



Politechnika Poznańska

Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania

Instytut Mechaniki Stosowanej

Zakład Mechaniki Technicznej

Praca dyplomowa magisterska



**MODELOWANIE I ANALIZA WPLYWU PROMIENIOWANIA
SŁONECZNEGO NA WYMIANĘ CIEPŁA W CIELE CZŁOWIEKA**

Promotor

dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw. PP

Instytut Mechaniki Stosowanej

Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania

Politechnika Poznańska

Poznań 2017



Szczególne podziękowania chciałbym złożyć promotorowi dr. hab. inż. Tomaszowi Strękowi za wskazywanie błędów oraz za cierpliwość podczas rozwoju pracy, [REDACTED] [REDACTED] za użyczenie swojego czasu i pomoc w przeprowadzeniu części eksperymentalnej pracy oraz Bartłomiejowi Burladze za wsparcie podczas procesu pisania niniejszej pracy. Rodzinie za otuchę i wiarę w powodzenie.

Spis treści

| | | |
|--------|---|----|
| 1. | Wprowadzenie..... | 8 |
| 2. | Transfer ciepła..... | 9 |
| 2.1. | Konwekcja..... | 9 |
| 2.2. | Przewodzenie..... | 10 |
| 2.3. | Promieniowanie..... | 10 |
| 2.4. | Warunki graniczne..... | 11 |
| 2.4.1. | Warunki początkowe – warunki Cauchy’ego..... | 12 |
| 2.4.2. | Warunki brzegowe I rodzaju – warunki Dirichleta..... | 12 |
| 2.4.3. | Warunki brzegowe II rodzaju – warunki Neumanna..... | 12 |
| 2.4.4. | Warunki brzegowe III rodzaju – warunek brzegowy Robina..... | 13 |
| 2.4.5. | Warunki brzegowe IV rodzaju..... | 13 |
| 2.5. | Transport ciepła w ciele ludzkim..... | 13 |
| 2.6. | Równanie Pennes’a..... | 15 |
| 3. | Metoda elementów skończonych..... | 17 |
| 3.1. | Historia MES..... | 17 |
| 3.2. | Dyskretyzacja ośrodka..... | 17 |
| 3.3. | Podział na elementy..... | 21 |
| 3.4. | Funkcje kształtu..... | 21 |
| 4. | Termografia..... | 23 |
| 5. | Comsol Multiphysics..... | 28 |
| 6. | Część badawcza..... | 30 |
| 6.1. | Przebieg badań przeprowadzonych w programie Comsol Multiphysics – przekrój kończyny górnej..... | 30 |
| 6.2. | Przebieg badań przeprowadzonych w programie Comsol Multiphysics – analiza warstwy skórnej..... | 35 |
| 6.3. | Eksperyment..... | 39 |
| 7. | Wyniki..... | 42 |
| 7.1. | Model przekroju ręki..... | 42 |
| 7.1.1. | Zastosowanie modelu promieniowania słonecznego..... | 42 |
| 7.1.2. | Zastosowanie strumienia ciepła..... | 44 |
| 7.2. | Model obszaru przyskórnego..... | 46 |

| | |
|--|----|
| 7.2.1. Zastosowanie modelu promieniowania słonecznego..... | 46 |
| 7.2.2. Zastosowanie strumienia ciepła..... | 48 |
| 7.3. Eksperyment..... | 51 |
| 8. Podsumowanie..... | 53 |
| 9. Bibliografia | 55 |

Modelowanie i analiza wpływu promieniowania słonecznego na wymianę ciepła w ciele człowieka

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było zbadanie wpływu promieniowania słonecznego na temperaturę tkanki, w której odbywają się procesy metaboliczne. Badania były prowadzone w programie COMSOL Multiphysics, natomiast część eksperymentalna wymagała użycia programu FLIR oraz Matlab.

Obiektem badań były sporządzone modele, przypominające przekrój kończyny górnej na wysokości powyżej łokcia oraz drugi model będący zbliżeniem na tkankę skórną z wydzieleniem warstw skóry.

W pierwszej części pracy opisano teorię dotyczącą zjawiska transferu ciepłego uwzględniając równanie Pennes'a wraz z równaniami. W dalszej pracy opisano metodę elementów skończonych oraz zjawisko i wykorzystanie termografii. Wykorzystano zrzuty z programów, aby pokazać proces tworzenia modelu oraz jego analizy.

W ostatniej części przedstawiono wyniki symulacji i ich interpretację graficzną i wyciągnięto z nich wnioski.

Abstract

The aim of the following study was to examine the influence of external solar heat source on human tissue temperature. Analysis was performed in the COMSOL Multiphysics software however the experimental part required utility of FLIR software to access thermography files and Matlab to make necessary plots.

Analysed objects were models, first of which represents fragment of upper arm region just above the elbow and the second is closeup of skin tissue with detailed layers.

In the first part of the paper the theory of heat transfer has been described, including Penne's theory with equations. Furthermore, finite element method was described, followed by phenomena behind thermography and its utility. Screenshots from the used programs were used to present a step by step process of analysis.

Last part is dedicated to present the computational results and graphic representations followed by lessons learned from the analysis.

1. Wprowadzenie

Słońce, a dokładnie promieniowanie słoneczne ma bardzo istotny wpływ na balans energetyczny ludzi przebywających na świeżym powietrzu. Do oceny komfortu potrzebne są badania ilościowe wpływu słońca na tkankę oraz poznanie precyzyjnie wszystkich parametrów zjawisk biorących udział podczas ekspozycji ciała na promienie słoneczne. O ile emisyjność skóry została już poznana i prowadzi się jej dokładne badania w różnych pasmach widma światła widzialnego i podczerwieni, gdzie najwięcej jest skupionej energii promieniowania słonecznego. Zdolność pochłaniania czy odbicia ciała ludzkiego lub ludzkiego ubioru ma w związku z tym dużą wagę przy rozpatrywaniu komfortu przebywania na słońcu i informacje to mogą zostać wykorzystane do produkcji odzieży, której noszenie sprawia więcej komfortu podczas przebywania na ostrym słońcu, lub odwrotnie – jego znikomej ilości.

Z drugiej strony informacje dotyczące zachowania się ludzkiego ciała wobec promieniowania, którego ono samo jest źródłem, czyli spontanicznej emisji promieniowania podczerwonego przez każdy obiekt, którego temperatura przekracza 5 stopni Kelvina. Używając obrazowania termograficznego wykorzystuje się obrazy ludzkiego ciała do badań przesiewowych i środek ten również wraca do poważniejszych badań w dziedzinie medycyny. Trwa rozwój metod, które pozwalają na wykrycie płytko położonych zmian patologicznych charakteryzujących się innym ukrwieniem oraz przemianą metaboliczną, a co za tym idzie inną reakcją na zmiany temperatury. Badania rozpatrywane są z użyciem wielorakich modeli oraz metod, wykorzystując równanie Pennes'a lub jego nowocześniejsze modyfikacje jak i nowatorskie modele, które np. wykorzystują proceduralną metodę generacji naczyń krwionośnych w zadanej objętości. Różne rozwiązania potrzebują również wiele więcej informacji na bazie obiektywnych badań by otrzymywać wyniki.

Mając wiedzę na temat zachowania się tkanek ludzkich w różnych sytuacjach można zapobiegać wystawianiu ich na ryzyko urazu lub długotrwałej choroby. Co roku można słuchać w wiadomościach po sezonie letnim o masowych odkryciach zmian patologicznych u ludzi, którzy spędzali dużo czasu na słońcu, opalając się lub spędzając czas w gorących i słonecznych miejscach za granicą. Ważne jest w takim razie rozwijanie i próby ustanowienia modelu, który w sposób przewidywalny przedstawiałby zależność między działającymi czynnikami a wynikowym efektem cieplnym tkanki.

2. Transfer ciepła

Przewodnictwo cieplne jest określone jako zdolność materiału do przekazywania energii wewnętrznej. Miarą tej zdolności jest współczynnik przewodzenia ciepła λ [W/(m*K)].

W fizyce wyróżnia się trzy sposoby wymiany ciepła między ośrodkami. Występują: konwekcja, przewodzenie oraz radiacyjna wymiana ciepła - promieniowanie. [K1]

2.1. Konwekcja

Działanie konwekcji opiera się na prawie Archimedesesa, które stwierdza, że ciała lub obszary o większej gęstości pod wpływem siły ciężenia wypierają ciała lub obszary o gęstości mniejszej w stronę przeciwną niż działająca na nie siła. Z tego wynika, że zjawisko konwekcji może występować jedynie w układach, które znajdują się pod wpływem ukierunkowanej siły. Jeśli ciecz lub gaz w zbiorniku zostanie podgrzana od dołu, to obszary najbliższe źródłu ciepła zostaną podgrzane, cząsteczki zaczną szybciej drgać (wychylać się od położenia równowagi), co w rezultacie lokalnie zmniejszenia gęstości. Siła wyporu powoduje ruch podgrzanych obszarów ku górze, w trakcie którego cząsteczki będą stopniowo oddawały energię poprzez kontakt z cząsteczkami o mniejszej energii, tym samym tracąc ją i zwiększając gęstość ośrodka, co spowoduje ich opad na dół pojemnika. Taki rodzaj konwekcji to konwekcja swobodna. Rozróżnia się dodatkowo konwekcję wymuszoną, w której wewnętrzne ruchy ośrodka wywołane są przez ogólne ruchy, jak na przykład przepływ ośrodka. Ta forma wymiany ciepła opisał Newton przy pomocy następującego opisu:

$$q_s = \lambda(T_s - T_p) \quad (2.1)$$

gdzie:

q_s - gęstość strumienia ciepła [W/m²],

λ – współczynnik przewodzenia ciepła [W/(m*K)],

T_s – temperatura powierzchni ciała [K],

T_p – temperatura płynu [K].

Współczynnik przewodzenia ciepła i zależy od wielu zmiennych, m.in. od struktury wewnętrznej substancji, jej gęstości, lepkości, ciśnienia czy ciepła właściwego. Wyznaczany jest doświadczalnie dla każdego materiału.

2.2. Przewodzenie

Przewodzenie ciepła jest to proces przenoszenia energii cieplnej przez cząstki nie podlegające przemieszczeniom makroskopowym, które przekazują energię na podstawie wymiany energii kinetycznej atomów. Występuje ono jako jedyny mechanizm propagacji ciepła w ciałach stałych, a w płynach (cieczach i gazach) tylko w określonych warunkach. Opis matematyczny zależności dla zjawiska przewodzenia został sformułowany przez Fouriera w roku 1822 r. i ma postać:

$$q = -\lambda \cdot \text{grad } T = -\lambda \cdot \nabla T \quad (2.2)$$

Postać skalarna wzoru (1.2) przedstawia się następująco:

$$q = -\lambda * \frac{dT}{dn} \quad (2.3)$$

gdzie:

q – gęstość strumienia ciepła [W/m^2],

λ – współczynnik przewodzenia ciepła [$\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$],

∇T – gradient temperatury [K],

n – współrzędna określająca kierunek przewodzenia [m].

We wzorze (2.2) oraz (2.3) znak minusa przed wyrażeniem wynika z tego, że jednostkowy strumień ciepły jest jako wektor zwrócony w kierunku spadku temperatury – przeciwnie do wektora gradientu.

2.3. Promieniowanie ciepła

Promieniowanie ciepła polega na przenoszeniu energii przy pomocy fal elektromagnetycznych o różnych długościach, ale głównie w zakresie fal podczerwonych, czyli zakresie między 0,8 a 400 μm . Proces ten zachodzi między powierzchniami ciał stałych, które nie mają ze sobą kontaktu i cieczy. Propagacja fal cieplnych pochodzących z promieniowania zachodzi we wszystkich ośrodkach, które są przenikliwe dla promieniowania termicznego, np. gazy lub próżnia. Energia uzyskana w postaci fotonów promieniowania zostaje pochłonięta i przekształcona w energię wewnętrzną.

Ilość energii cieplnej wypromieniowanej przez jednostkę powierzchni ciała stałego lub cieczy o temperatury i powierzchni określona jest wzorem otrzymanym doświadczalnie przez Stefana (1879 r.) i następnie wyprowadzonym teoretycznie przez Boltzmann (1884 r.) [K1]:

$$q = \frac{Q}{A} = C * \left(\frac{T}{100}\right)^4 \quad (2.4)$$

gdzie:

$C = C_0 * \varepsilon = 5,677 * \varepsilon$ – jest stałą promieniowania wynoszącą dla ciał doskonale czarnego [W/(m²*K⁴)],

ε – stopień czarności (zdolność emisyjna powierzchni) – zależy od ciała, stanu jego powierzchni i temperatury, wielkość bezwymiarowy,

T – temperatura ośrodka T [K],

A – jednostka powierzchni [m²].

Radiacyjna wymiana ciepła powstaje, jeśli ilość energii wypromieniowanej różni się od ilości energii pochłoniętej przez powierzchnię. Ogólne równanie bilansu promieniowania można zapisać w następujący sposób:

$$R_n = S_t + S_e - \rho_b(S_t + S_e) + \varepsilon(L_d + L_e) - \varepsilon L_b \quad (2.5)$$

gdzie:

R_n – całkowity strumień promieniowania padającego na jednostkę powierzchni,

S_t – składowa strumienia promieniowania słonecznego bezpośredniego i rozproszonego w atmosferze,

S_e – składowa strumienia promieniowania słonecznego odbitego przez otoczenie,

ρ_b - współczynnik odbicia powierzchni,

L_d – strumień promieniowania atmosfery,

L_e – strumień promieniowania otoczenia,

L_b – strumień promieniowania ciała doskonale czarnego,

2.4. Warunki graniczne

By w sposób numeryczny uzyskać rozwiązanie równań różniczkowych nieustalonego przewodzenia ciepła dla danego przypadku należy tak sformułować warunki graniczne, aby rozwiązanie to zależało w sposób ciągły od nich. W skład warunków granicznych wchodzi

warunki początkowe, które definiują stan układu, który ulega zmianom w momencie wystąpienia zmian, oraz warunki brzegowe, które muszą zostać spełnione przez funkcję na brzegu określoności rozwiązania. W przypadku zagadnień propagacji ciepła warunki brzegowe określają warunki wymiany ciepła na powierzchniach badanego ciała, natomiast warunki początkowe określają sposób rozkładania się temperatury na początku zagadnienia. Istnieje jednak wiele sposobów na określenie warunków brzegowych, z czego zastosowanie ma cztery.

2.4.1. Warunki początkowe – warunki Cauchy’ego

Warunkami Cauchy’ego nazywa się te warunki, które określają temperaturę ośrodka w chwili $t_0=0$ [s]. Przyjmują one postać następującą:

$$T(\mathbf{r}, t)|_{t=0} = T_0(\mathbf{r}) \quad (2.6)$$

gdzie \mathbf{r} jest wektorem pozycyjnym analizowanego punktu.

2.4.2. Warunki brzegowe I rodzaju – warunki Dirichleta

Warunkami Dirichleta nazywa się te warunki, które określają rozkład temperatury na powierzchni ciała w czasie:

$$T(\mathbf{r}, t)|_A = T_A(\mathbf{r}_A, t) \quad (2.7)$$

gdzie \mathbf{r}_A oznacza wektor pozycyjny punktu leżącego na powierzchni rozpatrywanego ciała.

2.4.3. Warunki brzegowe II rodzaju – warunki Neumanna

Warunkami brzegowymi drugiego rodzaju Neumanna nazywa się takie warunki, które opisują rozkład gęstości strumienia ciepła na powierzchni rozpatrywanego ciała w funkcji czasu. Dla ciał izotropowych warunek ten przyjmuje postać:

$$(\lambda \partial T / \partial n)|_A = q(\mathbf{r}_A, t) \quad (2.8)$$

Dla ciał anizotropowych wzór (1.7) przyjmuje postać:

$$\lambda \nabla \cdot \mathbf{n}|_A = q(\mathbf{r}_A, t) \quad (2.9)$$

Jeśli główne osie anizotropii pokrywają się z osiami układu współrzędnych warunek ten przyjmuje postać:

$$(\lambda_{xx}\partial T/\partial x \cdot n_x + \lambda_{yy}\partial T/\partial y \cdot n_y + \lambda_{zz}\partial T/\partial z \cdot n_z)|_A = q(r_A, t) \quad (2.10)$$

W takim przypadku $n_x = \cos(n, x)$, $n_y = \cos(n, y)$, $n_z = \cos(n, z)$ są kosinusami kierunkowymi normalnych do powierzchni.

2.4.4. Warunki brzegowe III rodzaju – warunek brzegowy Robina

Warunki brzegowe III rodzaju opisują temperaturę płynu otaczającego ciało oraz współczynnik przejmowania ciepła w każdym miejscu powierzchni ciała oraz w każdej chwili t . Można je opisać za pomocą wzoru Newtona. Wzór ten przedstawia zależność (2.1).

2.4.5. Warunki brzegowe IV rodzaju

Warunkami brzegowymi czwartego rodzaju nazywa się takie, które opisują warunki na styku powierzchni. Jeśli takie połączenie – styk – jest idealny, to warunki te zakładają równość temperatury po obu stronach powierzchni.

$$T_{s1} = T_{s2} \quad (2.11)$$

Zwykle jednak dwie warstwy powierzchni nie mają ze sobą idealnego styku. Powierzchnie posiadają pewne chropowatości, co może prowadzić do braku kontaktu, gromadzenia się substancji, np. płynu między nierównościami. Prowadzi to do lokalnie innej wartości przewodności cieplnej niż w przypadku dwóch ciał które się stykają. To natomiast powoduje opór na drodze propagacji ciepła w miejscu kontaktu.

2.5. Transport ciepła w ciele ludzkim

W przypadku organizmów stałocieplnych mówi się o skomplikowanym i nieustalonym polu temperatury: rozróżnia się wewnątrz (inaczej jądro) oraz powłoki zewnętrzne. Taki podział jest wymuszony trudnością w opisie jego pola temperatury.

Ciepło jest w sposób ciągły generowane w ciele ludzkim na zasadzie procesów metabolicznych oraz wymieniane z otoczeniem i organami wewnętrznymi na drodze przewodzenia, konwekcji, parowania oraz promieniowania. Transport ciepła poprzez układ krwionośny tworzy z transferu ciepła w ciele, inaczej transferu biociepła, specyficzną odrębną gałąź nauki. Jak we wszystkich ciałach, prawo zachowania energii przedstawia się zależnością:

$$Q_{\text{generowane}} = Q_{\text{magazynowane}} + Q_{\text{tracone}} + W \quad (2.12)$$

gdzie:

$Q_{\text{generowane}}$ – ciepło generowane w procesach metabolicznych,

$Q_{\text{magazynowane}}$ – ciepło gromadzone w tkankach ludzkich i płynach,

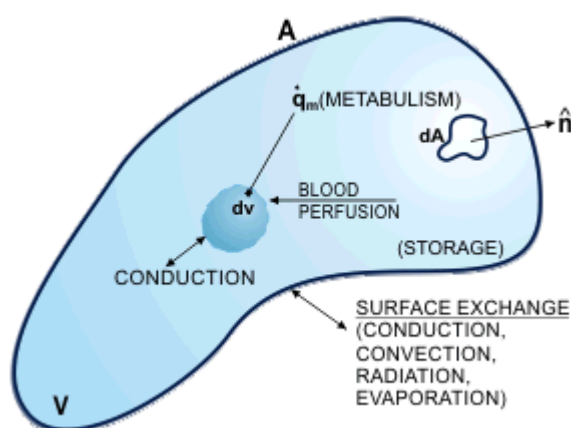
Q_{tracone} – ciepło tracone na rzecz środowiska zewnętrznego oraz otaczających tkanek,

W – praca wykonana przez tkankę.

Na Rys 2-1 jest przedstawiony przykładowy element tkanki, gdzie generowane jest ciepło w związku z procesami metabolicznymi w różnym tempie $\dot{q}_m(\bar{x}, t)$, które scałkowane po całej objętości przedstawia się następująco:

$$Q_{\text{generowane}} = \int_V \dot{q}_m(x, t) dv \quad (2.13)$$

gdzie x jest współrzędną przestrzenną a t to czas.



Rysunek 2-1 Objętość elementu tkanki [I1].

W przypadku wystąpienia niestających warunków, część ciepła będzie przechowywana w objętości kontrolnej.

$$Q_{\text{przechowywane}} = \int_V \rho c(x) \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} dv \quad (2.14)$$

gdzie:

ρ – gęstość tkanki [kg/m^3],

c – ciepło właściwe tkanki [J/kgK],

T – temperatura tkanki [K].

Wyrażenie przedstawiające utratę ciepła na rzecz otaczających tkanek oraz środowiska zewnętrznego zawiera kilka wyrażzeń, m.in. ciepło wymienione poprzez dyfuzję:

$$Q_{przewodzenia} = \int_A k \nabla T(x, t) \cdot n \, dA \quad (2.15)$$

gdzie:

k – współczynnik przewodzenia ciepła tkanki [W/(m*K)],

c – ciepło właściwe tkanki [J/kgK],

$\nabla T(x, t)$ – wektor gradientu temperatury tkanki [K/m],

n – wektor normalny.

2.6. Równanie Pennes'a

W połowie XX wieku Pennes opracowuje równanie transferu biociepła bazując na eksperymentach związanych z ludzkim przedramieniem. Jest to zmodyfikowana forma równania transjentowego przewodzenia ciepła, który bierze pod uwagę efekt perfuzji krwi oraz ciepło, które pochodzi z procesów metabolicznych w tkance. Jest to najstarsza i najprostsza forma modelu perfuzji krwi, które są używane do wielu obliczeń biologicznych i aplikacji medycznych. Model ten jest szeroko stosowany do oceny transportu ciepła, jak również różnicy temperatur w tkance ludzkiej w różnych aplikacjach terapeutycznych, jak np. przyłożone źródła ciepła, zimna lub efekty hipotermii.

Pennes zakładał, że wymiana ciepła zachodzi jedynie w naczyniach włosowatych, które biegną w tkance. Ponieważ wymiana środków odżywczych potrzebnych komórkom do funkcjonowania, jak również odbiór produktów przemiany materii, to właśnie te naczynia służą jako medium, przez które następuje wymiana ciepła. Ich gęsta sieć w tkance daje również znacznie większą powierzchnię, na której zachodzi transfer ciepła między krwią a tkanką.

W związku z tym Pennes dodał również współczynnik równoważący k' w celu korelacji temperatur krwi z naczyń tętnicy i żył oraz tkanki. Równanie Pennes'a oryginalnie powstało w celu analizy zmian temperatury w spoczywającym ludzkim przedramieniu ma formę:

$$\rho_t c_t \left(\frac{\partial T_t}{\partial t} \right) = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + \rho_b \omega_b c_b [T_a - T_t] + q_m''' + q_{ext} \quad (2.16)$$

gdzie:

t – czas [s],

T – temperatura [K],

Przypisy t, b, a, m odnoszą się do tkanki, krwi, krwi w arterii oraz metabolizmu,

ρ – z indeksem t - gęstość tkanki; b – gęstość krwi [kg/m³],

c – ciepło właściwe [J/kgK],

ω – częstość perfuzji krwi przez jednostkę objętości tkanki [ml/ml*s⁻¹],

q_m''' – generacja ciepła w jednostce objętości w ramach metabolizmu [W/m³],

q_{ext} – ciepło zewnętrzne [W/m^3].

Częstość perfuzji krwi jest różna dla różnych tkanek oraz organów i jest zróżnicowana w czasie dziennej aktywności, zależnie od czynników takich jak aktywność fizyczna, stymulacja fizjologiczna czy czynniki środowiskowe. Wiele procesów chorobowych jest również charakteryzowanych przez zmiany perfuzji krwi, jak również interwencje terapeutyczne mogą mieć wpływ na przepływ krwi w tkance. Dlatego w kontekście klinicznym informacja o absolutnej perfuzji krwi w danej tkance jest bardzo przydatna.

Równanie Pennes'a jest wykorzystywane przez naukowców na świecie do oceny wpływu zmian termicznych zachodzących w tkankach i od czasu sformułowania części z założeń, na których opiera się (1.13) zostało podważonych. Badania pokazały, że równowaga termiczna między przepływającą krwią a lokalną tkanką zachodzi w arterii w miejscu poprzedzającym zwężenie do naczyń włosowatych i w momencie, kiedy krew dostaje się do naczyń o świetle 60 μm oraz mniejszych proces równowagi jest zakończony. W związku z tym okazuje się, że istota procesu wymiany ciepła nie zachodzi w naczyniach włosowatych, a w większych naczyniach. Morfologia naczyń krwionośnych ma dość dużą zmienność osobniczą oraz w ramach ciała, co powoduje potrzebę specyficznych modeli dla efektów cieplnych przepływu krwi. Mimo podważenia założeń modelu Pennes'a jest on nadal szeroko stosowany w badaniach jako metoda dająca orientacyjny wynik, ponieważ większość modeli będąca pochodną modelu Pennes'a lub na nowo zdefiniowanych dla oceny przepływu biociepła wymaga znacznej ilości danych dotyczących naczyń krwionośnych, ich morfologii oraz wielu innych czynników tkanek oraz samego przepływu.

3. Metoda elementów skończonych

3.1. Historia MES

Kluczem ciągłego procesu pojmowania świata przez ludzi od zawsze było rozkładanie problemów na czynniki pierwsze i ich następnie analizie. Ludzki umysł jest ograniczony w swojej zdolności percepcji otaczającego świata, w związku z czym podział obserwowalnych systemów na mniejsze składowe pozwalał na zrozumienie procesów jako całości jako zbioru przeanalizowanych i zrozumiałych elementów. Ten trend jest nadal wykorzystywany w nauce, inżynierii, a nawet przez ekonomistów i archeologów.

Świat jest obserwowany pod dwiema postaciami. Jeśli jakiś model jest otrzymany z wykorzystaniem skończonej liczby elementów, to jest to problem o naturze dyskretnej, rozróżnialnej. W momencie, kiedy takie rozróżnienie nie następuje i elementy są opisane przez nieokreślony czas, to liczba elementów jest niepoliczalna i system jest ciągły. Ponieważ system ciągły zawsze można obserwować ze zwiększeniem rozdzielczości, to prowadzi to do otrzymania nieskończonej liczby elementów.

Pojawienie się techniki komputerowej przyczyniło się do umożliwienia rozwiązywania problemów dyskretnych o bardzo dużej ilości elementów. Niemniej pojemność i możliwości komputerów są zawsze ograniczone, dlatego problemy natury ciągłej rozwiązywane są poprzez manipulacje matematyczne systemu i przybliżenia.

Zauważalna jest różnica podejść do problematyki jaką jest dyskretyzacja ciągłego ośrodka. Inżynierowie reprezentują podejście funkcjonalne, w którym tworzona jest analogia między dyskretnymi elementami i skończoną częścią całego zakresu. Matematycy natomiast zajmowali się opracowywaniem technik, przy pomocy których problem był normalizowany, na przykład przybliżenia różnic skończonych. Zdobyte naukowe dziedziny elementów skończonych pozwoliły na postęp w inżynierii elektrycznej i hydraulicznej, gdzie ustalano relację między prądem (przepływem) i potencjałami poszczególnych elementów sieci, dzięki czemu można było stworzyć system zarządzający ciągłością przepływów.

3.2. Dyskretyzacja ośrodka

Proces obliczania rozwiązania zagadnienia rozwiązywanego przy pomocy metody elementów skończonych zależy na ilości oraz typie tychże elementów oraz ich pokryciu badanego ośrodka. Dyskretyzacja zawiera w sobie dzielenie ciągłego ośrodka – ciała, którym

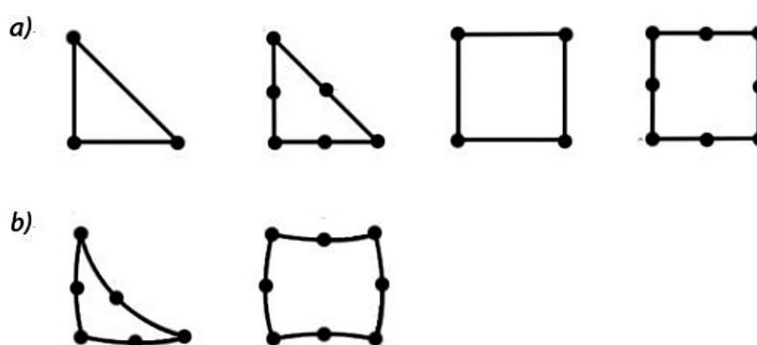
może być bryła geometryczna. Proste bloki zawierają węzły oraz funkcje interpolacji, nazywane również funkcjami kształtu, które wykorzystywane są do opisu analizowanego pola dystrybucji w środku obiektu oraz na jego ścianach.

W zależności od rodzaju elementów skończonych węzły mogą znajdować się na wierzchołkach lub na ściankach i w środku badanego kształtu. Elementy skończone typu liniowego posiadają węzły jedynie na wierzchołkach. Procesy dyskretyzacji mogą być rozpatrywane jako:

- regularne – gdzie dyskretyzacja siatki jest charakteryzowana przez wysoki stopień jednorodności i jest adaptowana do geometrii obiektu,
- nieregularne – gdzie dyskretyzacja siatki jest charakteryzowana przez niski poziom jedności i spójna tylko lokalnie.

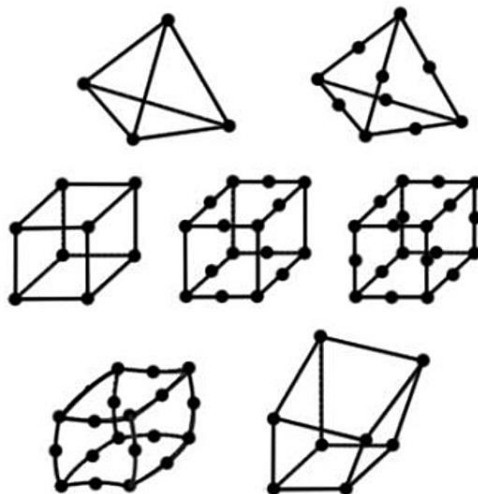
W przestrzeni trójwymiarowej proces modelowania metody elementów skończonych wykorzystuje się następujące typy elementów skończonych:

- jedno wymiarowe – wykorzystywane w przestrzeni jednowymiarowej i nie są wykorzystywane w symulacjach zagadnień procesów inżynierskich,
- dwuwymiarowe – używane do opisu dwuwymiarowych płaszczyzn w celu analizy naprężeń i deformacji. Wykorzystanie równań liniowych wymusza w równaniach zmianę odkształceń oraz naprężeń na całej powierzchni elementu. Proces ten wpływa na dokładność obliczeń, dlatego przykładowo w symulacjach, w których badany jest proces formowania metali stosuje się funkcje kwadratowe. Posiadają one dodatkowy węzeł w połowie długości każdej krawędzi. Takie elementy posiadają kwadratowe zmienne przemieszczenia a deformacje i naprężenia zmieniają się liniowo. Elementy są klasyfikowane jako dwuwymiarowe elementy liniowe oraz prostokątne, tak jak przedstawione na Rys 3-1.



Rysunek 3-1 Przykłady elementów skończonych do przybliżeń a) liniowych, b) prostokątnych [P1].

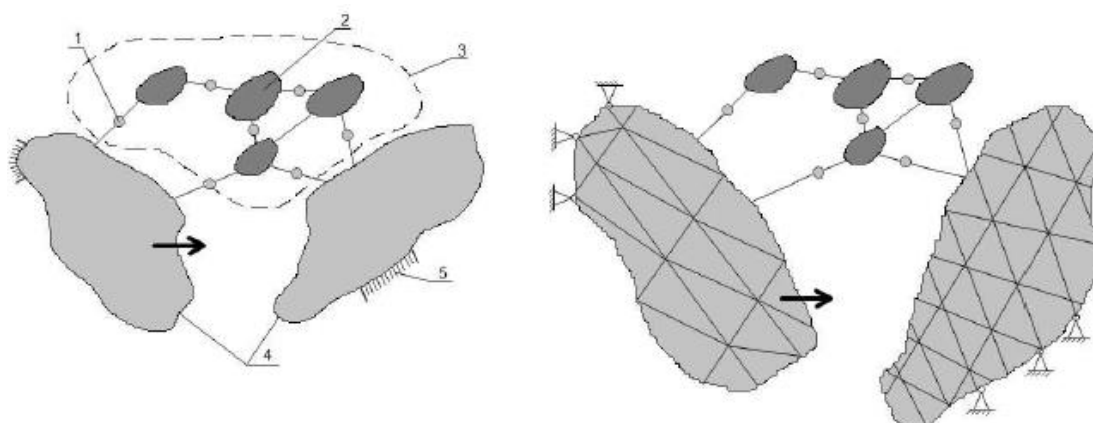
- trójwymiarowe – używane w analizie modeli przestrzennych. Posiadają trzy stopnie swobody w każdym węźle. Do tych elementów zalicza się tetrahedron oraz elementy prostopadłościenne, jak widoczne na Rys 3-2.



Rysunek 3-2 Przykłady elementów skończonych do liniowej oraz kwadratowej aproksymacji [P1].

Metodę elementów skończonych można określić w związku z tym jako proces aproksymacji ośrodka ciągłego, który posiada nieskończoną liczbę stopni swobody równocześnie składającego się z podobszarów, które posiadają skończoną liczbę stopni swobody. Od gęstości ułożenia podobszarów zależy również dokładność otrzymanego rozwiązania – będą bardziej prawdziwe dla ośrodka ciągłego, jeśli nastąpi gęstszy podział.

Na Rys 3-3 przedstawiony jest model fizyczny zawierający elementy dyskretne oraz ciągłe. Fragment dyskretny jest bryłą sztywną o skupionych parametrów masowych, bezwymiarowymi elementami sprężystymi lub tłumiącymi. W momencie, kiedy właściwości masowe, sprężyste oraz tłumiące rozkładają się w przestrzeni w sposób ciągły, to mowa jest o fragmentach ciągłych.



Rysunek 3-3 Modele układów: po lewej – schemat modelu fizycznego zawierający fragment dyskretny oraz ciągły, po prawej – schemat modelu dyskretnego, gdzie ciągłe elementy modelu fizycznego zostały dyskretyzowane elementami skończonymi. 1- elementy sprężyste i tłumiące, 2 – bryła sztywna, 3 – fragment dyskretny, 4 – fragment masowo-sprężysto-tłumiące, t - podparcie [K2].

Definicję problemu w MES należy zacząć od zapisania w sposób matematyczny modelu zagadnienia. Ten model następnie ulega przekształceniu do równania całkowego związanego z równaniami różniczkowymi cząstkowymi. Następnie należy określić grupę funkcji z których rozwiązanie zostanie aproksymowane. Przestrzeń poddana dyskretyzacji na mniejsze elementy geometryczne stanowi przestrzeń obliczeniową, czyli obszar, w którym w węzłach siatki określone są równania różniczkowe cząstkowe. Przestrzeń ta jest skończona i posiada granicę – brzeg. Na brzegu przestrzeni zdefiniowane są dodatkowe równania określające zachowanie funkcji niewiadomych, które tworzą tak zwane warunki brzegowe. Są one uwzględniane w określaniu metody elementów skończonych.

Schematyczny tok postępowania metody elementów skończonych można przedstawić następująco:

- a) Rozpatrywany obszar poddawany jest dyskretyzacji, czyli dzielony na elementy, które połączone są ze sobą tylko w wyznaczonych węzłach.
- b) Dla każdego elementu określone są zastępcze wartości w węzłach (np. siły węzłowe) na podstawie znanych wielkości (np. obciążeń, wymuszeń), a następnie szukane są zależności między nimi a wartościami w węzłach (np. przemieszczenia). Zależności te są niewiadomymi.
- c) Ustalany jest układ równań, który określa wielkości węzłowe (np. daną siłę) z niewiadomymi wielkościami węzłowymi.
- d) Rozwiązanie otrzymanego układu równań.

- e) Znalezienie wartości węzłowych szukanych wielkości oraz rodzaju ich aproksymacji, ustalenie wartości tych wielkości wewnątrz elementów.

3.3. Podział na elementy

Dokładność podziału badanego obszaru modelu fizycznego zależy od stopnia odwzorowania funkcji kształtu w stosunku do wielkości fizycznej w elementach oraz ilości wykorzystanych w procesie podziału obszaru elementów. Im większa jest ilość wykorzystanych elementów w podziale obszaru tym dokładniejsze są wyniki obliczeń, ale równocześnie komputer musi wykonać znacznie więcej obliczeń, przez co proces obliczeniowy jest wydłużony. Dokładne przybliżenie rozwiązania jest w przypadku, kiedy funkcje kształtu zapewniają:

- a) Przesunięcia zgodne na granicach elementu oraz ciągłość przemieszczeń wewnątrz elementów,
- b) Opisywanie stałych przemieszczeń elementu,
- c) Opisanie stanu stałych odkształceń wewnątrz elementu przy przemieszczeniach węzłów.

Przy spełnieniu przez element warunku a) taki element nazywany jest zgodnym, a jeśli spełnia warunki b) oraz c) nazywany jest zupełnym.

Podobszary mogą przyjmować różne kształty jak np.: trójkąty, sześciąty itp. Węzły znajdujące się w kształtach łączą ze sobą wzajemnie podobszary. Kształt elementu nie determinuje przy tym ilości węzłów które mogą się w jego ramach znajdować. Elementy mogą się ze sobą łączyć nie tylko poprzez styk w wierzchołkach, lecz również na wspólnych bokach [weclewski 3]. Tylko w węzłach podawane są wartości i wielkości z nich odczytywane. Dla każdego węzła może być określone kilka wielkości, z których część znana (np. siły, momenty pochodzące od obciążenia), a część nie (np. temperatura).

3.4. Funkcje kształtu

Funkcja kształtu jest funkcją interpolującą rozwiązanie między dyskretnymi wartościami uzyskanych w węzłach siatki. Zwykle wykorzystuje się w tym celu funkcje wielomianowe niskiego rzędu. Buduje się je na podstawie tzw. wielomianów Lagrange'a,

Hermite'a oraz ciągów Pascala. Dla zagadnienia jednowymiarowego można wykorzystać jednowymiarową postać ciągu Pascala: $1, x_1, x_1^2, x_1^3 \dots$

Z tych funkcji określonych na poszczególnych elementach konstruowane są funkcje określona na całym obszarze obliczeniowym i są nimi funkcje bazowe. W metodzie elementów skończonych należy zdefiniować jakie zachodzą zależności pomiędzy rozwiązaniem, a funkcjami bazowymi. Przyjęto zasadę, że rozwiązania przybliżone są sumą liniową funkcji bazowych (suma funkcji wraz z ich współczynnikami, różnymi dla każdej funkcji). Te współczynniki dla aproksymowanej stanowią zbiór liczb. Dzięki znajomości definicji funkcji bazowych oraz wartości współczynników można określić rozwiązanie w dowolnym punkcie obszaru obliczeniowego. Najczęściej w metodzie elementów skończonych zbiór rozwiązań (wartości współczynników) to zbiór wartości w wybranych punktach obszaru – tak zwanych węzłach. W pozostałych punktach wartości są interpolowane przy użyciu funkcji bazowych i wartości w węzłach. Równanie całkowe zostaje przetransformowane do postaci układu równań liniowych. Tworzona jest macierz układu równań liniowych (zwyczajowo macierzy sztywności), w której każdy współczynnik jest sumą całek. Te całki odpowiadają początkowemu stanowi równań różniczkowych cząstkowych, są określone na całym obszarze obliczeniowym oraz stanowią sumę całek po elementach skończonych. Przy odpowiednim zdefiniowaniu funkcji bazowych, można określić które elementy macierzy będą zerami [K4].

Rozwiązania uzyskane w MES są obarczone błędem i należy je poddawać weryfikacji. Występuje wiele źródeł błędów w rozwiązaniu i do najważniejszych zaliczane są:

- błąd popełniony przy modelowaniu – model nie opisuje rzeczywistości,
- błąd wartości współczynników – dane materiałowe oraz warunki brzegowe są zadane z błędem,
- błąd związany z odwzorowaniem obszaru – obszar obliczeniowy nie odpowiada obszarowi rzeczywistemu,
- błąd numeryczny – błąd podczas dyskretyzacji oraz błąd wprowadzony przez metodę aproksymacji rozwiązania,
- błąd zaokrągleń – związany z ograniczoną dokładnością reprezentacji liczb w systemach komputerowych [K4, K5].

4. Termografia

Promieniowanie energii termicznej jest miarą emisji energii przez ciało jako rezultat posiadania przez to ciało skończonej temperatury wyższej od 0 stopni Kelvina i jest rezultatem oscylacji elektronów poprzez energię cieplną. Ciało w formie stałej lub ciekłej promieniuje energią z molekuł które są w odległości ok. 1 μm od odsłoniętej powierzchni tego ciała. Z tego względu promieniowanie ciepłe to zjawisko powierzchniowe.

Istnieją dwie teorie opisujące sposób, w jaki energia promieniowania cieplnego opuszcza powierzchnię ciała. W pierwszej teorii promieniowanie jest uznane za propagację fal elektromagnetycznych. W drugiej teorii promieniowanie uznane jest za propagację cząstek nazywanych fotonami lub kwantami. Promieniowanie można wyrazić przy pomocy opisu falowego, czyli parametrów częstotliwości oraz długości fali. Zależność między nimi opisuje:

$$\lambda = c/v \quad (3.1)$$

gdzie:

c – prędkość światła w badanym medium (w próżni wynosi $2,998 \cdot 10^8$ m/s) [m/s],

v – częstotliwość fali [m].

Ze względu na zakres długości fali używa się zwykle miary μm , co odpowiada jednej milionowej metra. Transfer ciepła odbywa się przy pomocy fal znajdujących się w zakresie od 0,1 do 100 μm co zawiera w sobie część zakresu ultrafioletowego, spektrum światła widzialnego oraz promieniowanie podczerwone. Podstawą badania termograficznego jest pomiar wypromieniowanego ciepła z ciała. Gdy temperatura ciała wzrasta, więcej energii jest wypromieniowywanej. Wysoka temperatura ciała promieniuje w zakresie fal światła widzialnego. Zakres długości fali światła widzialnego wynosi od 0.4 μm dla fioletu do 0.7 μm dla światła czerwonego. Słońce o temperaturze ok. 6000 K wydaje się świecić światłem białym, natomiast grzałka elektrycznej kuchenki wydaje się świecić światłem czerwonym dla temperatury 800 K.

Istnieją dwa prawa fizyczne które opisują promieniowanie przedstawione na Rys. By opisać charakterystykę promieniowania prawdziwych obiektów wykorzystuje się opis ciała doskonale czarnego. Ciało doskonale czarne to idealny pochłaniacz i emiter fal elektromagnetycznych i służy za standard, do którego porównywane są własności emisyjne badanych ciał. Pierwsze prawo dotyczy temperatury oraz długości światła emitowanego przez ciało doskonale czarne i jest wyrażane przez Prawo Wien'a:

$$\lambda_{max}T = C \quad (4.1)$$

gdzie:

C – stała o wartości 2897,6 $\mu\text{m}\cdot\text{K}$.

Krzywa przedstawiająca powyższą zależność jest przedstawiona na Rys 4-2. W związku z prawem Wien'a maksimum mocy widmowej emisji promieniowania przypada na krótsze długości fal wraz ze zwiększaniem się temperatury.

Drugie prawo opisuje ilość energii wyemitowanej poprzez promieniowanie przez ciało doskonale czarne w zależności od temperatury tego ciała wykorzystując prawo Stefana – Boltzmann'a:

$$E = \varepsilon\sigma T^4 \quad (4.2)$$

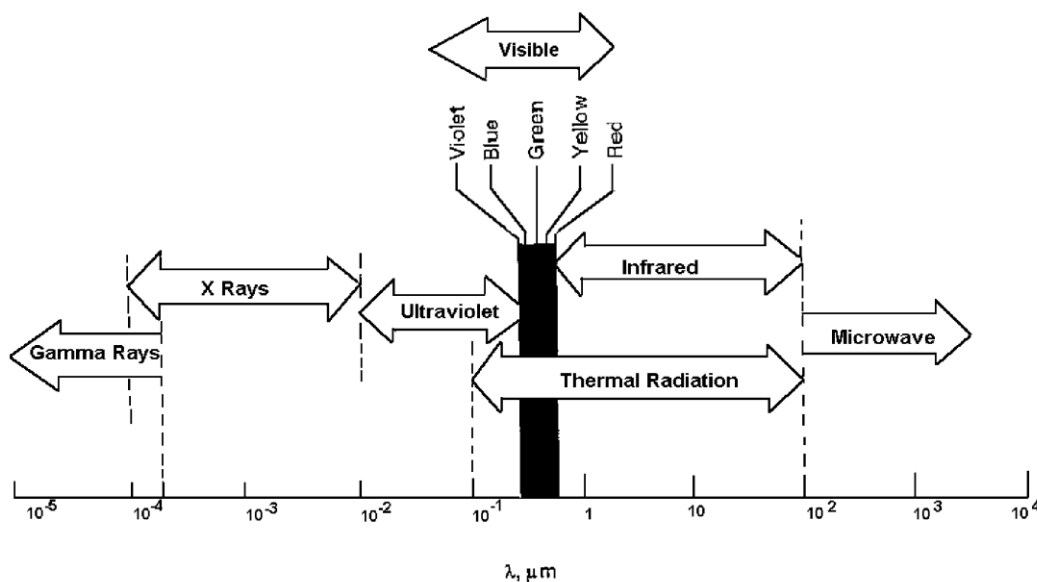
gdzie:

ε – emisyjność zależna od własności ciała, w zakresie od 0 do 1 z 1 dla ciała doskonale czarnego; wartość bezwymiarowa,

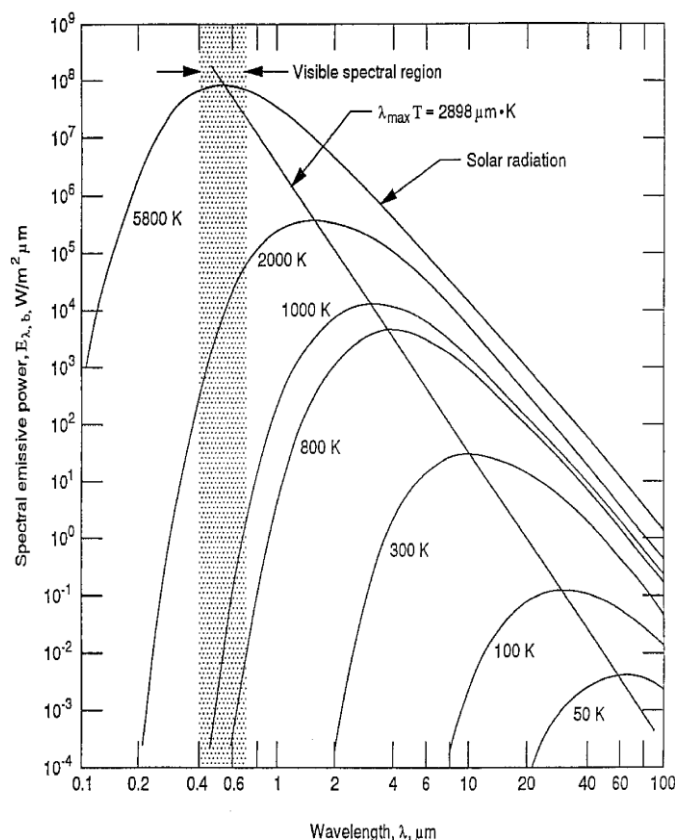
σ – stała o wartości $5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$,

E – energia mierzona w $[\text{W/m}^2]$.

Dzięki zależności 3.x można poprzez pomiar energii wyemitowanej przez ciało dowiedzieć się jaką temperaturę posiada.



Rysunek 4-1 Widmo promieniowania elektromagnetycznego [K5].



Rysunek 4-2 Wykres zależności mocy emisji widmowej od długości fali elektromagnetycznej z zaznaczonym zakresem widzialnym, krzywą reprezentującą prawo Wien'a oraz rodzinę krzywych przedstawiających zakres promieniowania źródeł o zadanej temperaturze w skali Kelvina [K5].

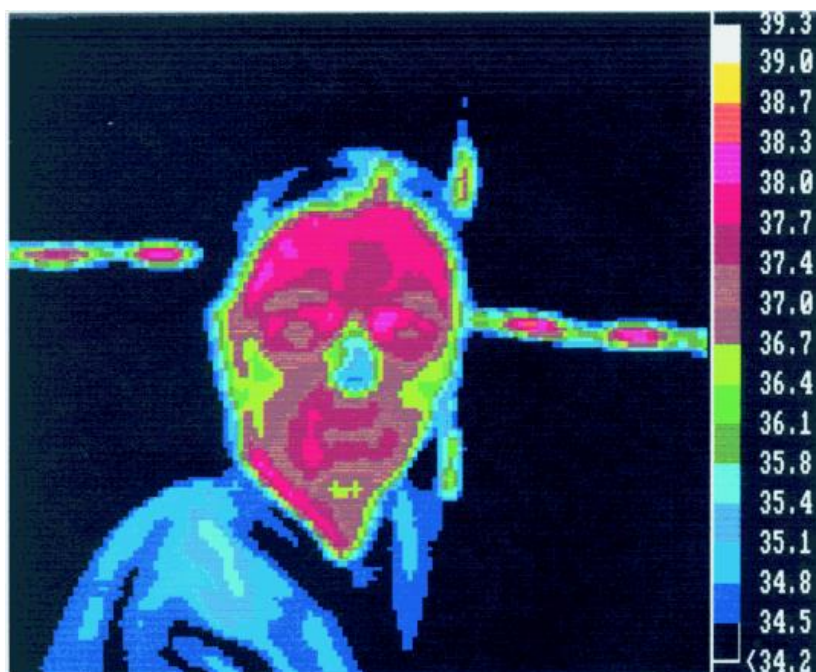
Mimo że ludzki wzrok nie jest w stanie rejestrować energii wypromieniowanej w postaci ciepła, detektory podczerwieni są zdolne do jej detekcji i pomiaru i zamianie tej informacji na sygnały elektryczne proporcjonalne do temperatury powierzchni badanego ciała. Instrumenty, które łączą możliwość pomiaru z układem optycznym zdolnym skanować powierzchnię badanego obiektu to narzędzia do obrazowania termalnego, czyli aparaty termograficzne. Obrazy rejestrowane przez takie aparaty nazywane są termogramami, na których temperatura prezentowana jest w postaci zmiany nasycenia, jasności lub odcienia na obserwowanym ciele. Wartość emisyjności jest ustawiana na aparacie. Jest to wartość dobierana według tabel, ponieważ dla różnych zastosowań i obiektów badanych stosuje się inne wartości emisyjności. W przypadku pomiaru ciała ludzkiego wybiera się tę emisyjność o wartości około 0.98, 0.99. Tablica 4.1 z przedstawionymi współczynnikami dla powierzchni różnych substancji przedstawiona jest poniżej.

Tablica 4.1 Przykładowe wartości emisyjności powierzchni z różnych materiałów [I2].

| <i>Material</i> | Emisyjność |
|-----------------------------|-------------|
| <i>Aluminium polerowane</i> | 0,05 |
| <i>Aluminium anodowane</i> | 0,77 |
| <i>Beton</i> | 0,92 |
| <i>Lód</i> | 0,97 |
| <i>Ludzka skóra</i> | 0,98 |
| <i>Stal nierdzewna</i> | 0,59 |
| <i>Miedź zaśniedziała</i> | 0,65 |

Termografia znajduje wykorzystanie w budownictwie, medycynie, w ekologii oraz rolnictwie. W zastosowaniach przemysłowo – budowlanych wykorzystywana jest głównie do oceny strat energii na podstawie wyznaczania współczynnika przewodnictwa cieplnego. Dzięki niemu tworzone są mapy rozkładu temperatury i widoczne są miejsca, w których jest większa utrata energii z pomieszczenia. Może to świadczyć np. o złym stanie izolacji budynku lub złej szczelności połączeń w infrastrukturze budynku.

W medycynie termografia wykorzystywana jest jako tester diagnostyczny. Na podstawie rozkładu temperatury na ciele pacjenta można odczytać informacje o zmianach patologicznych. Ze względu jednak na złożoność obrazowań cieplnych na ciele człowieka oraz zmienności osobniczej między ludźmi powoduje dość duże trudności. Interpretacja takich danych wymaga uwzględnienia ogólnego stanu fizjologicznego i nastawienia pacjenta, położenia części ciała, warunków otoczenia i innych. Duże nadzieje są związane z komputerowym wspomaganem termografów. Badania idą w kierunku standaryzacji warunków Termografia jest wykorzystywana m.in. w onkologii, chorobach układu krążenia, dermatologii, immunologii i innych.



Rysunek 4-3 Ilustracja przedstawiająca rejestrację termograficzną osoby z koncentracją na twarzy[P2].

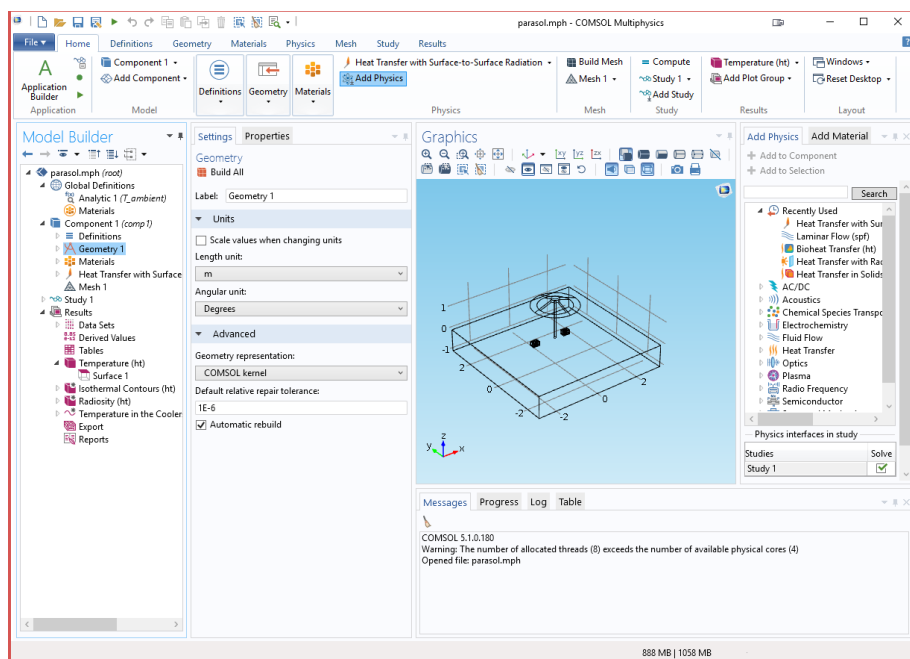
W ekologii i rolnictwie wykorzystuje się zdjęcia w podczerwieni wykonane z pułapów lotniczych oraz satelitarnych. Można w ten sposób obserwować i poznawać różnych cech fizycznych oraz biologicznych dużej grupy naturalnych obiektów na powierzchni. Obserwacje te mają na celu wgląd w warunki termiczne obiektów na powierzchni Ziemi [P2].

5. Comsol Multiphysics

Oprogramowanie COMSOL Multiphysics jest wielkim, wszechstronnym środowiskiem, przy pomocy którego użytkownik może modelować i rozwiązywać różne problemy natury naukowej oraz technicznej. Praca w środowisku programu Comsol nie wymaga zaawansowanej wiedzy matematycznej lub analizy numerycznej, ponieważ program wykorzystuje równania różniczkowe cząstkowe do rozwiązywania zadanych mu zagadnień.

Oprogramowanie samodzielnie kompiluje zestaw równań różniczkowych, które reprezentują cały model. W celu rozwiązania tego zestawu równań wykorzystuje się metodę elementów skończonych, dzięki której do stworzenia modelu należy jedynie określić pewne wielkości fizyczne takie jak obciążenie, ograniczenie, więzy, własności materiału, źródła promieniowania lub strumienie ciepła.

Istotną zaletą jest możliwość importowania wcześniej zamodelowanej geometrii zagadnienia w programach wspierających komputerowe projektowanie, dzięki czemu możliwe jest sprawniejsze przygotowanie skomplikowanej geometrii w środowisku bardziej przystępnemu użytkownikowi. Do swojej dyspozycji użytkownik posiada rozległą bibliotekę materiałów z określonymi wieloma właściwościami materiałowymi lub może stworzyć nowe wpisy do biblioteki z samodzielnie wprowadzonymi właściwościami.



Rysunek 5-1 Okno programu COMSOL Multiphysics po załadowaniu projektu.

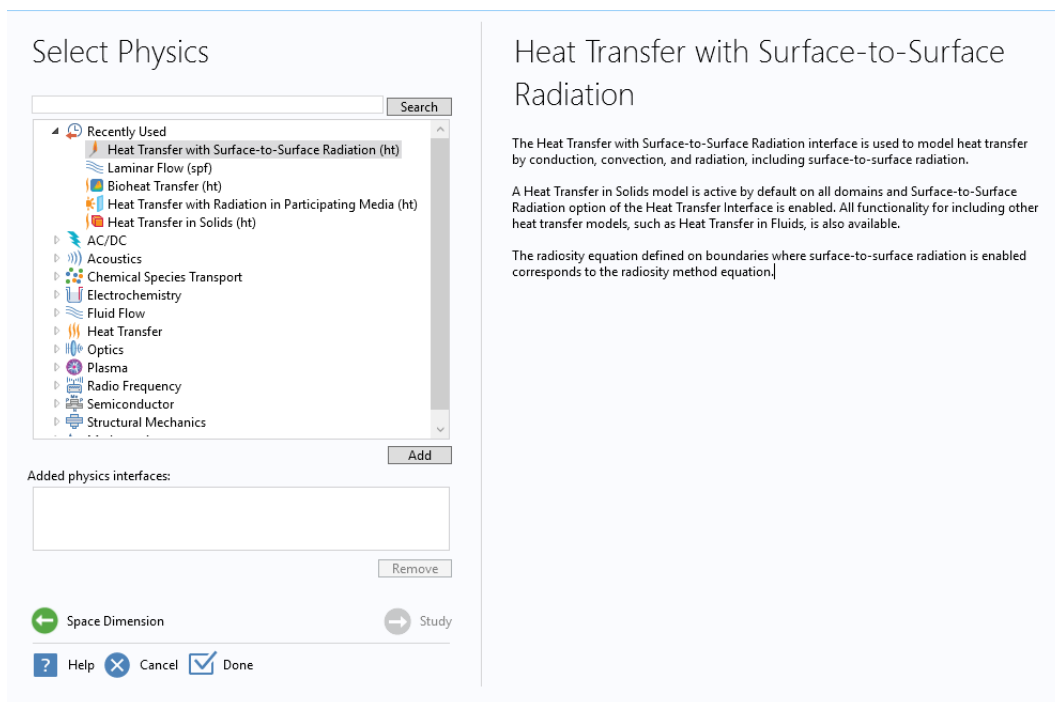
Duża ilość modułów zaimplementowanych w programie pozwala na rozwiązanie wielu zróżnicowanych zagadnień o szerokim wachlarzu zjawisk fizycznych. W niniejszej pracy wykorzystano moduł Bioheat Transfer opisującego przepływ biociepła na drodze przewodzenia ciepła, konwekcji oraz radiacyjnej wymiany ciepła. Moduł ten opiera swoje obliczenia na równaniu Pennesa, w którym uwzględnia się źródła ciepła związane z perfuzją krwi oraz z metabolizmem człowieka.

6. Część badawcza

W ramach pracy wykonano dwa zagadnienia – w pierwszym stworzono model 3D, w przybliżeniu przypominający wycinek z ręki na wysokości ramienia powyżej łokcia i ten model wykorzystano do symulowania wpływu cieplnego przepływu krwi oraz zewnętrznego źródła ciepła. Celem dokładniejszego rozpoznania efektu cieplnego na tkance skórnej skonstruowano również model przybliżający jedynie warstwy skóry wraz z tkanką podskórną i fragmentem mięśnia. W drugim zagadnieniu wykonano eksperyment polegający na rejestracji kamerą termowizyjną ręki powyżej łokcia podczas oświetlania dwiema lampami halogenowymi o łącznej mocy 300 W.

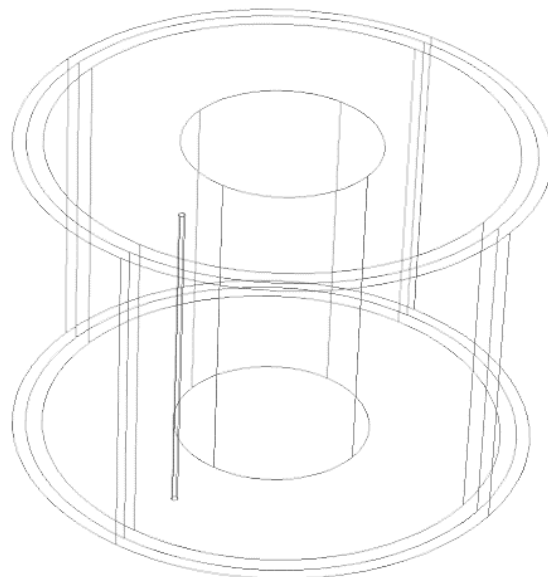
6.1. Przebieg badań przeprowadzonych w programie Comsol Multiphysics – przekrój kończyny górnej

W ramach badań korzystano z oprogramowania COMSOL Multiphysics w wersji 5.1. Po uruchomieniu programu wybrany zostaje Model Wizard, w którym można wczytać projekt z wczytanym od początku wybranym modułem obliczeniowym. Alternatywnie użytkownik może wybrać Blank Model i w pustym projekcie dodawać żądane moduły obliczeniowe. W tym przypadku zostaje wybrany Model Wizard z wybranym modułem do obliczania przepływu ciepła z uwzględnionym promieniowaniem energii. Wykorzystuje się go do obliczeń w modelu, gdzie występuje przepływ ciepła na zasadzie przewodzenia, konwekcji oraz promieniowania.



Rysunek 6-1 Okno wczytywania modułów obliczeniowych programu COMSOL Multiphysics.

W następnym kroku przystąpiono do konstrukcji geometrii przy pomocy dedykowanego narzędzia w programie.



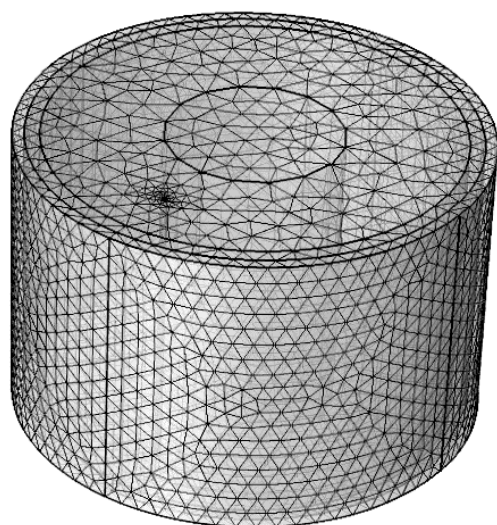
Rysunek 6-2 Model fragmentu kończyny górnej.

Do stworzenia modelu fragmentu kończyny górnej wykorzystano geometrię składającą się z koncentrycznych cylindrów, z których od wewnętrznego o najmniejszej średnicy to tkanka kostna, kolejny cylinder o większej średnicy reprezentuje tkankę mięśniową, kolejne cylindry tkankę tłuszczową i skórę. Naczynie krwionośne – arterię reprezentuje cylinder o małej średnicy przesunięty i umieszczony w tkance mięśniowej. Skonstruowany model widoczny jest na Rys. 6-2. Rozmiary poszczególnych cylindrów reprezentujących tkankę są przedstawione w Tabeli 6-1.

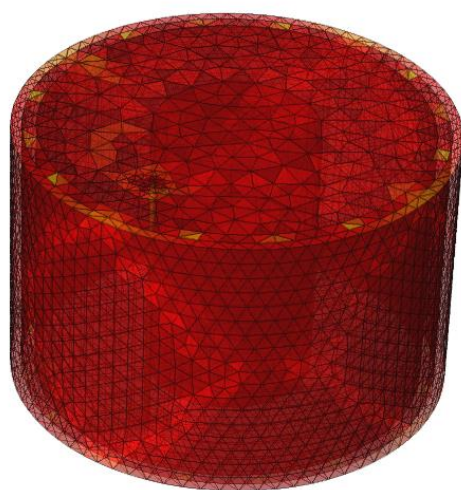
Tabela 6.1 Promienie cylindrów, z których skonstruowany jest model fragmentu kończyny górnej.

| <i>Rodzaj tkanki</i> | Promień [mm] |
|-----------------------------|---------------------|
| <i>Kość</i> | 15 |
| <i>Mięsień</i> | 35 |
| <i>Tłuszcz</i> | 37,5 |
| <i>Skóra</i> | 38,5 |
| <i>Naczynie krwionośne</i> | 0,5 |

Siatka wygenerowana dla modelu została stworzona z wykorzystaniem czworościanów, z zagęszczeniem elementów w obszarze naczynia krwionośnego oraz powłoki skórnej ze względu na ich niewielkie wymiary liniowe. Wygenerowana siatka składa się z 47362 elementów, przy czym minimalna jakość element to 0,1307, a średnia jakość elementów wynosi 0,7277.



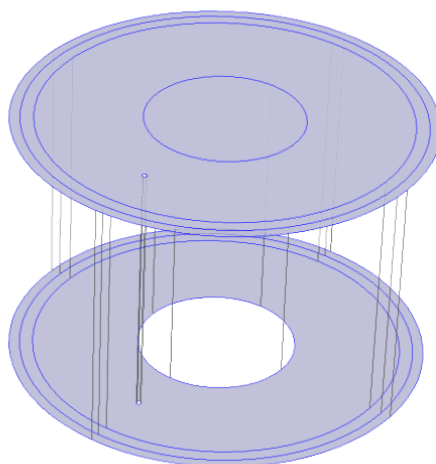
Rysunek 6-3 Wygenerowana siatka modelu przekroju kończyny górnej.



Rysunek 6-4 Ilustracja przedstawiająca jakość siatki modelu – im bardziej element jest bliższy kolorem do czerwonego, tym lepsza jego jakość.

Wykorzystano również warunek brzegowy symetrii na płaszczyźnie górnej oraz dolnej cylindra, ponieważ prezentowany model jest założony jako wycinek, „plaster” górnej kończyny i w związku z tym, że kończyna będzie poddana działaniu czynnika zewnętrznego, to należy upewnić się, że oddziaływanie będzie przebiegać przez warstwy tkanek, bez ominięcia ich na granicy górnej lub dolnej ciała. Dla programu określenie tego warunku to sygnał, że ma traktować obiekt, jakby był dłuższy na zasadzie odbicia geometrycznego względem

zaznaczonych płaszczyzn. W tym wypadku w takim razie program traktuje obiekt jakby miał nieskończoną długość.



Rysunek 6-5 Warunek symetrii przedstawiony na modelu.

Podczas określania warunków początkowych poczyniono dla analizowanego przypadku również kilka założeń:

- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 10$ [min] z krokiem $\Delta t = 12$ [s], ponieważ wzrost temperatury w tym okresie jest najbardziej istotny i zauważalny; dla przypadku, w którym zastosowano strumień ciepła od $t_0 = 0$ do $t_m = 5$ [min] z krokiem $\Delta t = 30$ s ze względu na czas obliczeń,
- Temperatura krwi płynącej w naczyniu krwionośnym wynosi 37 [°C], a jej prędkość jest stała w rozpatrywanym czasie i wynosi 0.5 [m/s] w kierunku ujemnych wartości osi Z,
- Założono, że ciało przebywa w pokojowych warunkach, kiedy poddawane jest działaniu źródła ciepła, w związku z czym temperatura oddziałująca na nienagrzewane partie ciała,
- Temperatura początkowa tkanek wynosi 30 [°C],
- Strumień ciepła pochodzący od źródła, którym jest słońce w nieskończenie dużej odległości wynosi 800 [W/m²]. Wartość ta jest przytaczana w badaniach odnoszących się do wpływu słońca na życie na planecie lub do oceny niektórych parametrów fizycznych powierzchni [P3] i określa ilość strumienia cieplnego dochodzącego do powierzchni ziemi,
- Przypadek obliczono dla kilku wartości współczynnika przewodzenia ciepła, ponieważ ruch ośrodka, np. wiatr, wywiera wpływ na ilość energii wnikającej do tkanki poprzez zaistnienie dodatkowego czynnika chłodzącego na powierzchni. Na podstawie

dostępnych publikacji wybrano zakres współczynnika przejmowania ciepła od 5 do 8 [W/(m²*K)] [P4],

- Obliczenia wykonano na dwa sposoby: w pierwszym wykorzystano nieskończone dalekie źródło promieniujące cieplnie, a w drugim wykorzystano strumień ciepła, który oddziałuje na badaną tkankę na zasadzie konwekcji,
- Ponieważ w jednym przypadku oblicza się przypadek symulując źródło słoneczne, wykorzystano domyślne ustawienia co do ograniczeń widmowych, czyli ocięcie następuje dla długości fali 2,5um, powyżej których promieniowanie słoneczne jest zanedbywalne.

Parametry materiałowe w wykorzystanym modelu kończyny górnej dla każdej „warstwy” dobrano z biblioteki programu COMSOL Multiphysics i są przedstawione w poniższej tabeli. Wartość ciepła generowanego na bazie procesów metabolicznych oraz wartości perfuzji krwi zostały określone na podstawie wartości podanych w [P5]. Wartość perfuzji krwi dla skóry została wykorzystana taka, jaka sugerowana jest przez instrukcję oprogramowania, ale ta sama jest też wykorzystana w niektórych publikacjach [P6]. Parametr ten jest silnie zależny od rozpatrywanej tkanki, ale nawet w ramach badania jednego rodzaju tkanki rozrzut tej wartości jest w badaniach dość znaczny.

Tabela 6.2 Wartości parametrów fizycznych oraz właściwości materiałów wykorzystanych w symulacji.

| <i>Materiał</i> | Pojemność cieplna C _p [J/(kg*K)] | Gęstość ρ [kg/m ³] | Współczynnik przewodzenia cieplnego k [W/(m*K)] | Generacja ciepła tkance q _m [W/m ³] | Perfuzja w krwi ω [s ⁻¹] |
|-----------------------------|---|-----------------------------------|--|---|--|
| <i>Kość</i> | 1313 | 1908 | 0.32 | 0 | 0 |
| <i>Mięśnie</i> | 3421 | 1090 | 0.49 | 684.2 | 27*10 ⁻⁴ |
| <i>Tkanka podskórna</i> | 2348 | 911 | 0.21 | 368.1 | 10 ⁻⁴ |
| <i>Skóra</i> | 3391 | 1109 | 0.37 | 368.1 | 6.4*10 ⁻³ |
| <i>Krew</i> | 4180 | 1000 | 0.543 | 0 | 0 |

6.2. Przebieg badań przeprowadzonych w programie Comsol Multiphysics – analiza warstwy skórnej

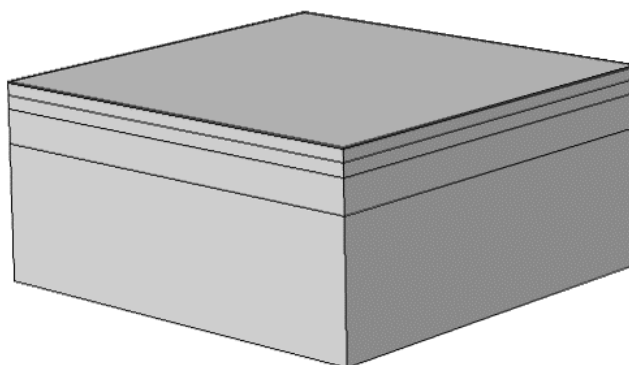
Ze względu na przewidywane obciążenie obliczeniowe, nie przygotowano złożonego zagadnienia, gdzie dodatkowo warstwa skórna byłaby podzielona na swoje składowe, w związku z czym przygotowano dodatkowy model również wykorzystując proste bryły

wstawiane przy pomocy narzędzia w programie COMSOL i poddano je działaniu Tych samych warunków oraz czynników co model przekroju kończyny głównej. Podział oraz wartości termofizycznych tkanki skórnej oparto o [P5] i są one przedstawione w Tabeli 6-3. W ten sposób skonstruowany model jest wzorowany na dostępnych anatomicznych analizach oraz termofizycznych właściwościach dostępnych w literaturze [P7].

Parametry materiałowe w wykorzystanym modelu kończyny górnej dla każdej „warstwy” dobrano z biblioteki programu COMSOL Multiphysics i są przedstawione w poniższej tabeli. Wartość ciepła generowanego na bazie procesów metabolicznych oraz wartości perfuzji krwi zostały określone na podstawie wartości podanych w [P5]. Wartość perfuzji krwi dla skóry została wykorzystana taka, jaka sugerowana jest przez instrukcję oprogramowania, ale ta sama jest też wykorzystana w niektórych publikacjach [P6]. Parametr ten jest silnie zależny od rozpatrywanej tkanki, ale nawet w ramach badania jednego rodzaju tkanki rozrzut tej wartości jest w badaniach dość znaczny.

Tabela 6.3 Wartości parametrów fizycznych oraz właściwości materiałów wykorzystanych w symulacji.

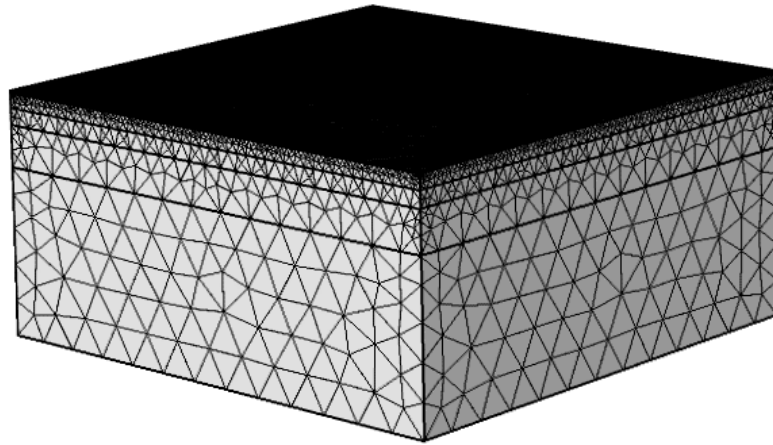
| <i>Material</i> | Grubość warstwy [mm] | Pojemność cieplna C_p [J/(kg*K)] | Gęstość ρ [kg/m ³] | Współczynnik przewodzenia cieplnego k [W/(m*K)] | Generacja ciepła tkance [W/m ³] | Perfuzja w krwi ω [s ⁻¹] |
|-------------------------|----------------------|------------------------------------|-------------------------------------|---|---|---|
| <i>Naskórek</i> | 0.1 | 3589 | 1200 | 0.235 | 0 | 0 |
| <i>Skóra właściwa</i> | 0.7 | 3300 | 1200 | 0.445 | 368.1 | 0.0002 |
| <i>Tkanka kolczysta</i> | 0.8 | 3300 | 1200 | 0.445 | 368.1 | 0.0013 |
| <i>Tkanka podskórna</i> | 2 | 2674 | 1000 | 0.185 | 368.1 | 0.0001 |
| <i>Mięsień</i> | 8 | 3800 | 1085 | 0.51 | 684.2 | 0.0027 |



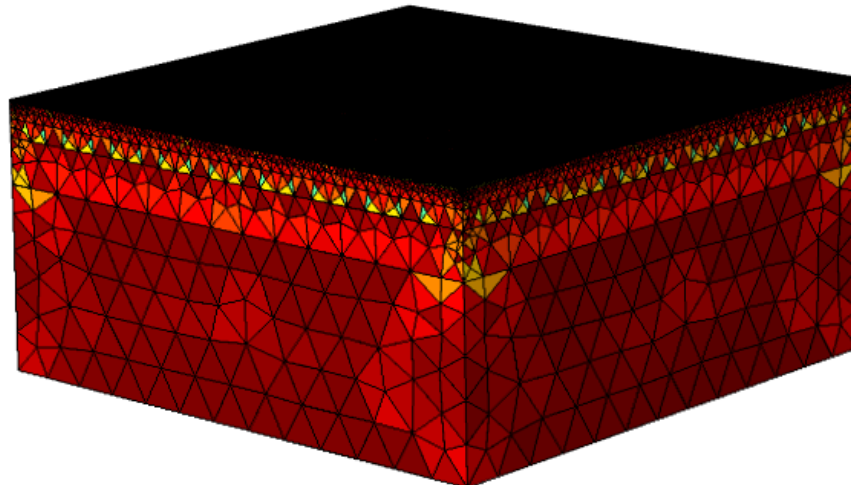
Rysunek 6-6 Model fragmentu skóry podzielony na mniejsze części składowe.

Wykorzystano warunek brzegowy symetrii na płaszczyznach bocznych wszystkich graniastosłupów tworzących poszczególne warstwy. Dla programu określenie tego warunku to sygnał, że ma traktować obiekt, jakby był dłuższy na zasadzie odbicia geometrycznego względem zaznaczonych płaszczyzn. W tym wypadku w takim razie program traktuje obiekt jakby bryły miały nieskończone wymiary w płaszczyznach X oraz Y.

Siatka modelu widoczna na Rys 6-7 oraz Rys 6-8 została stworzona z elementów czterościennych, które ulegają stopniowemu zmniejszeniu w wymiarze im bliżej warstwy naskórka. Jest to powodowane zmniejszeniem się wymiarów liniowych kolejnych warstw. W celu precyzyjnego oszacowania wartości rozpatrywanych parametrów w ich wnętrzu wymagane jest zagęszczenia siatki. Wygenerowana siatka składa się z 238448 elementów, przy czym minimalna jakość element to 0,04419, a średnia jakość elementów wynosi 0,659. Reprezentacja na modelu jakości elementów jest widoczna na RYS, im bardziej czerwony kolor, tym jakość elementu, a tym samym przybliżenie jego kształtu do foremnego czworoboku jest lepsze.



Rysunek 6-7 Siatka elementów dopasowanych do modelu.



Rysunek 6-8 Ilustracja przedstawiająca jakość siatki modelu – im bardziej element jest bliższy kolorem do czerwonego, tym lepsza jego jakość.

Podczas określania warunków początkowych poczyniono dla analizowanego przypadku również kilka założeń:

- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 5$ [min] z krokiem co 30s, ponieważ wzrost temperatury w tym okresie jest najbardziej istotny i zauważalny,
- Założono, że ciało przebywa w pokojowych warunkach, kiedy poddawane jest działaniu źródła ciepła, w związku z czym temperatura tła oddziałująca na nienagrzewane partie ciała,
- Strumień ciepła pochodzący od źródła, którym jest słońce w nieskończenie dużej odległości wynosi 800 [W/m^2]. Wartość ta jest przytaczana w badaniach odnoszących

się do wpływu słońca na życie na planecie lub do oceny niektórych parametrów fizycznych powierzchni [P3] i określa ilość strumienia ciepłego dochodzącego do powierzchni ziemi,

- Przepadek obliczono dla kilku wartości współczynnika przejmowania ciepła, ponieważ ruch ośrodka, np. wiatr, wywiera wpływ na ilość energii wnikaącej do tkanki poprzez zaistnienie dodatkowego czynnika chłodzącego na powierzchni. Na podstawie dostępnych publikacji wybrano zakres współczynnika przejmowania ciepła od 5 do 8 $[W/(m^2 \cdot K)]$ [P4],
- Temperatura początkowa tkanek wynosi 30 $[^{\circ}C]$,
- Obliczenia wykonano na dwa sposoby: w pierwszym wykorzystano nieskończone dalekie źródło promieniujące ciepłnie, a w drugim wykorzystano strumień ciepła, który oddziałuje na badaną tkankę na zasadzie konwekcji.

6.3. Eksperyment

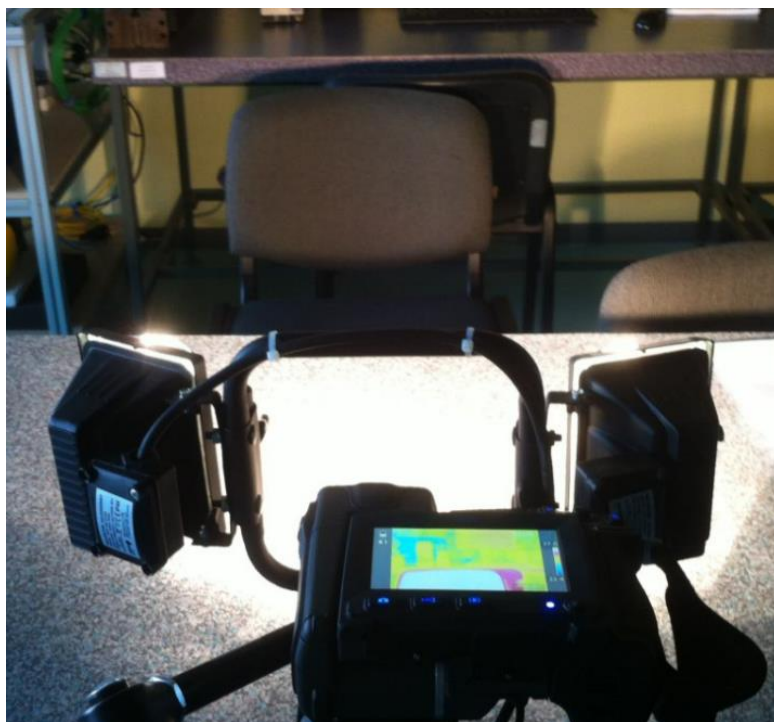
Jako środek porównania warunków rzeczywistych z uzyskanymi symulacjami przeprowadzony został eksperyment z wykorzystaniem dwóch lamp halogenowych NXS 150 o maksymalnej mocy 150W. Tabliczka znamionowa jednej z lamp została przedstawiona na Rys 6-10.



Rysunek 6-9 Tabliczka znamionowa jednej z dwóch lamp halogenowych wykorzystanych w eksperymencie.

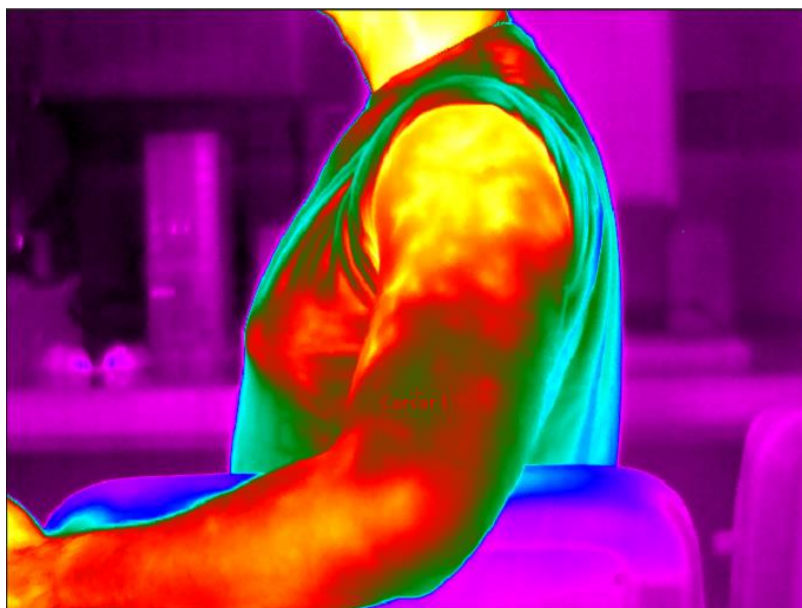
Zostały one obie ustawione na stojaku z przerwą po środku, skierowane lekko pod kątek tak by ich światło zbiegało się w punkcie będącym 1 metr od nich, mierzony jako wysokość powstającego „trójkąta”, w którego wierzchołkach znajdują się lampy, a ognisko jest trzecim wierzchołkiem. W przerwie między lampami wstawiono kamerę termowizyjną ustawioną na

statywie marki FLIR model T620, która skierowana była wprost na miejsce ogniskowania światła z obu lamp. Układ eksperymentalny jest widoczny na Rys 6-11.



Rysunek 6-10 Zdjęcie przedstawiające układ badawczy.

Eksperyment był przeprowadzony przy częściowo opuszczonych roletach podczas pochmurnego dnia. Po zestawieniu elementów tworzących układ eksperymentalny, osoba badana poddawana badaniu (badacz) miał kilkanaście minut na odpoczynek, by ciepło wygenerowane poprzez aktywność fizyczną miała czas ochłonać i pozwolić na spadek temperatury ciała. W laboratorium, w której przeprowadzono eksperyment działa wentylacja, która utrzymuje temperaturę pomieszczenia w temperaturze pokojowej. Osoba badana siedziała bokiem do układu naświetlająco – rejestrującego z ręką opartą o krzesło odwrócone oparciem do kamery. Rejestracja odbywała się z krokiem co 10 s, przy czasie analizy ok. 5 min. Granicą końca rejestracji był moment, kiedy wzrost temperatury przestawał być zauważalny na układzie rejestrującym przez 20 s. Podczas badania osoba badana utrzymywała stałą pozycję ciała i oddychała spokojnie. Temperatura tkanki była śledzona w miejscu zaznaczonym na Rys 6-11. Ponieważ był to obszar o niższej temperaturze, spodziewano się większej różnicy temperatury podczas eksperymentu. Z powodu ograniczenia czasowego został wykonany jedynie jeden pomiar, dlatego wyniki z niego uzyskane mogą być traktowane jako bardzo orientacyjne i służące jedynie poglądowo zrealizowaniu pewnego planu badawczego.



Rysunek 6-11 Zrzut z oprogramowania FLIR służącego do obróbki danych z kamer termowizyjnych tej firmy. Widoczna osoba badana w pozycji przybranej podczas eksperymentu.

Założono, że przy mocy 150 W cała moc zostaje wypromieniowana jako ciepło i światło, także przy symulacji tej sytuacji daje to sumarycznie 300 W wypromieniowanej energii. Dla wygody obliczeń założono również, że w związku z tym strumień promieniowania na tkankę będzie wynosił 300 W/m^2 .

7. Wyniki

Dla symulacji wyniki są rozpatrywane w punkcie będącym na powierzchni ciała lub na boku, który jest prostopadły do płaszczyzny, na którą oddziałuje zewnętrzne źródło ciepła. Wyniki w punkcie pokazują dynamikę narastania temperatury, natomiast profil przedstawia wpływ różnicy właściwości na granicach ośrodków na propagację temperatury w głąb tkanki.

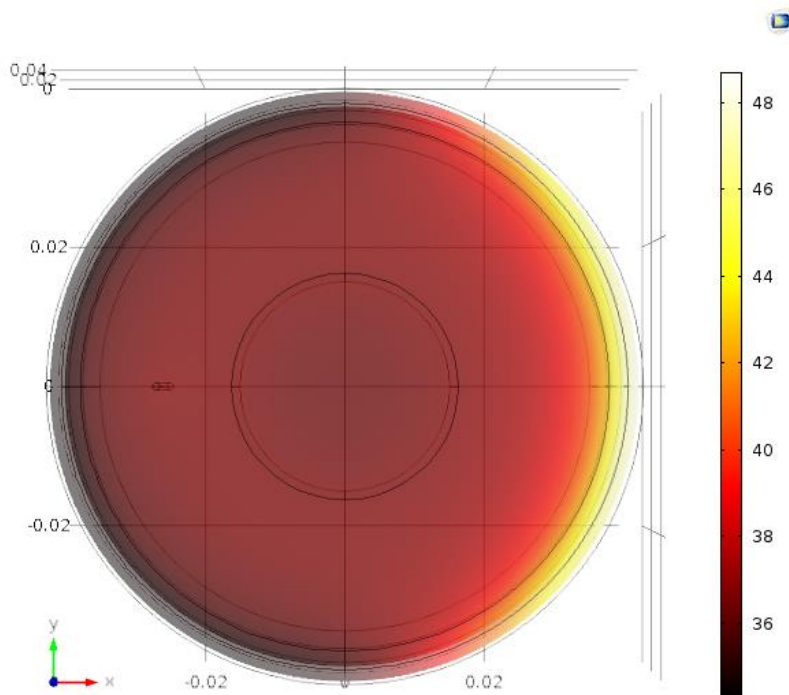
W przypadku eksperymentu wykorzystano śledzenie punktowe temperatury, która na początku eksperymentu jest lokalnym minimum (jak widoczne na Rys 6-11).

7.1. Model przekroju ręki

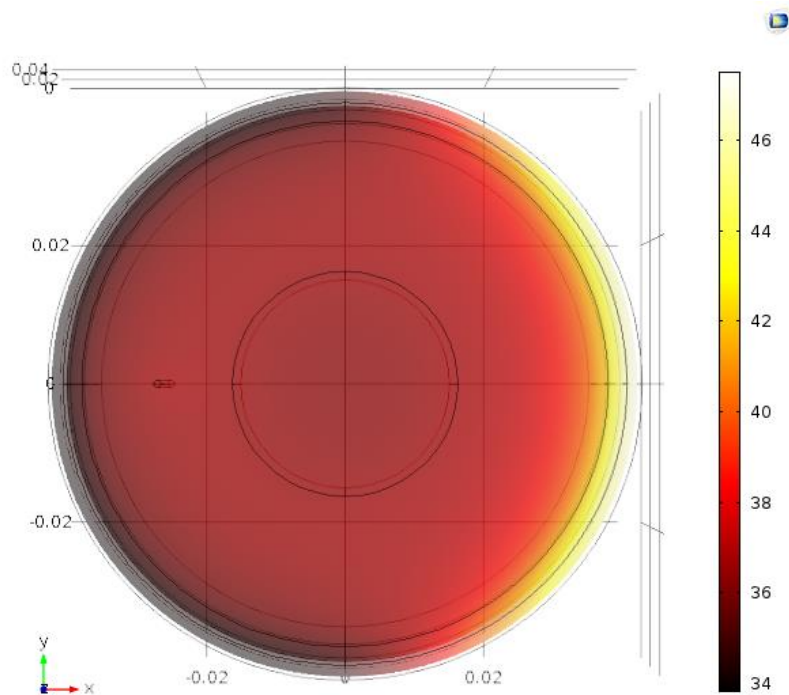
7.1.1. Zastosowanie modelu promieniowania słonecznego

Warunki początkowe i brzegowe dla danego przypadku:

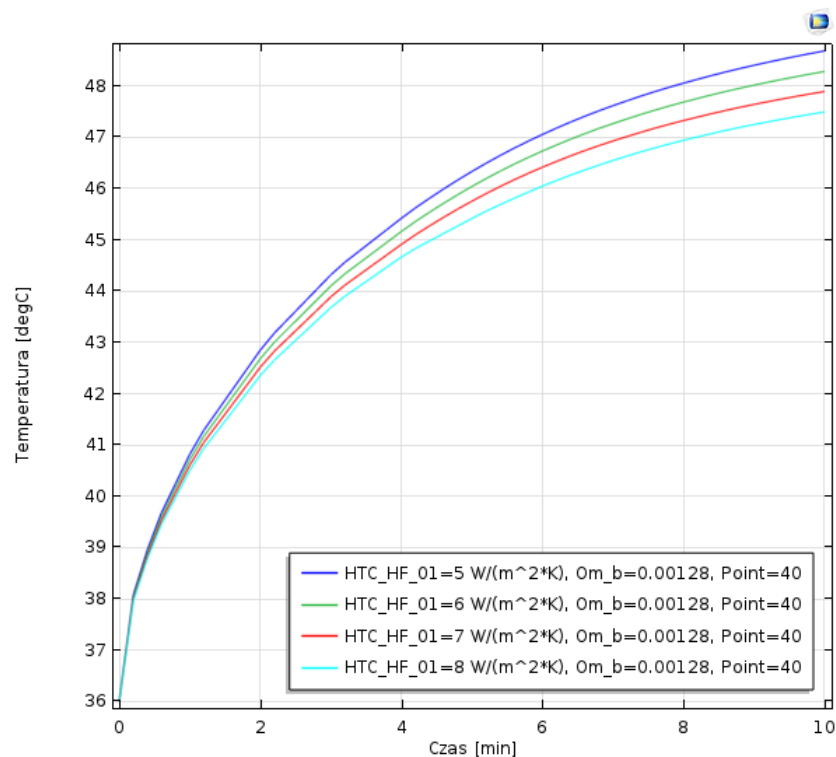
- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 10$ [min] z krokiem co 12s,
- Temperatura krwi płynącej w naczyniu krwionośnym wynosi 37°C , a jej prędkość jest stała w rozpatrywanym czasie i wynosi 0.5 m/s w kierunku ujemnych wartości osi Z,
- Źródło oddziałuje na ciało strumieniem ciepła od strony dodatnich wartości osi X,
- Początkowa temperatura tkanek wynosi 30 [$^\circ\text{C}$],
- Strumień ciepła pochodzący od źródła wynosi 800 [W/m^2]
- Zakres współczynnika przejmowania ciepła wynosi od 5 do 8 [$\text{W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$] [P4],
- Ponieważ w jednym przypadku oblicza się przypadek symulując źródło słoneczne, wykorzystano domyślne ustawienia co do ograniczeń widmowych, czyli ocięcie następuje dla długości fali $2,5$ [μm],



Rysunek 7-1 Rzut od góry na model, legenda wyskalowana w stopniach Celsjusza. Wynik symulacji po 5 minutach ekspozycji na źródło ciepła. Wpływ promieniowania ciepła widoczny od strony dodatnich wartości osi X.



Rysunek 7-2 Rzut od góry na model, legenda wyskalowana w stopniach Celsjusza. Wynik symulacji po 10 minutach ekspozycji na źródło ciepła. Wpływ promieniowania ciepła widoczny od strony dodatnich wartości osi X.

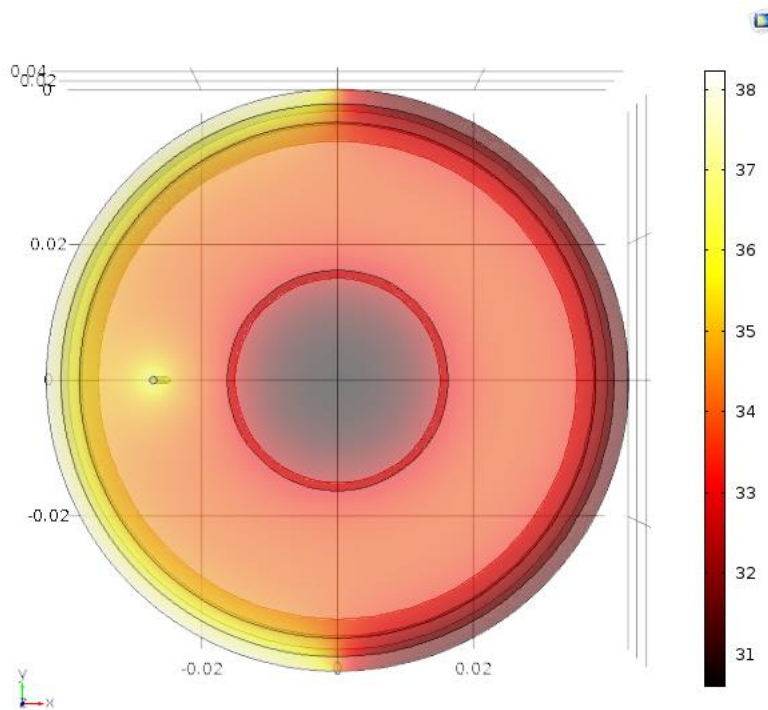


Rysunek 7-3 Wykres zależności temperatury w punkcie na powierzchni modelu od czasu. Warianty parametru HTC_HF_01 przedstawiają różne współczynniki przejmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Om_b oznacza perfuzję krwi w warstwie wierzchniej skóry.

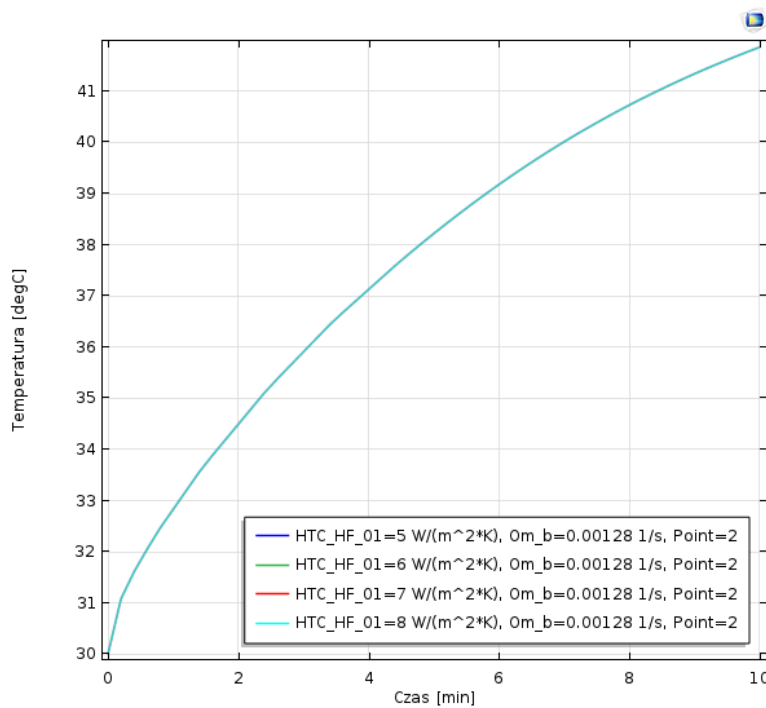
7.1.2. Zastosowanie strumienia ciepła

Warunki początkowe i brzegowe dla danego przypadku:

- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 10$ [min] z krokiem co 12 [s],
- Temperatura krwi płynącej w naczyniu krwionośnym wynosi $37[^\circ\text{C}]$, a jej prędkość jest stała w rozpatrywanym czasie i wynosi 0.5 [m/s] w kierunku ujemnych wartości osi Z,
- Źródło oddziałuje na ciało strumieniem ciepła od strony ujemnych wartości osi X,
- Początkowa temperatura tkanek wynosi 30 [$^\circ\text{C}$],
- Strumień ciepła pochodzący od źródła wynosi 800 [W/m^2]
- Zakres współczynnika przejmowania ciepła wynosi od 5 do 8 [$\text{W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$] [P4],



Rysunek 7-4 Rzut od góry na model, legenda wyskalowana w stopniach Celsjusza. Wynik symulacji po 10 minutach ekspozycji na źródło ciepła. Wpływ promieniowania ciepła widoczny od strony ujemnych wartości osi X.



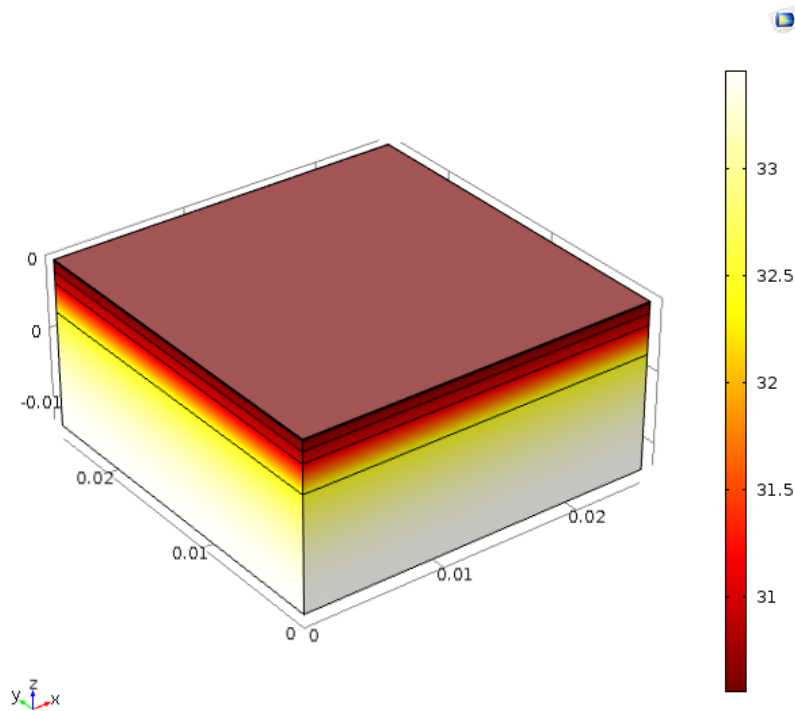
Rysunek 7-5 Wykres zależności temperatury w punkcie na powierzchni modelu od czasu. Warianty parametru HTC_HF_01 przedstawiają różne współczynniki przejmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Om_b oznacza perfuzję krwi w warstwie wierzchniej skóry.

7.2. Model obszaru przyskórnego

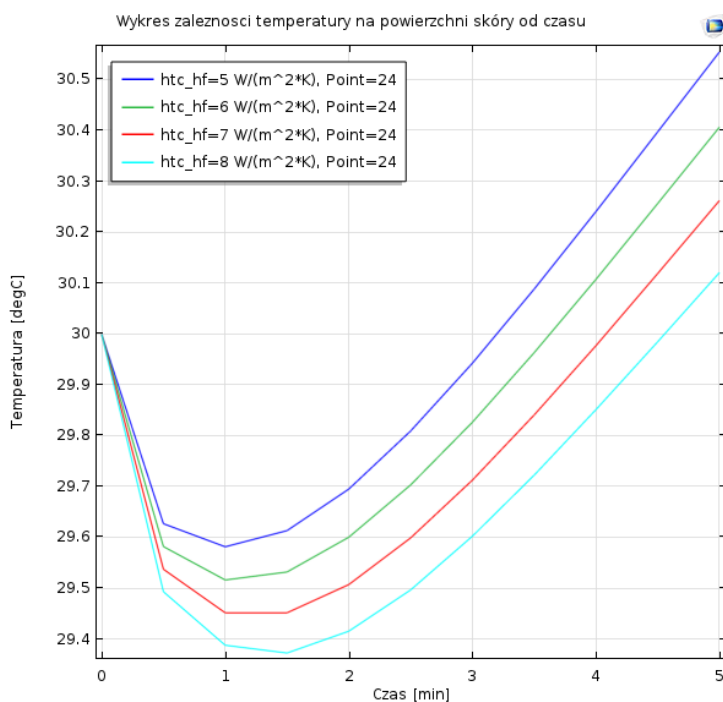
7.2.1. Zastosowanie modelu promieniowania słonecznego

Warunki początkowe i brzegowe dla danego przypadku:

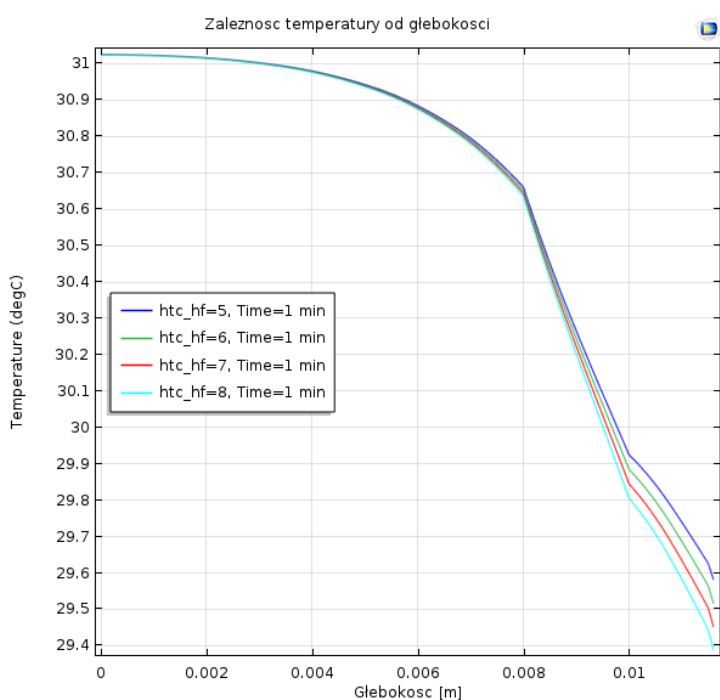
- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 5$ [min] z krokiem co 30[s],
- Założono, że ciało przebywa w pokojowych warunkach – 20 [°C],
- Strumień ciepła pochodzący od źródła, którym jest słońce w nieskończenie dużej odległości wynosi 800 [W/m²],
- Zakres współczynnika przejmowania ciepła od 5 do 8 [W/(m²*K)] [P4],
- Temperatura początkowa tkanek wynosi 30 [°C],
- Źródło oddziałuje z ciałem strumieniem ciepła z wartości dodatnich osi Z,



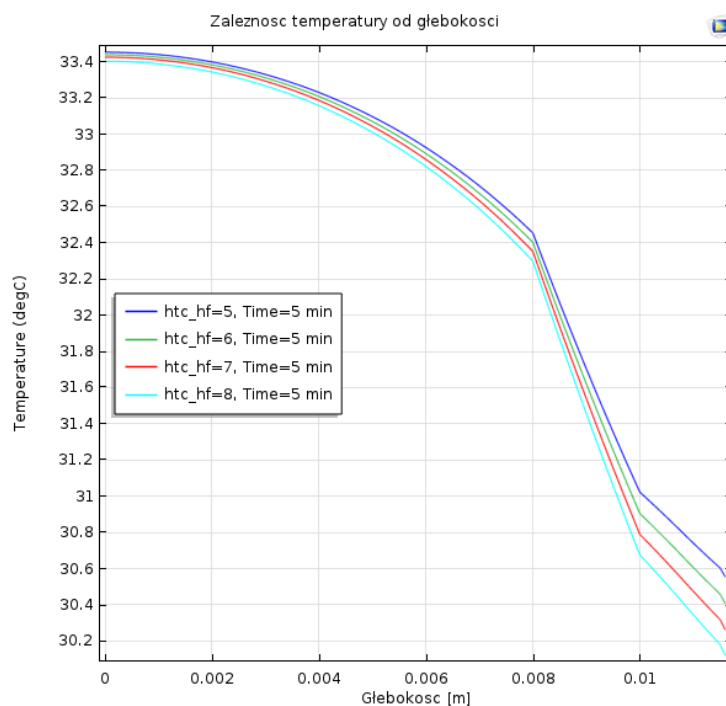
Rysunek 7-6 Rzut izometryczny na model, legenda wyskalowana w stopniach Celsjusza. Wynik symulacji po 5 minutach ekspozycji na źródło ciepła. Wpływ promieniowania ciepła widoczny od strony dodatnich wartości osi Z.



Rysunek 7-7 Wykres zależności temperatury w punkcie na powierzchni modelu od czasu. Warianty parametru htc_{hf} przedstawiają różne współczynniki przyjmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia.



Rysunek 7-8 Wykres zależności temperatury wzdłuż boku modelu (przekrój) od czasu. Warianty parametru htc_{hf} przedstawiają różne współczynniki przyjmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Czas ekspozycji – 1 min.

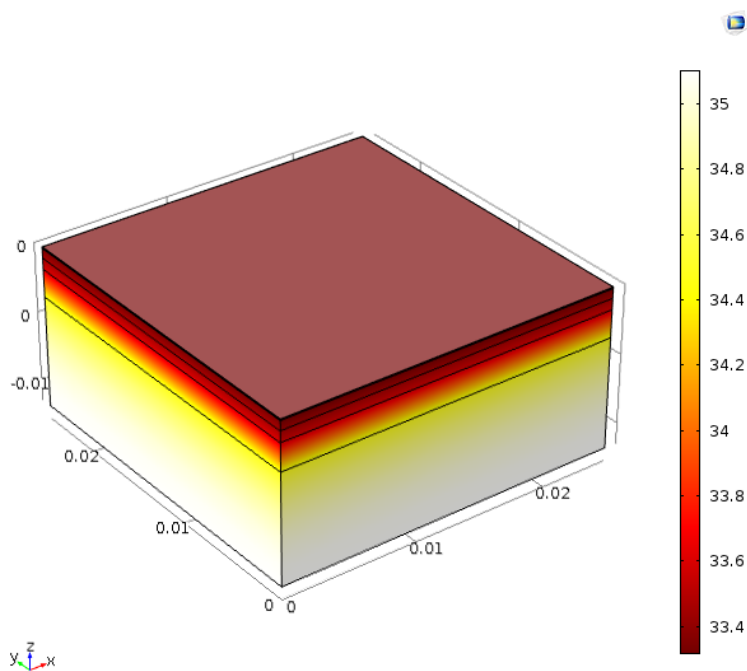


Rysunek 7-9 Wykres zależności temperatury wzdłuż boku modelu (przekrój) od czasu. Warianty parametru htc_{hf} przedstawiają różne współczynniki przyjmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Czas ekspozycji – 5 min.

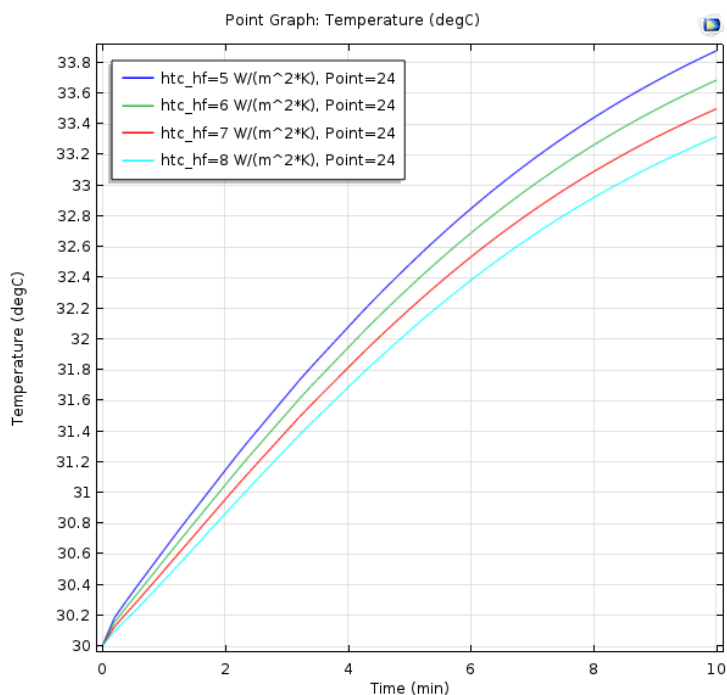
7.2.2. Zastosowanie strumienia ciepła

Warunki początkowe i brzegowe dla danego przypadku:

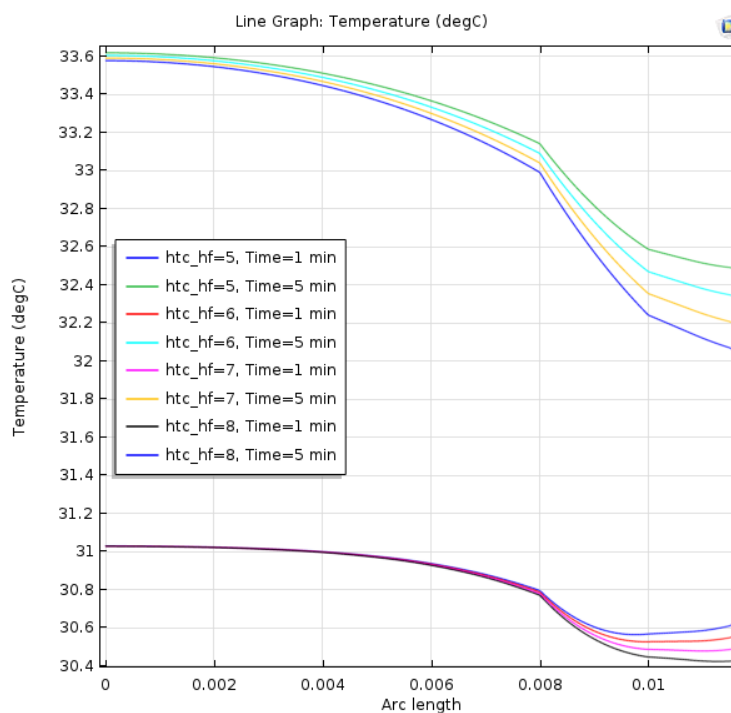
- Przypadek obliczono dla zakresu czasu o $t_0 = 0$ do $t_m = 5$ [min] z krokiem co 30s,
- Założono, że ciało przebywa w pokojowych warunkach – 20 [°C],
- Strumień ciepła pochodzący od źródła, którym jest słońce w nieskończenie dużej odległości wynosi 800 [W/m²],
- Zakres współczynnika przyjmowania ciepła od 5 do 8 [W/(m²*K)] [P4],
- Temperatura początkowa tkanek wynosi 30 [°C],
- Źródło oddziałuje z ciałem strumieniem ciepła z wartości dodatnich osi Z,



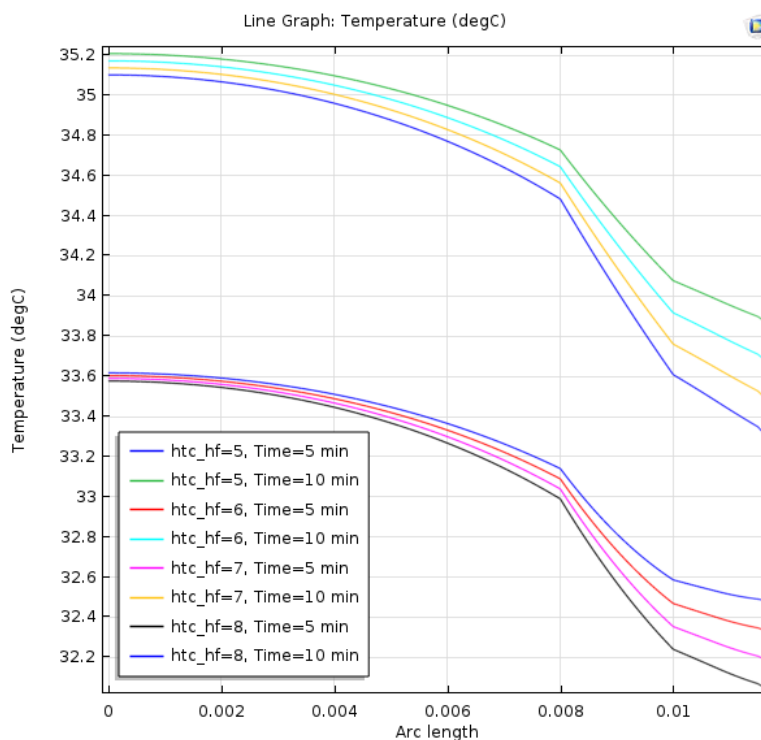
Rysunek 7-10 Rzut izometryczny na model, legenda wyskalowana w stopniach Celsjusza. Wynik symulacji po 10 minutach ekspozycji na źródło ciepła. Wpływ promieniowania ciepła widoczny od strony dodatnich wartości osi Z.



Rysunek 7-11 Wykres zależności temperatury w punkcie na powierzchni modelu od czasu. Warianty parametru htc_{hf} przedstawiają różne współczynniki przejmowania ciepła odnoszą się do temperatury otoczenia.

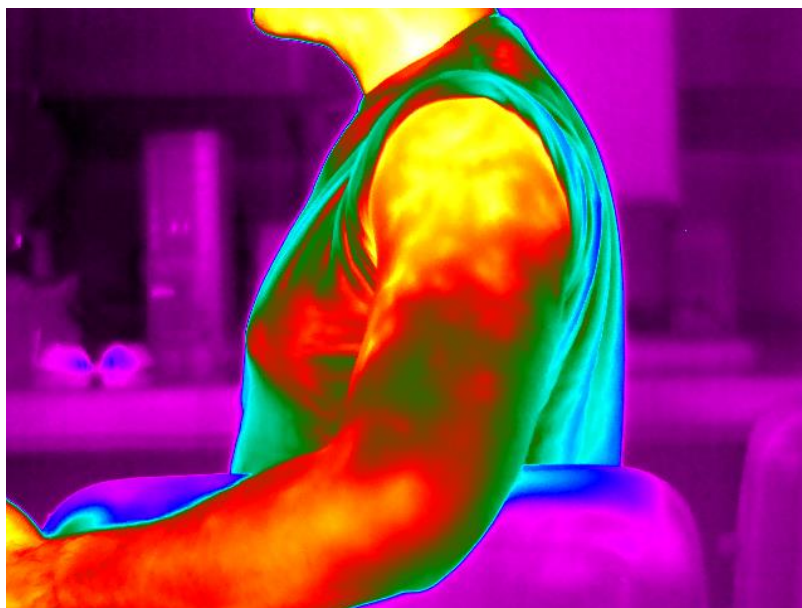


Rysunek 7-12 Wykres zależności temperatury wzdłuż boku modelu (przekrój) od czasu. Warianty parametru htc_hf przedstawiają różne współczynniki przejmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Czas ekspozycji – 1 oraz 5 min.

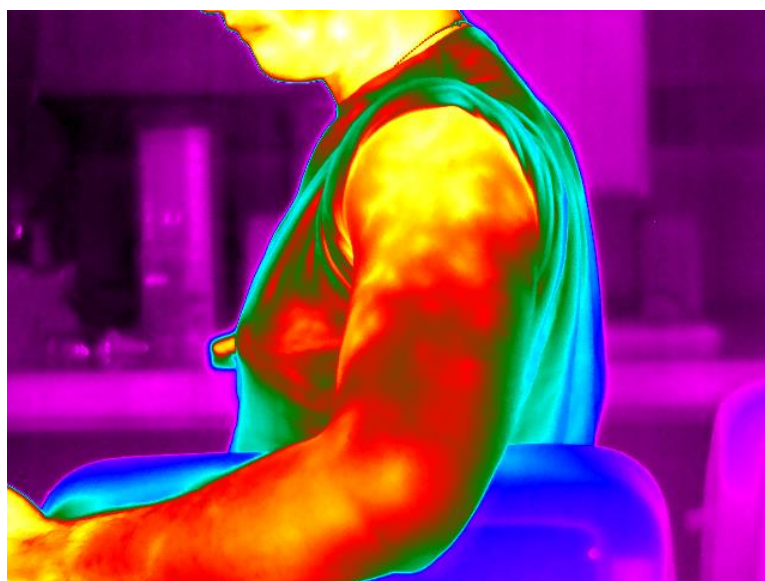


Rysunek 7-13 Wykres zależności temperatury wzdłuż boku modelu (przekrój) od czasu. Warianty parametru htc_hf przedstawiają różne współczynniki przejmowania ciepła, odnoszą się do temperatury otoczenia. Czas symulacji – 5 oraz 10 min.

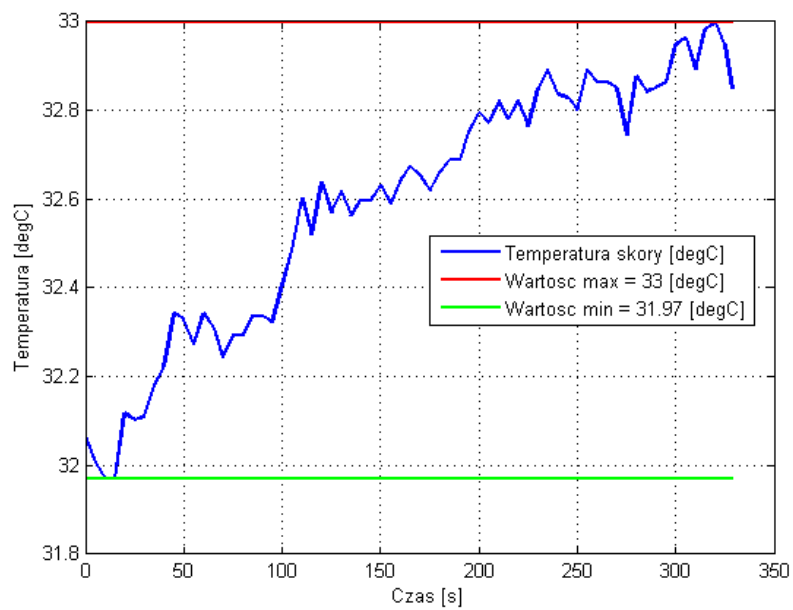
7.3. Eksperyment



Rysunek 7-14 Pierwsza rejestracja eksperymentu, przed włączeniem źródła promieniowania.



Rysunek 7-15 Ostatnia rejestracja eksperymentu, wykonana przed wyłączeniem źródła.



Rysunek 7-16 Wykres przedstawiający przebieg temperatury w trakcie eksperymentu w miejscu badanego markera - w programie obliczeniowym dodano również najniższe i najwyższe zarejestrowane temperatury.

8. Podsumowanie

Jak zauważalne jest na zrzutach z symulacji wykorzystującej promieniowanie cieplne przy założeniu takich wartości strumienia ciepła jak przyjmowane są w innych publikacjach oraz parametrów materiałowych również pobranych z publikacji medycznych lub podobnych publikacji zajmujących się ciepłem ciała, temperatura rośnie w rozpatrywanym czasie. Temperatura również nie przestaje wzrastać przy rzeczywistych parametrach perfuzji krwi. W zależności od perfuzji spodziewanym efektem byłoby otrzymanie granicy, przy której krew przejmuje nadmiarowe ciepło z zewnątrz, chłodząc otaczające tkanki przed uszkodzeniem. Widoczny jest również wpływ zmiany współczynnika przyjmowania ciepła, jednak jest on zauważalny na Rys 7-3 dla modelu przekroju ręki, która jest poddawana działaniu symulowanego ciepła słonecznego. Oba przypadki pokazują jednak maksymalny wzrost w ciągu 10 minut o ok. 12 stopni Celsjusza.

Analiza wycinka skóry podzielonego na poszczególne warstwy zwraca niższe wartości temperatury mimo bardzo zbliżonych warunków początkowych i brzegowych. Temperatura początkowa dla tkanki została ustalona na poziomie 30 stopni Celsjusza, ale jak widoczne jest na RYS można zaobserwować na początku spadek temperatury, a następnie gwałtowny wzrost, choć wynosi on niemal stopień przez ostatnie 3 minuty analizy z końcową temperaturą wynoszącą ok 30.5 °C. Jest to wzrost oraz wartość zbliżona do oczekiwanej na podstawie eksperymentu. Dla strumienia ciepła wzrost w ciągu 5 minut nie posiada spadku osiąga wzrost o 2,5 °C, a w ciągu kolejnych 5 minut osiąga wzrost o niemal 4 stopnie względem temperatury początkowej tkanki. Ponieważ skóra w tym przypadku jest złożona z większej ilości warstw niż w przypadku przekroju ręki, a co za tym idzie występuje większa zmienność własności materiałowych takich jak pojemność ciepła, gęstość czy parametrów określających tkankę takich jak perfuzja krwi lub ilość generowanego ciepła metabolicznego ma tu niewątpliwie wpływ.

Eksperyment wykorzystujące lampy halogenowe dał wyniki porównywalne z [P8], które zostały uzyskane poprzez badanie 20 ochotników przez 10 min. wystawionych na działanie słońca w Egipcie. Uzyskane tam dane pokazują, że w zależności od osoby zmiana temperatury wynosi średnio od 0.1 do 1.5 stopnia Celsjusza. Pokazuje to, że zmienność osobnicza bardzo mocno wpływa na zdolność ciała do regulowania temperatury skóry. Ponieważ osoby badane to byli turyści pochodzenia skandynawskiego, w związku z czym

można założyć, iż nie występowała duża różnica w parametrze absorpcji światła słonecznego (który dla skóry białej wynosi ok. 0.6, natomiast dla czarnej 0.8).

Fluktuacje zauważalne na Rys. 7-16 są najprawdopodobniej przyczyną mimowolnych drobnych skurczów mięśni – ponieważ ramię było oparte i zgięte w stawie łokciowym i utrzymywane w pewnym napięciu statycznym przez osobę badaną można założyć, iż w trakcie eksperymentu miały miejsce lokalne zmiany napięcia mięśniowego, które mają wpływ na cyrkulację krwi w tkance mięśniowej oraz otaczającej i jest to efekt znany nauce już od ponad wieku [P9].

Należy się zastanowić, czy w celu precyzowania modelu tak, aby przy danych warunkach początkowych odzwierciedlał dokładniej ciało człowieka, jak również dane eksperymentalne też mogą wprowadzać dużo zniekształceń przy późniejszych porównaniach. Doprecyzowania wymaga metodyka eksperymentalna – nawet małe ruchy badanego ciała mogą powodować zniekształcenia z powodu aktywności mięśniowej oraz tego, że podczas ruchu tracony jest śluzony punkt, przez co badana temperatura zostaje zniekształcona przez błąd wywodzący się z lokalnych różnic temperatury. Innym rozwiązaniem jest wykorzystanie modeli przepływu biociepła, które były ewolucją równania Pennes'a, lecz wymagają większej informacji dotyczących konstrukcji tkanki, właściwości materiałowych i fizjologicznych, jak również warunków początkowych [P10].

9. Bibliografia

Książki

- [K1] **Troniewski L, Czernek K.**, *Przenoszenie pędu, ciepła i masy – notatki autoryzowane. Część 2.* Politechnika Opolska, 2006
- [K2] **Kruszewski J.**, *Metoda elementów skończonych w dynamice konstrukcji*, Arkady Warszawa, 1984
- [K3] **Zienkiewicz O.C., Taylor R.L.**, *The Finite Element Method: The Basis*. Woburn Butterworth-Heinemann, 2000. Tom I.
- [K4] **Seshu P.**, *Textbook of Finite Element Analysis*. New Dehli : PHI Learning Private Limited, 2012.
- [K5] **NASA**, *Thermography. Technique AT-9*, NASA

Publikacje

- [P1] **Korga S., Makarewicz A., Lenik K.**, *Methods of discretization objects continuum implemented in FEM preprocessors*, Advances in Science and Technology J., Vol. 9, No.28, 130-133
- [P2] **Walczak R., Mazurek W., Baranowski P.**, *Zastosowanie termografii w różnych dziedzinach nauki i techniki*, Eksploatacja i Niezawodność nr 2-3/2001
- [P3] **Watanabe S., Ischii J.**, *Measurement method for the solar absorptance of a standing clothed human body*, Human-Environment System J., Vol 19, No. 2, 49-55, 2017
- [P4] **Kurazumi Y, Rezgals L, Melikov AK** (2014) *Convective Heat Transfer Coefficients of the Human Body under Forced Convection from Ceiling.*, J Ergonomics 4: 126
- [P5] **Bhowmik A., Repaka R. & Mishra S. C.** (2015) *Thermal Analysis of the Increasing Subcutaneous Fat Thickness Within the Human Skin—A Numerical Study*, Numerical Heat Transfer, Part A: Applications: An International Journal of Computation and Methodology, 67: 3,313-329
- [P6] **Zhong-Shan Deng and Jing Liu** (2012). *Analytical Solutions to 3-D Bioheat Transfer Problems with or without Phase Change*, Heat Transfer Phenomena and Applications, Dr M. Salim Newaz Kazi (Ed.), InTech
- [P7] **M. P. Cetingu I and C. Herman**, *A Heat Transfer Model of Skin Tissue for the Detection of Lesions: Sensitivity Analysis*, Phys. Med. Biol., vol. 55, pp. 5933–5951, 2010
- [P8] **Petersen B., Philipsen P. A., Wulf C. H.**, *Skin temperature during sunbathing – relevance for skin cancer*, Photochem. Photobiol. Sci., 2014, 13, 1123
- [P9] **Pembrey US**. Thermoregulation. In: Schäfer EA, editor. *Textbook of physiology*, Edingburgh. 1905.
- [P10] **Bhowmik A. et al.**, *Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: A review*, Journal of Thermal Biology 38 (2013) 107–125

Internet

- [I1] <http://www.thermopedia.com/content/587/>
- [I2] http://www.thermoworks.com/learning/emissivity_table