



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**Modellistica numerica dello scambio termico
nell'epidermide in presenza di forzanti esterne**

**Numerical modelling of heat transfer in
epidermis under external thermal loads**

Relatore:

Ing. Valerio D' Alessandro

Tesi di Laurea di:

Riccardo Piantoni

Correlatore:

Ing. Matteo Falone

Anno Accademico 2021/2022

Indice

Introduzione	3
1 Stato dell'arte	3
1.1 La pelle.....	4
1.2 Le cicatrici da acne	5
1.3 Laser skin resurfacing.....	6
2 Cenni teorici	11
2.1 Meccanismi di scambio termico.....	11
2.1.1 Conduzione	12
2.1.2 Convezione.....	12
2.1.3 Irraggiamento	13
2.1.4 Scambio termico in tessuti biologici.....	15
2.1.5 Interazione fototermica	23
2.2 COMSOL Multiphysics.....	25
3 Descrizione metodo	25
3.1 Geometria e Materiali	26
3.2 Trasmissione del calore in tessuti biologici.....	28
3.3 Fascio radiante nei supporti di assorbimento	31
3.4 Studio	32
4 Risultati.....	33
Conclusioni	39
Bibliografia.....	40

Introduzione

Questo lavoro è il mio elaborato di tesi per il Corso di Laurea in Ingegneria biomedica presso l'Università Politecnica delle Marche.

L'argomento generale di questo elaborato è la modellistica numerica dello scambio termico nella pelle in presenza di forzanti esterne. In particolare, si prenderà in considerazione una porzione di tessuto in cui è presente una cicatrice da acne di tipo boxcar.

Per operare ci si è serviti di un software, COMSOL, tramite il quale è stato possibile modellizzare la cicatrice e simulare l'andamento della temperatura nel tempo, in modo tale da ricavare grafici che rappresentino risultati significativi.

Nel capitolo 1 vengono riportati articoli dalla letteratura scientifica per avere un punto di riferimento su quanto svolto nel passato; viene trattata la pelle e la condizione di nostro interesse: l'acne e le cicatrici che essa comporta. Il lavoro vuole essere proprio una riproduzione modellizzata di quanto effettivamente avviene sulla pelle dei pazienti sottoposti al trattamento. Il capitolo 2 tratta le nozioni propedeutiche alla comprensione di quanto scritto nei capitoli successivi, ci si soffermerà sui meccanismi di scambio termico con particolare riguardo nei confronti della conduzione termica nei tessuti biologici, sul funzionamento di un laser e sulle equazioni che governano l'interazione fototermica, cardini centrali della simulazione. Qui verrà inoltre presentato COMSOL, il software che ha permesso la simulazione.

Nel capitolo 3 si parlerà della simulazione vera e propria: le fisiche utilizzate per ottenere le soluzioni, le quali saranno trattate nel capitolo 4. L'ultimo capitolo riguarda invece le conclusioni.

1 Stato dell'arte

L'utilizzo del laser ha rivoluzionato il campo estetico e della medicina. Poiché i fasci laser possono concentrarsi accuratamente su aree molto piccole, sono spesso utilizzati per lavori chirurgici precisi. Il cosiddetto laser skin resurfacing sfrutta diverse tipologie di laser per trattare una molteplicità di problematiche cutanee. Tra queste troviamo, nell'ambito della dermatologia, il trattamento dell'acne e delle cicatrici da esso causate, argomento centrale di questa tesi. In questo capitolo si andranno a trattare quelli che sono il tessuto di interesse (la pelle), l'acne e i processi che portano alla formazione della cicatrice e il trattamento di queste ultime, chiamato appunto laser skin resurfacing. Verranno infine riportati alcuni studi tratti dalla letteratura scientifica inerenti al mio elaborato di tesi.

1.1 La pelle

La pelle è l'organo più esteso del corpo umano e costituisce una prima barriera di difesa fisica contro agenti provenienti dall'ambiente esterno. Le funzioni della pelle, che verranno in questa sede solo nominate in quanto non rilevanti in questo studio, sono molteplici e comprendono la regolazione della temperatura, la protezione contro i raggi ultravioletti (UV), contro traumi meccanici, dai microorganismi, da agenti patogeni e tossine.

La struttura della pelle si compone di tre strati: uno più superficiale, l'epidermide, uno intermedio, il derma, e uno più profondo, il tessuto sottocutaneo o ipoderma. Derma e ipoderma sono ampiamente vascolarizzati, mentre l'epidermide non presenta vasi sanguigni [1]. Quest'ultima informazione risulta particolarmente importante nel trattare lo scambio termico in tessuti biologici, che verrà successivamente spiegato.

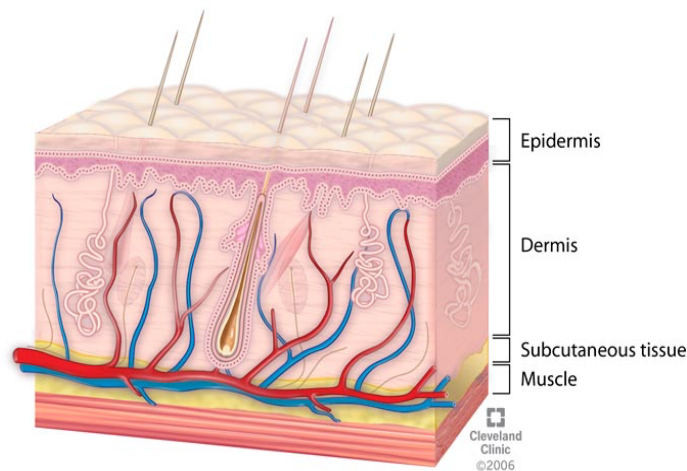


Figura 1. La pelle

1.2 Le cicatrici da acne

L'acne è una condizione della pelle molto comune che colpisce l'80% delle persone di età compresa tra gli 11 e i 30 anni. Consiste in un processo infiammatorio che coinvolge le unità pilosebacee in particolare di faccia (luogo più colpito), braccia, petto e schiena. Nella maggior parte dei casi l'infezione comporta la formazione di cicatrici. Queste sono determinate da alterazioni nel processo di cura della pelle. Una produzione e degradazione anormale del collagene durante il processo di cura porta alla formazione di diverse tipologie di cicatrice.

Nell' 80/90% dei casi una distruzione eccessiva del collagene porta alla formazione di cicatrici di tipo atrofico, mentre meno comuni sono le cicatrici cheloidi e ipertrofiche, derivanti da una eccessiva produzione di collagene.

Le cicatrici atrofiche sono a loro volta classificate in accordo alla loro dimensione e profondità. Circa il 60/70% del totale sono classificabili come icepick (fig.2, a), queste sono larghe meno di 2mm, riconoscibili dalla caratteristica forma a V; hanno una profondità tale da poter raggiungere il tessuto sottocutaneo, il che le rende particolarmente resistenti alle convenzionali tecniche di skin resurfacing. Altra tipologia sono le cicatrici atrofiche di tipo boxcar (fig.2, c), prese in considerazione in questo studio. Costituiscono circa il 30% del totale e sono caratterizzate da una larghezza variabile tra 1.5 e 4.0 mm, generalmente non sono più profonde di 0.5 mm, sebbene sia possibile (in questo caso risultano più difficili da trattare) e presentano dei bordi verticali molto marcati. Ultima tipologia sono quelle di tipo rolling (fig.2, b), costituenti il 15/25% del totale.

Queste risultano essere le più larghe: possono raggiungere fino a 5mm di diametro e sono ancorate alla sottocute da tessuto fibroso.[2]

Cicatrici ipertrofiche e cheloidi sono invece caratterizzate da una eccessiva deposizione di collagene; le prime sono contenute nel sito dell'inflammazione, mentre le seconde si estendono oltre i suoi bordi [3].

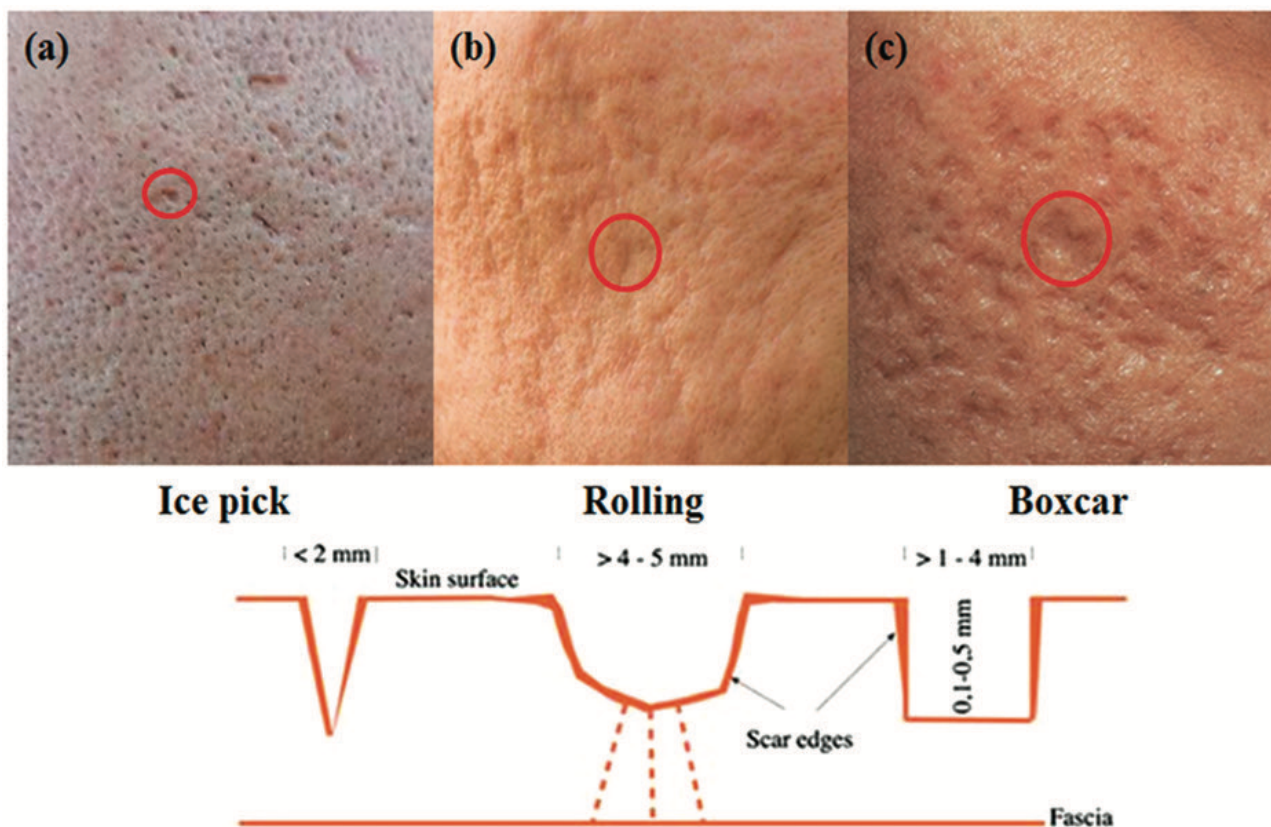


Figura 2: tipologie di cicatrice atrofica: a) icepick, b) boxcar, c) rolling

Le tecniche tramite le quali intervenire sulla cicatrice sono molteplici e prendono complessivamente il nome di tecniche di skin resurfacing. La procedura di interesse per questa tesi è chiamata laser skin resurfacing e verrà trattata nel paragrafo successivo.

1.3 Laser skin resurfacing

Laser è un acronimo per light amplification by stimulated emission of radiation, ovvero è uno strumento in grado di produrre un fascio di luce con una specifica lunghezza d'onda. Tutti i laser sono costituiti da tre componenti fondamentali:

- Una sorgente di energia esterna
- Un mezzo attivo che può essere solido, liquido o gassoso

- Un risonatore, che consiste in una cavità contenente il mezzo attivo con due specchi paralleli, di cui uno particolarmente riflettente e l'altro parzialmente riflettente, che permette a parte della luce di lasciare la cavità affinché venga prodotto il raggio laser

Il laser prende il nome del mezzo attivo, che determina anche la lunghezza d'onda della luce prodotta.

La sorgente esterna fornisce energia affinché il mezzo attivo emetta fotoni in fase tra loro all'interno della cavità. I due specchi provocano, mediante riflessioni, numerosi passaggi dei fotoni emessi attraverso il mezzo attivo, provocando così un aumento dell'intensità luminosa del fascio. Inoltre, gli specchi permettono di far sì che solo i fotoni che si muovono orizzontalmente rispetto alla cavità possano subire riflessioni, e quindi amplificazione, mentre tutti gli altri si annullano; siamo quindi così in grado di ottenere un raggio altamente focalizzato.

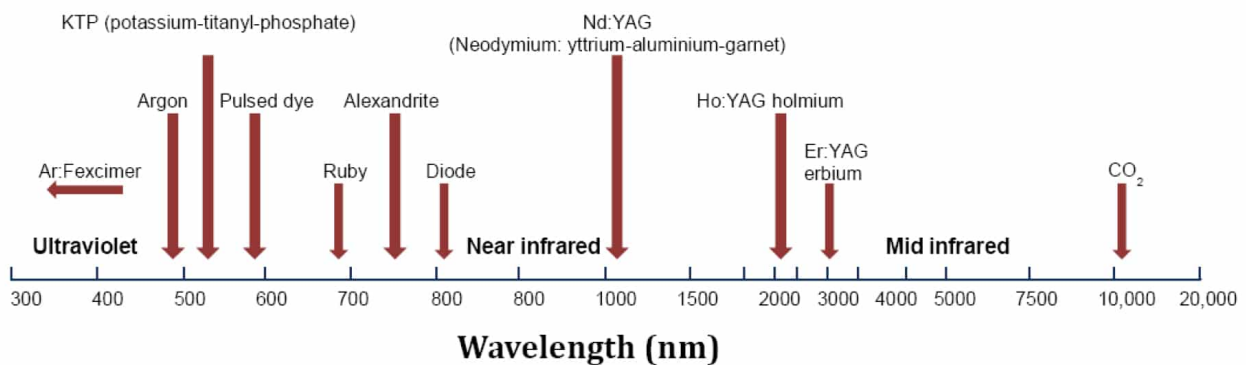


Figura 3. Lunghezza d'onda delle diverse tipologie di laser

I laser impiegati nella tecnica di skin resurfacing possono essere di tipo ablativo, non ablativo o frazionato.

I laser ablativi permettono l'ablazione termica dell'epidermide e comportano un danneggiamento termico del derma, stimolando così il processo di cura della pelle, quindi un rimodellamento del collagene. Il risultato è una pelle più liscia e tesa. I laser ablativi più utilizzati sono quello a CO₂ (10,600 nm), l'erbio:yttrium-alluminum-garnet (Er:YAG) laser (2,940 nm) e l'erbio-doped yttrium scandinium gallium garnet laser (2,790 nm). Sono particolarmente utilizzati nel trattamento di cicatrici, depigmentazione e rughe.

Laser non ablativi sono meno distruttivi degli ablativi e tendono la pelle stimolando la produzione di collagene nel derma senza però danneggiare l'epidermide. Nonostante il loro utilizzo abbia controindicazioni e complicanze post trattamento inferiori rispetto agli ablativi, non sempre è possibile utilizzarli in quanto si riscontra una minore efficacia. Tra questi troviamo ad esempio il neodimium yttriumaluminum-garnet (Nd:Yag) laser (1,064 nm).

Ultima tipologia sono i laser frazionati, i quali possono essere sia ablativi che non ablativi. Questi dispositivi sono in grado di produrre zone di danneggiamento termico cilindriche verticali chiamate zone microtermiche [4].

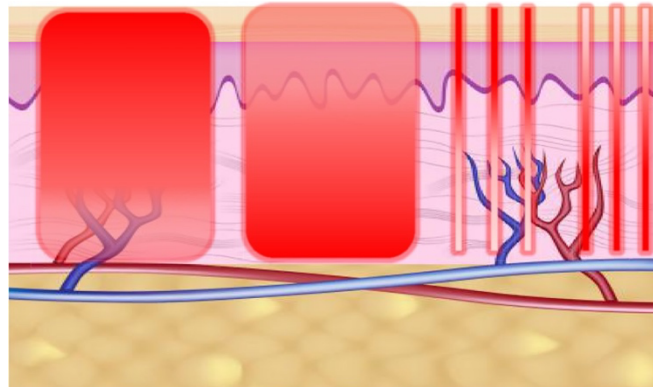


Figura 4. Tipologie di laser, in ordine: ablativo, non ablativo, frazionato ablativo e non ablativo

Le proprietà fisiche della pelle influenzano l'interazione tra il laser e il tessuto. Quando il fascio incidente raggiunge la pelle, possono verificarsi quattro differenti fenomeni:

1. Riflessione: i fotoni vengono riflessi dalla pelle e non c'è nessuna interazione tra la luce e il tessuto. Questo è limitato a solamente il 3% circa della luce incidente.
2. Scattering: la radiazione viene dispersa in diverse direzioni.
3. Assorbimento: la radiazione viene assorbita dalle diverse componenti della cellula. È solamente durante l'assorbimento che i fotoni interagiscono con il tessuto.
4. Trasmissione: i fotoni vengono dispersi all'interno del tessuto senza interagire con esso.

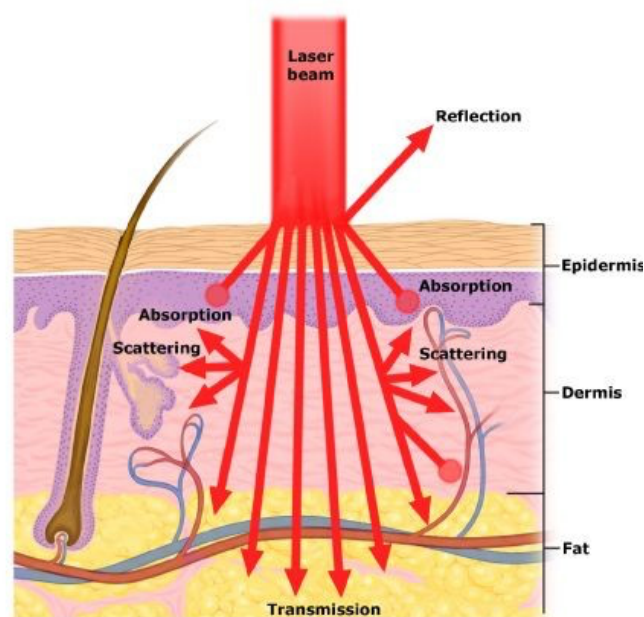


Figura 5. Interazione tra raggio laser e pelle

Quando la luce laser interagisce con il tessuto, sono possibili tre reazioni:

- Fotochimica: i fotoni assorbiti interagiscono con le cellule a livello molecolare, causando reazioni chimiche all'interno della cellula stessa.
- Fototermica: è la reazione di nostro interesse. Avviene a temperature superiori ai 60 gradi. Quando il tessuto raggiunge questa temperatura, avviene la denaturazione delle proteine e del collagene, questo risulta nella coagulazione del tessuto e nella necrosi delle cellule
- Fotoplasmatica: avviene se la potenza irradiata è estremamente elevata (dell'ordine di 10^8 W/cm²). L'acqua vaporizza a 100°, raggiunta questa temperatura, si vengono a formare bolle di vapore, che causano un aumento del volume del tessuto con conseguente decomposizione.

Nella Tabella 1 sono riportati i diversi effetti sui tessuti biologici in relazione alla temperatura necessaria per innescarli.

Temperatura	Effetto sul tessuto biologico
42°C-50°C	ipertermia, alterazione chimica
>50°C	riduzione attività enzimatica
60°C	denaturazione delle proteine, coagulazione del tessuto
100°C	formazione di bolle di vapore, rotture meccaniche
>100°C	carbonizzazione
>300°C	fusione

Tabella 1

Un esempio di trattamento delle cicatrici da acne tramite laser skin resurfacing è riportato in [5].

Si prende in considerazione un laser a CO₂, con lunghezza d'onda di 10,600 nm, la quale viene principalmente assorbita dall'acqua presente nel tessuto. Per ottenere l'ablazione senza recare danni alla pelle non bisogna superare la soglia di energia di 5 J/m² durante il tempo di pulsazione del laser (circa 1 ms, corrispondente al tempo di rilassamento). La denaturazione del collagene, effetto di nostro interesse, ha luogo a circa 66.8°C. Una volta denaturato, il collagene si contrae fino a raggiungere circa un terzo della sua lunghezza iniziale, questo, insieme all'ablazione del tessuto e alla vaporizzazione dell'acqua intracellulare, comporta che la pelle vada a tendersi. A questo punto

inizia il processo di cura cui segue una rapida ricostruzione dell'epidermide. Segue un periodo di neocollagenesi (produzione di nuovo collagene) del derma che può durare fino a sei mesi successivi all'intervento. È inoltre possibile che un paziente richieda più di un intervento per dei risultati ottimali. Ad oggi i laser a CO₂ utilizzati sono laser frazionati. Nella casistica riportata viene utilizzato l'Acive FX, che ha come target delle zone microtermiche di circa 1.33 mm, con energia variabile tra 2 mJ e 225 mJ, e potenza tra 1 W e 60W. La potenza viene consegnata tramite un computer pattern generator in diverse zone del tessuto variabili nel tempo. Il danneggiamento provocato da questa tipologia di laser può raggiungere il derma papillare (parte più superficiale del derma). Tutto ciò può essere preceduto o seguito da una seconda passata con un'altra tipologia di laser: il Deep FX, che permette di estendere l'ablazione fino al derma più profondo (circa 700 μ m).



Figura 6. Esempio di trattamento di cicatrice boxcar prima (A) e dopo (B) il trattamento, eseguito con una prima passata di Deep FX a 22.5mJ, seguita dall'Active FX a 125mJ

2 Cenni teorici

In questo capitolo si forniranno i concetti fisici (meccanismi di scambio termico, laser) e modellistici (COMSOL) base necessari per la comprensione del lavoro di tesi svolto.

2.1 Meccanismi di scambio termico

La termodinamica è una branca della fisica che si occupa dello studio del lavoro e dell'energia di un sistema. La termodinamica classica ha un approccio macroscopico, cioè studia come un sistema evolve considerando delle sue proprietà (temperatura, pressione, volume) piuttosto che studiando il comportamento delle singole particelle. In una trasformazione termodinamica, processo tramite il quale un sistema termodinamico passa da uno stato di equilibrio ad un altro, due o più delle suddette variabili cambiano. Durante una trasformazione termodinamica possono avvenire uno scambio di calore, lavoro o entrambi. Il primo, quello di nostro interesse, può avvenire tramite diversi meccanismi:

- Conduzione: trasferimento di energia per contatto diretto
- Convezione: scambio termico tra mezzi in moto relativo tra loro
- Irraggiamento: trasferimento di energia tramite onde elettromagnetiche
- Combinazione dei vari meccanismi

2.1.1 Conduzione

Come già riportato, il fenomeno della conduzione si verifica per effetto dell'interazione di particelle con differente gradiente termico. Dipende dalla geometria del corpo, dalle sue proprietà termofisiche e dalla differenza di temperatura dei due corpi coinvolti. La potenza termica scambiata per conduzione in direzione normale ad una superficie unitaria è chiamata flusso termico conduttivo. Tra flusso termico e gradiente termico c'è proporzionalità diretta; il coefficiente di proporzionalità è costituito dalla conducibilità termica k , cioè la potenza termica che si trasmette attraverso uno spessore unitario di materiale per unità di superficie e per una differenza di temperatura unitaria.

Da qui, il postulato di Fourier per la conduzione termica:

$$\dot{q} = -k\nabla T \quad (2.1.1.1)$$

In cui \dot{q} è la potenza termica trasmessa [W/m^2], k è la conducibilità termica del materiale [$\text{W}/(\text{m}^2\text{K})$] e ∇T è il gradiente di temperatura (lungo x,y,z) [K/m].

2.1.2 Convezione

È il meccanismo coinvolto in presenza di fluidi. I moti convettivi possono essere suddivisi in forzati o naturali a seconda che il fluido sia soggetto a spinte generate da differenze di pressione (macchine esterne) o a forze di galleggiamento. In entrambi i casi è valida la legge di Newton:

$$\dot{Q}_c = h_c A \Delta T \quad (2.1.2.1)$$

Da cui:

$$\dot{q}_c = \frac{\dot{Q}_c}{A} = h_c \Delta T \quad (2.1.2.2)$$

Con \dot{Q}_c potenza scambiata per convezione tra parete e fluido, h_c è il coefficiente di scambio termico convettivo [$\text{W}/(\text{m}^2\text{K})$], A l'area della superficie di scambio termico [m^2] e ΔT è la differenza di temperatura tra la parete lambita dal fluido e il fluido stesso.

Il calcolo di h_c può risultare problematico in quanto questo dipende da vari fattori come la forma e la dimensione della superficie, il tipo di convezione (naturale o forzata), dal regime di flusso (turbolento, laminare, misto) e dalle proprietà del fluido (viscosità, densità, calore specifico, conducibilità). Per evitare di risolvere sistemi con un elevato numero di incognite si ricorre perciò a dei numeri adimensionali quali il numero di Reynolds, di Grashof, di Prandtl e di Nusselt.

2.1.3 Irraggiamento

Tutti i materiali emettono, trasmettono e assorbono radiazioni elettromagnetiche dipendentemente alla temperatura a cui si trovano. L'irraggiamento termico consiste proprio nella trasmissione del calore tramite scambio di onde elettromagnetiche prodotte a causa dell'agitazione termica di particelle cariche. Esistono delle leggi che descrivono il potere emissivo di corpi neri e corpi grigi.

Un corpo nero è un corpo ideale, un assorbitore ed emettitore perfetto con le seguenti proprietà:

- Assorbe tutta la radiazione incidente, da qualsiasi direzione e a qualsiasi lunghezza d'onda
- Ad una fissata temperatura e lunghezza d'onda nessuna superficie può emettere più energia di un corpo nero
- Un corpo nero è un emettitore diffuso, ovvero la radiazione emessa è la stessa in tutte le direzioni

La legge di Stefan-Boltzmann descrive la potenza termica emessa da un corpo nero:

$$\dot{Q}_{i,n} = \sigma AT^4 \quad (2.1.3.1)$$

In cui σ è la costante di Stefan-Boltzmann e vale $5.67 \cdot 10^{-8} [W/(m^2 K^4)]$, A è la superficie di scambio termico e T la temperatura di scambio termico [K].

Secondo la legge della distribuzione di Plank la potenza radiante emessa dal corpo nero alla temperatura assoluta T per unità di area superficiale e per unità di lunghezza d'onda nell'intorno della lunghezza d'onda λ vale:

$$E(T) = \frac{C_1}{\lambda \left[5 \left(\frac{C_2}{\lambda k T} \right) - 1 \right]} \quad (2.1.3.2)$$

Dove $C_1 = 2\pi h_{plank} c_0^2 = 3.742 \left[W \cdot \frac{\mu m^4}{m^2} \right]$ nel vuoto o in un gas, altrimenti $\frac{C_1}{n}$, dove n è l'indice di rifrazione del mezzo; $C_2 = \frac{h_{plank} c_0}{K} = 1.439 \cdot 10^4 [\mu m \cdot K]$, nel quale la costante di Stefan-Boltzmann vale $k = 1.385 \cdot 10^{23} [J/K]$. grazie a questa legge è stato reso noto che un corpo emette una radiazione di lunghezza d'onda nel campo del visibile solo se si trova ad una temperatura elevata vicina all'incandescenza, mentre un corpo a temperatura ambiente (circa 300 K) emette una radiazione nel campo dell'infrarosso.

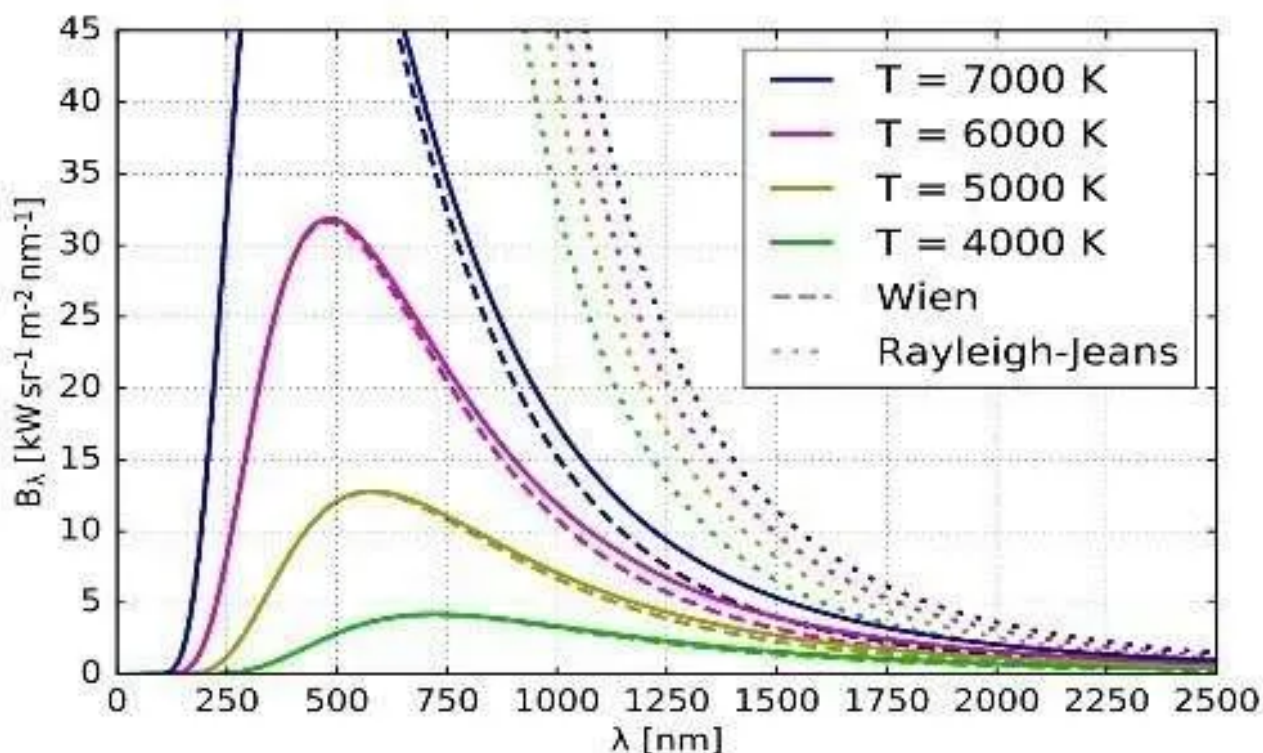


Figura 7: distribuzione di Plank

Dal grafico in fig.1 notiamo come la lunghezza d'onda, al contrario di quanto ritenuto dalla teoria classica (tratteggiata), non può aumentare all'infinito, raggiunge invece un massimo in corrispondenza della radiazione di Plank; notiamo infatti come aumentando la temperatura ci spostiamo verso λ minori e poteri emissivi spettrali maggiori. Questo fenomeno ci viene spiegato dalla legge dello spostamento di Wienn, che consente di calcolare nota la temperatura T del corpo nero emittente, la lunghezza d'onda a cui si ha il massimo di emissione.

$$\lambda_{max,em}T = 2897.8 [\mu m \cdot K] \quad (2.1.3.3)$$

2.1.4 Scambio termico in tessuti biologici

Per quanto riguarda i tessuti biologici, le leggi si discostano dalla teoria classica. Il fenomeno può essere spiegato grazie alla legge di Pennes. Quello presentato da Pennes nel 1984 fu il primo modello a tener conto della perfusione sanguigna nell'analisi dello scambio termico nell'avambraccio umano. Non sono quindi più ritenute valide le classiche leggi della conduzione, convezione e irraggiamento, le quali non considerano due fenomeni che si verificano nel corpo umano: la generazione di calore metabolica e lo scambio di energia termica tra il sangue e i tessuti circostanti.

Per risolvere queste problematiche, c'è bisogno di partire dal principio di conservazione dell'energia. In [6] si considera un volume di controllo infinitesimale $dx dy dz$, come mostrato in figura 8, con distribuzione di temperatura espressa nelle coordinate cartesiane $T(x,y,z)$

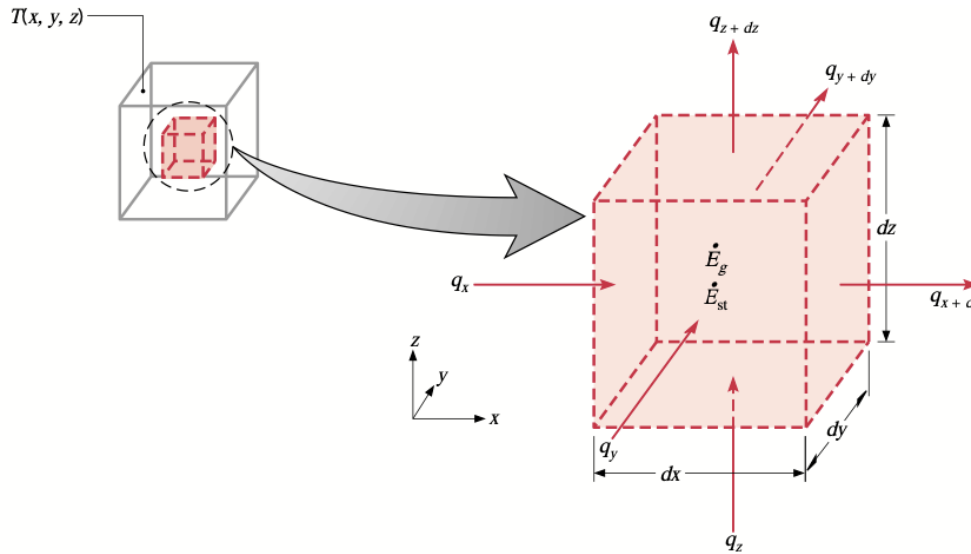


Figura 8

Indicando con q_x , q_y , q_z il flusso termico perpendicolare alle tre facce x , y , z , il flusso alle facce opposte $x+dx$, $y+dy$, $z+dz$ può essere espresso per mezzo dello sviluppo di Taylor fermato al primo ordine:

$$q_{x+dx} = q_x + \frac{\partial q_x}{\partial x} dx \quad (2.1.4.1a)$$

$$q_{y+dy} = q_y + \frac{\partial q_y}{\partial y} dy \quad (2.1.4.1b)$$

$$q_{z+dz} = q_z + \frac{\partial q_z}{\partial z} dz \quad (2.1.4.1c)$$

Inoltre, nel mezzo potrebbe esserci anche un termine legato alla potenza termica legata ad una generazione interna \dot{q} ($\frac{W}{m^3}$):

$$\dot{E}_g = \dot{q} dx dy dz \quad (2.1.4.2)$$

È inoltre possibile esprimere il termine legato all'energia immagazzinata come segue:

$$\dot{E}_{st} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dx dy dz \quad (2.1.4.3)$$

Dove ρ è la densità del mezzo, c_p il suo calore specifico e $\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t}$ rappresenta la variazione nel tempo dell'energia termica per unità di volume.

A questo punto, per il principio di conservazione dell'energia:

$$\dot{E}_{in} + \dot{E}_g - \dot{E}_{out} = \dot{E}_{st} \quad (2.1.4.4)$$

Riconoscendo che l'energia in ingresso \dot{E}_{in} e in uscita \dot{E}_{out} corrispondono ai flussi termici e sostituendo le equazioni di \dot{E}_{st} e \dot{E}_g otteniamo:

$$q_x + q_y + q_z + \dot{q}dxdydz - q_{x+dx} - q_{y+dy} - q_{z+dz} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dxdydz. \quad (2.1.4.5)$$

Sostituendo le equazioni 2.1.4.1:

$$-\frac{\partial q_x}{\partial x} - \frac{\partial q_y}{\partial y} - \frac{\partial q_z}{\partial z} + \dot{q}dxdydz = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dxdydz \quad (2.1.4.6)$$

Considerando la legge di Fourier:

$$q_x = -kdydz \frac{\partial T}{\partial x} \quad (2.1.4.7a)$$

$$q_y = -kxdydz \frac{\partial T}{\partial y} \quad (2.1.4.7b)$$

$$q_z = -kxdydz \frac{\partial T}{\partial z} \quad (2.1.4.7c)$$

Sostituendo le 2.1.4.7 nella 2.1.4.6 e dividendo per le dimensioni del volume di controllo (dx dy dz) si ha:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + \dot{q} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.1.4.8)$$

Che può essere riscritta nella seguente forma:

$$\nabla(k\nabla T) + \dot{q} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.1.4.9)$$

Se la conducibilità termica è costante, dividendo per k:

$$\nabla^2 T + \frac{1}{k} \dot{q} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.1.4.10)$$

Con $\alpha = k/\rho c_p$ diffusività termica in [m²/s].

Ulteriori semplificazioni possono essere fatte, per esempio sotto l'ipotesi di conducibilità costante e stato stazionario, l'equazione generale della conduzione diventa:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + \dot{q} = 0 \quad (2.1.4.11)$$

Nel caso monodimensionale:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\dot{q}}{k} = 0 \quad (2.1.4.12)$$

Senza generazione interna:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) = 0 \quad (2.1.4.13)$$

Partendo da dati sperimentali Pennes introduce una modifica all'equazione generale della conduzione presentando un'analisi quantitativa dello scambio termico nell'avambraccio umano. Questa nuova equazione prende il nome di equazione di Pennes o bioheat equation. È riconosciuto che anche quest'ultima presenta delle limitazioni, ma continua ad essere un importante strumento per la comprensione della conduzione della trasmissione del calore in tessuti biologici.

Pennes adotta infatti diverse semplificazioni:

- Geometria dell'avambraccio cilindrica, mentre un modello più realistico prevede una sezione ellittica.
- Rapidità del riscaldamento metabolico nel tessuto biologico uniforme: questa ipotesi è in contrasto con le osservazioni sperimentali. La produzione di calore è infatti minore in prossimità della superficie dell'avambraccio dove i gradienti di temperatura sono maggiori.
- Presenza di pelle, strati di massa grassa e ossa trascurati assumendo che la loro produzione di calore e conducibilità termica siano le stesse di quelle del tessuto muscolare.

Sia i termini relativi alla generazione di calore metabolico sia lo scambio di energia termica con il sangue possono essere visti come contributi della generazione interna, possiamo perciò riscrivere l'equazione 2.1.4.12 come segue:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial^2 x} + \frac{\dot{q}_m + \dot{q}_b}{k} = 0 \quad (2.1.4.14)$$

Pennes assume che lo scambio termico fra il sangue e il tessuto sia governato dal principio di Fick:

$$\vec{J} = -D \frac{\partial c}{\partial x} \quad (2.1.4.15)$$

Con \vec{J} la densità di flusso della specie diffondente, D il coefficiente di diffusività [m^2/s] e $\frac{\partial c}{\partial x}$ derivata parziale della concentrazione della specie diffondente rispetto alla direzione x ; il segno meno indica che la sostanza diffonde da punti a concentrazioni più alte a punti a concentrazioni più basse. Secondo tale principio, la massa scambiata per unità di tempo tra sangue e tessuto è proporzionale alla differenza tra il livello del sangue e del tessuto moltiplicato per il tasso di trasferimento di calore tra sangue e tessuto. In [7] possiamo vedere come il tasso di perfusione sanguigna può essere espresso come:

$$\dot{q}_b = V c_b (T_a - T_v) \quad (2.1.4.16)$$

Con V volume del flusso di sangue nel tessuto, c_b calore specifico del sangue, T_a temperatura del sangue arterioso e T_v temperatura del sangue venoso.

Tenendo conto che \dot{q}_b è una potenza termica generata per unità di volume:

$$\dot{q}_b = \rho_b c_{p,b} \left(\frac{\dot{V}_b}{V} \right) (T_a - T_v) \quad (2.1.4.17)$$

Dove $\frac{\dot{V}_b}{V} = \omega_b$ è il tasso di perfusione sanguigna per unità di volume nel tessuto e $c_{p,b}$ è il calore specifico a pressione costante del sangue. Dobbiamo tener conto di un ulteriore effetto legato al fatto che la temperatura del sangue venoso che abbandona il tessuto dipende dal grado di equilibrio termico che possiede con il tessuto ad esso circostante. Introduciamo quindi il parametro k' , si ha dunque:

$$T_v = T_t + k'(T_a - T_t) \quad (2.1.4.18)$$

Dove per $k'=0$ si ha completo equilibrio termico: la temperatura del sangue venoso che abbandona il tessuto è la temperatura del tessuto stesso; per $k'=1$ il sangue venoso abbandona il tessuto ad una temperatura pari a quella del sangue arterioso entrante.

Pennes introduce a questo punto due nuove ipotesi:

1. La temperatura arteriosa T_a , uniforme attraverso l'intero tessuto, è pari alla temperatura media dell'arteria brachiale T_{a0}
2. $k' \rightarrow 0$, perciò $T_v = T_t$

In accordo a queste due ipotesi, l'equazione della perfusione sanguigna diventa:

$$\dot{q}_b = \rho_b c_{p,b} \omega_b (T_{a0} - T_t) \quad (2.1.4.19)$$

Segue l'equazione di Pennes per lo scambio termico in tessuti biologici:

$$\nabla(k\nabla T_t) + \rho_b c_{p,b} \omega_b (T_{a0} - T_t) = \rho c_p \frac{\partial T_t}{\partial t} \quad (2.1.4.20)$$

Al modello di Pennes furono mosse alcune critiche soprattutto per quanto riguarda l'eccessiva semplificazione effettuata. In particolare, nel 1974 Wulff mette in evidenza alcune inconsistenze fisiche:

- lo scambio termico fra tessuto e sangue dovrebbe avvenire in tutte e tre le direzioni e non solo nella direzione del gradiente di temperatura locale nel tessuto

- il modulo dello scambio termico fra sangue e tessuto dovrebbe essere proporzionale alla differenza di temperatura tra sangue arterioso e sangue venoso

sulla base di queste critiche viene formulata l'equazione che descrive il trasporto convettivo di energia associato al flusso di sangue:

$$\rho_b h_b v_h = \frac{1}{4\pi} \int_{\Omega} \rho_b h_b v d\omega' \quad (2.1.4.21)$$

dove h_b è l'entalpia specifica del sangue, ω' l'angolo solido attraverso la superficie di controllo attraverso cui passa il flusso di sangue, Ω l'intero angolo solido pari a 4π e v_h la velocità media apparente locale.

La formulazione proposta da Wulff si propone di correggere le inconsistenze fisiche sopra elencate. Il vettore di flusso termico in un punto del tessuto è:

$$q_t = -k\nabla T_t + \rho_b v_h \nabla h_b \quad (2.1.4.22)$$

dove l'entalpia specifica h_b è calcolata tenendo conto dell'entalpia sensibile sia del contributo metabolico:

$$h_b = \int_{T_0}^{T_b} c_{p,b}(T_b') dT_b' + \Delta H_f (1 - \varepsilon) \quad (2.1.4.23)$$

Con T_0 temperatura di riferimento per il calcolo dell'entalpia, T_b la temperatura del sangue, ΔH_f l'entalpia specifica per le reazioni metaboliche. Prendendo in considerazione l'equazione per i fenomeni conduttivi:

$$\rho_t c_{p,t} \frac{\partial T_t}{\partial t} = -\nabla q_t \quad (2.1.4.24)$$

e combinandola con la 2.1.4.22 si ottiene

$$\rho_t c_{p,t} \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla(k\nabla T_t) - \rho_b v_h \nabla h_b \quad (2.1.4.25)$$

Sostituendo l'espressione di h_b dalla 2.1.4.23 e supponendo sia le proprietà termofisiche che T_0 costanti:

$$\rho_t c_{p,t} \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla(k\nabla T_t) - \rho_b v_h (c_{p,b} \nabla T_b - \Delta H_f \nabla \varepsilon) \quad (2.1.4.26)$$

Con $\Delta H_f \nabla \varepsilon$ termine di reazione metabolica che può essere sostituito con la sua formulazione usuale. Supponendo infine l'uguaglianza tra T_b e T_t giungiamo al modello di Wulff:

$$\rho_t c_{p,t} \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla(k \nabla T_t) - \rho_b v_h c_{p,b} \nabla T_t + \dot{Q}_m \quad (2.1.4.27)$$

2.1.5 Interazione fototermica

Vogliamo ora definire le formule matematiche che dominano lo scambio termico tra un fascio laser ed un tessuto. L'abilità di un mezzo di assorbire radiazione elettromagnetica dipende da diversi fattori, come la lunghezza della radiazione emessa e lo spessore dello strato assorbente.

È possibile applicare la legge di attenuazione esponenziale di Beer per valutare la diminuzione di intensità del fascio laser incidente sul tessuto biologico:

$$I(z) = I_0 e^{-\gamma z} \quad (2.1.5.1)$$

Dove $\gamma = \alpha + \beta$ è il coefficiente di attenuazione, composto dalla somma del coefficiente di assorbimento α e quello di scattering β . I_0 è l'intensità della luce laser incidente.

Il riscaldamento del tessuto è dovuto all'assorbimento della luce nel mezzo, il quale, per questa simulazione, è considerato non scatterante ($\beta = 0$). Possiamo quindi valutare la potenza termica ceduta dal fascio laser al tessuto come segue:

$$G_L = \frac{\dot{Q}_L}{V} = \frac{AI(z) - AI(z+\Delta z)}{A\Delta z} \quad (2.1.5.2)$$

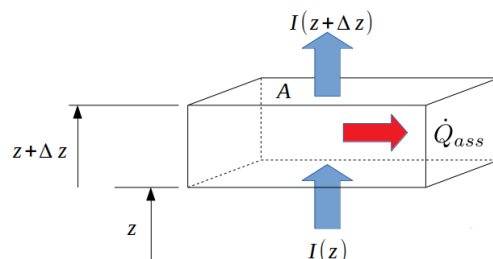


Figura 9

Se $\Delta z \rightarrow 0$ allora:

$$G_L = -\frac{\partial I}{\partial z} \quad (2.1.5.3)$$

Sostituendo la 2.1.5.2 si ottiene:

$$G_L = -\frac{\partial}{\partial z}(I_0 e^{-\gamma z}) = \gamma I(z) = \alpha I(z) \quad (2.1.5.4)$$

Modelli più avanzati di quello di Beer tengono conto di fattori come l'effetto della distribuzione radiale di intensità di radiazione nel fascio. Un esempio è il modello di Motamedi che, assumendo una distribuzione nel tessuto come quella prodotta da un fascio gaussiano, prevede l'incremento della deviazione standard dell'intensità del fascio al crescere della sua profondità di penetrazione.

$$I(r, z) = I_0 \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2(z)}\right) \exp[-(\alpha + \beta)z] \quad (2.1.5.5)$$

Nell'ipotesi di mezzo non assorbente ($\alpha = 0$) deve valere la condizione per cui la potenza del fascio laser si conserva all'interno del tessuto biologico.

Consideriamo la potenza:

$$P(z) = \int_0^{+\infty} I(r, z) 2\pi r dr \quad (2.1.5.6)$$

da cui:

$$P(z) = \int_0^{+\infty} I_0 \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2(z)}\right) \exp[-\beta z] 2\pi r dr \quad (2.1.5.7)$$

Sviluppando ulteriormente:

$$P(z) = -2\pi I_0 \exp[-\beta z] \sigma^2(z) \int_0^{+\infty} -\frac{r}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{r^2}{2\sigma^2(z)}\right) dr = 2\pi I_0 \exp[-\beta z] \sigma^2(z) \quad (2.1.5.8)$$

Possiamo ora valutare la potenza del fascio a $z=0$; imponendo la condizione $P(z)=P(0)$, otteniamo l'espressione per la $\sigma(z)$:

$$2\pi I_0 \exp[-\beta z] \sigma^2(z) = 2\pi I_0 \sigma^2(0) \quad (2.1.5.9)$$

Da cui:

$$\sigma^2(z) = \sigma^2(0)e^{-\beta z} \quad (2.1.5.10)$$

2.2 COMSOL Multiphysics

COMSOL Multiphysics è un software di simulazione utilizzato per modellare diverse tipologie di problemi scientifici e ingegneristici. Il programma fornisce un ambiente di lavoro, chiamato Model Builder, tramite il quale si può accedere a tutte le diverse funzionalità del programma. È possibile studiare fenomeni fisici accoppiati contemporaneamente tramite un'opzione chiamata multifisica, che integra le diverse equazioni che descrivono fenomeni differenti.

COMSOL permette la costruzione di modelli utilizzando delle interfacce fisiche preinstallate nel software, l'utente deve definirne quelle che sono la geometria, le proprietà fisiche e le condizioni iniziali e al contorno; il programma, in base al modello desiderato, andrà a risolvere le equazioni che ne governano la fisica. Una volta definite le proprietà del modello e selezionato quali fisiche accoppiare tramite l'opzione multifisica, è possibile eseguire la mesh, ovvero la discretizzazione del dominio, che può essere guidata dalla fisica o impostata dall'utente.

COMSOL si presenta come un'interfaccia grafica (GUI) tramite il quale è possibile effettuare diversi tipi di studio:

- stazionario e transitorio
- lineare o non lineare
- studio della risposta in frequenza

per risolvere il modello, il software assembla e risolve il problema utilizzando una serie di strumenti avanzati dell'analisi numerica

3 Descrizione metodo

In questo capitolo verranno riportati tutti i passaggi che vanno dalla costruzione della geometria alle impostazioni dello studio, i cui risultati saranno presentati nel capitolo successivo.

Sono state fatte delle semplificazioni rispetto al trattamento effettivo, che verranno riportate di seguito:

- 1- Nei moderni trattamenti si utilizzano laser frazionati le cui zone microtermiche sono controllate tramite CPG (computer pattern generator) che imposta un pattern di pulsazioni

laser che siano rapide e accurate. Questa tesi tratta invece quello che può essere un trattamento effettuato con un laser ablativo non frazionato (CO₂ o Er:YAG), che ad oggi risulta datato, ma costituisce la base di tutti i nuovi trattamenti [8].

- 2- Non vengono considerati eventuali processi di raffreddamento della pelle, precedenti o durante il trattamento, con appositi gel che possono invece essere utilizzati in sede di intervento.

3.1 Geometria e Materiali

In figura 10 viene riportata la porzione del Model Builder riguardante geometria e materiali

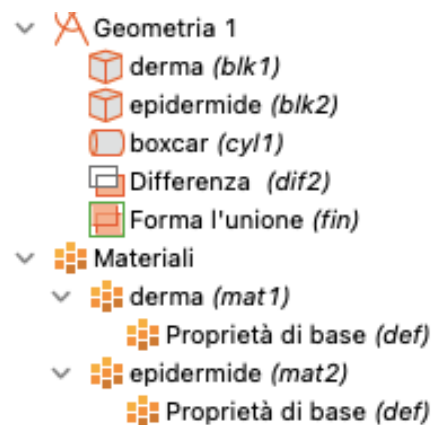


Figura 10

Nella finestra sotto la voce Geometria 1 sono riportate le varie sezioni della pelle e la cicatrice. Le funzioni differenza e unione hanno permesso la sovrapposizione dei diversi strati e la creazione della porzione di tessuto dove è presente la cicatrice (figura 10).

I riferimenti per le dimensioni di epidermide e derma sono in [9].

L'epidermide è stata costruita con uno spessore di 0.075 mm al di sopra del derma, che ha dimensione 20mm x 20mm x 20mm. In realtà, la profondità del derma si discosta da quella effettiva, ma possiamo considerare questa variazione trascurabile in quanto utilizzata solamente per ottenere maggiore chiarezza nei risultati; il riscaldamento del tessuto non raggiunge infatti tali profondità, come vedremo più avanti.

La cicatrice è stata assunta di tipo boxcar, e le sue dimensioni possono essere ritrovate in [2]. È stata posizionata al centro della geometria, utilizzando una struttura cilindrica di raggio 1mm e altezza 0.5mm. (figura 11)

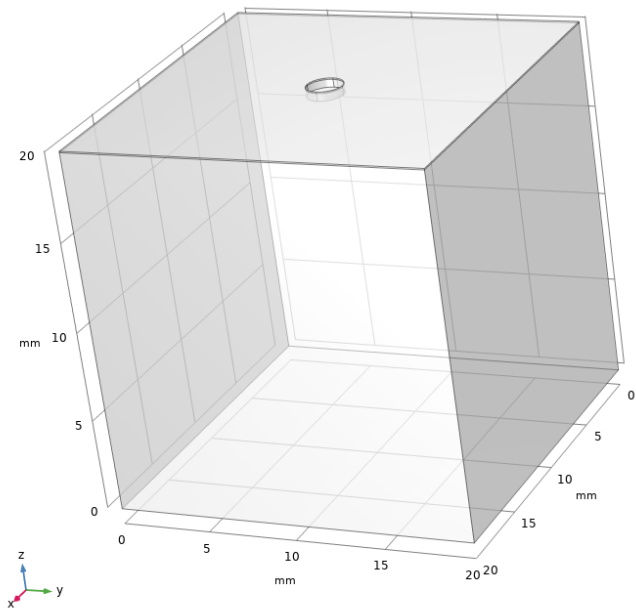


Figura 11. Modello del tessuto



Figura 12. Cicatrice

	<i>epidermide</i>	<i>derma</i>
<i>conducibilità termica, k</i>	$0.21 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$	$0.37 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$
<i>densità, ρ</i>	1000 kg m^{-3}	1000 kg m^{-3}
<i>calore specifico, c_p</i>	$3181.82 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$	$2846.15 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$
<i>coefficiente di assorbimento, μ_a</i>	20 cm^{-1}	0.236 mm^{-1}

Tabella 2

Nella tabella 2 sono riportati i parametri di pelle ed epidermide, i cui valori sono presenti all'interno voce Materiali (figura 9). Tutti i parametri sono stati presi da [10].

3.2 Trasmissione del calore in tessuti biologici

La prima fisica utilizzata è proprio quella riguardante la trasmissione del calore in tessuti biologici. Grazie a questa è possibile modellare la trasmissione del calore per conduzione, convezione e radiazione.

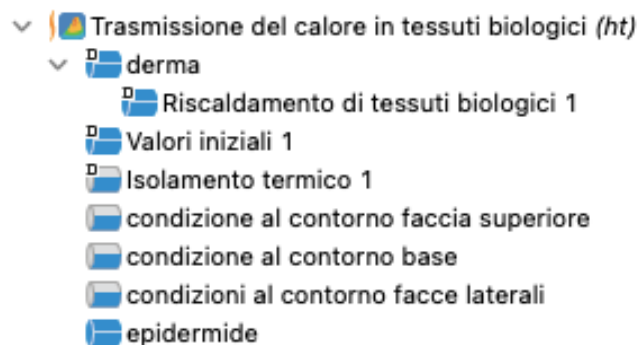


Figura 13

Come si può notare dalla Figura 13, all'interno dell'interfaccia sono stati creati un modello per il derma e uno per l'epidermide, questo dipende dalla necessità di utilizzare due equazioni differenti per rappresentare la trasmissione del calore. In entrambi i casi si utilizza l'equazione generale della conduzione (figura 14)

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \mathbf{u} \cdot \nabla T + \nabla \cdot \mathbf{q} = Q + Q_{bio}$$

$$\mathbf{q} = -k \nabla T$$

Figura 14

La differenza tra le due interfacce sta nel fatto che la prima (derma) è stata sovrascritta con la funzione “riscaldamento di tessuti biologici”, grazie alla quale si introduce il termine relativo alla perfusione sanguigna caratteristico dell’equazione di Pennes (figura 15). Questa distinzione è legata al fatto che l’epidermide non presenta vasi sanguigni, perciò è ragionevole studiare lo scambio di energia termica tramite la l’equazione classica.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \mathbf{u} \cdot \nabla T + \nabla \cdot \mathbf{q} = Q + Q_{bio}$$

$$Q_{bio} = \rho_b C_{p,b} \omega_b (T_b - T) + Q_{met}$$

▼ Riscaldamento di tessuti biologici
 Temperatura del sangue arterioso:
 T_b 310.15[K] K
 Calore specifico, sangue:
 $C_{p,b}$ 3825 J/(kg·K)
 Indice di perfusione sanguigna:
 ω_b 0.00187 1/s
 Densità, sangue:
 ρ_b 1060 kg/m³
 Sorgente termica metabolica:
 Q_{met} 0 W/m³

Figura 15

In figura 15 troviamo anche tutti i parametri relativi al sangue, necessari per la risoluzione dell’equazione. Il contributo metabolico è considerato nullo in quanto di ordine di grandezza trascurabile rispetto agli altri fenomeni di interesse.

In questa interfaccia sono anche state impostate le condizioni iniziali e quelle al contorno.

Per quanto riguarda le condizioni iniziali, sia la temperatura del tessuto che quella del sangue sono state assunte pari alla temperatura corporea (310.15 K).

Relativamente alle condizioni al contorno, è stata fatta una distinzione tra base, facce laterali e superficie. Le prime due sono state considerate adiabatiche (figura 16), mentre per la superficie (comprese tutte le facce della cicatrice a contatto con l’ambiente esterno) è stato impostato uno

scambio termico convettivo con l'ambiente circostante, supposto a 293.15 K. Il coefficiente di scambio termico convettivo $h_{\text{superficie}}$ è stato assunto pari a $15\text{W/m}^2\text{K}$.

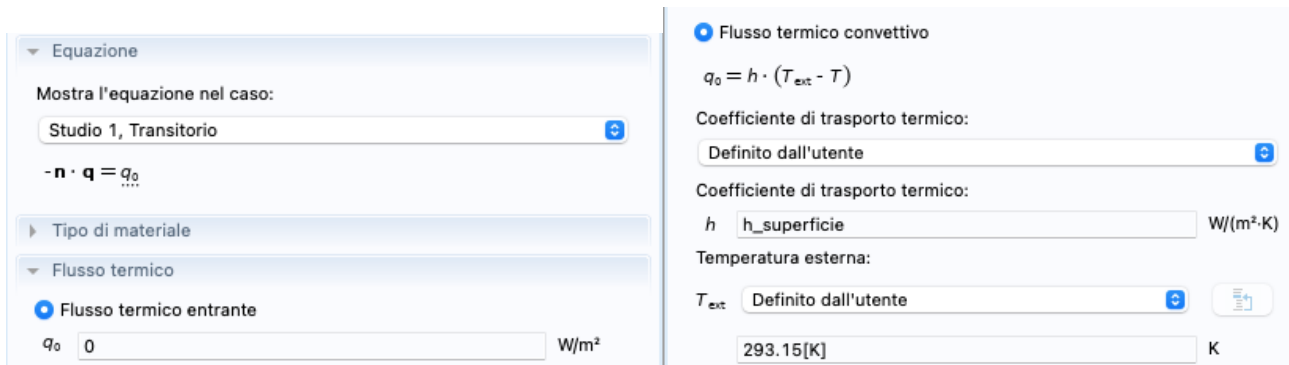


Figure 16 e 17

3.3 Fascio radiante nei supporti di assorbimento

La seconda fisica utilizzata è chiamata “fascio radiante nei supporti di assorbimento”; viene utilizzata per modellare un fascio di luce incidente sul tessuto.

L'equazione utilizzata in questo modulo è quella di Beer già trattata nel capitolo 2.1.5, con la seguente forma:

$$\frac{\mathbf{e}_i}{\|\mathbf{e}_i\|} \cdot \nabla I_i = -\kappa I_i$$

Dove e_i rappresenta l'orientazione del fascio rispetto al sistema di coordinate cartesiane xyz, I_i è l'intensità del fascio espressa in W/m^2 e κ è il coefficiente di assorbimento (il cui valore è quello riportato nella Tabella 2).

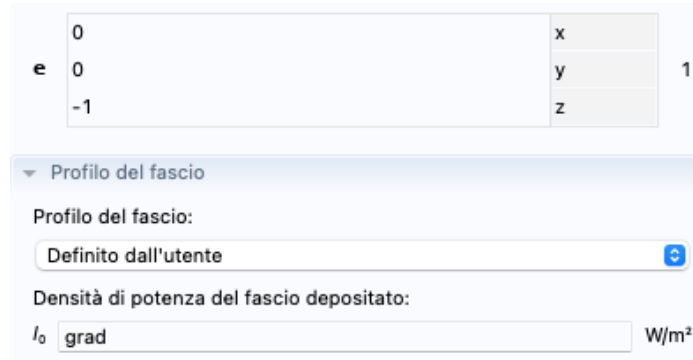


Figura 18

In figura 18 è riportata la direzione del fascio, il quale viene puntato perpendicolarmente alla cicatrice lungo l'asse z, il segno meno indica che l'orientazione è impostata dall'alto verso il basso.

Per quanto riguarda l'intensità, si pone il problema della durata dell'interazione tra il laser e il tessuto, la quale deve essere minore del tempo di rilassamento del tessuto, che per la pelle è calcolato sperimentalmente a 1ms [11]. Il laser, perciò, non funziona agendo continuamente sul tessuto, ma l'interazione avviene attraverso una luce pulsata ottenuta moltiplicando una funzione opportuna al valore dell'intensità per ottenere quella che nella simulazione è stata chiamata funzione "grad" (figura 19).

Per ottenere ciò ci si è serviti della funzione rettangolo, già presente in COMSOL, a cui sono stati assegnati limiti inferiori e superiori rispettivamente di 0 e 0,001. La funzione è stata poi resa dipendente dal tempo e periodica di periodo 0.0002 s nella voce "Analitico" del Model Builder.

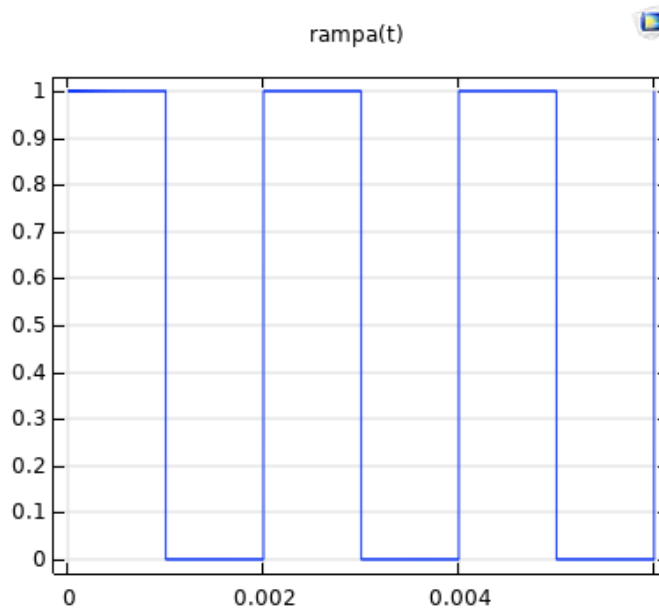


Figura 19

Il valore dell'intensità verrà trattato nel paragrafo successivo, in quanto è stato variato in base allo studio.

3.4 Studio

Sono stati effettuati tre diversi test con diverse intensità del laser allo scopo di simulare dopo quanto tempo il tessuto raggiunge la temperatura di interesse. In Tabella 3 vengono riportati i valori di intensità presi in considerazione:

	Test 1	Test 2	Test 3
Intensità	$10^6 W/m^2$	$4 * 10^5 W/m^2$	$5 * 10^5 W/m^2$

Tabella 3

Ognuna di queste simulazioni è stata effettuata con un time stepping di 0.5 ms.

Per valutare in modo più efficiente l'aumento di temperatura sono state inserite tre sonde ad altezze differenti, la prima, che chiameremo sonda 1, ha coordinate (10, 10, 19.575), corrispondenti alla superficie della cicatrice; è questa la sonda cui si farà riferimento durante l'analisi dei risultati. La sonda 2 ha coordinate (10, 10, 15) e la sonda 3 (10, 10, 0.2).

È stata inoltre creata una sezione del tessuto alla coordinata $y=10$ mm per permettere una migliore valutazione della profondità raggiunta dall'intensità e, in particolare, dalla temperatura.

4 Risultati

In questo capitolo verranno riportati e analizzati i risultati ottenuti per ogni simulazione. Ad ogni test verranno associati diversi grafici corrispondenti a:

- Temperatura raggiunta nei diversi punti esaminati dalle sonde
- Temperatura globale del tessuto valutata sul piano di taglio
- Superfici isoterme; in questo caso le impostazioni sono state ridotte a rilevare solamente superfici che raggiungono temperature di 50°C o superiori
- Intensità totale

Iniziando dal primo test effettuato, notiamo, in figura 20, che con una tale intensità la temperatura di interesse viene raggiunta dopo soli 0.4 s, un tempo abbastanza breve, soprattutto tenendo conto che il trattamento viene svolto da un operatore, per il quale risulta difficile tenere in considerazione tempi così ridotti.

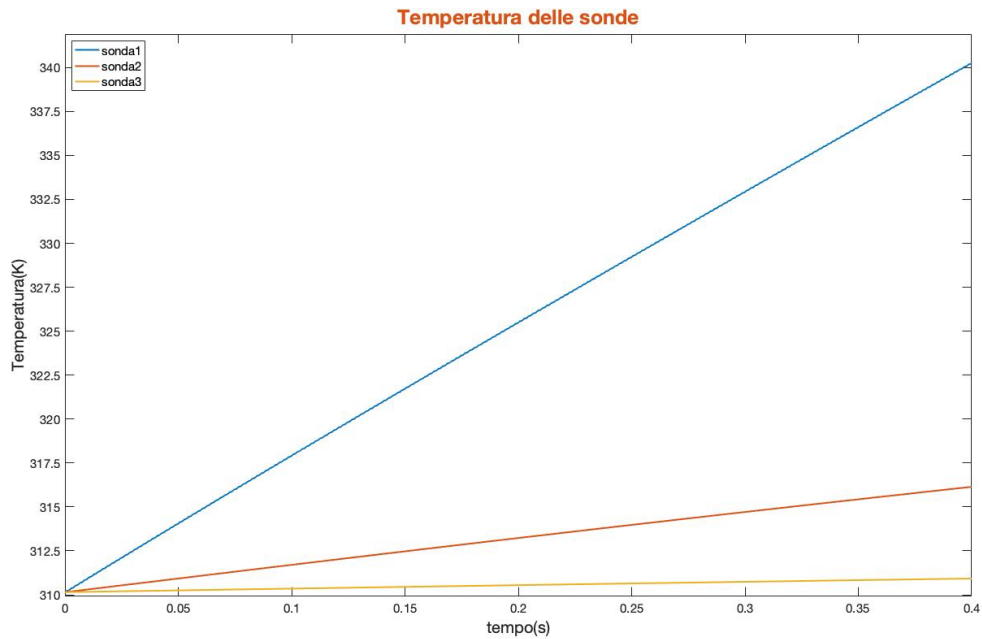


Figura 20

Nonostante ciò, notiamo come la profondità raggiunta dalla temperatura risulta ottimale. Nelle figure 21 e 22 siamo in grado di valutare questa profondità, che rimane limitata alla zona adiacente alla cicatrice, non andando dunque a danneggiare il tessuto circostante.

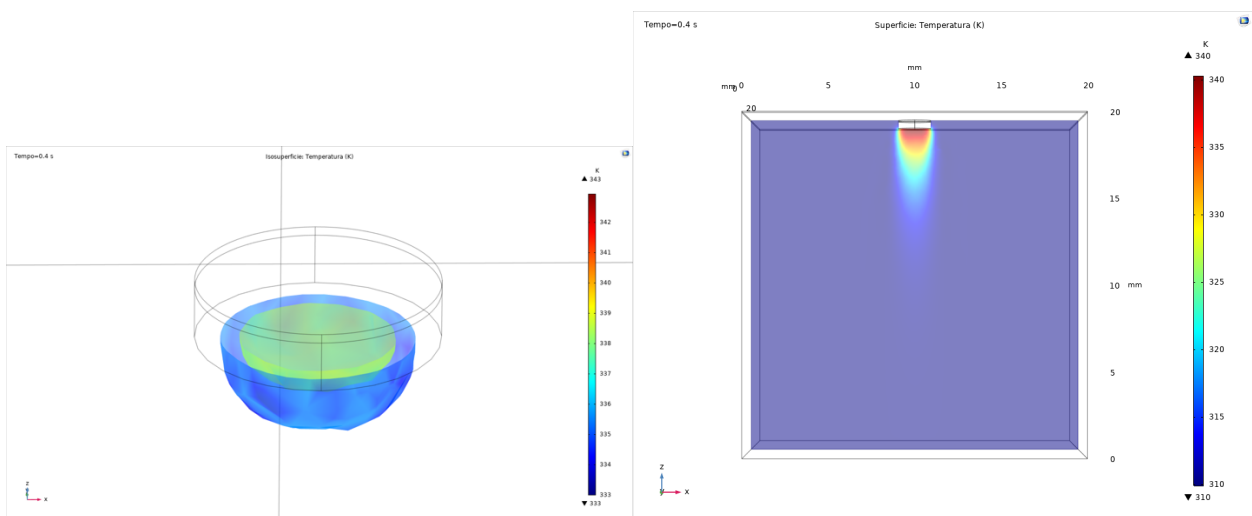


Figure 21,22. Superfici isoterme e temperatura.

Nel test 2 andiamo perciò a ridurre l'intensità a $4 * \frac{10^5 W}{m^2}$, allo scopo di aumentare il tempo di trattamento.

In figura 23 è riportata la temperatura delle sonde. Questa raggiunge un massimo di circa 338 K (65°C), leggermente inferiore alla temperatura media di denaturazione del collagene (circa 66°C)

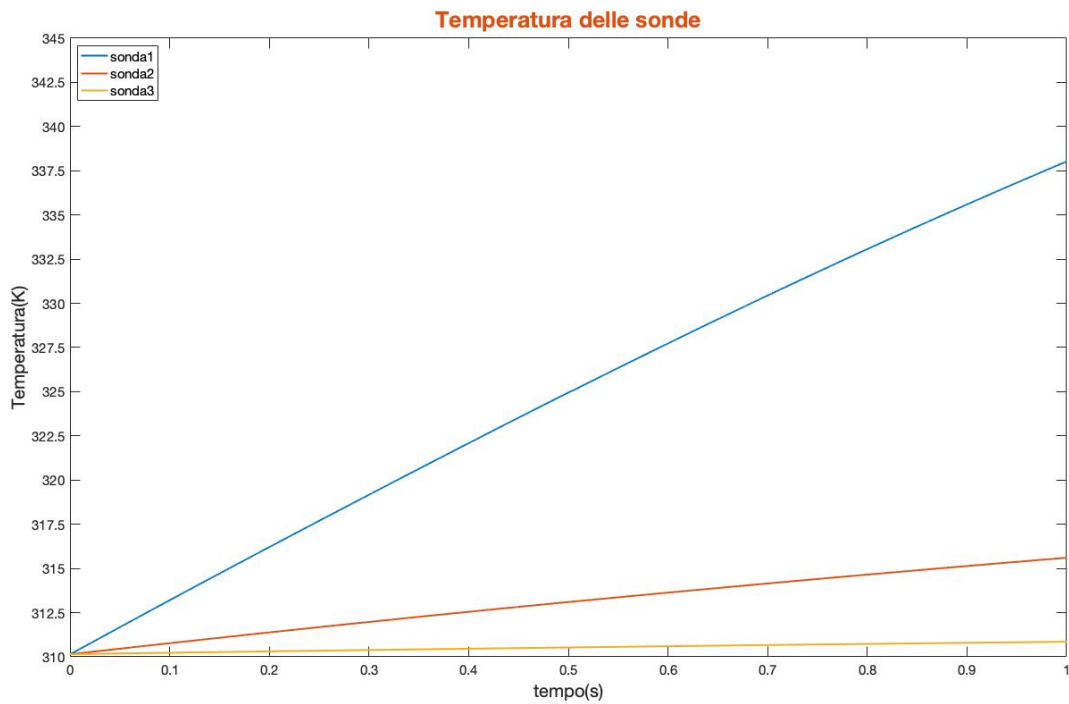


Figura 23

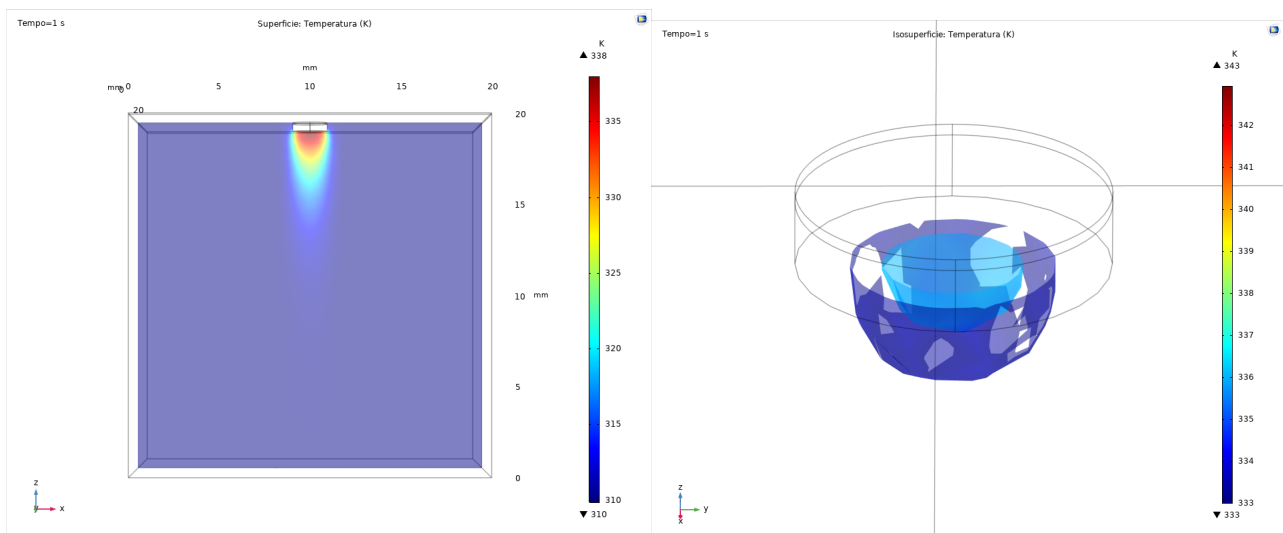


Figure 24,25. Temperatura e superfici isoterme

Quanto appena detto può essere meglio apprezzato nelle figure 24 e 25, dove possiamo notare, soprattutto in figura 25, come la temperatura raggiunta al tempo finale si mantenga inferiore a quella di interesse.

La terza e ultima simulazione è stata effettuata allo scopo di mantenere il tempo di trattamento e aumentare la temperatura fino a quella di denaturazione del collagene.

È stata perciò aumentata leggermente l'intensità fino a $5 * \frac{10^5 W}{m^2}$. La temperatura ai livelli delle sonde è riportata in figura 26.

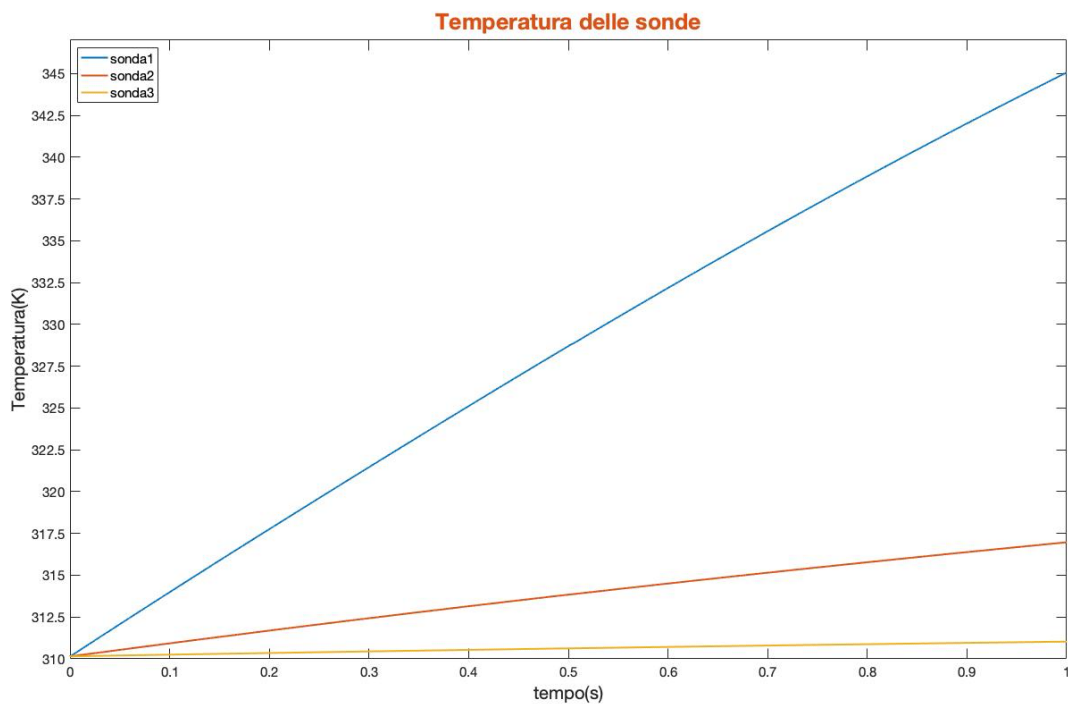


Figura 26

Notiamo come la temperatura raggiunta a livello della sonda 3 risulta essere ottimale: 345 K (69°C) supera leggermente la temperatura di denaturazione, rimanendo nel range relativo al regime di coagulazione (Tabella 1).

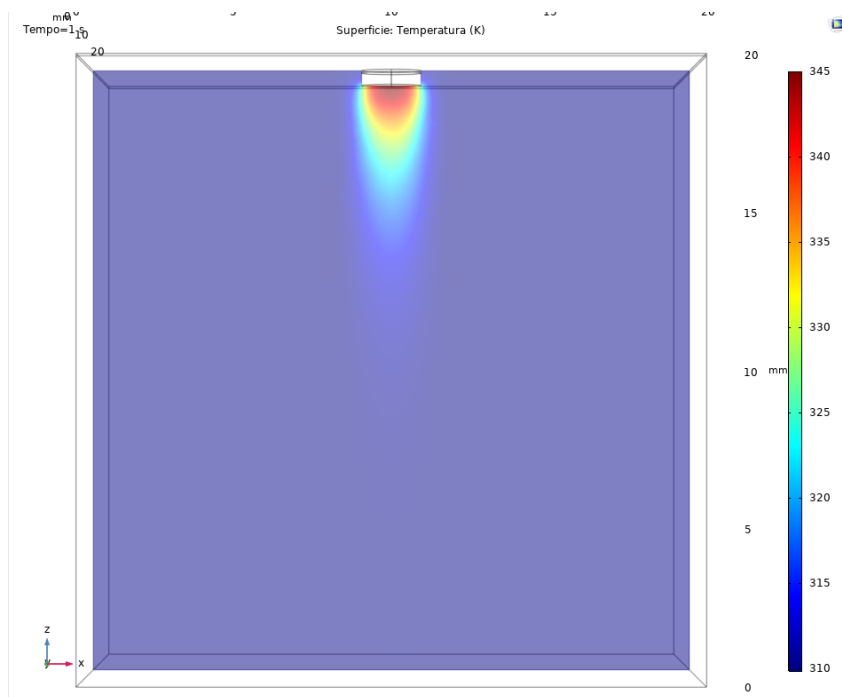


Figura 27

In figura 27 possiamo apprezzare come la temperatura si mantenga sul valore di interesse nei punti adiacenti alla cicatrice, per poi andare a diminuire allontanandosi da essa per tornare a valori fisiologici normali. Tutto ciò è apprezzabile anche guardando la figura 28, relativa alle superfici isoterme.

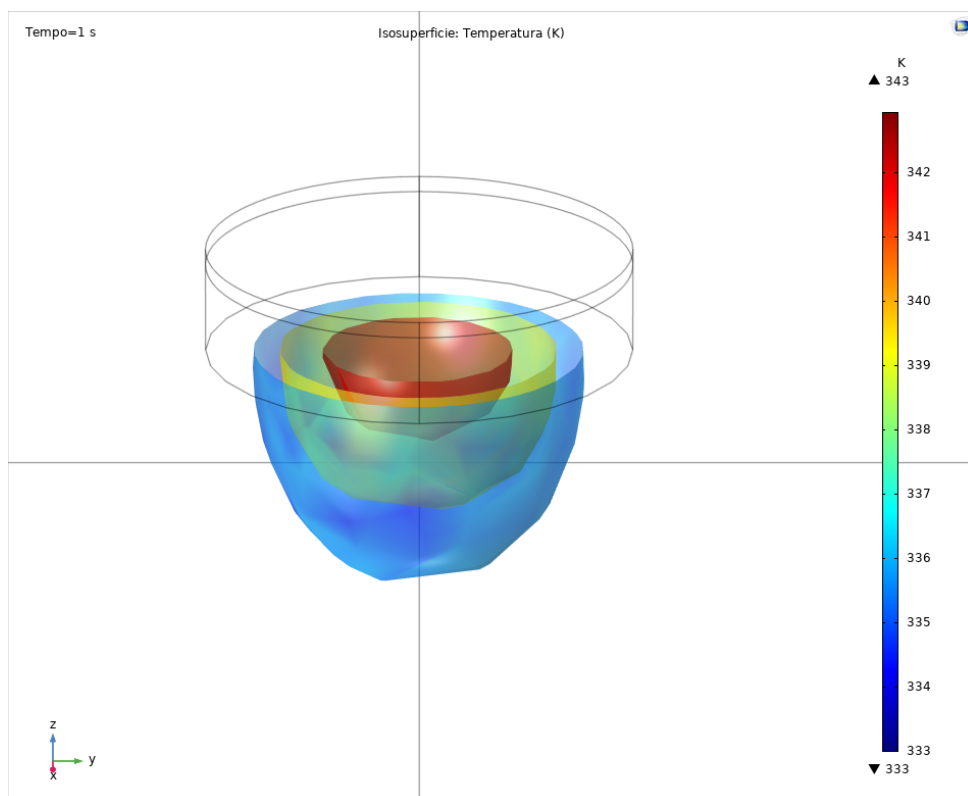


Figura 28

Discorso analogo può essere fatto per l'intensità (figura 29); questa assume valore pari a quello impostato nella simulazione in corrispondenza della base della cicatrice, senza andare ad interessare le zone non sottoposte al trattamento.

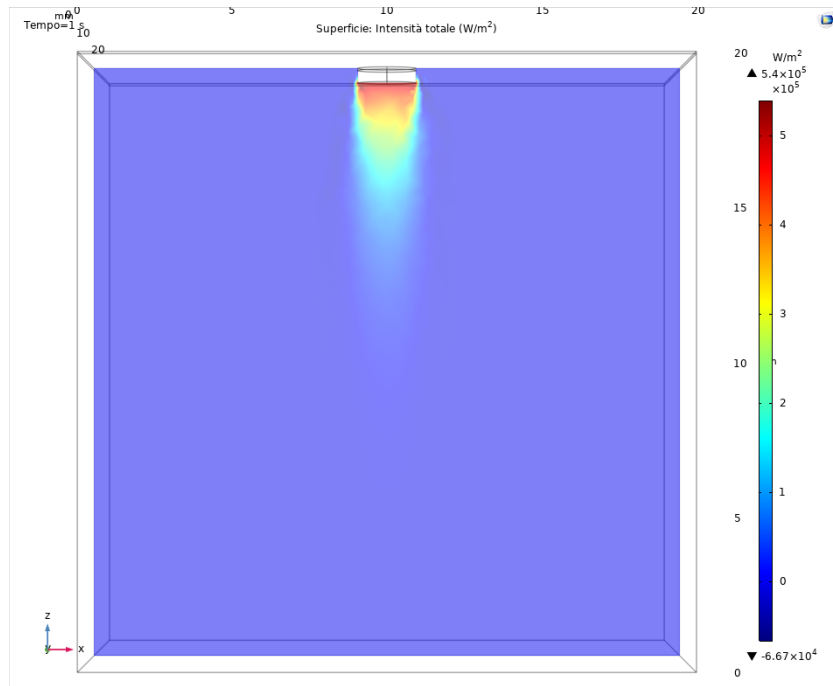


Figura 29

Un ultimo aspetto interessante da tenere in considerazione è l'importanza dell'utilizzo di un laser a luce pulsata. Come possiamo notare dalla figura 30, ottenuta dall'ingrandimento del grafico ottenuto nel test 3, in particolare del ramo riguardante la sonda 3, l'aumento della temperatura non è lineare, ma segue l'andamento imposto dalla funzione 'grad'. Questo permette un aumento di temperatura graduale coerentemente al tempo di rilassamento della pelle.

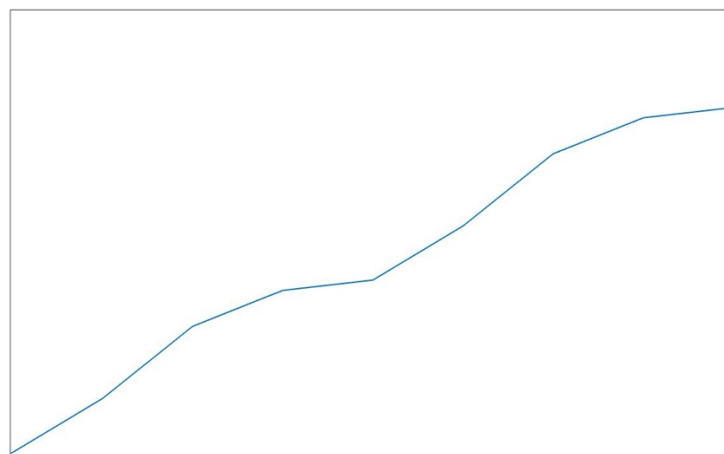


Figura 30

Conclusioni

In questo capitolo finale possiamo trarre le conclusioni per quanto riguarda il lavoro di tesi svolto. Lo scopo di questo elaborato è stato quello di fornire una rappresentazione grafica e numerica dello scambio termico in tessuti biologici interessati da cicatrici derivanti dall'acne, in quanto gli studi presenti in letteratura scientifica tendono a concentrarsi sull'aspetto medico e di guarigione del paziente, mettendo in secondo piano l'aspetto che potremmo definire più ingegneristico legato alla trasmissione del calore. Nonostante siano stati trascurati nello studio alcuni fattori caratterizzanti il trattamento reale come l'eventuale raffreddamento del tessuto precedentemente e contemporaneamente al processo, che permette una protezione ancora migliore della zona non interessata dall'acne, la simulazione riproduce in modo realistico l'andamento della temperatura e riesce a spiegare la risposta della pelle ad un tale trattamento. È infine importante mettere in risalto l'importanza della scelta dell'intensità del laser, che deve essere tale da permettere il raggiungimento di temperature adeguate alla denaturazione del collagene e alla coagulazione del tessuto cicatriziale senza inficiare sulla pelle circostante, la quale non deve andare incontro a necrosi.

Bibliografia

- [1] Lopez-Ojeda W, Pandey A, Alhadj M, et al. Anatomy, Skin (Integument) [Updated 2021 Oct 22]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan-.
- [2] Connolly D, Vu HL, Mariwalla K, Saedi N. Acne Scarring-Pathogenesis, Evaluation, and Treatment Options. *J Clin Aesthet Dermatol*. 2017 Sep;10(9):12-23. Epub 2017 Sep 1. PMID: 29344322; PMCID: PMC5749614.
- [3] Julia Stiegler, Mara Weinstein, Therapies for Acne Scarring, *Advances in Cosmetic Surgery*, Volume 3, Issue 1, 2020, Pages 15-24.
- [4] Nicolette Nadene Houreld, The use of lasers and light sources in skin rejuvenation, *Clinics in Dermatology*, Volume 37, Issue 4, 2019, Pages 358-364, ISSN 0738-081X,
- [5] Ramsdell WM. Fractional carbon dioxide laser resurfacing. *Semin Plast Surg*. 2012;26(3):125-130. doi:10.1055/s-0032-1329414
- [6] F. P. Incropera, D. P. DeWitt, T. L. Bergman e A. S. Lavine, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, John Wiley & Sons, 2006.
- [7] H. H. Pennes, «Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm,» *Journal of Applied Physiology*, Agosto 1948.
- [8] Apfelberg DB. Ultrapulse carbon dioxide laser with CPG scanner for full-face resurfacing for rhytids, photoaging, and acne scars. *Plast Reconstr Surg*. 1997 Jun;99(7):1817-25.
- [9] Lee S-L, Lu Y-H. Modeling of bioheat equation for skin and a preliminary study on a noninvasive diagnostic method for skin burn wounds. *Burns* (2013)
- [10] Xu, F., Lu, T. J., Seffen, K. A., and Ng, E. Y. K. (July 9, 2009). "Mathematical Modeling of Skin Bioheat Transfer." *ASME. Appl. Mech. Rev.* September 2009; 62(5): 050801.
- [11] Hruza GJ, Dover JS. Laser Skin Resurfacing. *Arch Dermatol*. 1996;132(4):451–455.