skupione, równoważne do wstępnych obciążeń ciągłych. Dzięki temu otrzymujemy geometryczny model o skończonej liczbie stopni swobody. Rozwiązywanie zagadnień metodą elementów skończonych możemy podzielić na następujące etapy:

- I. Podział geometrii na skończoną liczbę prostych elementów.
- II. Wybór odpowiednich węzłów w których, będą wymuszone warunki równowagi i zgodności.
- III. Wybór funkcji jednoznacznie określającej rozkład analizowanej wielkości fizycznej wewnątrz elementów skończonych, w zależności od wartości fizycznych w węzłach.
- IV. Wyznaczenie układu równań różniczkowych lub układu równań algebraicznych dla sformułowanego problemu.
- V. Suma równań dla poszczególnych elementów tak aby powstał jeden globalny układ dla wszystkich elementów.
- VI. Wprowadzenie do globalnego układu warunków brzegowych.
- VII. Rozwiązanie układu równań ze względu na typ układu, ustalony lub nieustalony. Znajdując wszystkie przemieszczenia węzłów.
- VIII. Obliczenie wszystkich szukanych wielkości oraz interpretacja graficzna.

Programy komputerowe, w których stosowana jest metoda elementów skończonych składają się z trzech części:

- Preprocesora – w którym budowane jest zadanie do rozwiązania;
- Procesora – jest to część obliczeniowa;
- Postprocesora – część która służy do graficznej prezentacji uzyskanych wyników.

Najtrudniejszym i najbardziej czasochłonnym etapem jest dzielenie elementu na elementy skończone w preprocesorze, zły podział elementu będzie skutkował uzyskaniem błędnych wyników.

Zalety systemu MES:

- Wyniki obliczeń otrzymujemy;

- Możliwość analizy elementów o bardzo złożonej geometrii co oznacza, że można zadanie może być sformułowane w pamięci komputera bez konieczności tworzenia prototypu;
- Podział geometrii na mniejsze kształty skutkuje uzyskaniem bardziej dokładnych wyników;
- Można dobrowolnie sterować siatką składającą się z elementów skończonych.

Wady systemu MES:

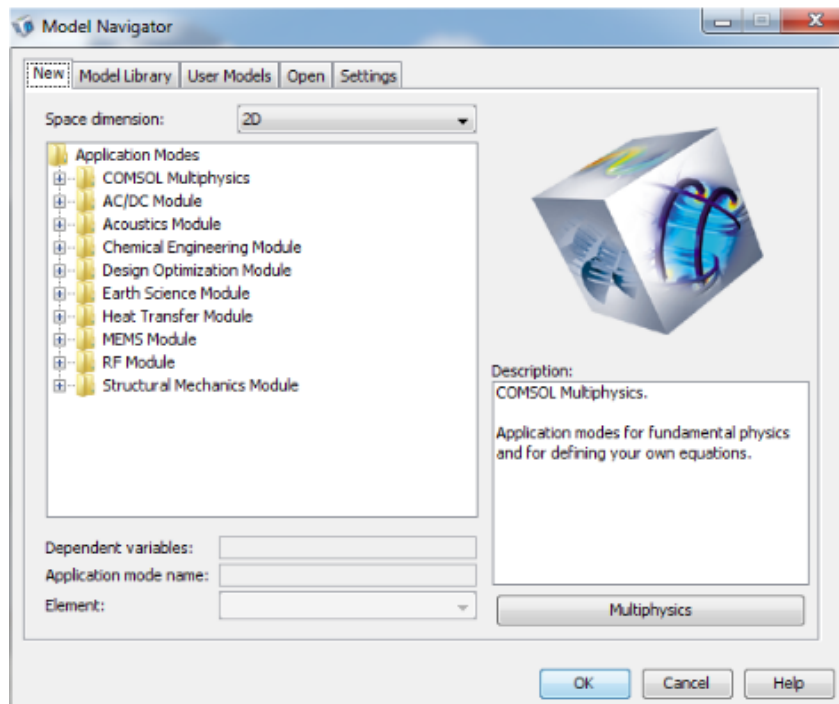
- Obliczenia MES mogą być obarczone błędami, których wartość zależy od złożenia przyjętych podczas formułowania problemu;
- Brak możliwości połączenia z różnymi programami;
- Koszty pierwszego uruchomienia programu są bardzo wysokie.

Obliczenia MES dla danego modelu będą wykonywane w programie Comsol Multiphysics.

## 5.2 Opis środowiska Comsol Multiphysics

Comsol Multiphysics jest jednym z programów służących do wykonywania obliczeń MES. Program nam ten pozwala na rozwiązywanie zagadnień jedno, dwu i trójwymiarowych. Główną zaletą programu jest to że, współpracuje on z takimi programami jak: Catia, Solidworks, Autocad, Autodesk Inventor. Dzięki przejrzystości interfejsu programu oraz intuicyjnym narzędziom, użytkownik programu nie musi posiadać dużej wiedzy na temat wykonywanych symulacji ponieważ, korzysta on z gotowych struktur i wzorów. Program pozwala na wykonanie szybkiej symulacji dzięki dużej ilości gotowych modułów do użycia takich jak np.: mechanika płynów, wymiany i przepływu ciepła, analizy mechaniczne oraz elektromagnetyczne. Posiada również bardzo dużo bibliotek materiałów dzięki którym możemy dowolnie definiować zmienne zależne takie jak warunki brzegowe, warunki początkowe oraz parametry materiałów.

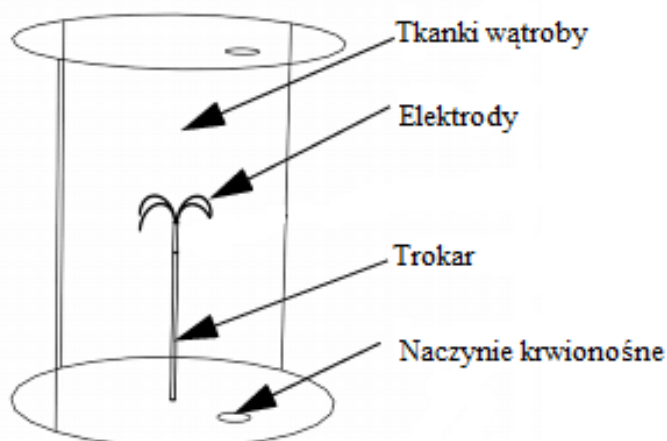
W pracy został wykorzystany moduł przepływu ciepła (Heat Transfer Module). Pozwala on na przeprowadzenie symulacji transferu ciepła związanego z konwekcją ciepła, przewodzeniem ciepła oraz z radiacyjną wymianą ciepła. Dodatkowo wyposażony jest w moduły uwzględniające wpływ ciepła związanego z metabolizmem i perfuzją krwi. Daje nam to możliwość na zbadanie przepływu ciepła oraz wpływ przepływu prądu na rozkład temperatury w żywej tkance.



Rys. 17 Główne okno programu Comsol Multiphysics

### 5.3 Opis modelu

W pracy zostało zamodelowane oraz zasymulowane urządzenie do usuwania lub uszkodzania chorych lub uszkodzonych części wątroby za pomocą wprowadzenia do naczyń krwionośnych sondy, która podgrzewa uszkodzone tkanki wątroby do temperatury ponad 50°C.



Rys. 18 Cylindryczny model wątroby z cztero zębową sondą w środku, która znajduje się obok dużego naczynia krwionośnego. [11]

Model ten wykorzystuje równanie bio ciepła (3.3.3) i moduł analizy AC DC. Udogodnieniem w symulacji jest również to że, podstawową jednostką temperatury w Comsol Multiphysics jest Kelvin (K) jednak dla modeli z równaniem bio ciepła bardziej wygodne jest dobrać temperaturę w °C i ten model pozwala wykorzystać nam skalę temperatury Celcjusza. Model tkanek wątroby został przedstawiony jako cylinder i zakłada że, jego temperatura pozostaje na granicy 37°C w czasie całej procedury. Nowotwór znajduje się na środku cylindra i ma takie same właściwości termiczne jak otaczająca go tkanka. Sonda zlokalizowana jest wzdłuż osi cylindra aby jej elektrody obejmowały region, w którym znajduje się guz. Warunki graniczne dla równania bio ciepła wynoszą:

$T = T_b$  dla ściany cylindra i ściany naczyń krwionośnych;

$N * (k_1 \nabla T_1 - k_2 \nabla T_2) = 0$  dla wszystkich granic wewnętrznych.

Model rozwiązuje powyższe równanie z warunków brzegowy aby uzyskać pole temperatury w funkcji czasu. W modelu musimy również uwzględnić przewodzenie elektryczne. Równanie przewodzenia elektrycznego w przypadku braku źródeł prądu  $Q_j$  oraz zewnętrznego źródła gęstości prądu  $J^c$  możemy zapisać w postaci:

$$-\nabla * (\sigma \nabla V) = 0 \quad (6.2.1)$$

gdzie  $V$  to potencjał elektryczny.

Warunki brzegowe na zewnętrznych ścianach cylindra przyjmuje się jako masę więc ich potencjał zawsze będzie równy 0 [V]. Natomiast potencjał elektrod wynosi 22 [V] i będzie parametrem sterowanym. A więc warunkami brzegowymi dla aplikacji DC analysis będzie:

$V = 0$  [V] dla ścian cylindra;

$V = V_0$  dla powierzchni elektrod;

$n * (J_1 - J_2) = 0$  dla wszystkich innych ścian.

*Tabela 1*

*Właściwości termiczne i elektryczne materiałów zastosowanych w modelu.*

Element	Material	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	$c$ [J/kg * K]	$k$ [W/m * K]	$\sigma$ [S/m]
Elektroda	Ni - Ti	6450	840	18	$1 \cdot 10^8$
Trokar	Stal nierdzewna	21500	132	71	$4 \cdot 10^6$
Tkanka	Wątroba	1060	3600	0,512	0,333
Krew	Krew	1000	4180	0,543	0,667

Głównym przedmiotem symulacji był wyżej opisany model do usuwania guzów nowotworowych lub uszkodzonych tkanek wątroby poprzez ogrzewanie tkanki złośliwej do temperatury krytycznej, która je zabija. Model pokazuje zwiększanie temperatury w czasie, w tkance dookoła elektrody. Sonda wykonana jest z głównego pręta (trokar) i czterech ramion elektrody jak pokazano na rys. 10. Trokar jest izolowany elektrycznie. Płynący prąd przez

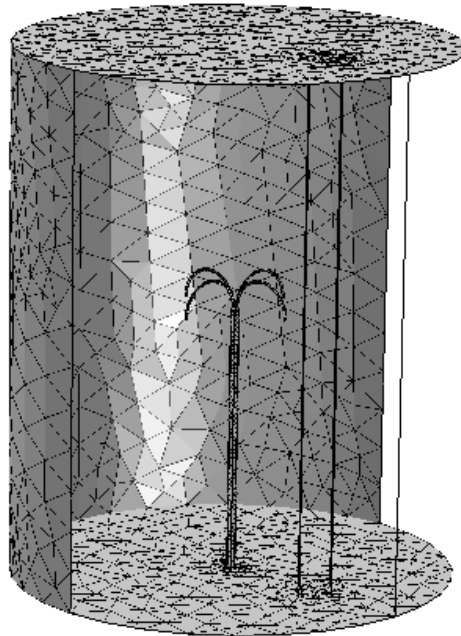
sondę, tworzy pole elektryczne, które jest najsilniejsze w bezpośrednim sąsiedztwie sondy i generuje rezystancyjne ogrzewanie, które dominuje dookoła sondy z powodu silnego pola elektrycznego. Symulacja była przeprowadzana dla trzech różnych napięć podawanych na sondę. W pierwszym przypadku zadane napięcie wynosiło 12 [V], w drugim przypadku 24 [V] natomiast w trzecim przypadku 33 [V]. Analizie w symulacji poddano zależność wzrostu napięcia do temperatury po czasie 40 [s], 60 [s], 200 [s] i 480 [s].

Statystyki siatki wykorzystanej do obliczeń oraz symulacji:

Liczba elementów – 54129

Liczba elementów brzegowych – 6514

Liczba stopni swobody – 19121



*Rys. 19 Widok modelu z zastosowaną siatką.*

Analizie zostało poddane również wzrost temperatury w czasie w trzech miejscach elektrody, na końcu, na środku i na początku. Miejsca rozmieszczenia punktów ilustruje rysunek 20:

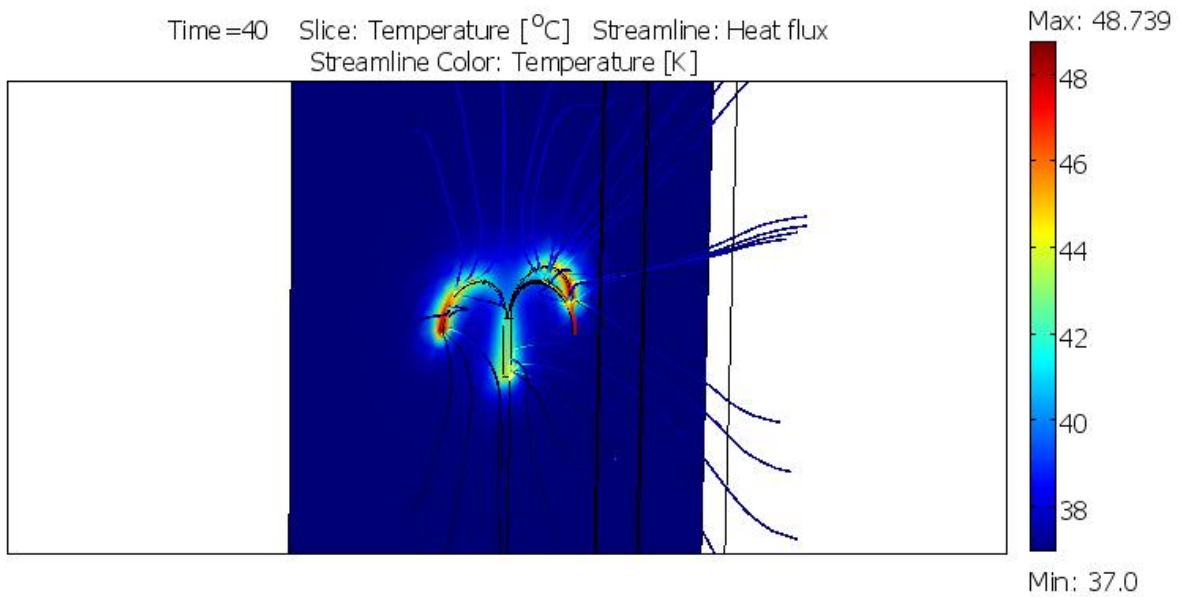


*Rys. 20 Rozmieszczenie punktów pomiaru wzrostu temperatury w czasie a) na początku elektrody, b) na środku elektrody, c) na końcu elektrody.*

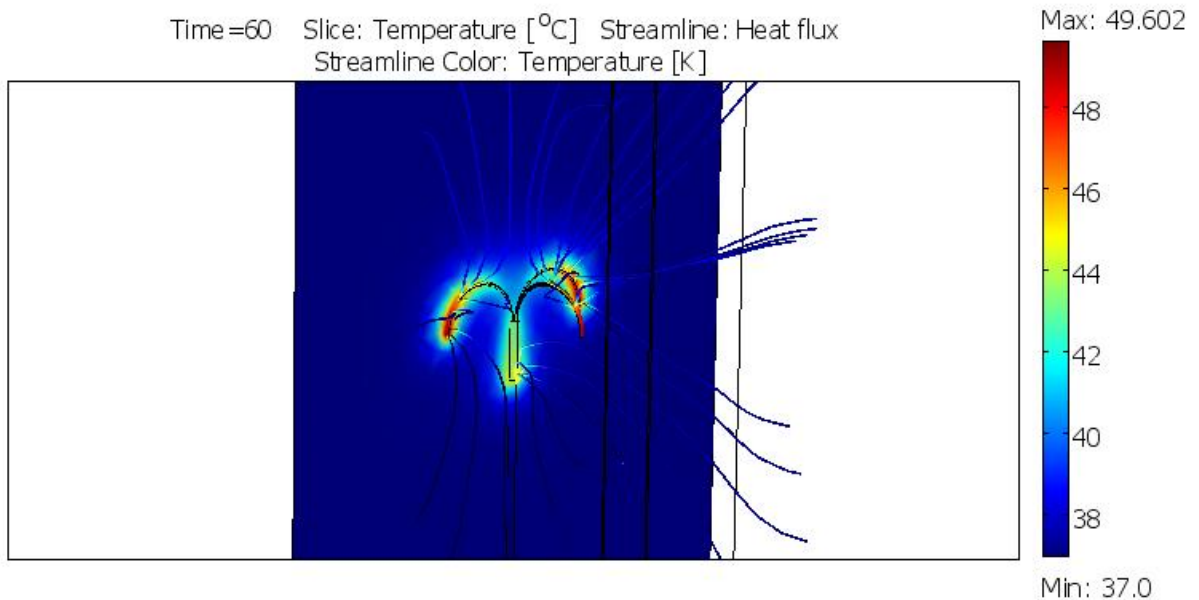
## 5.4 Wyniki przeprowadzonej symulacji

### 5.4.1 Wyniki obliczeń dla napięcia 12 [V]

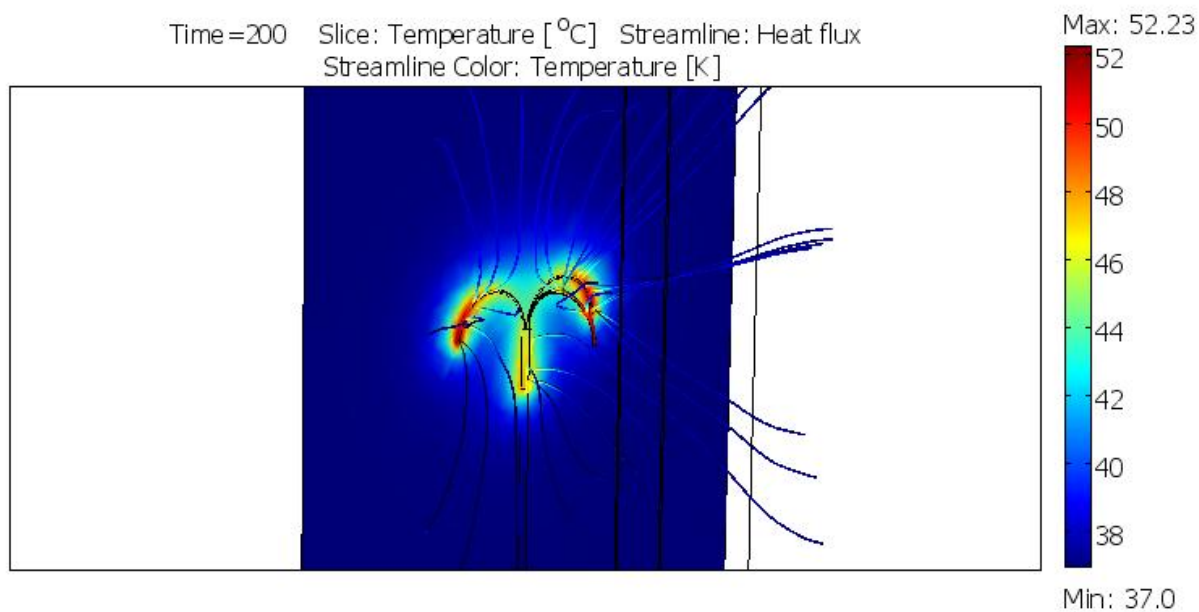
Poniższe rysunki obrazują powstawanie pola temperatury w tkance dookoła elektrody oraz nagrzewanie się elektrody po 480 sekundach od rozpoczęcia procedury.



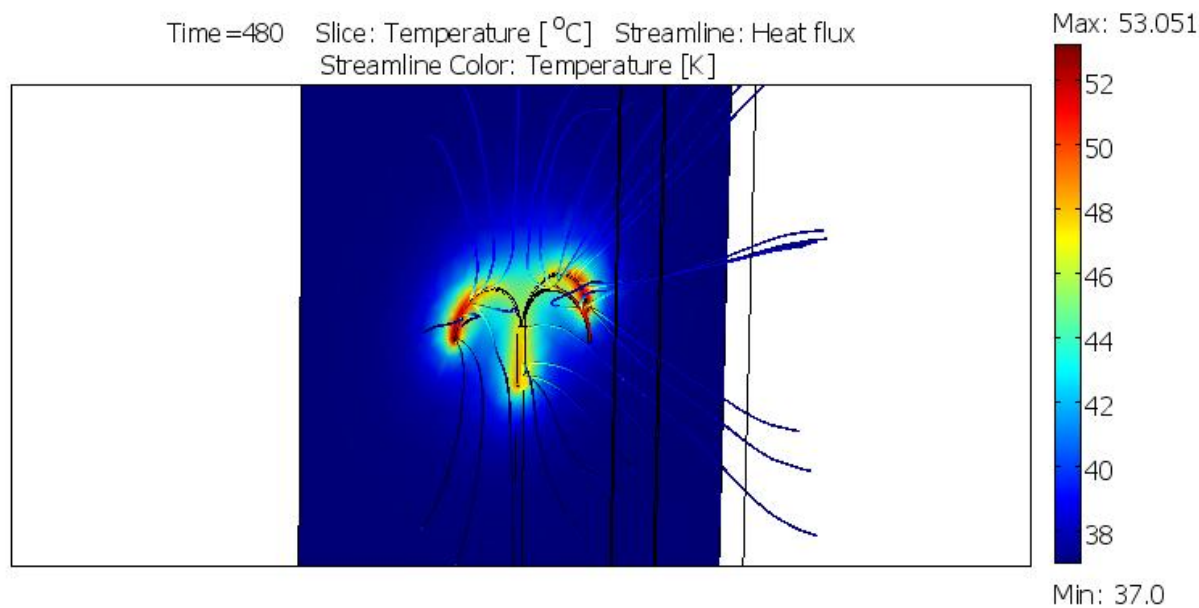
*Rys. 21 Pole temperatury po czasie 40 [s] dla napięcia 12 [V].*



*Rys. 22 Pole temperatury po czasie 60 [s] dla napięcia 12 [V].*



*Rys. 23 Pole temperatury po czasie 200 [s] dla napięcia 12 [V].*

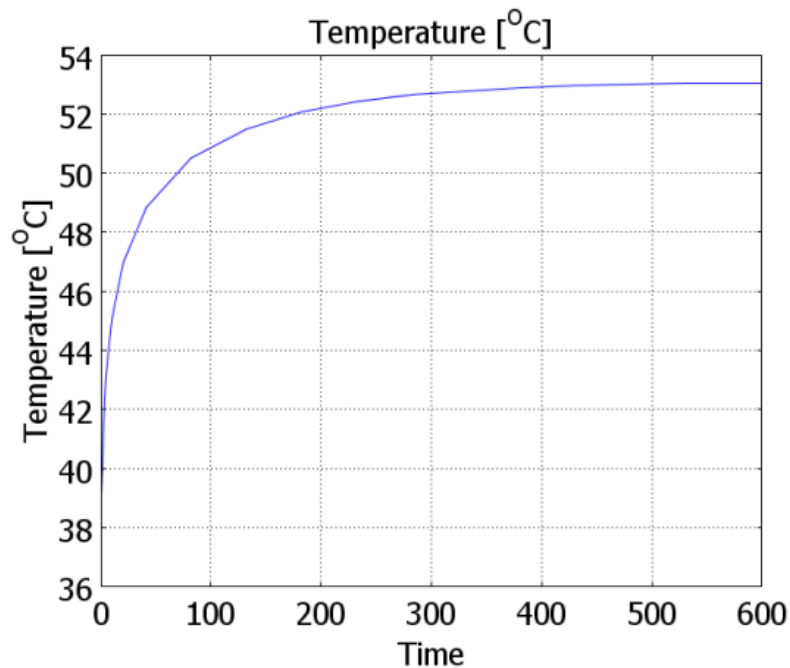


*Rys. 24 Końcowe pole temperatury powstałe po czasie 480 [s] dla napięcia 12 [V].*

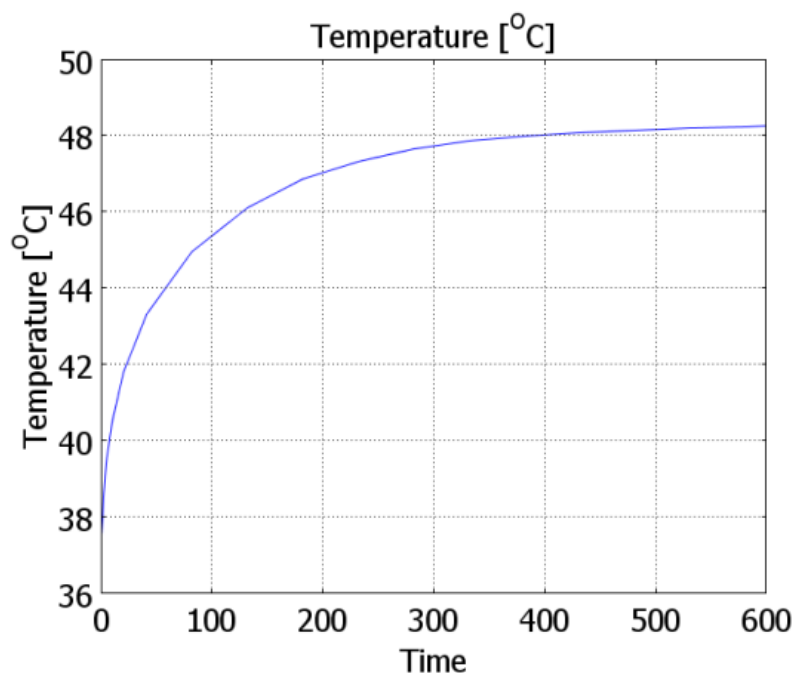
Maksymalna temperatura po 40 [s] od rozpoczęcia symulacji wynosi 48,7 °C, po 60 [s] wynosi 49,6 °C natomiast po 480 [s] – 53 °C. Tak mała różnica pomiędzy tymi temperaturami jest skutkiem bardzo szybkiego nagrzewania się elektrody i utrzymywania cały czas stanu ustalonego. Minimalna temperatura w każdym przypadku wynosi 37 °C ponieważ, jest to temperatura otaczających elektrodę tkanek.



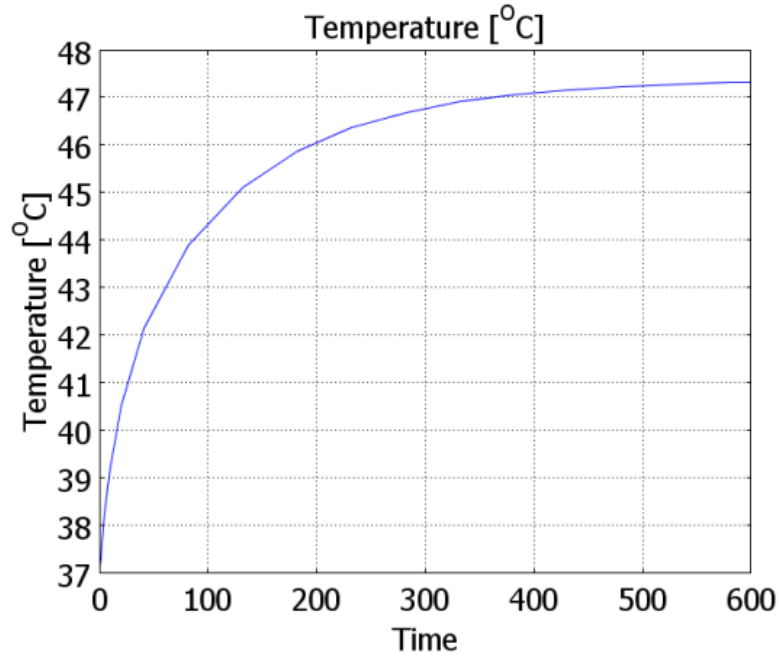
Wykresy przedstawiają wzrost temperatury oraz szybkość nagrzewania się elektrody. Punkty pomiarowe zostały umieszczone na końcu, na środku oraz na początku jednego z ramion sondy rys. 20. Temperatura wzrasta bardzo szybko aż osiągnie jeden ustalony stan temperatury, który wynosi około 53°C. Najbardziej nagrzany jest początek elektrody, najmniej zaś jej koniec. Nagrzewanie następuje bardzo szybko, już po około 60 [s] a następnie powoli dąży do jednego stanu ustalonego.



Wykres 1 Wykres wzrostu temperatury na początku jednej z elektrod dla napięcia 12 [V].

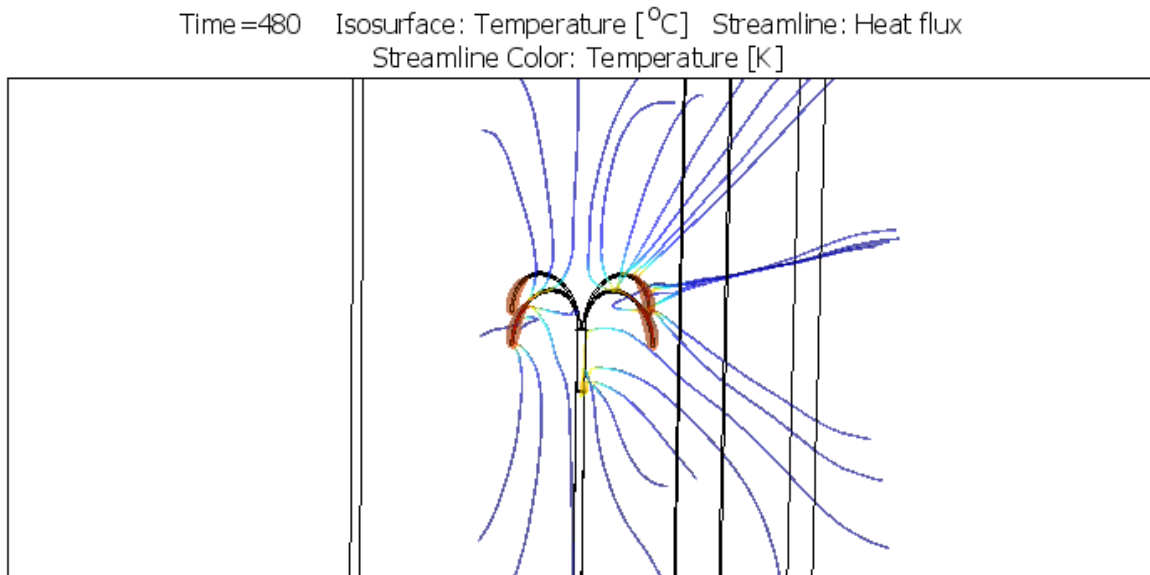


Wykres 2 Wykres wzrostu temperatury w czasie na środku jednej z elektrod sondy dla napięcia 12 [V].



Wykres 3 Wykres wzrostu temperatury na końcu jednej z elektrod sondy dla napięcia 12 [V].

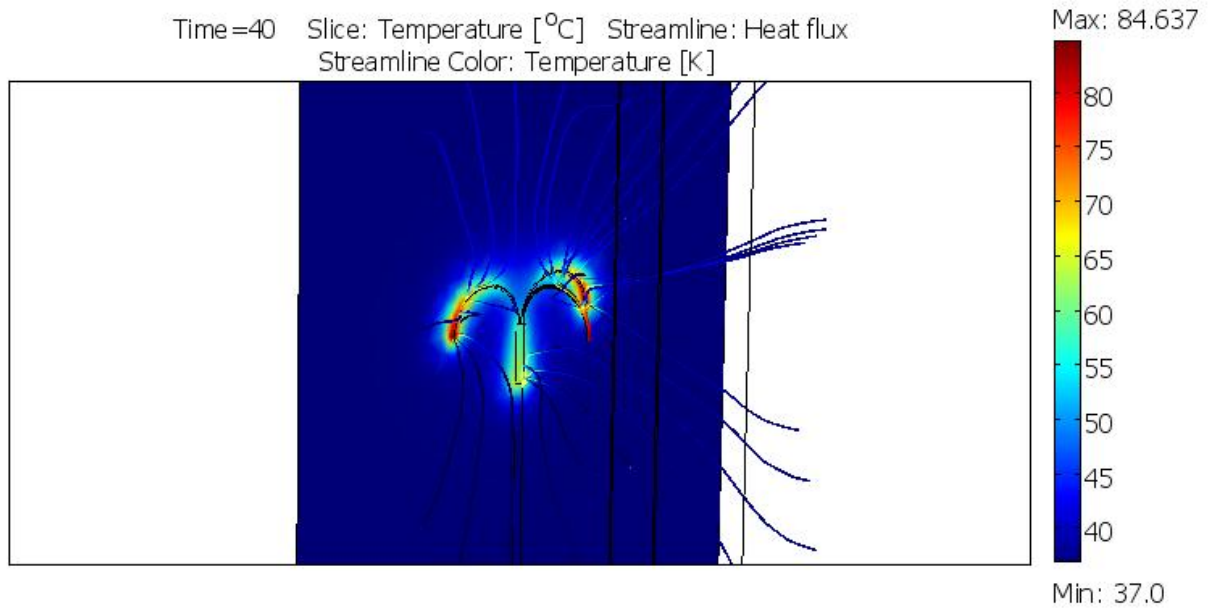
Dzięki możliwości programu za pomocą modułu Isosurface możemy zobrazować region, w którym komórki nowotworowe lub uszkodzone giną, czyli region w którym temperatura osiąga minimum 50°C.



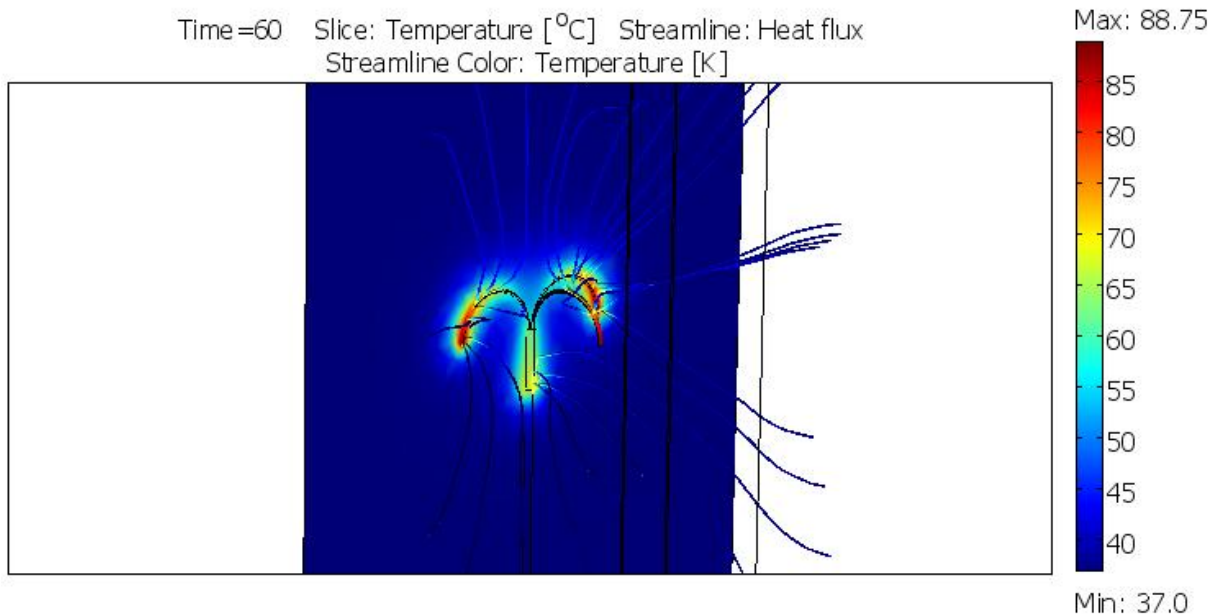
Rys. 25 Wizualizacja regionu, w którym temperatura sięga minimum 50°C po 480 [s] od rozpoczęcia nagrzewania. Dla 12 [V] uzyskany region jest bardzo mały, utrudniało by to bardzo dokładne zbliżenie do guza.

## 5.4.2 Wyniki obliczeń dla napięcia 24 [V]

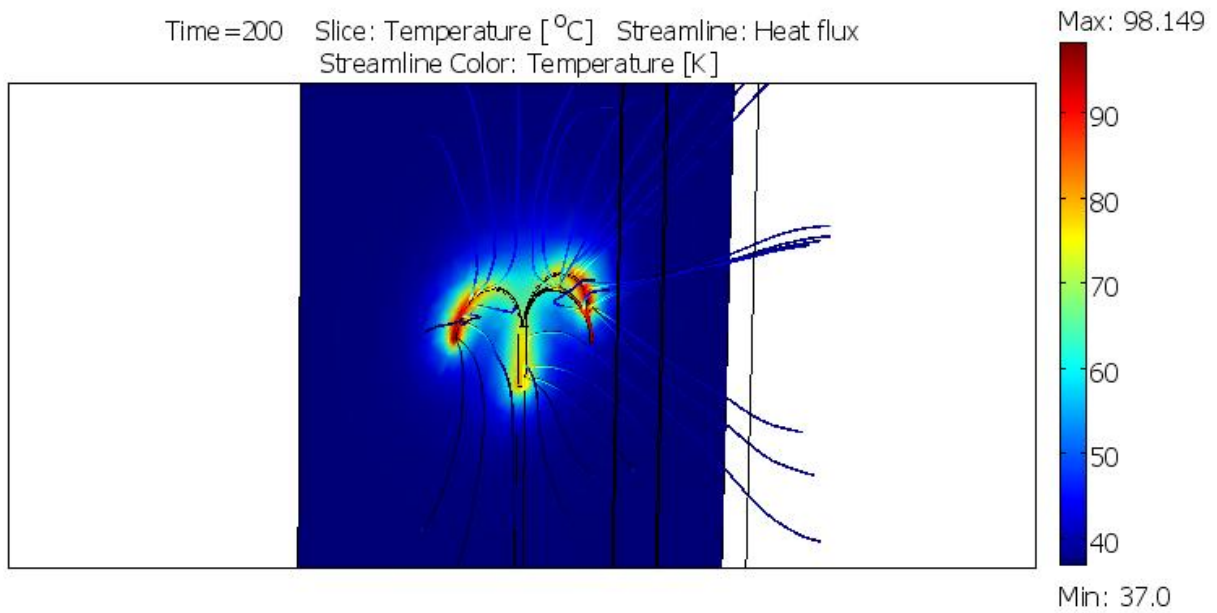
Poniższe rysunki przedstawiają rozwój pola temperatury w tkance dookoła elektrod po 480 [s] od rozpoczęcia badania dla napięcia 24 [V].



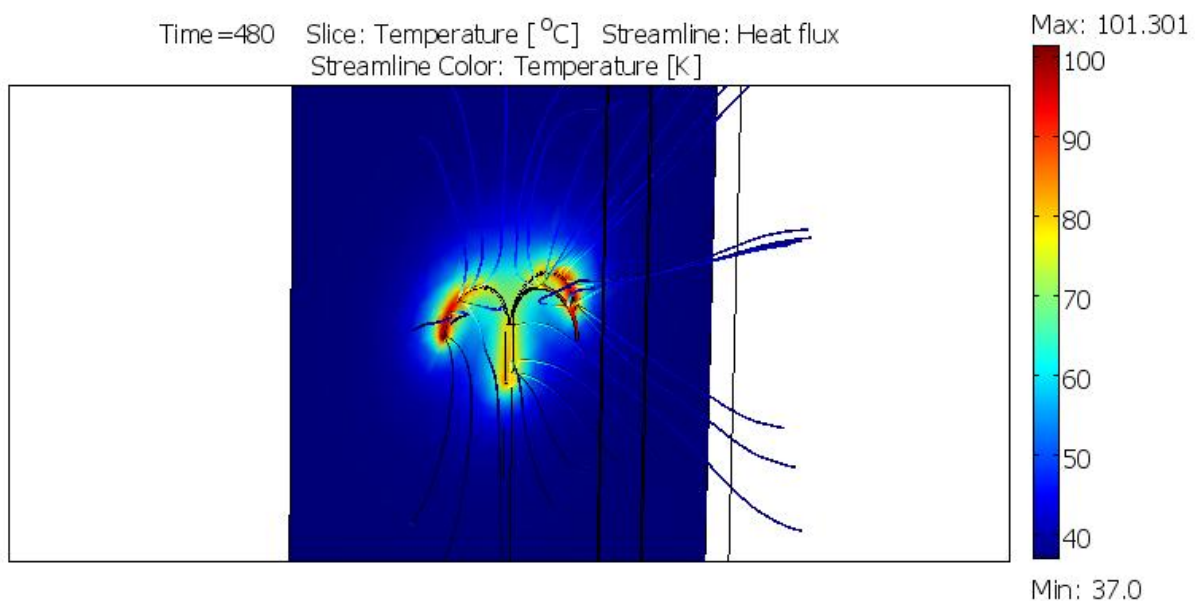
*Rys. 26 Pole temperatury po czasie 40 [s] od rozpoczęcia badania dla napięcia 24 [V].*



*Rys. 27 Pole temperatury po czasie 60 [s] dla napięcia 24 [V].*



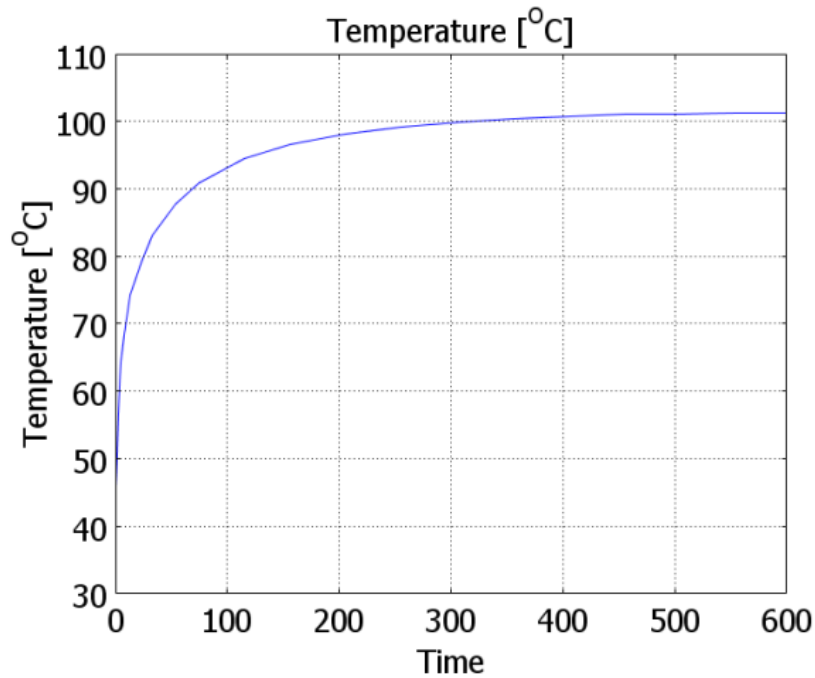
Rys. 28 Pole temperatury po czasie 200 [s] dla napięcia 24 [V].



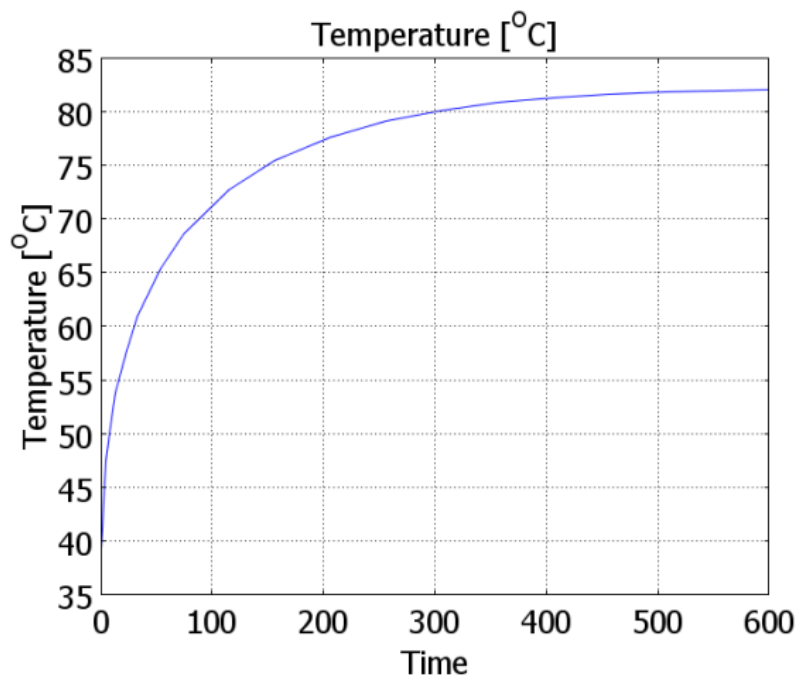
Rys. 29 Pole temperatury powstałe po czasie 480 [s] dla napięcia 24 [V].

Maksymalna temperatura po 40 [s] od rozpoczęcia symulacji wynosi 84,6 °C natomiast po 60 [s] – 88,7 °C, po 200 [s] wynosi 98,1 °C a po całkowitym nagrzaniu 101,3 °C. Z otrzymanych wyników widzimy, że zwiększając napięcie sonda szybciej się nagrzewa oraz uzyskuje większe znacznie większą temperaturę, dla 24 [V] są prawie 2 razy większe od 12 [V]. Jest to bardzo duży skok. Minimalna temperatura w każdym przypadku wynosi 37 °C ponieważ, jest to temperatura otaczających elektrodę tkanek.

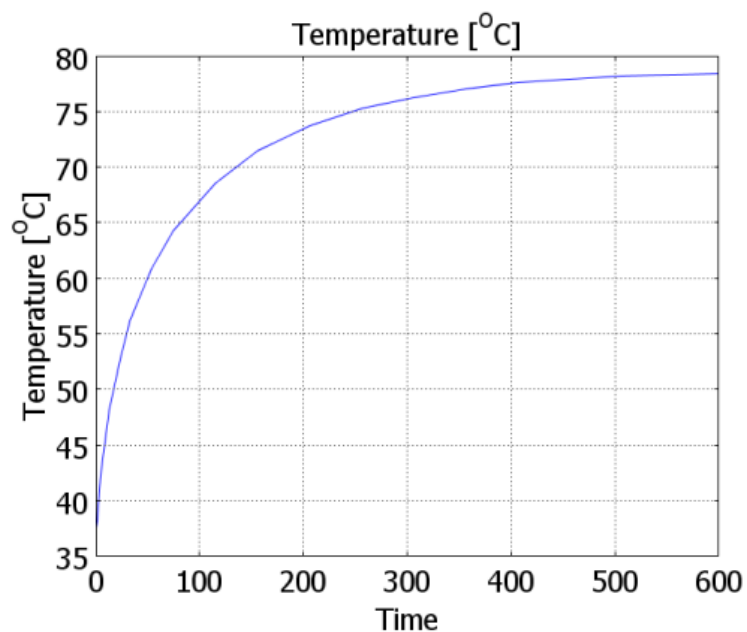
Poniższe wykresy przedstawiają wzrost temperatury w czasie na jednej z czterech elektrod. Analizując otrzymane wykresy temperatury od czasu widzimy, że kompletne nagrzanie elektrod występuje już w pierwszych 120 [s] a potem utrzymuje cały czas stan ustalony. Temperatura bardzo szybko wzrasta do 100 °C i pozostaje na tej granicy. Widzimy również o ile szybciej nagrzewa się sonda w porównaniu z napięciem 12 [V]. Wartość temperatury 53 °C została już osiągnięta po kilku sekundach od rozpoczęcia badania.



Wykres 4 Wykres wzrostu temperatury na początku jednej z elektrod dla napięcia 24 [V].

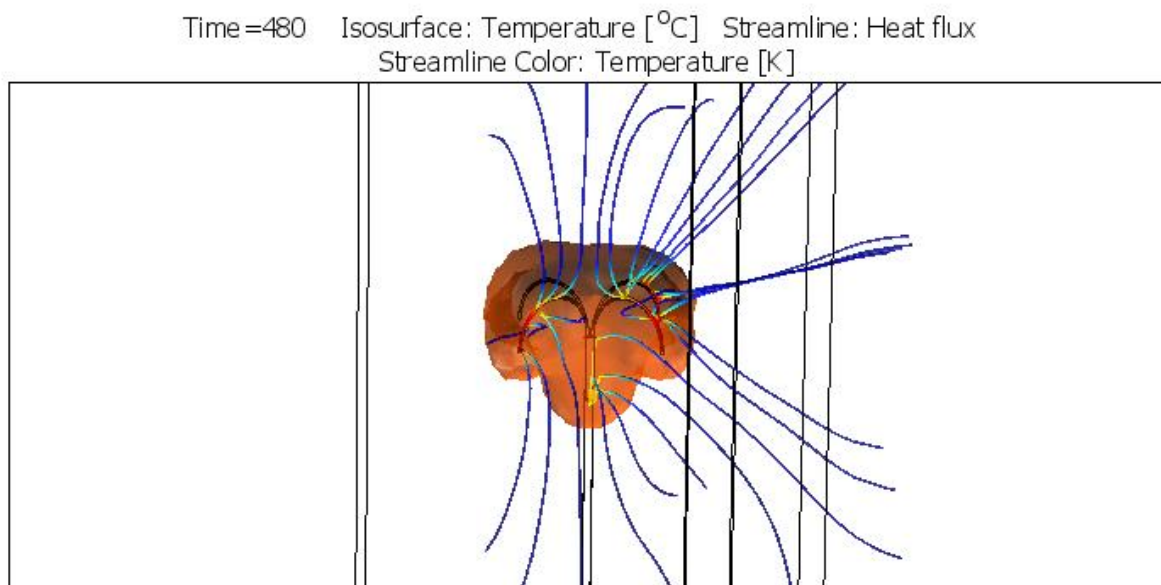


Wykres 5 Wykres wzrostu temperatury na środku jednej z elektrod sondy dla napięcia 24 [V].



Wykres 6 Wykres wzrostu temperatury na końcu jednej z elektrod dla napięcia 24 [V].

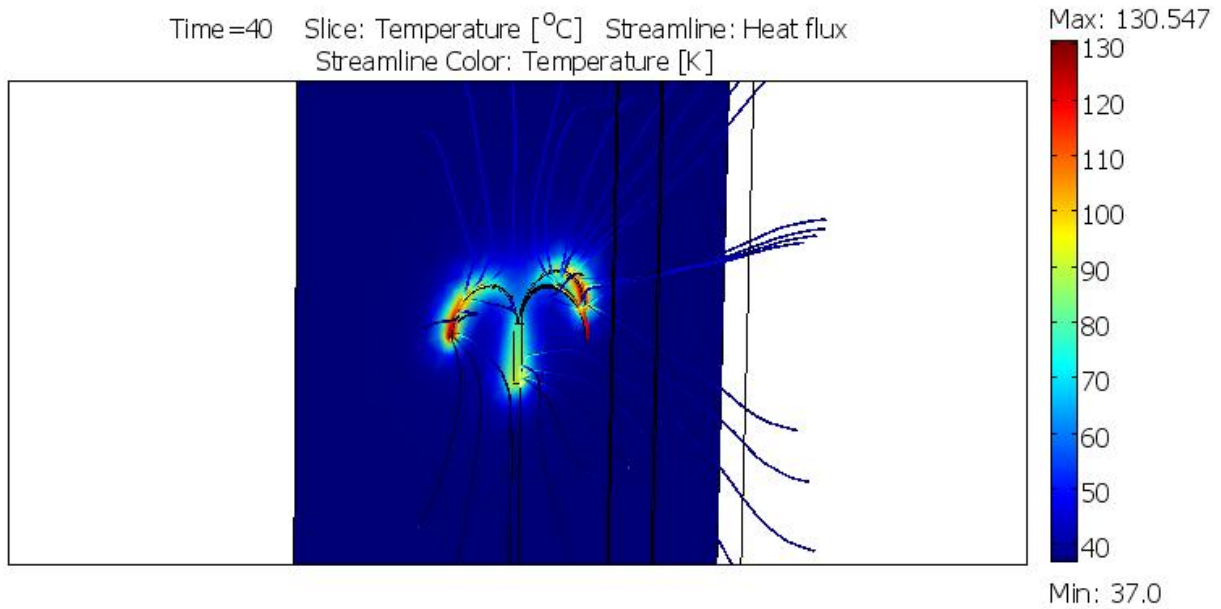
Rys 26 przedstawia region, w którym szkodliwe komórki obumierają ponieważ, temperatura jest wyższa od 50°C. Porównując z napięciem 12 [V] zauważamy, że obszar w którym giną komórki jest kilkakrotnie większy i o wiele ułatwia on dokładniejsze usuwanie szkodliwego guza lub uszkodzonych tkanek.



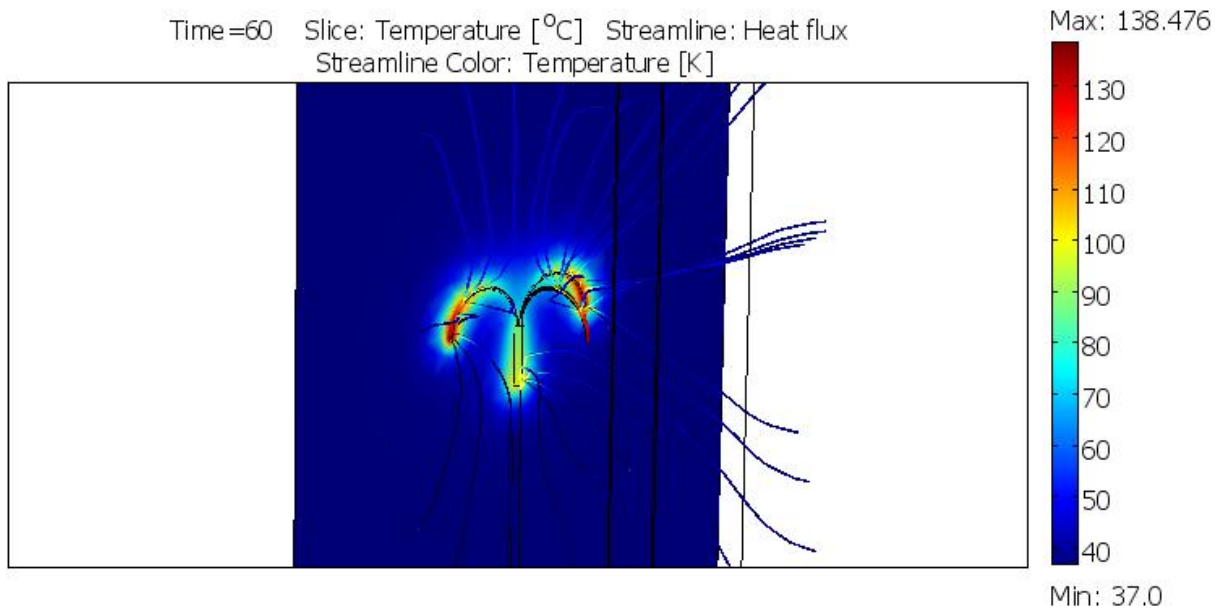
Rys. 30 Wizualizacja obszaru, w którym umierają szkodliwe komórki.

### 5.4.3 Wyniki obliczeń dla napięcia 33 [V]

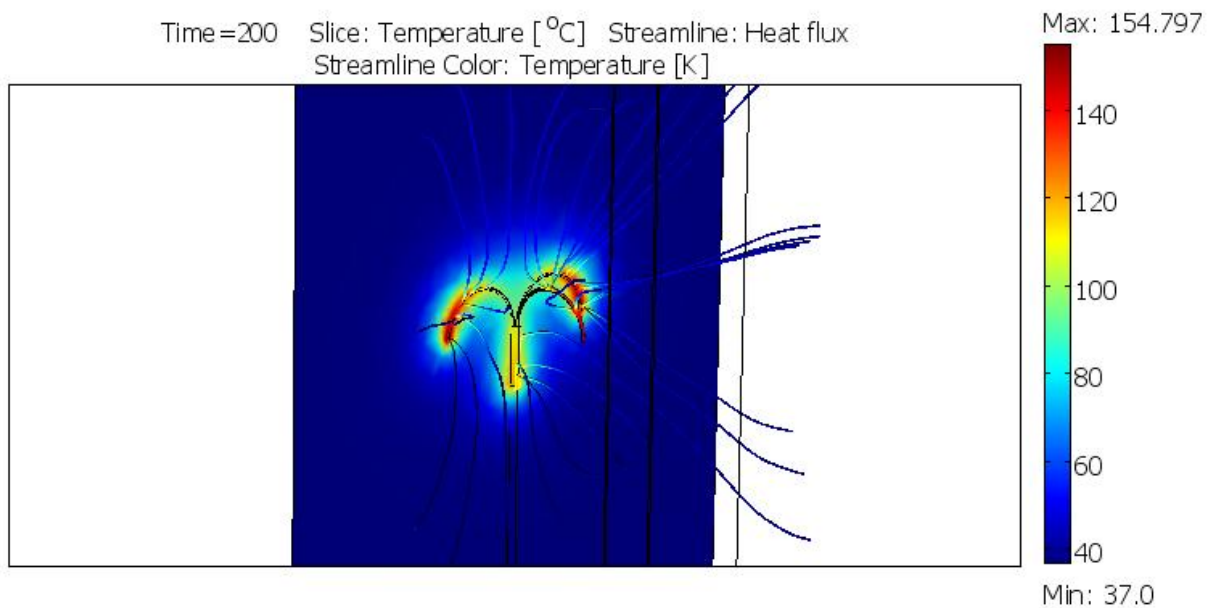
Poniższe rysunki przedstawiają wizualizację pola temperatury w tkance dookoła elektrod po 60 [s] od rozpoczęcia procedury ze zwiększeniem napięcia do 33 [V].



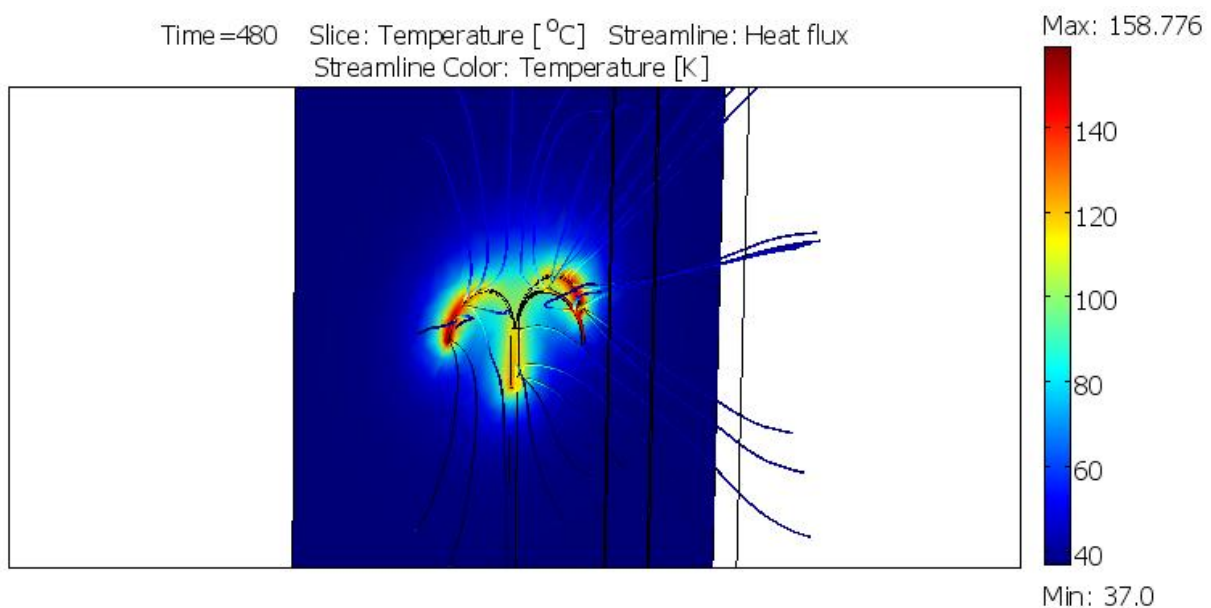
*Rys. 31 Pole temperatury po 40 [s] od rozpoczęcia procedury dla napięcia 33 [V].*



*Rys. 32 Pole temperatury po czasie 60 [s] dla napięcia 33 [V].*



*Rys. 33 Pole temperatury po czasie 200 [s] dla napięcia 33 [V].*

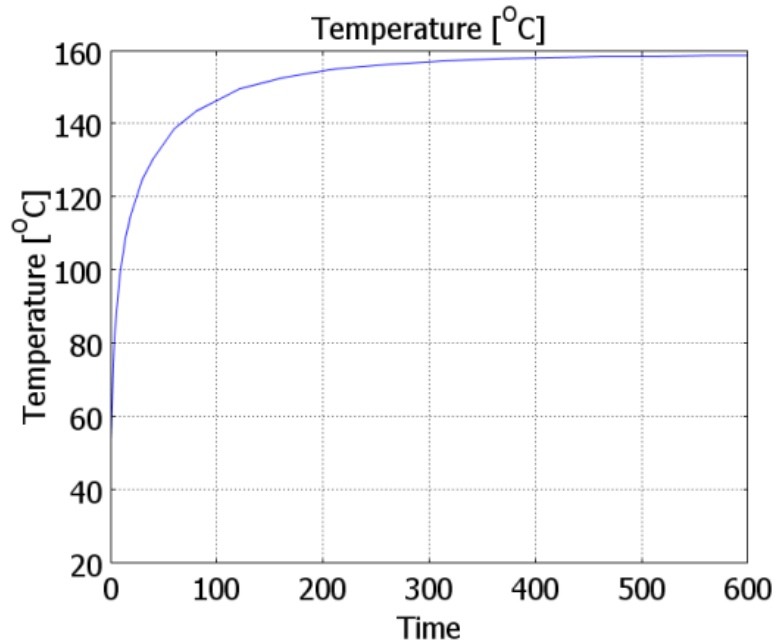


*Rys. 34 Pole temperatury powstałe po czasie 480 [s] dla napięcia 33 [V].*

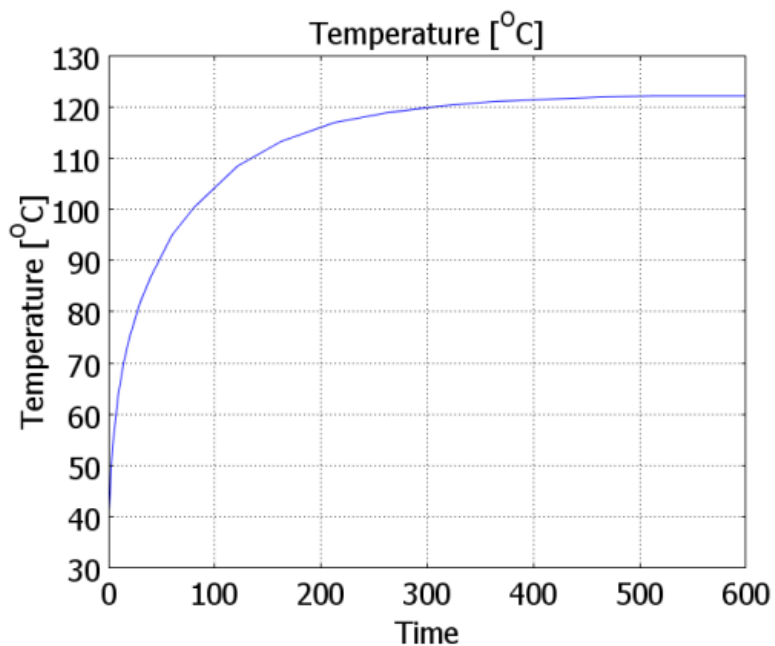
Maksymalna temperatura po 40 [s] od rozpoczęcia symulacji wynosi 130,5 °C natomiast po 60 [s] – 138,5 °C. Dla czasu 200 [s] temperatura sięga 154,7 °C a dla kompletnego nagrzania po czasie 480 [s] – 158,8 °C. Widzimy, że w tym przypadku różnica między tymi temperaturami nie jest już tak mała a jest to skutkiem wolniejszego dochodzenia elektrody do wyższej, maksymalnej jak dla tego napięcia temperatury. Tak jak w poprzednich przypadkach nagrzanie się do maksymalnych temperatur dla mniejszych napięć trwało wiele razy krócej. Wartość około 50 °C lub 100 °C została osiągnięta już w kilka sekund od rozpoczęcia badania. Minimalna temperatura w każdym przypadku wynosi 37 °C ponieważ, jest to temperatura otaczających elektrodę tkanek.



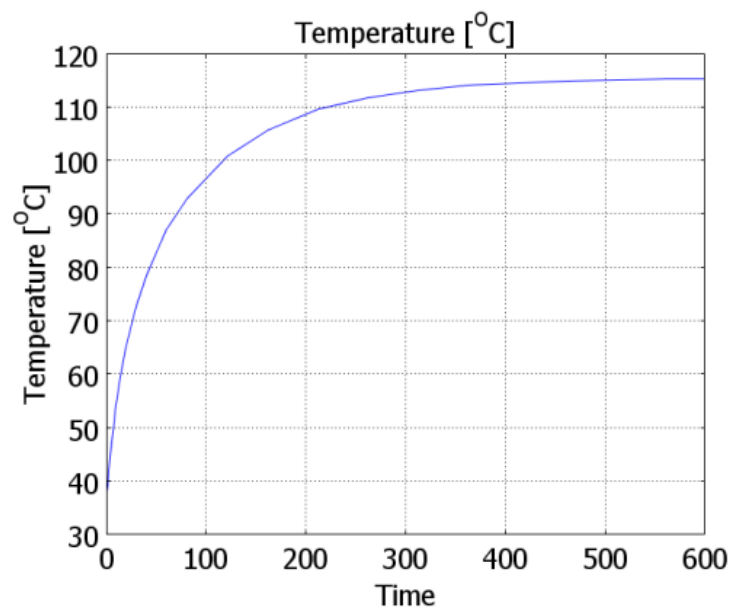
Poniższe wykresy przedstawiają wzrost temperatury w czasie po 480 [s] od rozpoczęcia badania. Analizując trzymane wykresy widzimy że, całkowite nagrzanie elektrody występuje już po około 150 [s] a dalej dąży do ustalonego stanu na poziomie około 160 °C i pozostaje na tej granicy. Dla tego napięcia otrzymane wyniki są dwu i trzy krotnie większe od pozostałych badanych napięć.



Wykres 7 Wykres wzrostu temperatury na początku jednej z elektrod dla napięcia 33 [V].



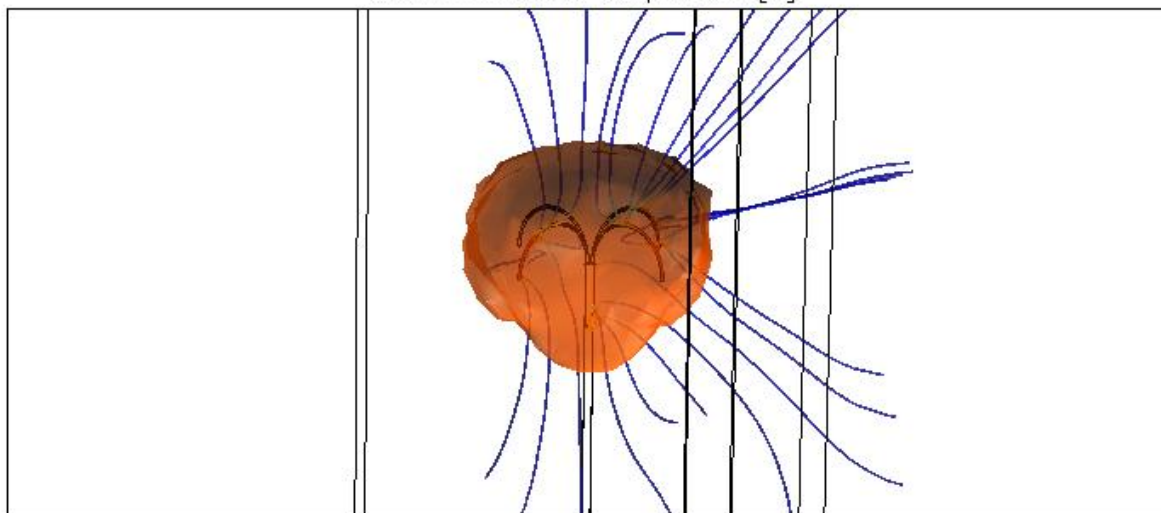
Wykres 8 Wykres wzrostu temperatury na środku jednej z elektrod dla napięcia 33 [V].



Wykres 9 Wykres wzrostu temperatury na końcu jednej z elektrod dla napięcia 33[V].

Rys 29 przedstawia region, w którym szkodliwe komórki obumierają ponieważ, temperatura jest wyższa od 50°C. Porównując z napięciem 12 [V] zauważamy, że obszar w którym giną komórki jest kilkadziesiąt razy większy, natomiast przy porównaniu z napięciem 24 [V] różnica jest mniejsza i wynosi około dwa razy wartość dla mniejszego napięcia.

Time = 480 Isosurface: Temperature [°C] Streamline: Heat flux  
Streamline Color: Temperature [K]



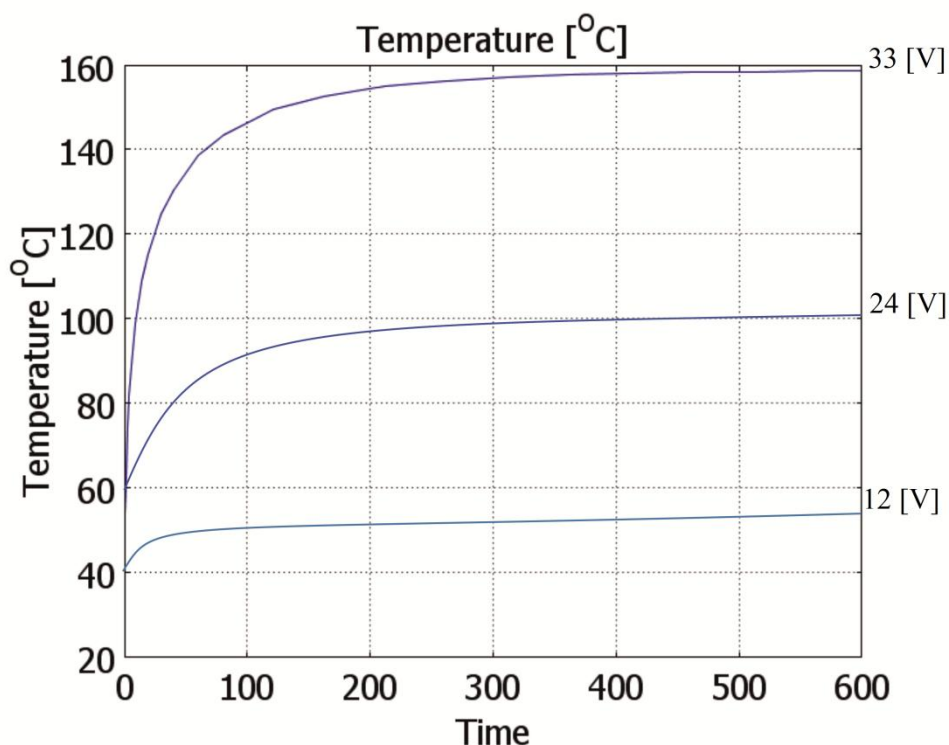
Rys. 35 Wizualizacji obszaru, w którym temperatura przekracza 50°C.

## 6. Podsumowanie oraz wnioski

W powyższej pracy przedstawiono analizę termiczną z udziałem biomateriałów. Badanym zjawiskiem był zabieg ablacji. Badano wpływ napięcia zasilającego sondy na temperaturę ogrzewania uszkodzonych tkanek przez cztery elektrody. Wykonano symulację dla trzech napięć: 12, 24 i 33 [V]. Analizie podczas symulacji zostało poddane pole temperatury dla każdego z napięć, czas nagrzewania się sondy, temperatura w różnych miejscach elektrody oraz wielkość regionu powstałego po ogrzaniu sondy, w którym temperatura przekracza 50 °C.

Jako pierwsze pod analizę zostało poddane pole temperatury jakie wytwarza sonda podczas ogrzewania oraz etapy rozwoju tego pola na przestrzeni czasu. Dzięki otrzymanym wynikom możemy bardzo dokładnie określić, które z napięć najlepiej nadają się do wykonania zabiegu ablacji. Dla napięcia 12 [V] maksymalna temperatura nagrzania wynosiła 53 °C. Niestety te napięcie jest niewystarczające do usunięcia guza, gdyż aby zabić złośliwe tkanki organu temperatura nagrzania musi wynosić ponad 50 °C. W tym przypadku pole temperatury jest zbyt małe aby dokładnie dojść do guza lub uszkodzonych tkanek. Tak wysoka temperatura występuje tylko na końcu elektrod sondy. Idealnym napięciem było by napięcie 24 [V] gdyż jego maksymalna temperatura wynosiła 100 °C a jego pole temperatury jest wystarczająco duże aby dokładnie dojść do uszkodzonego obszaru. Jest to bardzo ważny atut ponieważ, budowa wątroby jest bardzo skomplikowana i idealne dojście do guza lub uszkodzonych tkanek jest bardzo trudne a czasem niemożliwe. Dla napięcia 33 [V] maksymalna uzyskana temperatura wynosiła około 160 °C a jego pole temperatury było dwukrotnie większe od napięcia 24 [V] i kilkadziesiąt razy większa od napięcia 12 [V]. Niestety ale tak duża temperatura również jest niepożądana ponieważ, zbyt duża temperatura sondy może uszkodzić zdrowe tkanki a zbyt mocne nagrzanie tkanek złośliwych nie przyniesie żadnego efektu.

Kolejnym ważnym aspektem symulacji była temperatura w różnych miejscach elektrody. Otrzymane wyniki idealnie obrazują stan nagrzania elektrod w trzech miejscach po czasie 480 [s]. Trzy miejsca jakie mierzono to początek, środek oraz koniec elektrody. Najmniejsza temperatura dla każdego przypadku występuje na końcu elektrody. Jest to spowodowane tym że, jest to miejsce najbliższe izolowanemu trokaru. Im dalej od izolowanego miejsca tym bardziej nagrzana jest elektroda. Bardzo ważne jest również jak szybko nagrzewa się elektroda. Im większe napięcie tym szybciej osiągnana jest wyższa temperatura ale dochodzenie do maksymalnej temperatury dla danego napięcia trwa dłużej. Taką sytuację idealnie opisuje wykres 10. Widzimy na nim że, dla napięcia 33 [V] temperaturę mniejszych napięć osiągnana jest w pierwszych sekundach od rozpoczęcia badania zaś nagrzewanie się do swojej maksymalnej temperatury czyli 160 °C trwa o wiele dłużej niż dla mniejszych napięć.



Wykres 10 Porównanie temperatur nagrzania elektrod dla trzech napięć.

Trzecim elementem symulacji dla każdego z napięć była analiza powstałego obszaru dookoła elektrody, w którym temperatura musiała przekraczać  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Jest to bardzo ważny parametr gdyż tkanki złośliwe ulegają rozpadowi w temperaturze  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$  i często nie da się sondą dojść idealnie blisko do guza lub uszkodzonych tkanek dlatego ważne jest aby obszar takiej temperatury panował dookoła elektrod. Dzięki możliwości programu można było zobrazować wielkość takiego regionu w przestrzeni 3D. Dla napięcia  $12\text{ [V]}$  obszar ten jest znikomo mały i jego pole ledwo wykracza poza obszar elektrod. Największe pole występuje dla napięcia  $33\text{ [V]}$  jednak nie wiemy czy jest ono do końca bezpieczne ponieważ, wokół nagrzanej elektrody do ponad  $160\text{ }^{\circ}\text{C}$  panuje zbyt wysoka temperatura, która może uszkadzać inne zdrowe tkanki. Najbardziej odpowiednie pole występuje dla napięcia  $24\text{ [V]}$ .

Zamodelowanie i symulacja zjawiska ablacji wątroby RF jest bardzo trudną i skomplikowaną operacją. Nie jest to jeszcze dość powszechne zjawisko, tylko wciąż odkrywane i badane. Zostało wprowadzone około dwóch lat temu i dzięki swojej bardzo dużej skuteczności cieszy się coraz to większą popularnością. Dzięki programowi Comsol Multiphysics możemy w pewnym stopniu przyczynić się do rozwoju tego zabiegu i doskonalić go do coraz to bardziej przyjaznego dla człowieka. Iż jednakże w symulacji nie uwzględniono wpływu dużych naczyń krwionośnych na przepływ ciepła w ludzkim organizmie. Dalsze badania w tym temacie pozwoliłyby na istotny i optymalny dobór parametrów potrzebnych do poprawnego wykonania zabiegu ablacji.

## 7. Streszczenie

Praca przedstawia właściwości termiczne biomateriałów, które zostały oparte na symulacji komputerowej metodą MES. Celem pracy było zamodelowanie i symulacja zjawiska ablacji. Na modelu sondy zadano odpowiednie warunki początkowe i brzegowe niezbędne do wykonania obliczeń. Symulacja i obliczenia zostały wykonane w programie Comsol Mutliphysics 3.5 z wykorzystaniem modułu Bioheat Transfer.

W pierwszej części pracy przedstawiono teorię zawierającą opis biomateriałów, ich właściwości fizyczne, podział i zastosowanie. W części tej znajdują się również opis przepływu ciepła w ogólnych przypadkach, opis warunków początkowych i brzegowych, opis równania biociepła oraz przedstawienie zabiegu ablacji.

W drugiej części pracy została przedstawiona istota metody elementów skończonych, metodologia procesu modelowania oraz otrzymane wyniki. Najważniejszą częścią tej części pracy są zaprezentowane graficznie wyniki rozkładu pola temperatury podczas zabiegu ablacji dla trzech różnych napięć z wykresami, które prezentują zależność wzrostu temperatury od czasu. Dodatkowym elementem jest prezentacja graficzna przestrzennego pola temperatury dookoła sondy.

W ostatniej części pracy zawarty jest opis interpretacji otrzymanych wyników oraz wnioski i uwagi z nich wynikające.

### **Abstract**

The thesis presents thermal properties of biomaterials, which were based on computer simulation using the method FEM. The goal of my work was to model and simulate phenomenon of ablation. On the probe- model were put suitable initial conditions and boundaries which were necessary to calculations. The simulation and the calculation were done in Comsol Mutliphysics 3.5 program with the use of module Bioheat Transfer.

The first part of the thesis presents a theory containing a description of biomaterials, their physical properties, division and use in medicine. This part includes also a description of the heat flow in general cases, a description of the initial and boundary conditions, a description of the bioheat equation and presentation ablation procedure.

In the second part of my work the essence of the finite element method, the methodology of the modeling process and also the obtained results were depicted. The most important part of this work are presented graphically results of the temperature field distribution during ablation for a three different voltages with graphs, which show the dependence of the raise of temperature with relation to the time. The additional element is the graphic presentation of the spatial temperature field around the probe.

The last part consists the description of an interpretation of obtained results also conclusion and comments, which arise from them.

## Literatura

- [1] Świczko-Żurek B., Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, 2009
- [2] Świczko-Żurek B., Zieliński A., Ossowska A., Sobieszczyk S., Skrypt Politechniki Gdańskiej do przedmiotu Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, 2011
- [3] Tadeusiewicz R., Inżynieria Biomedyczna, Uczelniane Wydawnictwo Naukowe-Dydaktyczne, Kraków, 2008
- [4] Jurczyk M., Jakubowicz J., Bionanomateriały, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2008
- [5] Marciniak J., Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [6] Voelkel A., Adamska K., Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2011
- [7] Leda H., Materiały Inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2012
- [8] Tyrkiel E., Termodynamiczne Podstawy Materiałoznawstwa, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2005
- [9] Wiśniewski S., Wiśniewski T.S., Wymiana Ciepła, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa, 2000
- [10] Łodygowski T., Kąkol W., Metoda Elementów Skończonych w wybranych zagadnieniach mechaniki konstrukcji inżynierskich, Wydanie Elektroniczne Alma Mater
- [11] Tangjitkusolmun S., Tyler Staelin S., Haemmerich D., Tsai J.Z., Cao H., Webster J.G., Lee F.T., Mahvi D.M. Jr., Vorperian V.R., Three-Dimensional Finite Element Analyses for Radio Frequency Hepatic Tumor Ablation, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 1, January 2002
- [12] Dziewoński M., Jasiński M., Kałuża G., Majrzhak E., Mochnacki B., Modelowanie Numeryczne przepływu Biociepła, Nauka Innowacje Technika, 2005
- [13] oprac. Banaszek J., Wyznaczanie współczynnika przewodzenia ciepła w materiałach porowatych, Opracowanie do zajęć laboratoryjnych

## **Źródła internetowe**

[14] <http://cept.ippt.pan.pl/cept-struktura.html>

[15] <http://laboratoria.net/pl/artykul/14330.html>

[16] [www.comsol.com](http://www.comsol.com)

[17] [http://icis.pcz.czyst.pl/~roman/mat\\_dyd/prz\\_rown/mac\\_rzadkie/4\\_1.html](http://icis.pcz.czyst.pl/~roman/mat_dyd/prz_rown/mac_rzadkie/4_1.html)

[18] [http://pl.wikipedia.org/wiki/Ablacja\\_przezsk%C3%B3rna](http://pl.wikipedia.org/wiki/Ablacja_przezsk%C3%B3rna)

<http://portal.abczdrowie.pl/ablacja-pradem-o-czestotliwosci-radiowej-w-leczeniu-raka-watrob>