

UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica



“UNIRS”: SIMULAZIONE RAY TRACING DELLA  
PROPAGAZIONE ELETTROMAGNETICA IN MEZZI BIOLOGICI

“UNIRS”: RAY TRACING SIMULATIONS OF ELECTROMAGNETIC  
PROPAGATION IN BIOLOGICAL MEDIA

Relatore: Prof. Moglie Franco

Tesi di laurea di:

Correlatore: Prof. Di Donato Andrea

Baioni Enrico



# Indice

<b>Introduzione</b>	4
<b>Capitolo 1. Progetto UNIRs e spettroscopia NIR</b>	6
<b>Capitolo 2. Leggi fisiche alla base del ray tracing</b>	9
2.1 Ottica geometrica e teoria della diffrazione	9
2.2 Il concetto di raggio	11
2.3 Meccanismi di propagazione	13
<b>Capitolo 3. Tecnica del ray tracing e sue applicazioni</b>	15
3.1 Ray tracing	15
3.2 Ray tracing nella terapia fotodinamica	18
<b>Capitolo 4. Implementazione del ray tracing con C++</b>	21
4.1 Strutture dati	22
4.2 Funzioni	25
4.3 Risultati	33
<b>Conclusioni</b>	35
<b>Riferimenti sitografici</b>	36

## ***Introduzione***

Il monitoraggio dell'ossigenazione tissutale, in particolare di quella cerebrale, rappresenta una parte fondamentale delle applicazioni biomediche. In quest'ambito, un efficace mezzo diagnostico per la valutazione della saturazione dell'ossigeno, è la spettroscopia della radiazione ottica nel vicino infrarosso (NIR). La saturazione dell'ossigeno è un indice ematico che riflette la percentuale di emoglobina satura di ossigeno rispetto alla quantità totale di emoglobina presente nel sangue. I costituenti dei tessuti biologici, in particolare l'ossiemoglobina (HbO) e la deossiemoglobina (HbR), presentano caratteristiche spettrali ben distinte nel vicino infrarosso e mostrano diversi spettri di assorbimento. Queste proprietà vengono "sfruttate" dalla spettroscopia NIR, allo scopo di valutare e monitorare l'ossigenazione del tessuto in esame e ottenere informazioni riguardo eventuali patologie. L'interpretazione dei dati risultanti dalla spettroscopia NIR può però risultare difficile, per via dell'enorme numero di strutture presenti nei tessuti in grado di interagire con la luce, e a causa dei numerosi fenomeni di deviazione e assorbimento a cui i fotoni vanno incontro interagendo con un tessuto biologico.

Lo scopo di questa tesi è quindi quello di illustrare una delle principali tecniche di simulazione della propagazione della luce nei tessuti biologici, il ray tracing (RT), in grado di calcolare il percorso ottico della luce considerando tutti i fenomeni a cui un fascio di luce può andare incontro.

Nel Cap. 1 verrà descritta la spettroscopia NIR e il suo funzionamento.

Nel Cap. 2 verranno introdotte le leggi fisiche su cui sono basati gli algoritmi di ray tracing, in particolare l'ottica geometrica e la teoria della diffrazione di Keller. Partendo dalle equazioni di Maxwell alla base dell'elettromagnetismo verranno poi descritte le principali caratteristiche di un raggio, allo scopo di simulare la propagazione della luce mediante il ray tracing. Infine verranno elencati e descritti i principali meccanismi di propagazione della luce.

Nel Cap. 3 verrà descritta la tecnica del ray tracing e il principio del minor tempo di Fermat su cui questa tecnica è basata. Partendo da questo principio verranno poi descritte le principali tecniche di ray tracing per la determinazione del percorso ottico della luce. Infine verrà descritta una particolare applicazione medica in cui il ray tracing può fare la differenza.

Il Cap. 4 è invece dedicato all'implementazione dell'algoritmo di ray tracing utilizzando il linguaggio di programmazione C++.



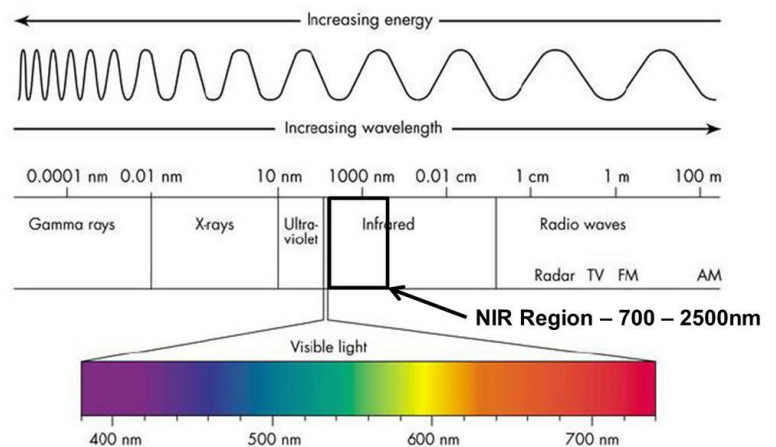
# CAPITOLO 1

## *Progetto UNIRs e spettroscopia NIR*

Il progetto UNIRs ha lo scopo di realizzare un dispositivo indossabile, in grado di monitorare in tempo reale la saturazione dell'ossigeno nel tessuto dei subacquei, valutando le variazioni di concentrazione di ossiemoglobina (HbO<sub>2</sub>) e deossiemoglobina (Hb) presente nel tessuto. La tecnica utilizzata dal dispositivo è la NIR, spettroscopia nel vicino infrarosso, che valutando i diversi spettri di assorbimento dell'Hb e dell'HbO<sub>2</sub>, è in grado di monitorare la saturazione dell'ossigeno.

La NIR (Near Infrared Spectroscopy) è una tecnica diagnostica non invasiva e in tempo reale, in grado di misurare l'ossigenazione tissutale utilizzando strumentazioni portatili, relativamente a basso costo. La NIRS utilizza la radiazione ottica nella banda spettrale nel vicino infrarosso (NIR, 700-950 nm) per studiare i tessuti biologici.

Il fotone NIR lanciato nel tessuto biologico non lo attraversa secondo un percorso rettilineo tra sorgente e rivelatore, come nel caso del fotone X, bensì esegue un percorso maggiore, assimilabile ad una spezzata, più o meno complessa a seconda del numero di "eventi di scattering" a cui va incontro, che si conclude con l'assorbimento totale del fotone da parte del tessuto (evento raro nella banda spettrale NIR) o con la sua fuoriuscita dal tessuto (fotoni "trasmessi" e fotoni "riflessi").



Il fotone NIR nel tessuto biologico subisce 2 processi principali: la diffusione (scattering) e l'assorbimento, entrambi lunghezza d'onda-dipendenti.

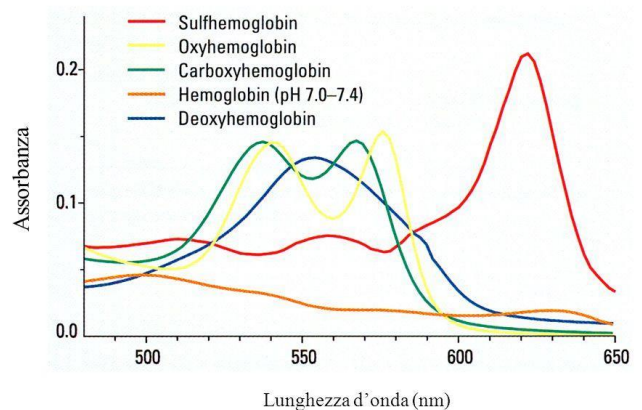
1) La diffusione, processo dominante nella banda spettrale NIR, è alla base del tipico percorso a zig-zag del fotone all'interno del tessuto, ed è quantizzata dal coefficiente di scattering ( $\mu_s$ ).

2) L'assorbimento da parte del tessuto biologico è basso nella banda spettrale NIR, è principalmente dovuto all'emoglobina, e quantizzato dal coefficiente di assorbimento ( $\mu_a$ ), misurabile indipendentemente da  $\mu_s$ .

Le sonde NIR usano delle fibre ottiche come sorgente rivelatrice che captano la radiazione luminosa fuoriuscita dal tessuto biologico dopo che questa ha percorso un tragitto di profondità variabile e di forma paragonabile a una "banana" ("banana-shape"), dalla stessa parte della sorgente luminosa. La distanza massima tra l'estremità della fibra rivelatrice e quella della fibra che emette la radiazione ottica è di solito 3,5-4 cm, permettendo ai fotoni NIR di penetrare nel tessuto biologico sottostante fino ad una profondità massima di 3-3,5 cm.

Per la sua particolare struttura, l'emoglobina è il principale elemento ematico che assorbe i fotoni NIR. Inoltre, l'emoglobina ossigenata (HbO<sub>2</sub>) e l'emoglobina deossigenata (Hb) hanno spettri di assorbimento differenti nel NIR. Tale caratteristica permette di misurare separatamente le 2 forme di Hb e quindi la saturazione in ossigeno dell'Hb (StO<sub>2</sub>) nei tessuti studiati.

Spettri di assorbimento di varie forme dell'EMOGLOBINA



La strumentazione per spettroscopia NIR risolta in tempo (dominio del tempo, o dominio delle frequenze), basata sull'emissione di luce ad intensità variabile nel tempo, permettendo quindi di ottenere dati che riproducono il reale stato dell'ossigenazione dei tessuti biologici indagati, mediante il dosaggio "assoluto" dell'HbO<sub>2</sub> e Hb e quindi della StO<sub>2</sub>.

La NIRS ha molte potenziali applicazioni in ambito medico, tra cui: lo studio delle variazioni di ossigenazione cerebrale, del microcircolo periferico e dell'ossigenazione del tessuto muscolare.

Nell'ambito del dipartimento di medicina sono molte le possibili applicazioni della metodica NIRS, ad esempio nell'ambito dello studio delle encefalopatie metaboliche come quelle epatiche o da malnutrizione oppure nello studio delle alterazioni neurofisiologiche in dei pazienti con diabete mellito e con ipertensione arteriosa patologie queste che aumentano il rischio di alterazioni cerebrovascolari. Non è da sottovalutare che la NIRS è uno

strumento potenzialmente utile per il monitoraggio delle variazioni emodinamiche indotte da trattamenti farmacologici o dopo interventi chirurgici.

Data la sua natura, la NIRS ha potenziali applicazioni non solo nell'ambito delle neuroimmagini funzionali, ma anche nello studio delle risposte emodinamiche periferiche come accade nella valutazione dell'ossigenazione del tessuto muscolare degli arti o in generale nello studio delle malattie del microcircolo periferico.

I fenomeni di assorbimento e scattering, citati precedentemente, a cui i fotoni vanno incontro interagendo con un tessuto biologico, causano deviazioni del percorso ottico della luce all'interno del tessuto. Risulta quindi importante conoscere a priori il percorso ottico seguito dalla luce. Questo è possibile mediante l'implementazione di software di ray tracing che hanno appunto l'obiettivo di simulare la propagazione della luce in mezzi biologici al fine di determinare la traiettoria del raggio.



## CAPITOLO 2

### LEGGI FISICHE ALLA BASE DEL RAY TRACING

#### 2.1 Ottica geometrica e teoria della diffrazione

L'ottica geometrica (GO) studia i fenomeni ottici assumendo che la luce si propaghi mediante raggi rettilinei. Dal punto di vista dell'ottica ondulatoria essa è valida solo quando la luce interagisce con oggetti di dimensioni molto maggiori rispetto alla sua lunghezza d'onda. Con questa condizione gli unici fenomeni rilevanti sono la propagazione diretta, la riflessione e la rifrazione.

Quando si studia la propagazione del campo in presenza di mezzi dielettrici (materiali non conduttori), riflessione e rifrazione non sono però sufficienti per predire il comportamento del campo. La GO viene allora completata con la teoria geometrica della diffrazione (GTD).

Consideriamo uno spigolo e una sorgente di campo elettromagnetico come in figura 1.1. Seguendo le leggi dell'ottica geometrica (raggio diretto e riflesso), si può dividere lo spazio intorno allo spigolo in tre regioni:

- Regione I dove sono presenti raggi diretti e riflessi.
- Regione II dove sono presenti solo raggi diretti.
- Regione III dove non sono presenti raggi.

Il campo elettromagnetico presenta quindi delle discontinuità in prossimità dei bordi tra le tre regioni; situazione che è non fisicamente possibile. Per eliminare queste discontinuità deve essere quindi incluso il campo diffratto.

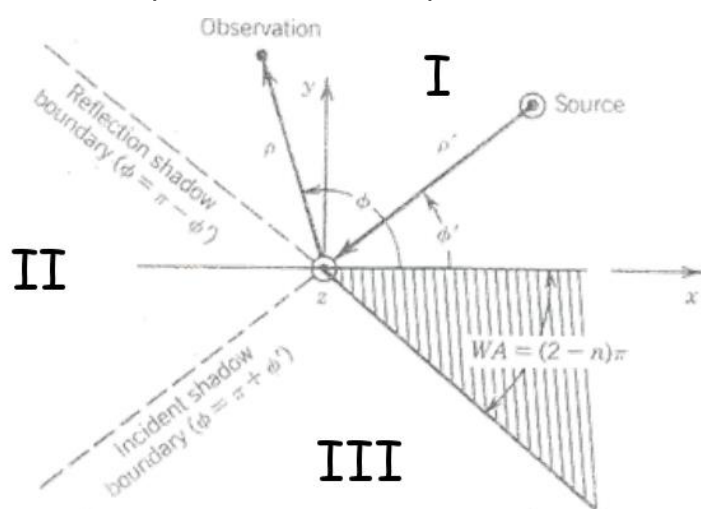


Fig 1.1

La prima estensione dell'ottica geometrica fu presentata da Keller. Keller ipotizzò che i raggi diffratti esistono ogni volta che un raggio incide su uno spigolo, vertice o angolo, e quando vi è un'incidenza radente con la superficie; cioè ogni volta che una superficie genera discontinuità nell'ottica geometrica creando zone d'ombra.

Keller postulò la teoria della diffrazione partendo dal principio generalizzato di Fermat: "Un raggio diffratto da uno spigolo tra un punto S e un punto P segue una curva che ha una lunghezza ottica stazionaria tra tutte le curve tra S e P che abbiano un punto sullo spigolo".

Quindi: "Il raggio diffratto e il corrispondente raggio incidente formano angoli uguali con lo spigolo, fintanto che si trovano nello stesso mezzo. Essi giacciono su lati opposti del piano ortogonale allo spigolo al punto di diffrazione".

Keller notò inoltre che nel caso di raggio incidente obliquo allo spigolo, i raggi diffratti si propagavano lungo coni aventi lo spigolo come asse. Per ogni raggio incidente su un punto dello spigolo, ne esistono infiniti diffratti lungo le direttrici del cono, chiamato cono di Keller come mostrato in figura 1.2.

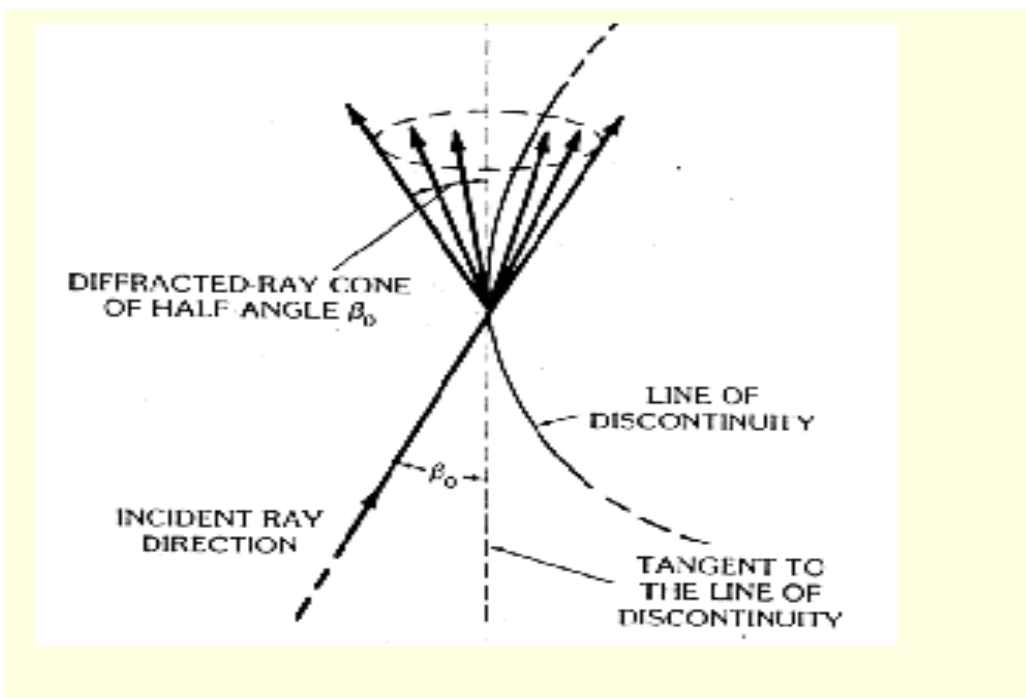


Fig. 1.2 I raggi diffratti giacciono sul cono di Keller, il cui asse coincide con lo spigolo.

## 2.2 Il concetto di raggio

Il concetto di raggio è intuitivo considerando la nostra quotidiana esperienza con la luce del sole. Quando un fascio di luce entra in una stanza, possiamo vedere il “raggio” che si propaga lungo una linea dritta. Più rigorosamente possiamo spiegare il concetto di raggio utilizzando le approssimazioni delle equazioni di Maxwell alle alte frequenze. Se si considerano campi elettrici e magnetici variabili nel tempo, si nota che una variazione del campo elettrico da origine ad un campo magnetico, e viceversa, una variazione del campo magnetico da origine ad un campo elettrico. Da queste proprietà Maxwell fu in grado di predire l'esistenza delle onde elettromagnetiche. Ad ogni onda è quindi associato un campo elettrico e un campo magnetico dati dalle seguenti relazioni:

$$\mathbf{E}(\vec{r}) = \mathbf{e}(\vec{r}) e^{-j\beta_0 S(\vec{r})}$$

$$\mathbf{H}(\vec{r}) = \mathbf{h}(\vec{r}) e^{-j\beta_0 S(\vec{r})}$$

Dove  $\mathbf{e}(\vec{r})$  ed  $\mathbf{h}(\vec{r})$  sono rispettivamente i vettori grandezza del campo elettrico e magnetico e  $S(\vec{r})$  è la lunghezza del percorso ottico. Dalle equazioni di Maxwell per  $\beta_0 \rightarrow \infty$  (regime ad alta frequenza), valgono le leggi di Ampere, Faraday e Gauss nel vuoto:

$$\nabla S \times \vec{e} - \mu_r \eta_0 \vec{h} = 0$$

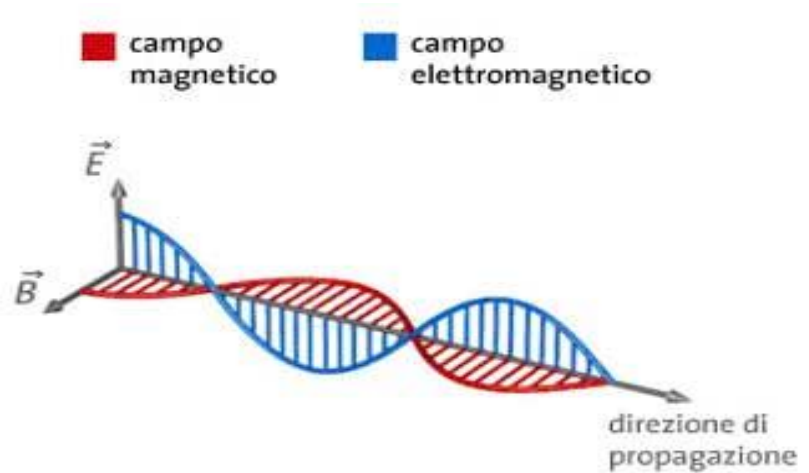
$$\nabla S \times \vec{h} + \varepsilon_r \eta_0 \vec{e} = 0$$

$$\vec{e} \cdot \nabla S = 0$$

$$\vec{h} \cdot \nabla S = 0$$

dove  $\eta_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}}$  è l'impedenza nel vuoto

Dalle ultime due equazioni possiamo vedere che la direzione del campo elettrico e magnetico è perpendicolare alla direzione normale della superficie formata da  $S$ , che equivale alla superficie del fronte d'onda. Questa normale è anche la direzione di propagazione dell'energia. Dalla prima equazione osserviamo inoltre che la



direzione di propagazione del campo magnetico è data da  $\nabla S \times \vec{e}$ . Il campo elettrico e il campo magnetico sono quindi perpendicolari fra loro e perpendicolari alla direzione di propagazione, e costituiscono quella che è chiamata onda piana.

Usando le prime due equazioni si ottiene l'equazione del percorso ottico:  $|\nabla S|^2 = n^2$  dove  $n$  è l'indice di rifrazione del mezzo dato da  $n = \sqrt{\epsilon_r \mu_r}$ .

Per introdurre il concetto di raggio bisogna considerare una serie di fronti d'onda. Possiamo quindi disegnare le linee di potenza, cioè i raggi, che viaggiano perpendicolarmente alle superfici dei fronti d'onda. Assumendo  $ds$  come un elemento di distanza infinitesima lungo una linea, otteniamo l'equazione differenziale che descrive la traiettoria del raggio:

$$\frac{d}{ds} \left( n \frac{d\vec{r}}{ds} \right) = \nabla n$$

In un mezzo omogeneo,  $\epsilon, \mu$  ed  $n$  sono costanti, quindi  $\nabla n = 0$ , e l'equazione della traiettoria del raggio diventa:

$$\frac{d^2 \vec{r}}{ds^2} = 0$$

In un mezzo omogeneo quindi la traiettoria del raggio è una linea dritta.

Il concetto di raggio fornisce un mezzo efficace per capire i diversi meccanismi di propagazione dei raggi. Allo scopo di simulare la propagazione della luce usando ray tracing, si riassume il concetto di raggio come segue:

- Un raggio viaggia lungo una linea dritta in un mezzo omogeneo.
- Rispetta le leggi di riflessione, rifrazione e diffrazione.
- Un raggio luminoso trasporta energia.

## 2.3 Meccanismi di propagazione

Quando il concetto di raggio è valido, possiamo descrivere la propagazione di onde elettromagnetiche usando vari metodi. Per semplicità, possiamo considerare una sorgente che emette una serie di raggi. Considerandone uno e basandosi sul suo comportamento, possiamo classificare il raggio come uno dei seguenti:

- Raggio diretto: Se il raggio viaggia direttamente dalla sorgente al ricevitore lungo una linea dritta, il raggio è chiamato raggio diretto.
- Raggio riflesso e trasmesso: la riflessione è un fenomeno per cui un'onda, che si propaga lungo l'interfaccia tra differenti mezzi, cambia direzione a causa della collisione con un mezzo riflettente.

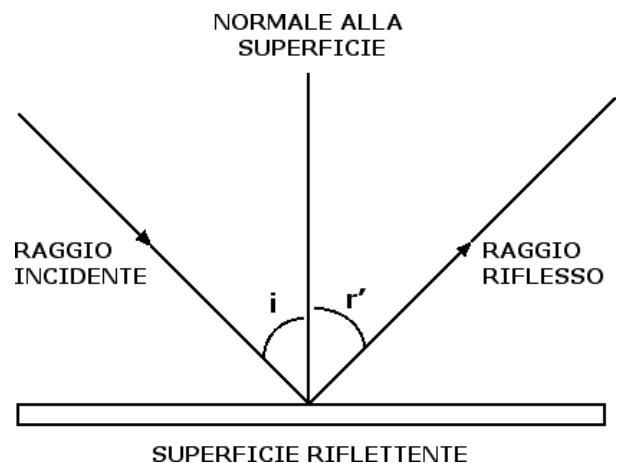
Se il raggio subisce uno o più riflessioni prima di arrivare al ricevitore, questo viene chiamato raggio riflesso. La direzione di propagazione del raggio riflesso è determinata dalle leggi di riflessione.

La prima legge afferma che il raggio incidente, il raggio riflesso e la normale alla superficie riflettente giacciono tutti sullo stesso piano, chiamato piano di incidenza.

La seconda legge afferma che l'angolo d'incidenza  $i$  e quello di riflessione  $r'$  sono uguali tra loro:  $i = r'$ .

- Raggio diffratto: I raggi diffratti sono più complicati dei raggi diretti, riflessi e trasmessi poiché un singolo raggio incidente può generare numerosi raggi diffratti. La legge della diffrazione di Keller introdotta nel precedente paragrafo afferma infatti che il raggio incidente e il raggio diffratto giacciono su parti opposte rispetto al piano perpendicolare allo spigolo e passante per il punto di diffrazione; gli angoli che tali raggi formano con lo spigolo (angolo di incidenza e di diffrazione) sono dati dalla legge di Snell:

$$n_i \cdot \sin \theta_i = n_d \cdot \sin \theta_d$$



Se i raggi si propagano nello stesso mezzo  $\theta_d = \theta_i$ . Ogni raggio incidente inoltre genera un'infinità di raggi diffratti appartenenti alla superficie laterale di un cono, chiamato cono di Keller.

- Scattering: Il fenomeno dello scattering, o diffusione, si riferisce a interazioni tra radiazione e materia in cui onde e particelle vengono deflesse, cambiando traiettoria, a causa della collisione con altre particelle. La diffusione si distingue dagli altri fenomeni (riflessione e rifrazione) poiché la deflessione avviene in maniera disordinata e non regolare. Questo è uno dei fenomeni di maggiore interesse per la nostra applicazione in quanto, come detto nel Cap. 1, quando un raggio interagisce con un tessuto biologico subisce prevalentemente fenomeni di scattering e assorbimento.

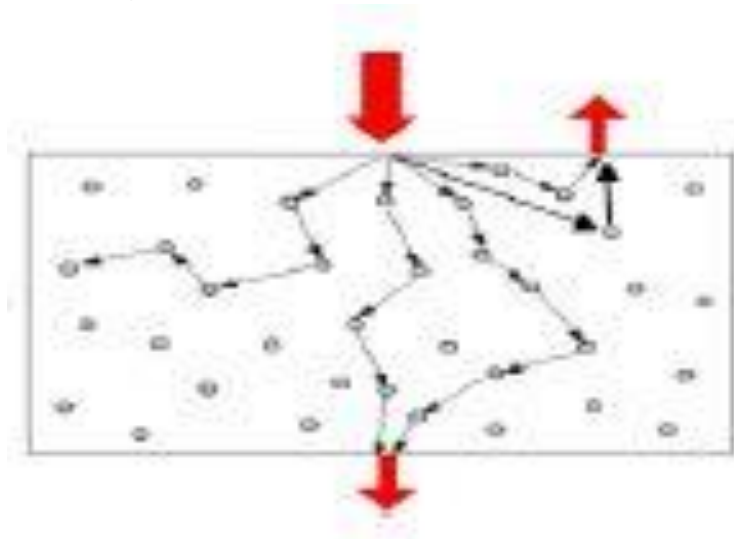


Fig. 1.3 Fenomeno dello scattering

## CAPITOLO 3

### **RAY TRACING E SUE APPLICAZIONI**

#### **3.1 Tecnica del ray tracing**

L'implementazione al computer dell'ottica geometrica e della teoria della diffrazione di Keller introdotta nel capitolo 2 viene in genere riferita come metodo del ray tracing.

In fisica il ray tracing è un metodo per calcolare il percorso di onde o particelle attraverso un sistema con regioni di velocità di propagazione variabile aventi caratteristiche di assorbimento e superfici riflettenti. In queste circostanze i fronti d'onda possono piegarsi, cambiare direzione o riflettere sulle superfici, complicando l'analisi. Il ray tracing risolve il problema facendo avanzare fasci stretti chiamati raggi attraverso un mezzo con quantità discrete.

Il ray tracing lavora assumendo che la particelle o l'onda possono essere modellate come un gran numero di fasci (raggi), e che esista una distanza, possibilmente piccola, sulla quale tale raggio sia localmente dritto. Il ray tracer farà avanzare il raggio lungo questa direzione e utilizzerà quindi una derivata locale del mezzo per calcolare la nuova direzione. Da questa posizione viene inviato un nuovo raggio e il processo viene ripetuto fino a quando non viene generato il percorso completo.

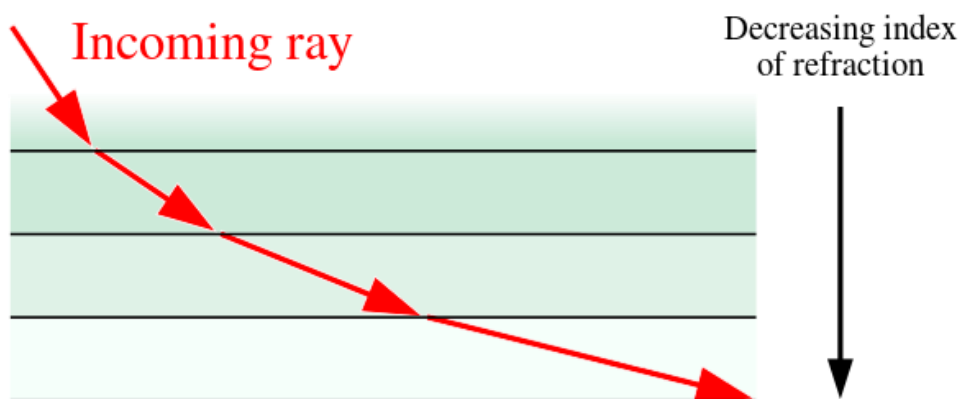


Fig 3.1

La parte fondamentale del ray tracing consiste nel determinare i raggi dal punto in cui sono emessi al punto di ricezione. Nel caso più semplice, nel vuoto, è presente un solo raggio (il raggio diretto), che descrive una linea retta dalla sorgente al punto di ricezione.

In casi più complessi, come ad esempio un ambiente urbano, il numero di raggi cresce, e ognuno di essi può subire riflessioni, rifrazioni o loro combinazioni. Considerando un tessuto biologico, il fotone può subire un numero elevato di scattering e assorbimento, aumentando notevolmente la complessità dell'analisi.

In ogni circostanza l'obiettivo è quello di determinare la traiettoria del raggio.

Il principio fisico alla base delle tecniche di ray tracing, è il principio del minor tempo di Fermat. Esso afferma che: *“Di tutti i possibili cammini che un raggio di luce può percorrere per andare da un punto a un altro, esso segue il cammino che richiede il tempo più breve”*. Da questo principio derivano le leggi di riflessione, trasmissione e rifrazione e ci porta ad introdurre le tecniche di ray tracing.

Ci sono tre tecniche di ray tracing per determinare la traiettoria dei raggi:

- Metodo dell'immagine: è un metodo usato principalmente per trovare la traiettoria dei raggi riflessi.

Una volta nota la sorgente e il punto di ricezione, si può facilmente calcolare la traiettoria del raggio. Si considera l'immagine del punto sorgente rispetto alla superficie riflettente, si collega l'immagine al punto di ricezione intersecando il piano in un punto, come mostrato in figura 3.2 la traiettoria del raggio riflettente è data dai tre punti (Tx,P,Rx) dove Tx è la sorgente e Rx è il ricevitore.

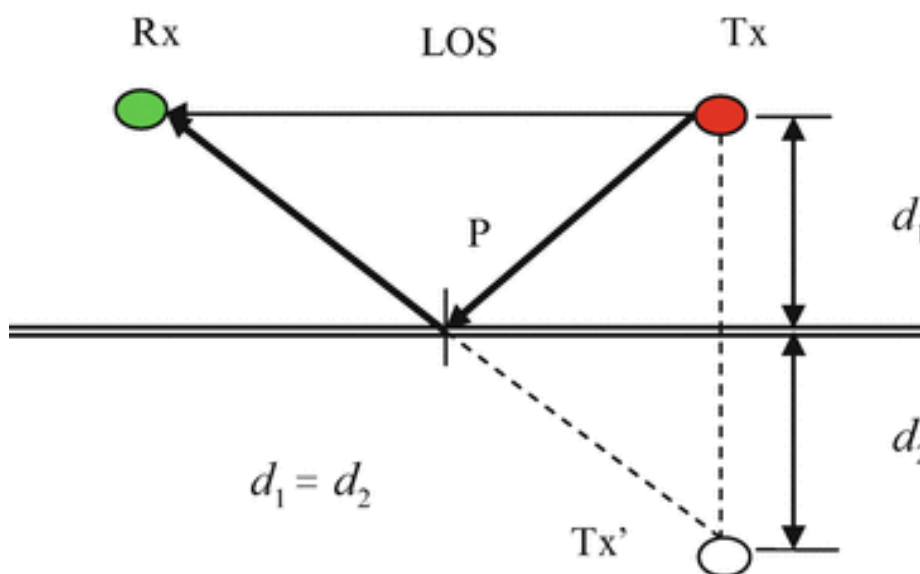


Fig 3.2



- Shooting and Bouncing ray Method (fig 3.3): L'idea alla base del SBR è quella di tracciare ogni raggio emesso dalla sorgente e determinare se questi arrivano al ricevitore. Il processo si può dividere in tre fasi: emissione del raggio, tracciamento del raggio e ricezione del raggio.

Nella prima fase i raggi vengono lanciati dalla sorgente in tutte le direzioni, con determinati angoli. È necessario che tutti i raggi siano distribuiti il più uniformemente possibile in modo tale da trasportare una quantità di energia simile.

La fase di tracciamento consiste nel determinare se i raggi arrivano direttamente al ricevitore oppure incidono su oggetti, subendo riflessione e rifrazione. Il test d'intersezione raggio-oggetto costituisce un passaggio fondamentale in questa procedura. Considerando un ambiente urbano, questa fase può consumare fino al 90% del tempo di calcolo nell'implementazione di un algoritmo di ray tracing.

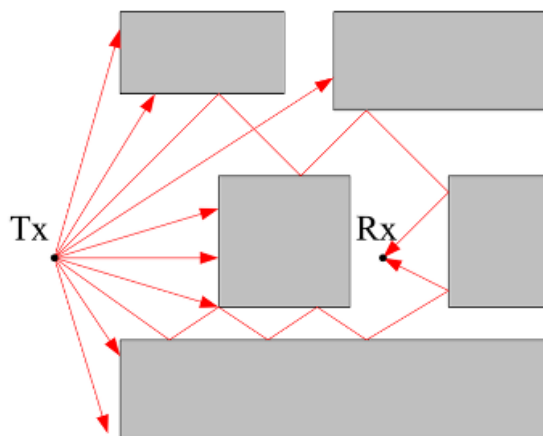
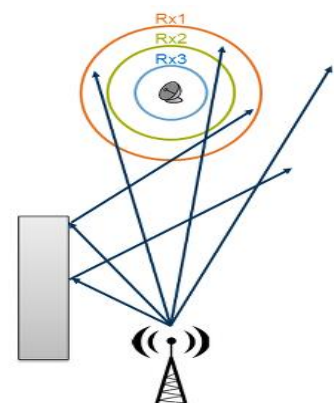


Fig 3.3

Infine nella fase di ricezione del raggio viene posta una sfera in prossimità del ricevitore. La dimensione della sfera deve essere scelta accuratamente per evitare di catturare raggi indesiderati, se la sfera è troppo grande, o per evitare di perdere contributi rilevanti, se la sfera è troppo piccola.

In figura sono mostrate tre diverse dimensioni. Rx1 che presumibilmente catturerà raggi indesiderati o incorretti. Rx3 che invece non

cattura niente e Rx2 che è una dimensione ottimale per la sfera.



- Metodo ibrido: Sebbene l'SBR sia facile da implementare, la traiettoria del raggio potrebbe non essere così esatta come quella determinata con il metodo dell'immagine. Il metodo ibrido prende i vantaggi dell'uno e dell'altro. Utilizza inizialmente l'SBR per determinare un raggio valido per poi usare il metodo dell'immagine per determinare la traiettoria. Conoscendo le superfici riflettenti associate al raggio infatti, il metodo dell'immagine ha bisogno solo di determinare le immagini del ricevitore e della sorgente rispetto alla superficie, e risulta quindi essere molto veloce in questa procedura.

### **3.2 Ray tacing nella terapia fotodinamica**

La progettazione di un applicatore di luce per la terapia fotodinamica è un esempio di come i software di ray tracing possono essere usati per aiutare e velocizzare lo sviluppo di dispositivi medici.

La terapia fotodinamica (photodynamic therapy o PDT) è un trattamento che utilizza l'irradiazione di piccole aree cutanee per la cura di diverse condizioni dermatologiche, in campo oncologico, campo per cui questa terapia è nata, ed estetico. Per quanto riguarda il trattamento di tumori, la terapia si avvale di sostanze particolari - chiamate fotosensibilizzanti - che, per eseguire le proprie funzioni, devono essere attivate da una fonte luminosa. Quando l'area del corpo su cui sono state applicate le sostanze fotosensibilizzanti viene irradiata dalla luce ad una specifica lunghezza d'onda, le suddette sostanze assorbono una parte delle radiazioni luminose con conseguente formazione di specie reattive dell'ossigeno (ROS "Reacting Oxygen Species") che distruggono le cellule in cui si sono sviluppate. Dal momento che le sostanze fotosensibilizzanti, nell'ambito della terapia fotodinamica, sono capaci di distinguere le cellule dannose dalle cellule sane, i ROS si formeranno solo nelle cellule maligne, lasciando intatte quelle non malate e non danneggiate.

Un'applicazione importante di questa terapia è il trattamento del condiloma benigno del pene. L'obiettivo in questa applicazione è quello di irradiare due superfici contemporaneamente, la superficie esterna del pene e quella interna dell'uretra. È quindi necessario uno speciale applicatore di luce che deve soddisfare i seguenti requisiti:

- L'irraggiamento applicato deve essere uniforme su tutte le superfici irradiate.
- L'efficienza complessiva della tecnica deve essere elevata.

Uno dei problemi principali che si presentano per questa particolare applicazione è la complessità geometrica dell'applicatore di luce. Il metodo "prova e sbaglia" (in inglese trial-and-error) risulta essere molto lungo e costoso.

Il vantaggio di avere un programma di ray tracing come ASAP(Advanced System Analysis Program) è quello di implementare molte configurazioni geometriche che simulano la propagazione della luce e analizzano i risultati in breve tempo.

Una possibile configurazione di questo speciale applicatore di luce è mostrata in figura 3.5

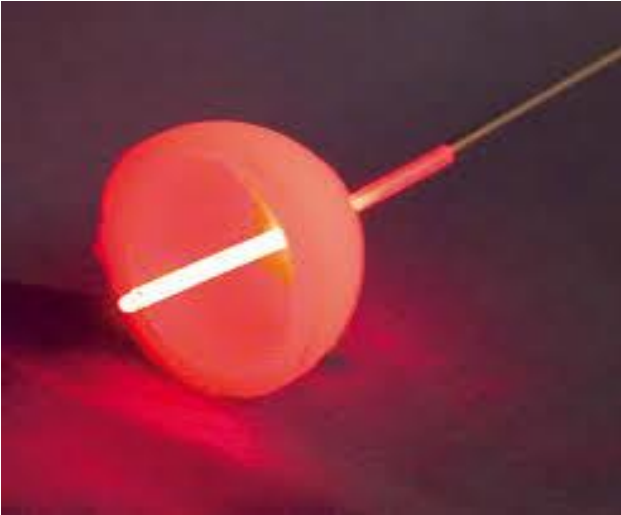


Fig 3.5 Prototipo di un applicatore di luce con diffusore a "cappello" e diffusore cilindrico

Il modello dell'applicatore di luce creato da ASAP è invece mostrato in figura 3.6

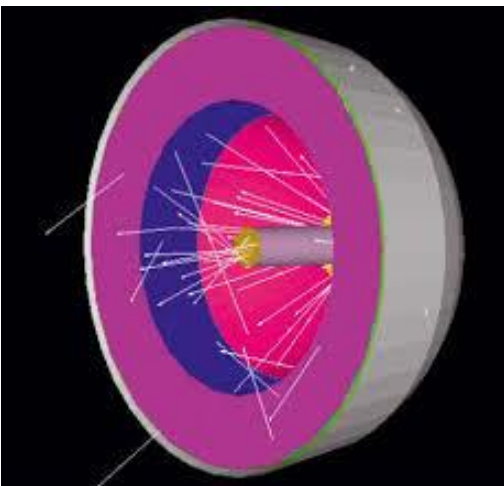


Fig. 3.6

Sia la geometria che le proprietà ottiche del modello possono essere parametrizzate in ASAP. Sono inoltre disponibili potenti algoritmi per l'ottimizzazione. Ad esempio per il processo di ottimizzazione del diffusore cilindrico si utilizza un mezzo di diffusione all'interno del diffusore cilindrico per ottenere la radiazione diffusa della luce.

Le caratteristiche del modello di radiazione risultante dipendono dalla concentrazione dello scatterer del mezzo di diffusione. In figura 3.7 è mostrato un tipico insieme dei percorsi del raggio dopo la simulazione.

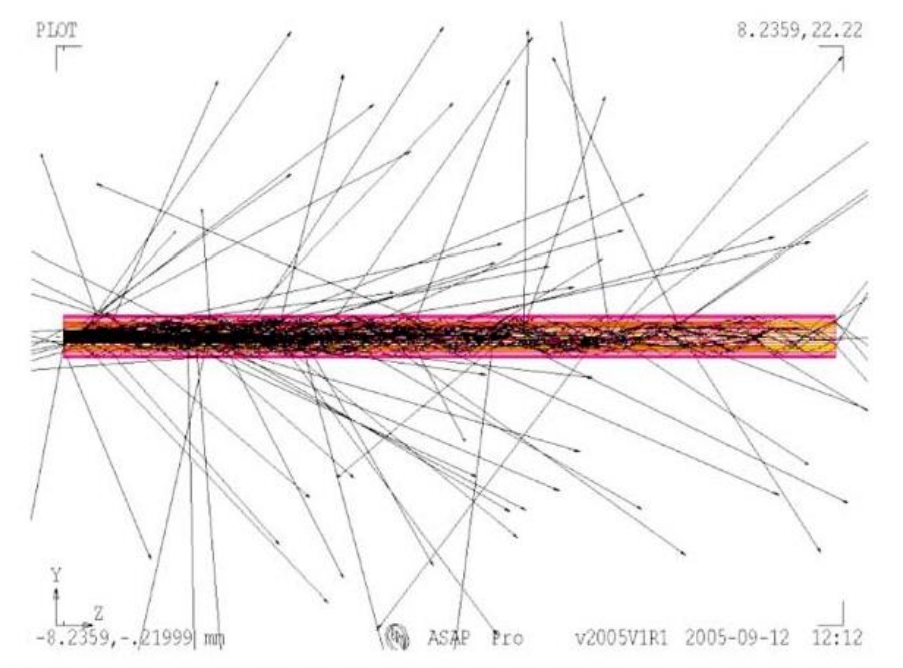


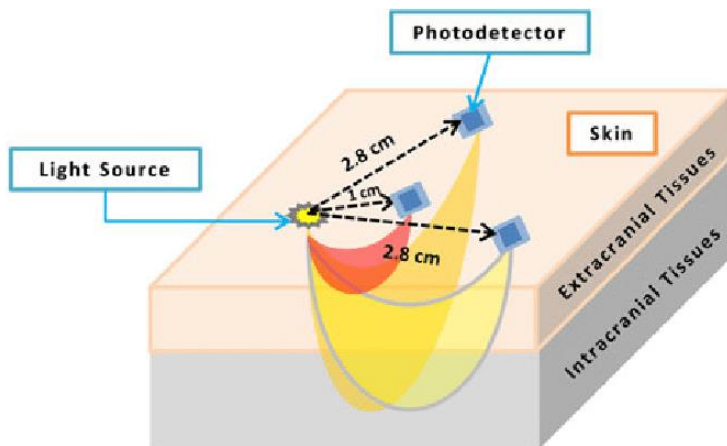
Fig. 3.7

Il programma di simulazione può aiutare a trovare la concentrazione ottimale variandola fino a quando non si ottiene un profilo uniforme di radiazione.

## CAPITOLO 4

### IMPLEMENTAZIONE DEL RAY TRACING CON C++

Come già accennato nel primo capitolo, quando un raggio luminoso colpisce un tessuto biologico si verificano principalmente due fenomeni: assorbimento e diffusione (scattering). A causa di questi fenomeni il percorso ottico del raggio, dal punto di iniezione al punto di ricezione, assume una forma a banana (banana-shape).



Lo scopo è quello di determinare il percorso ottico del raggio implementando l'algoritmo di ray tracing mediante il linguaggio di programmazione C.

La scelta di usare il C come linguaggio di programmazione deriva prevalentemente dalla possibilità di dividere il codice in più "sezioni". Questo rende il programma efficiente e veloce, sia nel calcolo sia in fase di esecuzione, permettendo inoltre una facile comprensione del codice.

Le parti in cui un codice in C può essere diviso sono le seguenti:

1. Strutture dati: Il C considera una struttura come un tipo di variabile in cui è possibile memorizzare dati diversi fra loro che rappresentano i parametri della struttura stessa. È possibile quindi creare una struttura che rappresenti un tessuto biologico, caratterizzato da diversi parametri (indice di rifrazione, conducibilità ecc...).
2. Funzioni: Le funzioni permettono di dividere il programma in più sottoprogrammi, rendendo il codice più compatto e leggibile. Ogni funzione svolge una determinata operazione (ad esempio calcolare la distanza tra due punti), e prende dei parametri in ingresso e in uscita.

Di seguito saranno elencate e descritte le varie strutture e funzioni necessarie per ottenere un algoritmo di ray tracing. Accanto ad ogni riga di codice ci sarà un commento in modo da rendere più comprensibile il programma.

Dato che alcuni dei parametri presi in considerazione sono costanti, questi sono definiti all'inizio del codice, in modo da non dover riscrivere ogni volta il valore, ma solo il nome a cui è riferito quel valore. Per definire una costante si usa l'operatore #define.

```
#define PI 3.1415926535897932384626      ( $\pi$ )
#define PI_MEZZI 1.5707963267948966192313  ( $\pi/2$ )
#define EPS0 8.8541878176203898505366E-12  ( $\epsilon_0$ , permittività del vuoto)
#define ETA0 376.7303134617706554682      ( $\eta_0$ , impedenza del vuoto)
#define C0 299792458.0                    ( $c_0$ , velocità della luce nel vuoto)
#define MU0 1.2566370614359172953E-06     ( $\mu_0$ , permeabilità nel vuoto)
```

#### 4.1 Strutture dati

La struttura più semplice da considerare è quella che descrive il punto di inizio e di arrivo del raggio. Considerando una scena bidimensionale descrivibile con due variabili, si definisce la seguente struttura:

```
typedef struct
{
    double x;          (coordinata x del punto)

    double y;          (coordinata y del punto)
} struct_point_2D;
```

La seconda struttura è costituita dai parametri che caratterizzano un tessuto biologico:

```
typedef struct
{
    double er;           εr, Costante dielettrica relatica
    double n;           n, Indice di rifrazione (n = sqrt(εr))      sqrt = radice quadrata
    double alfa;        α, Costante di attenuazione
    double beta;        β, Fase costante
    double eta;         η, Impedenza intrinseca del mezzo
    double mr;          μr, Permeabilità relative
    double sig;         σ Conducibilità
} struct_tissues;
```

La terza struttura descrive il ricevitore. Si considera il punto di arrivo del raggio, il suo angolo di uscita e la sua energia nel momento in cui viene ricevuto.

```
typedef struct
{
    struct_point_2D exit_point;      punto di ricezione
    double theta_e;                  Angolo del raggio nel momento della ricezione
    double ef_e;                      Energia del raggio nel momento della ricezione
} struct_receiver;
```

Infine l'ultima struttura rappresenta le principali caratteristiche del raggio. Volendo inserire i raggi in una lista per determinare quali di questi viene ricevuto, all'interno della seguente struttura viene inserito un puntatore alla lista:

```
struct list_ray_2D
{
    struct_point_2D start_point;

    double ef;           Campo elettrico

    int p;              Polarizzazione 0=normale 1=parallela

    double phi;        Angolo per la configurazione 2D

    struct list_ray_2D *next;  Puntatore all'elemento successivo
};
```

## 4.2 Funzioni

La seguente funziona calcola semplicemente la distanza tra due punti. In particolare questa funzione calcolala la distanza tra il punto di emissione del raggio e il punto in cui il raggio incontra il tessuto.

```
double
dist_points_2D (struct_point_2D * p1, struct_point_2D * p2)
{
    double a, b, dist;

    a = p1->x - p2->x;

    b = p1->y - p2->y;

    dist = sqrt (a * a + b * b);

    return (dist);
}
```



Le due funzioni che verranno elencate di seguito riguardano il calcolo dell'angolo del raggio incidente il tessuto, nel dominio di Snell e nel dominio cartesiano. In quest'ultimo viene considerato l'angolo che identifica il raggio trasmesso sullo strato di tessuto, e devono quindi essere introdotti gli indici di rifrazione degli strati del tessuto.

Calcolo dell'angolo nel dominio di Snell:

Double

```
switch_theta (double theta_Cart)
{
    double t1, theta_Snell;

    int q;

    t1 = theta_Cart + PI;

    q = t1 / PI_MEZZI + 1;

    switch (q)
    {
        case 0:
            theta_Snell = PI_MEZZI - theta_Cart;

            break;

        case 1:

            theta_Snell = theta_Cart - PI_MEZZI;

            break;

        case 2:

            theta_Snell = -theta_Cart - PI_MEZZI;

            break;

        case 3:

            theta_Snell = PI_MEZZI + theta_Cart;
```

3

```

break;

default:

    printf ("Function switch_theta - Error in evaluating the quadrant of incident
angle: -180<%g<180 (deg)\n",
        theta_Cart * 90.0 / PI_MEZZI);

    exit (EXIT_FAILURE);
}
return theta_Snell;
}

```

Ovviamente bisogna tenere conto del fatto che il raggio potrebbe non colpire nessuno strato del tessuto. Il raggio dovrà quindi essere scartato, e all'interno della funzione questa possibilità viene valutata con l'implementazione di un messaggio d'uscita.

Calcolo dell'angolo nel dominio cartesiano dove  $n_1$  è l'indice di rifrazione dello strato incidente e  $n_2$  è l'indice di rifrazione dello strato trasmesso.

### *Double*

```

compute_theta_t (double theta_Cart, double n1, double n2)
{
    double theta_Snell, theta_t, theta_crit, theta_t_Snell, t1;

    int q;

    t1 = theta_Cart + PI;

    q = t1 / _PI_MEZZI + 1;

    theta_Snell = switch_theta (theta_Cart);

    if (n1 > n2)

        theta_crit = asin (n2 / n1);

    else

```

```

theta_crit = PI_MEZZI;

if (theta_Snell < theta_crit)
{

    theta_t_Snell = asin (n1 / n2 * sin (theta_Snell));
    switch (q)

{
    case 0:

        theta_t = PI_MEZZI - theta_t_Snell;

        break;

    case 1:

        theta_t = PI_MEZZI + theta_t_Snell;

        break;

    case 2:

        theta_t = - PI_MEZZI - theta_t_Snell;

        break;

    case 3:

        theta_t = -PI_MEZZI + theta_t_Snell;

        break;

    default:

        printf ("Function compute_theta_t - Error in evaluating the quadrant of
incident angle: -180<%g<180 (deg)\n",
            theta_Cart * 90.0 / PI_MEZZI);

        exit (EXIT_FAILURE);
}
}

```

```

else

    theta_t = 10.0;

return (theta_t);
}

```

Sono poi implementate le funzioni per il calcolo dei parametri del tessuto:

```
void
```

```

fill_tissue (struct_tissues *t, double freq, double e2r, double sigma)
{
    double omega;

    omega = 2.0 * PI * freq;           Frequenza angolare

    t->n = sqrt(t->er);                 Indice di rifrazione

    e2r = sigma / (omega * EPS0);

    t->alfa = omega * sqrt( MU0 * t->mr * EPS0 * t->er * 0.5 *
    * (sqrt (1.0 + e2r * e2r / (t->er * t->er)) - 1));

    t->beta = omega * sqrt(MU0 * t->mr * EPS0 * t->er * 0.5 * (sqrt (1.0 + e2r *
    e2r / (t->er * t->er)) + 1));

    t->eta == sqrt (MU0 * t->mr / EPS0 * t->er) / csqrt ( 1 - l * e2r / t->er);

return;
}

```

e per il calcolo dell'attenuazione di un onda piana in un mezzo omogeneo:

*double complex*

*pw\_atten (double complex ef\_in, struct\_tissues \*t, struct\_point\_2D \* p\_in, struct\_point\_2D \* p\_fi)*

```
{  
  double complex ef_fi;  
  
  double dist;  
  
  dist = dist_points_2D (p_in, p_fi);  
  
  ef_fi = ef_in * cexp ( - (t->alfa + I * t->beta) * dist);  
  
  return ef_fi;  
}
```

In quest'ultima funzione l'attenuazione viene considerata in termini di energia, considerando la propagazione in un mezzo omogeneo.

Vengono poi definiti i parametri della sorgente e del ricevitore.

Per la sorgente l'implementazione è la seguente :

```
int  
set_source (struct_source * src, ListType_ray_2D * ray_list)  
{  
  int i = 0;  
  
  int nr = 12;  
  
  int rays = 0;  
  
  double theta_s = PI / (double) nr;  
  
  double complex ef = 1.0 + I * 0.0, ef_exit;  
  
  double xs = 0.0;
```

```
double ys = 0.005;
```

```
double delta_theta = theta_s / (double) (nr - 1);
```

```
double theta_Cart;
```

```
ListNodePointer_ray_2D tempp;
```

Parametri della sorgente

```
src->nr = nr;
```

```
src->source_point.x = xs;
```

```
src->source_point.y = ys;
```

```
src->theta_s = theta_s;
```

```
src->ef_i = ef;
```

$ef\_exit = ef / nr$     L'energia uscente del raggio è uguale all'energia iniziale diviso il  
numero dei raggi

Allochiamo il primo raggio

```
tempp = malloc (sizeof (struct list_ray_2D));
```

```
tempp->start_point = src->source_point;
```

```
tempp->ef = ef_exit;
```

```
tempp->p = 0;
```

```
tempp->theta_Cart = -( PI + theta_s ) * 0.5;
```

```
tempp->next = NULL;
```

```
*ray_list = tempp;
```

```
rays = 1;
```

Per gli altri raggi viene implementato un ciclo for

```
for (i = 1; i < nr; i++)  
  
{  
    theta_Cart = -(PI + theta_s) * 0.5 + i * delta_theta;  
  
    instesta_r2 (ray_list, ef_exit, 0.0, theta_Cart, xs, ys);  
  
    rays++;  
  
}  
return (rays);  
};
```

Per il ricevitore :

```
void  
set_receiver (struct_receiver * rec)  
  
{  
    double theta_e = RTUNIRS_PI / 2.0;  
  
    rec->exit_point.x = 0.010;  
  
    rec->exit_point.y = 0.0;  
  
    rec->theta_in = -(theta_e + PI) * 0.5;  
  
    rec->theta_fi = (theta_e - PI) * 0.5;  
  
    rec->ef_e = 0;  
  
    rec->dist = 0.01;  
  
    return;  
};
```

### 4.3 Risultati

Il modello considerato nel programma è un modello a strati, dove il primo strato è rappresentato dall'aria, il secondo dal muscolo e il terzo dall'osso. Di seguito verranno elencati i parametri considerati per ogni strato.

#### Strato 2 Aria :

$$t[3].er = 1.0;$$

$$t[3].n = \text{sqrt}(t[3].er); \quad \text{Indice di rifrazione}$$

$$t[3].sig = 0.0;$$

$$t[3].mr = 1.0;$$

$$e2r = t[3].sig / (\text{omega} * \text{EPS0});$$

$$t[3].alfa = \text{omega} * \text{sqrt}(\text{MU0} * t[3].mr * \text{EPS0} * t[3].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[3].er * t[3].er)) - 1));$$

$$t[3].beta = \text{omega} * \text{sqrt}(\text{MU0} * t[3].mr * \text{EPS0} * t[3].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[3].er * t[3].er)) + 1));$$

$$t[3].eta = \text{sqrt}(\text{MU0} * t[3].mr / \text{EPS0} * t[3].er) / \text{csqrt}(1.0 - 1 * e2r / t[3].er);$$

$$t[3].yfi = 1000.0;$$

$$t[3].yin = 0.0;$$

#### Strato 1 Muscolo :

$$t[1].er = 3.0;$$

$$t[1].n = \text{sqrt}(t[1].er);$$

$$t[1].sig = 0.10;$$

$$t[1].mr = 1.0;$$

$$e2r = t[1].sig / (\text{omega} * \text{EPS0});$$

$$t[1].alfa = \text{omega} * \text{sqrt}(\text{MU0} * t[1].mr * \text{EPS0} * t[1].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[1].er * t[1].er)) - 1.0));$$

$$t[1].beta = \text{omega} * \text{sqrt}(\text{MU0} * t[1].mr * \text{EPS0} * t[1].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[1].er * t[1].er)) + 1.0));$$



$* t[1].er) + 1.0));$

$t[1].eta = \text{sqrt}(MU0 * t[1].mr / EPS0 * t[1].er) / \text{csqrt}(1.0 - I * e2r / t[1].er);$

$t[1].yfi = t[2].yin;$

$t[1].yin = -0.025;$

### **Strato 0 Osso :**

$t[0].er = 1.5;$

$t[0].n = \text{sqrt}(t[0].er);$

$t[0].sig = 0.001;$

$t[0].mr = 1.0;$

$e2r = t[0].sig / (\text{omega} * REPS0);$

$t[0].alfa = \text{omega} * \text{sqrt}(MU0 * t[0].mr * EPS0 * t[0].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[0].er * t[0].er)) - 1));$

$t[0].beta = \text{omega} * \text{sqrt}(MU0 * t[0].mr * EPS0 * t[0].er * 0.5 * (\text{sqrt}(1.0 + e2r * e2r / (t[0].er * t[0].er)) + 1));$

$t[0].eta = \text{sqrt}(MU0 * t[0].mr / EPS0 * t[0].er) / \text{csqrt}(1.0 - I * e2r / t[0].er);$

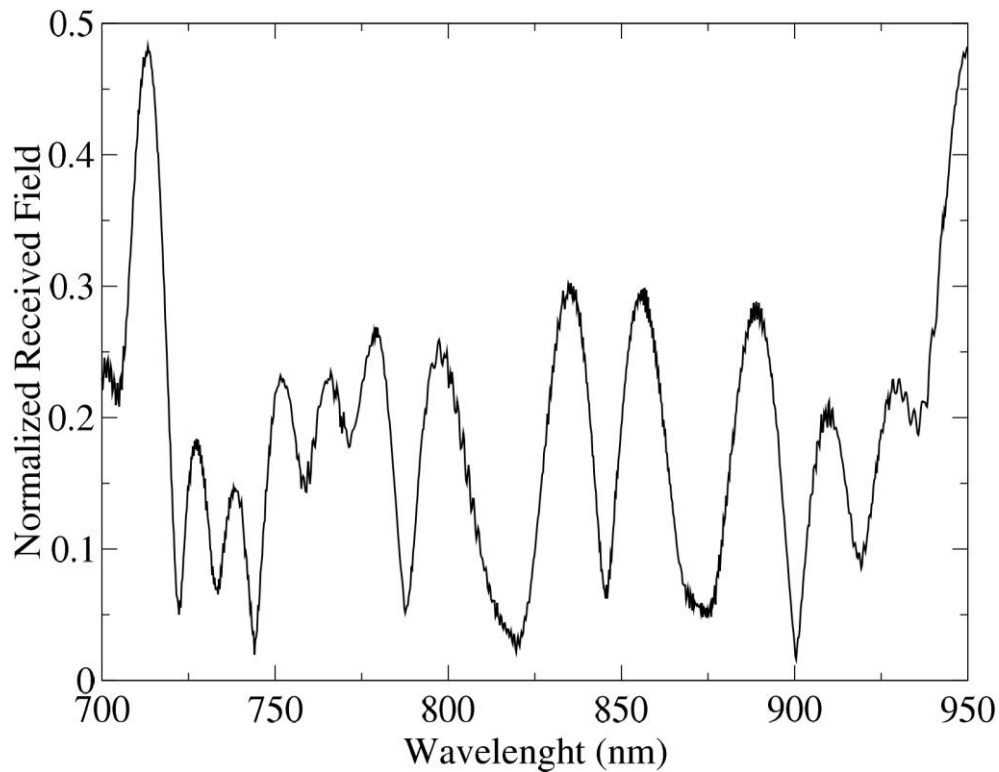
$t[0].yfi = t[1].yin;$

$t[0].yin = -1000.0;$

Come riportato anche nel paragrafo 4.2 nell'implementazione del ricevitore, abbiamo considerato una distanza di 1 cm tra ricevitore e sorgente.

$rec \rightarrow dist = 0.01$

Infine, considerando le lunghezze d'onda tipiche della spettroscopia NIR (700 – 950 nm), abbiamo calcolato il campo normalizzato ricevuto in funzione della lunghezza d'onda, ottenendo il seguente grafico :



Si nota che l'intensità del segnale ricevuto varia con la lunghezza d'onda. Questo non dipende dagli angoli di incidenza sui tessuti stratificati, perché assumiamo l'indice di rifrazione costante con la lunghezza d'onda. I contributi dei vari raggi hanno una fase che dipende dalle lunghezze d'onda e quando sono in fase il contributo totale è alto, mentre quando sono in opposizione di fase il contributo totale è basso.

## ***Conclusioni***

Lo studio fatto in questa tesi ha come obiettivo quello di aiutare i dispositivi medici per lo studio dell'ossigenazione tissutale, in particolare i dispositivi NIR. Il codice C da me implementato dovrebbe quindi trovare il percorso ottico ottimale al fine di rendere questi dispositivi più veloci ed ottimizzati. I parametri da me inseriti possono ovviamente essere cambiati allo scopo di rendere ancor più veritiero ed efficace il programma. Ad ogni modo i software di ray tracing rappresentano oggi uno strumento essenziale per lo studio della saturazione dell'ossigeno.

## **Sitografia**

<http://www.cirmanmec.unipd.it/index.php?page=nirs>

[http://www.nirs.unifi.it/index\\_file/nirs\\_info.htm](http://www.nirs.unifi.it/index_file/nirs_info.htm)

[https://lugman.org/images/c/c5/LD2011\\_Rendering\\_%26\\_raytracing.pdf](https://lugman.org/images/c/c5/LD2011_Rendering_%26_raytracing.pdf)

[http://www00.unibg.it/dati/corsi/38001/45691-lezione\\_06052011\\_optix.pdf](http://www00.unibg.it/dati/corsi/38001/45691-lezione_06052011_optix.pdf)

<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7152831>

<http://doras.dcu.ie/21976/2/thesis.pdf>

[https://it.wikipedia.org/wiki/Principio\\_di\\_Fermat](https://it.wikipedia.org/wiki/Principio_di_Fermat)

<https://www.hft.ei.tum.de/forschung/advanced-electromagnetic-ray-tracing-methods/advanced-electromagnetic-ray-tracing-methods/>

[http://mwl.diet.uniroma1.it/IACEm/06\\_prevcampo\\_utd\\_raytracing.pdf](http://mwl.diet.uniroma1.it/IACEm/06_prevcampo_utd_raytracing.pdf)

[https://it.wikipedia.org/wiki/Ottica\\_geometrica](https://it.wikipedia.org/wiki/Ottica_geometrica)

<https://www.my-personaltrainer.it/benessere/terapia-fotodinamica.html>

Tesi di laurea di: Edoardo Cerusini, "Simulation of electromagnetic propagation in biomedical media with the ray tracing technique" AA 2017/18, Università Politecnica delle Marche