

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN  
INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

# Sensori in fibra ottica per applicazioni medicali

*Relatore:*

PROF. ANDREA GALTAROSSA

*Laureando:*

FRANCESCO BARBIERO

2014557

Anno Accademico 2022/2023

Data di laurea 16/11/2023



Dedicato alla mia famiglia, che da sempre mi sostiene e sono certo che  
continuerà a farlo. Dedicato alla musica.



## Abstract

In tutte le applicazioni mediche risulta conveniente utilizzare sul paziente tecniche il meno invasive possibile, motivo per cui, grazie allo sviluppo della tecnologia si stanno progettando e utilizzando nuovi strumenti dalle dimensioni ridotte e di facile utilizzo. Per questo motivo, le fibre ottiche oltre al loro impiego negli ambiti quali telecomunicazioni, aerospaziale e civile, cominciano ad essere usate anche in ambito medico.

Questa tesi ha l'obiettivo di illustrare, partendo dalla nascita della fibra, alcuni utilizzi e principi di funzionamento dei più recenti sensori a fibra ottica utilizzati nelle applicazioni mediche.



# Indice

<b>1</b>	<b>Fibre Ottiche e la loro storia</b>	<b>1</b>
1.1	Introduzione . . . . .	2
1.2	Principio di funzionamento . . . . .	2
1.3	Storia . . . . .	2
1.3.1	Il Dottore e premio Nobel Charles K. Kao . . . . .	4
<b>2</b>	<b>Principi fisici delle fibre ottiche</b>	<b>7</b>
2.1	Principi fisici e formule . . . . .	8
2.1.1	Propagazione guidata . . . . .	8
2.1.2	Indice di rifrazione . . . . .	9
2.1.3	Rifrazione, Riflessione e legge di Snell . . . . .	9
2.1.4	Considerazioni sulla legge di Snell . . . . .	11
2.1.5	Fenomeno della riflessione totale . . . . .	12
2.1.6	Angolo di accettazione, apertura numerica e cono di accettazione . . . . .	13
2.1.7	Micro e Macrobending . . . . .	14
2.1.8	Breve introduzione al fenomeno dello scattering . . . . .	15
2.1.9	Scattering di Rayleigh e applicazioni . . . . .	16
2.1.10	Scattering di Brillouin . . . . .	16
2.1.11	Scattering di Raman e applicazioni . . . . .	17
2.2	Perchè la fibra ottica è utile in medicina? . . . . .	17
<b>3</b>	<b>Ambito medicale</b>	<b>21</b>
3.1	Cenni sui DFOS . . . . .	21
3.2	Cenni sui Fluoroptic sensors . . . . .	22
3.3	Cenni sui FGB sensors . . . . .	22
3.4	Cenni sui Macrobending sensors . . . . .	23
3.5	Cenni sull'OTDR . . . . .	23

---

3.6	Programma OFSETH . . . . .	24
3.7	Monitoraggio della respirazione durante MRI: . . . . .	24
3.7.1	Zona addominale . . . . .	25
3.7.2	POF . . . . .	26
3.7.3	Macrobending sensors . . . . .	27
3.7.4	Zona toracica . . . . .	27
3.8	Ablazione tumorale: . . . . .	29
3.8.1	Laser Ablation . . . . .	29
3.8.2	Applicazioni dei FOS durante l'ablazione laser . . . . .	30
3.8.3	Microwave Ablation . . . . .	30
3.8.4	Applicazioni dei FOS durante la MWA . . . . .	31
3.8.5	Radiofrequency Ablation . . . . .	31
3.8.6	Applicazioni dei FOS durante l'ablazione RF . . . . .	32
3.8.7	HIFU Ablation . . . . .	33
3.8.8	Applicazioni dei FOS durante l'HIFU . . . . .	33
3.8.9	Cryoablation . . . . .	34
3.8.10	Applicazioni dei FOS durante la Crioablazione . . . . .	34
3.9	Tessuti fotonici per pulsossimetria . . . . .	35
3.9.1	Misurazioni . . . . .	38
3.9.2	Conclusioni . . . . .	38
<b>4</b>	<b>Conclusioni</b>	<b>39</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>41</b>

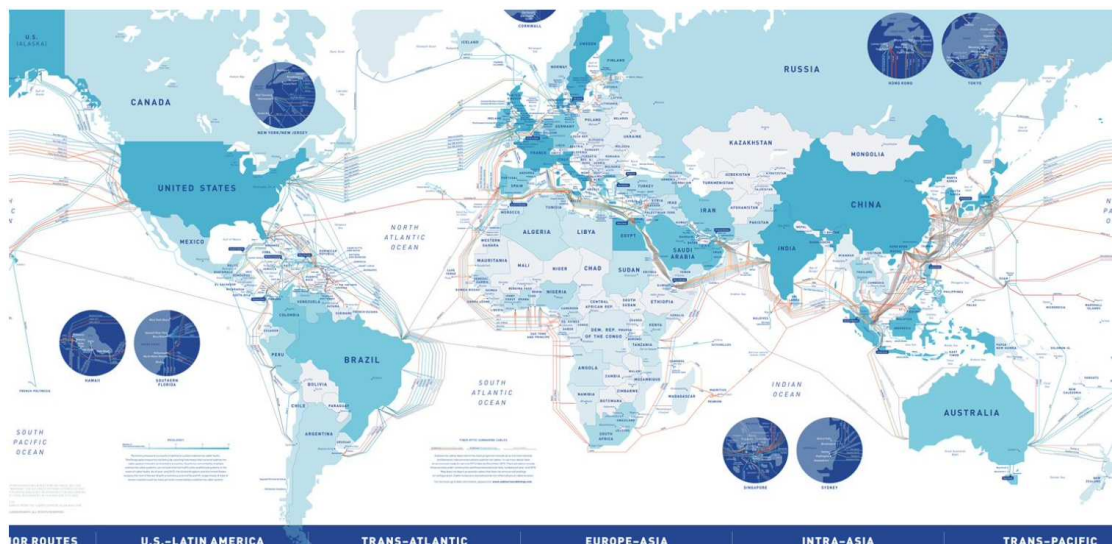


# Capitolo 1

## Fibre Ottiche e la loro storia

Data la richiesta sempre più frequente di velocità quando si parla di acquisizione dei dati, le fibre ottiche, grazie alle loro molteplici proprietà stanno assumendo sempre di più un ruolo dominante nell'utilizzo industriale e domestico.

È importante ricordare che, sebbene pensiamo alle fibre ottiche come oggetti molto piccoli e fragili date le loro dimensioni e le loro proprietà meccaniche, queste costituiscono lo "scheletro" delle principali vie di comunicazione trans-oceaniche, ciò significa quindi che le loro proprietà sono molto vantaggiose.



**Figura 1.1:** Immagine che mostra la mappa dei collegamenti sottomarini a fibra ottica utilizzati per le telecomunicazioni [1] .

## 1.1 Introduzione

*«In the 1970s, while I was working on the pre-production stage research on optical fibers at the ITT Corporation in Roanoke, Virginia, U.S.A., I received two letters: one contained a threatening message accusing me of releasing an evil genie from its bottle; the other, from a farmer in China, asked for a means to allow him to pass a message to his distant wife to bring his lunch. Both letter writers saw a future that has since become history.»* (Charles Kao, 8 Dicembre 2008) [3].

Le fibre ottiche sono dei filamenti molto sottili di materiale vetroso/polimerico realizzati per essere in grado di guidare un segnale ottico o una serie di impulsi luminosi, quindi un campo elettromagnetico. Dato le loro dimensioni ridotte, le fibre vengono utilizzate in grande quantità e in ambiti molto diversi tra loro; alcuni sono per esempio: Comunicazioni, Ricerca e Telecomunicazioni spaziali, Sensori, Trasmissione di immagini e video, Intrattenimento, Medicina ecc.

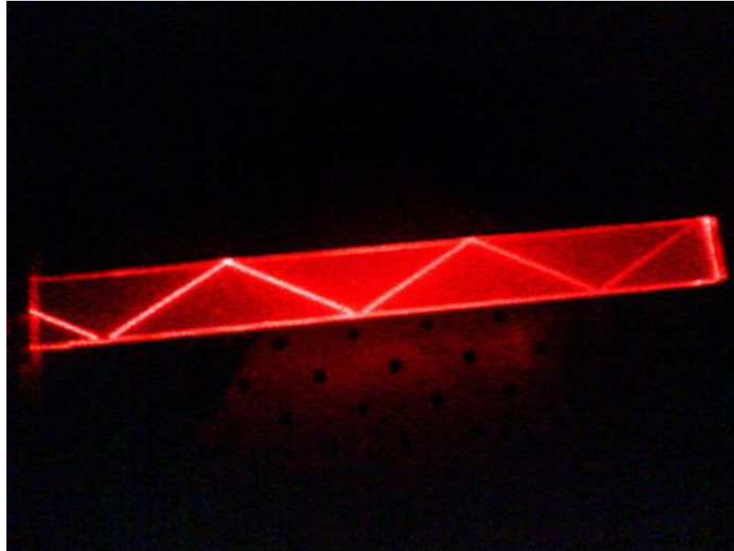
## 1.2 Principio di funzionamento

La fibra ottica è costituita al suo interno da due parti: il nucleo, anche chiamato core, e il mantello esterno, o cladding. Il mantello ha un indice di rifrazione leggermente inferiore rispetto a quello del nucleo ed è per questo motivo che la luce risulta "intrappolata" nel nucleo per riflessione totale.

## 1.3 Storia

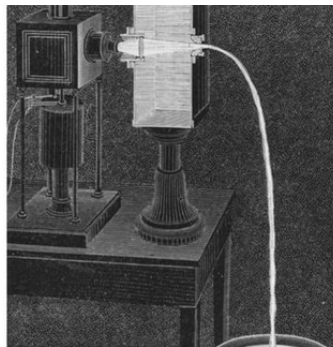
Il primo esperimento fisico che riguarda la guida di un segnale luminoso risale al 1840, quando lo svizzero Jean Daniel Colladon, durante una conferenza, non riuscì a far capire agli spettatori il suo esperimento, e dunque, determinato a dimostrare la plausibilità del suo studio, cambiò la sua ricerca in modo da far sembrare la sua tesi più evidente.

L'esperimento di Colladon aveva come scopo quello di far notare, tramite un ugello e un serbatoio, come variasse il flusso d'acqua al variare dell'apertura dell'ugello, e dimostrare inoltre come il getto uscente dal serbatoio cambiasse.



**Figura 1.2:** Esempio di come la luce viene riflessa totalmente all'interno del nucleo della fibra ottica, e il relativo andamento zigzagante [29] .

Tuttavia il pubblico non riuscì a notare le differenze e quindi Colladon, deciso a portare a termine il suo esperimento con successo, inventò un metodo per rendere più evidente il suo studio: il fisico applicò quindi una lente ottica in grado di concentrare la luce dentro al foro e si accorse che a discapito della sua idea, la luce rimaneva intrappolata nel getto d'acqua e inoltre usciva dal lato del serbatoio seguendo la traiettoria del getto e non in traiettoria rettilinea come ipotizzato dal fisico.



**Figura 1.3:** La seguente figura illustra l'esperimento di Jean Daniel Colladon, effettuato con la luce [1] .

L'esperimento di Colladon si rivelò un successo.

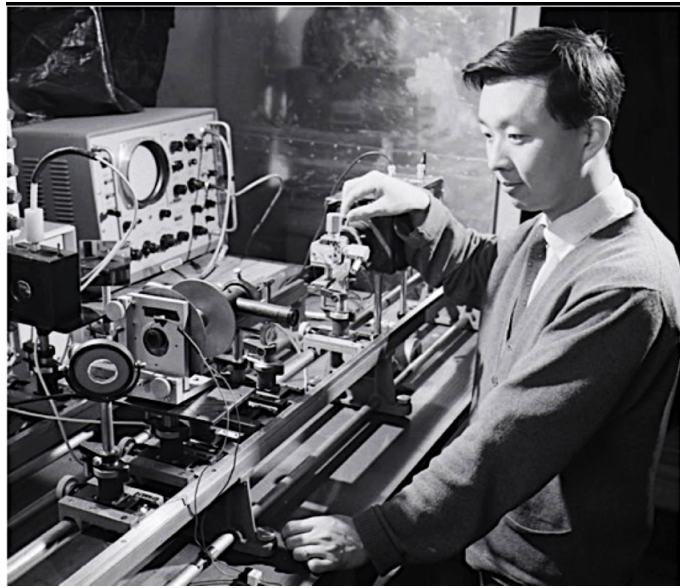
La storia della fibra ottica però vede come massimo esponente Charles K. Kao, che grazie ai suoi studi riuscì a rendere la fibra utilizzabile e applicabile in tutti i contesti di cui siamo oggi a conoscenza. È doveroso, però ricordare anche i lavori e gli studi di altri ingegneri che approfondirono gli esperimenti sulla trasmissione di luce in fibre di vetro; già dai primi anni del 1900 infatti, iniziarono a circolare articoli scientifici sulla guida della luce, con relative teorie, che però vennero dimostrate e confermate solo 20 anni dopo.

Il concetto di fibra ottica iniziò a diffondersi nel mondo quando, dopo i primi esperimenti in cui si riuscì a trasmettere immagini a breve distanza tramite dei tubi di vetro, il fisico ottico indiano Narinder Singh Kapany scrisse un articolo nel 1960 nel quale, rese note le sue scoperte sulla fibra, e rese famoso in tutto il mondo questo nuovo tipo di trasmissione di informazione. Narinder, che si laureò in ottica all'università di Londra, proseguì poi i suoi studi al college, dove assieme ad Harold Hopkins, altro grande studioso delle fibre ottiche, proseguì gli esperimenti sulle fibre ottiche, fino ad ottenere una fibra in grado di trasmettere immagini ad alta qualità, cosa che le fibre utilizzate fino a quel periodo non permettevano.

### **1.3.1 Il Dottore e premio Nobel Charles K. Kao**

Le più brillanti scoperte sulla fibra ottica, e sul loro utilizzo più ottimale, sono dovute a Charles K. Kao, che grazie ai suoi studi, riuscì a rivoluzionare l'uso delle fibre ottiche, rendendole efficienti e applicabili in tutti i contesti che conosciamo attualmente.

Nel 1966 Kao mentre lavorava nei Laboratori di Ricerca e Telecomunicazioni inglesi (BT Research) ebbe l'idea di utilizzare le fibre in vetro per trasmettere un segnale a distanza, opportunamente modulato e proveniente da una sorgente laser. Kao dimostrò quindi la validità del suo esperimento, con il vincolo che il segnale ricevuto era molto attenuato rispetto al segnale trasmesso; ciò era dovuto al fatto che le fibre in vetro di allora non erano fabbricate con materiali idonei ad una trasmissione efficace, in quanto ricchi di impurità, e la fibra risentiva quindi di una attenuazione dell'ordine di centinaia di dB/km.



**Figura 1.4:** Esperimento condotto da Charles K. Kao sulla fibra ottica [1] .

Kao, determinato a portare a termine con successo la sua ricerca, riuscì a trovare il materiale più efficace per la trasmissione di segnali: vetro di silice di massima purezza, che è lo stesso che viene utilizzato odiernamente per fabbricare la maggior parte delle fibre. Solo 4 anni dopo, nel 1970 la Corning Glass Work, azienda americana che produceva vetro, aveva dichiarato, basandosi sugli studi di Kao, di essere riuscita a creare una fibra di vetro con una attenuazione di solo 17 dB/km.

Kao viene quindi considerato come "il padre della fibra ottica" perchè è grazie a lui che si iniziarono a realizzare le prime vie di trasmissione a lunga distanza utilizzando la fibra di vetro puro e garantendo, nonostante una lieve attenuazione, una trasmissione efficace dell'informazione.



## Capitolo 2

# Principi fisici delle fibre ottiche

Vediamo ora in dettaglio quali sono i principi fisici che entrano in azione durante l'utilizzo della fibra ottica.



**Figura 2.1:** Esperimento semplice, ma efficace, che dimostra come la luce può essere guidata tramite un mezzo, in questo caso acqua [30] .

Di seguito, verranno esaminati alcuni concetti fisici di cruciale importanza al fine di spiegare e comprendere i meccanismi che determinano perché il segnale emesso da una sorgente luminosa rimane confinato all'interno del nucleo di una fibra ottica per l'intera lunghezza del suo percorso. Inoltre, esploreremo due scenari in cui la riflessione totale non si verifica, portando a una variazione del segnale in uscita rispetto a quello in ingresso.

Partendo quindi dal termine "propagazione guidata", si riuscirà poi a comprendere più a fondo in che modo i raggi riescono a propagarsi lungo tutta la fibra senza subire attenuazioni, disturbi ecc.

Concetti che verranno esaminati per comprendere il funzionamento delle fibre:

- Propagazione guidata
- Indice di rifrazione
- Legge di Snell
- Fenomeno della rifrazione totale
- Angolo di accettazione, apertura numerica e cono di accettazione
- Casi in cui nelle fibre non vale la rifrazione totale: micro e macrobending
- Scattering di Rayleigh e applicazioni
- Scattering di Raman e applicazioni
- Scattering di Brillouin e applicazioni

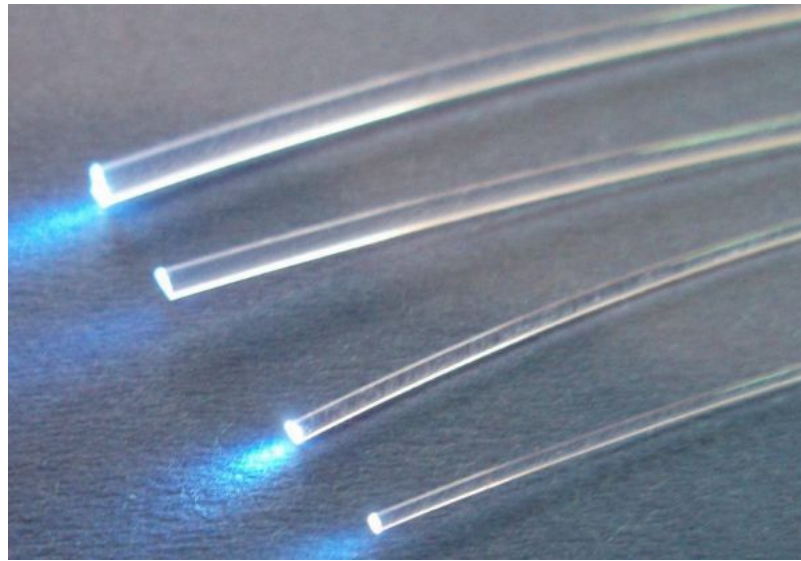
## 2.1 Principi fisici e formule

### 2.1.1 Propagazione guidata

In questa prima sezione viene brevemente definito il concetto di propagazione guidata.

Con il termine propagazione guidata, s'intende la propagazione di un qualsiasi segnale elettromagnetico attraverso una struttura detta "guidante". Il segnale non si propaga quindi in spazio libero, ma rimane all'interno della guida per tutta la sua lunghezza, e contemporaneamente si cerca di rendere l'attenuazione minima, in modo che il segnale uscente dalla guida contenga la stessa informazione utile che era contenuta nel segnale di partenza.





**Figura 2.2:** Immagine che mostra come le strutture guidanti considerate in questa tesi, le fibre ottiche possano essere di dimensioni diverse [31].

### 2.1.2 Indice di rifrazione

Equazione che lega tra loro lunghezza d'onda, frequenza e velocità della luce per un'onda che si propaga nel vuoto:

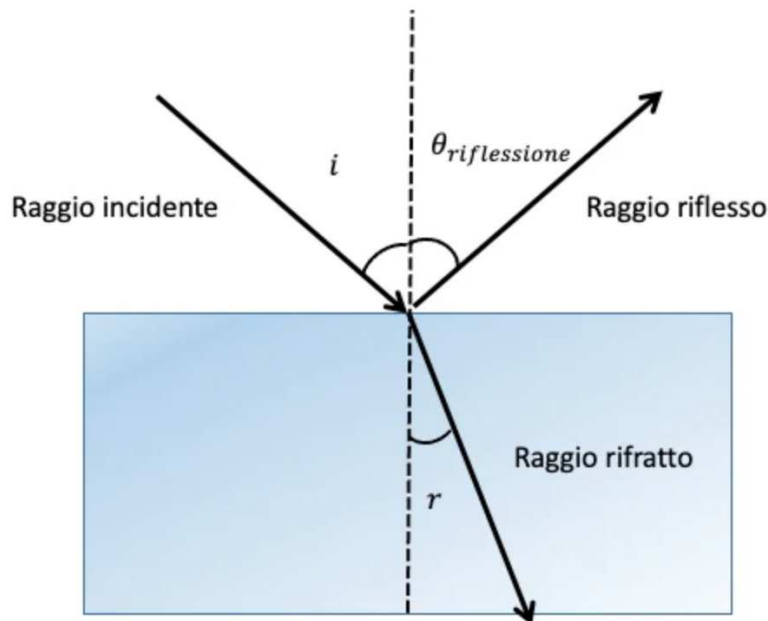
$$\lambda = \frac{c}{nf}. \quad (2.1)$$

Dove  $c$  è la velocità della luce nel vuoto ( $3 \cdot 10^8$  m/s),  $\lambda$  la lunghezza d'onda all'interno del materiale di indice di rifrazione  $n$  e  $f$  è la frequenza (in Hz).

### 2.1.3 Rifrazione, Riflessione e legge di Snell

Per riuscire a capire come una determinata onda elettromagnetica si comporta nel passaggio da un mezzo materiale ad un altro, con indici di rifrazione diversi, è fondamentale introdurre i concetti di onda incidente, onda riflessa, onda rifratta e legge di Snell.

Per semplificare i vari fenomeni ottici tra cui quelli sopra elencati, è utile proseguire la spiegazione approssimando il raggio luminoso ad una particella, invece che un'onda, in modo tale da considerare il suo moto come rettilineo. Facendo ciò infatti, si evita l'influenza della complessa natura ondulatoria dell'onda elettromagnetica.



**Figura 2.3:** L'immagine soprastante evidenzia cosa accade al raggio luminoso quando raggiunge l'interfaccia tra due mezzi con indice di rifrazione diversi [5] .

Considerando quindi il raggio luminoso incidente, quello che accade quando questo incide all'interfaccia, ovvero il piano immaginario perpendicolare ai due mezzi, è che il raggio si divide in due componenti: il raggio riflesso e il raggio rifratto.

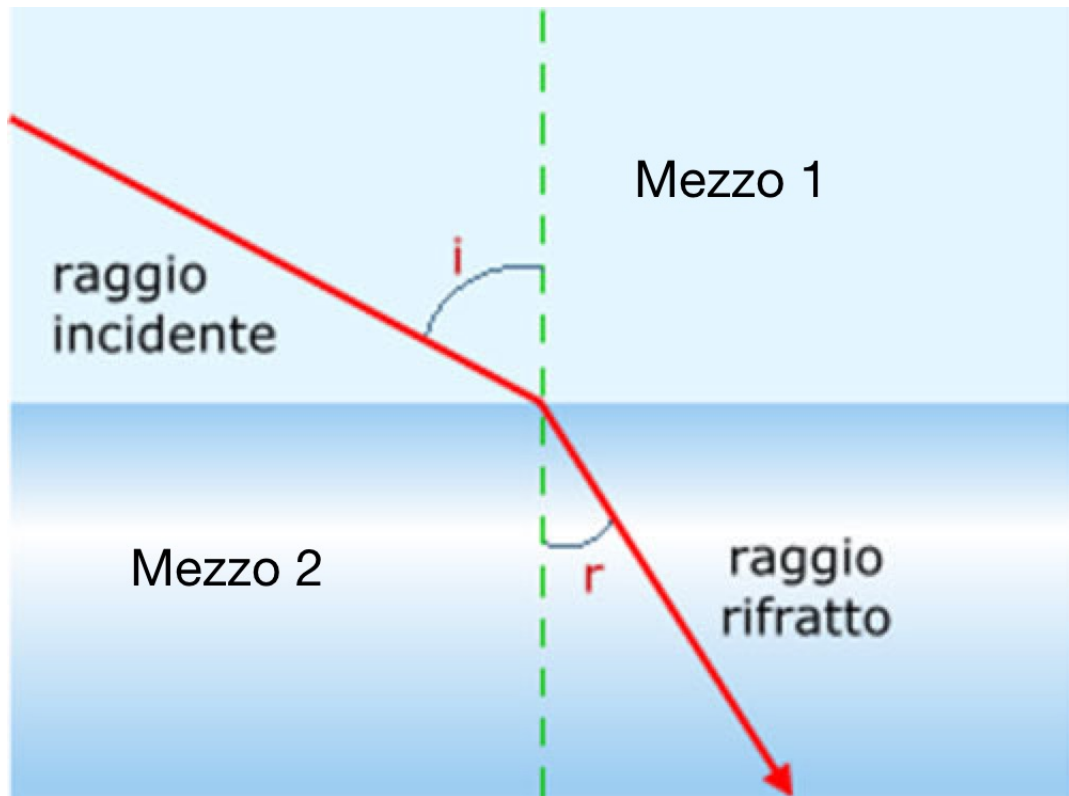
**Raggio riflesso:** fenomeno ottico per il quale, un raggio luminoso che incide in un mezzo, viene riflesso dalla superficie di un materiale riflettente o parzialmente riflettente. Il raggio riflesso continua quindi la sua propagazione con angolo riflesso uguale a quello incidente.

**Raggio rifratto:** fenomeno ottico per il quale, un raggio incidente quando incide in un mezzo parzialmente riflettente o riflettente, viene rifratto. Questo fenomeno accade a causa del diverso indice di rifrazione che il raggio incidente incontra nel passaggio da un mezzo all'altro; infatti quello che succede quando il raggio incide è che la velocità di questo cambia a seconda del mezzo che sta attraversando, causando quindi la rifrazione.

Per capire il funzionamento delle fibre ottiche tramite il concetto di riflessione totale è allora opportuno introdurre la legge di Snell.

La legge di Snell, è una legge della fisica relativa all'ottica, e viene utilizzata per legare l'onda incidente alla relativa onda rifratta.

In particolare la formula correla l'angolo dell'onda che incide in un mezzo con un certo indice di rifrazione, all'angolo dell'onda che viene rifratta in un secondo mezzo, con indice di rifrazione maggiore o minore a quello precedente.



**Figura 2.4:** Nell'immagine si considera l'esempio di un'onda che si propaga nel mezzo 1 e che poi incide nel mezzo 2, tralasciando quindi l'onda riflessa, per riuscire a ricavare la legge di Snell [32].

Definito quindi  $n_1$ , l'indice di rifrazione nel mezzo 1, e  $n_2$  quello nel mezzo 2, applicando la legge di Snell alla figura 2.4 si ottiene la seguente formula:

$$n_1 \sin i = n_2 \sin r \quad (2.2)$$

Oppure dividendo la formula 2.4 per  $n_1 \sin r$  si ottiene la formula equivalente:

$$\frac{\sin i}{\sin r} = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.3)$$

### 2.1.4 Considerazioni sulla legge di Snell

A seguito dell'introduzione della legge di Snell, sono indispensabili alcune considerazioni per riuscire poi ad arrivare al concetto di riflessione totale.

In particolare, facendo riferimento alla figura 2.3 e alla formula 2.3 si deduce che l'onda rifratta assume comportamento diverso a seconda dell'angolo di incidenza e degli indici di rifrazione  $n_1$  e  $n_2$ :

- Si osserva che se l'indice  $n_2$  è maggiore di  $n_1$ , allora  $\sin i > \sin r$ , e di conseguenza l'angolo  $i$  è maggiore dell'angolo  $r$  e ciò causa un avvicinamento dell'onda rifratta all'interfaccia.
- Se invece l'indice di rifrazione del secondo mezzo, ovvero  $n_2$ , è minore di  $n_1$ , allora  $\sin i < \sin r$  e di conseguenza l'angolo  $i$  dell'onda incidente è minore di quello dell'onda rifratta e ciò causa un allontanamento di questa all'interfaccia.

Ma fino a che punto l'onda rifratta si può allontanare dall'interfaccia?

### 2.1.5 Fenomeno della riflessione totale

A seguito delle considerazioni del paragrafo precedente, si può ora intuire il motivo per cui la luce che entra nella fibra, riesce ad arrivare fino alla fine senza perdite: il fenomeno è chiamato riflessione totale. Riprendendo il concetto del paragrafo 2.1.4, quello che si è esaminato è il modo in cui l'onda rifratta si avvicina o allontana dall'interfaccia, a seconda dei due mezzi e dall'angolo di incidenza dell'onda.

Se ci si sofferma allora sulla seconda osservazione del paragrafo precedente, si intuisce che l'angolo di rifrazione  $r$  non può superare l'angolo  $\pi/2$  e in corrispondenza di questo, si ottiene la seguente relazione:

$$\frac{n_1 \sin i}{n_2} = 1 \quad (2.4)$$

da cui si ricava:

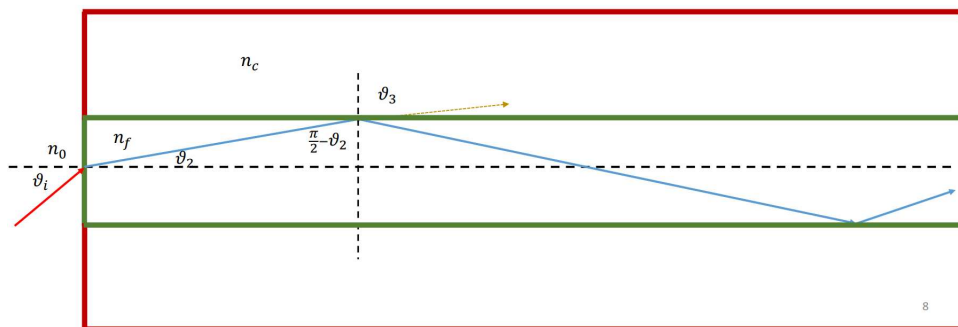
$$i < \arcsin \frac{n_2}{n_1} \quad (2.5)$$

Oltre quest'angolo, detto angolo limite, non c'è componente rifratta, l'onda cioè viene totalmente riflessa e si parla di riflessione totale.

### 2.1.6 Angolo di accettazione, apertura numerica e cono di accettazione

Viene ora introdotto il concetto di angolo di accettazione, apertura numerica e cono di accettazione.

Quello che accade quando un raggio incide all'ingresso di un tratto di fibra è



**Figura 2.5:** Nella seguente immagine viene rappresentato un tratto di fibra, in cui si avvengono riflessioni multiple [1] .

che, come visto in precedenza, si crea una componente riflessa e una rifratta. Ignorando quindi la parte riflessa, che non influisce sul segnale che entra nella fibra, affinché sussista il fenomeno di riflessione totale in tutta la lunghezza della fibra, l'onda incidente dovrà avere un certo angolo, in modo che la componente rifratta che si propaga nella fibra e che incide nella superficie di separazione tra nucleo e mantello, non subisca a sua volta rifrazioni. Di conseguenza l'angolo del raggio che immettiamo nella fibra non deve essere superiore ad un certo angolo altrimenti il raggio si propagherebbe solo per una breve distanza nel nucleo.

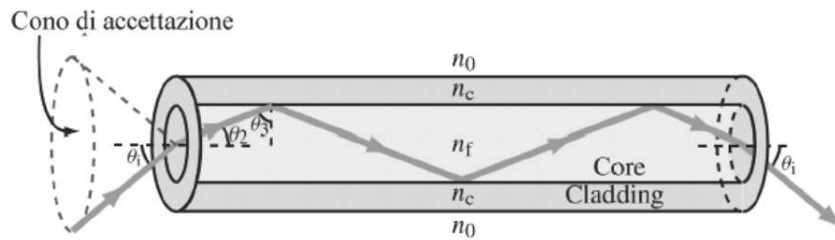
L'angolo per cui si ottiene riflessione totale viene chiamato angolo di accettazione, e lo si ricava con la seguente relazione:

$$\sin \theta_i = \sqrt{(n_f)^2 - (n_c)^2} \quad (2.6)$$

e viene inoltre definito con il termine 'apertura numerica', il valore massimo dell'angolo di accettazione:

$$\theta_a = \arcsin \sqrt{(n_f)^2 - (n_c)^2} \quad (2.7)$$

Ulteriore parametro da tenere in considerazione quando si vuole caratterizzare le fibre ottiche è il cono di accettazione, ovvero il cono formato dalla rotazione di 360° dell'angolo di accettazione attorno all'asse della fibra.



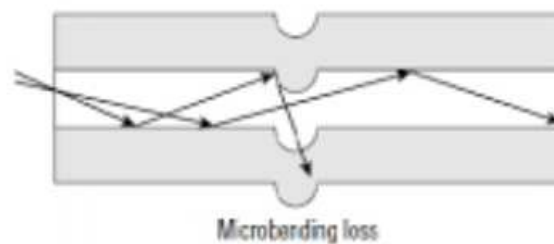
**Figura 2.6:** Illustrazione di un tratto di fibra in cui si evidenziano il cono di accettazione e il fenomeno di riflessione totale [1].

In questo modo solo i raggi che entrano nella fibra con un angolo compreso nel cono di accettazione hanno riflessioni totali sulla superficie di separazione tra core e cladding e quindi vengono guidati anche a grandi distanze.

### 2.1.7 Micro e Macrobending

Micro e macrobending sono due fenomeni per cui all'interno del tratto di fibra ci sono piccole imperfezioni, o curvature, che causano una rifrazione dell'onda incidente; di conseguenza non vale la riflessione totale e questo causa perdite rispetto al segnale inviato.

Microbending:

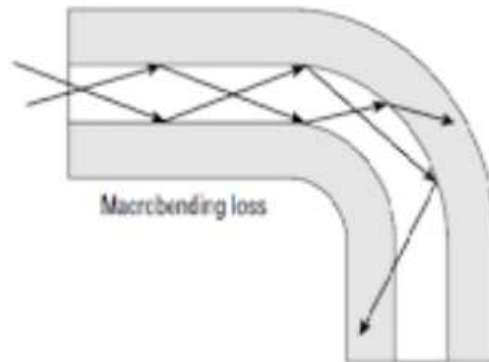


**Figura 2.7:** A causa della lieve deformazione nel tratto di fibra considerato, ciò che succede è che una parte dell'onda incidente viene rifratta [1,7].

Macrobending:

Quello che si deve tenere conto è però che i due fenomeni appena presentati sono generati da fattori di diversa natura:

- La perdita causata da Microbending è un fenomeno derivante da minime imperfezioni nella fase di produzione delle fibre ottiche.
- La perdita dovuta al Macrobending, invece deriva da una eccessiva curvatura del cavo in fase di installazione.



**Figura 2.8:** A causa dell'eccessiva curvatura del tratto di fibra, ciò che succede è che una parte dell'onda incidente viene rifratta [1,7].

### 2.1.8 Breve introduzione al fenomeno dello scattering

Lo scattering ( o diffusione di un onda) è un fenomeno fisico che si verifica quando una particella subisce una deviazione nella sua traiettoria a causa dell'interazione con altre particelle o con un campo. Questo fenomeno è ampiamente studiato in diverse branche della fisica, tra cui la fisica delle particelle, la fisica atomica e molecolare, la fisica nucleare e altre.

Il tipo di scattering può variare notevolmente a seconda delle particelle coinvolte e delle condizioni dell'interazione. Tuttavia, in generale, il processo di scattering coinvolge una particella incidente che si avvicina a una o più particelle bersaglio o a un campo di forze. Durante l'interazione, la particella incidente può subire una deviazione nella sua direzione originale, con l'energia e la direzione della particella scattering che cambiano come risultato dell'interazione.

In questo paragrafo, si vuole introdurre una differenza sostanziale tra i vari tipi di scattering:

- Scattering elastico:

Nello scattering elastico, l'energia cinetica totale delle particelle coinvolte è conservata prima e dopo l'interazione con la particella incidente, cioè l'energia totale iniziale è uguale all'energia totale finale. Questo significa che le particelle rimangono intatte e non subiscono cambiamenti importanti nelle loro energie cinetiche o nelle loro proprietà intrinseche; ne è un esempio lo scattering di Rayleigh. Un ulteriore motivo per cui viene definito "elastico" è perchè la lunghezza d'onda riflessa, è identica a quella incidente [2].

- Scattering anelastico:

Nello scattering anelastico, l'energia cinetica totale delle particelle coinvolte

non viene conservata prima e dopo l'interazione. In altre parole, le particelle coinvolte subiscono cambiamenti notevoli nelle loro energie cinetiche o nelle loro proprietà intrinseche. Questo può comportare l'assorbimento o l'emissione di energia durante l'interazione. Ad esempio, parte dell'energia cinetica delle particelle può essere convertita in altre forme di energia, come l'energia termica. Esempi significativi di questo secondo tipo di scattering sono Brillouin e Raman.

### 2.1.9 Scattering di Rayleigh e applicazioni

Lo scattering di Rayleigh è un fenomeno di diffusione della luce o delle onde elettromagnetiche da parte di particelle o molecole molto più piccole della lunghezza d'onda della radiazione incidente. Questo particolare tipo di evento è anche definito come un processo di scattering elastico della luce, ovvero quando i fotoni (particelle di luce) interagiscono con particelle più piccole, come atomi o molecole, la direzione della luce cambia, ma l'energia dei fotoni rimane la stessa.

Più in dettaglio, quello che accade quando una particella si scontra con un'altra è che la particella che subisce l'incidenza, inizia ad oscillare e risponde al campo elettromagnetico incidente, comportandosi similmente ad una antenna. Quello che accade successivamente è che a causa della oscillazione, la luce viene dispersa in ogni direzione.

- scattering di Rayleigh nelle fibre ottiche:  
Nelle fibre ottiche, il fenomeno di scattering di Rayleigh è uno dei meccanismi che contribuiscono alla diffusione della luce e ciò è dovuto a variazioni microscopiche nella densità del vetro o del materiale di cui è formata la fibra.

### 2.1.10 Scattering di Brillouin

Lo scattering di Brillouin è un processo di scattering anelastico in cui la luce o i fotoni vengono dispersi da onde elastiche all'interno di un mezzo, come un solido o un liquido [8]. È chiamato così in onore del fisico francese Léon Brillouin, che ha contribuito allo studio di questo fenomeno.

Lo scattering di Brillouin è utilizzato soprattutto per sensori distribuiti in fibra ottica per la misura di temperatura e deformazione.



### 2.1.11 Scattering di Raman e applicazioni

Lo scattering di Raman o effetto Raman, è un fenomeno ottico in cui una parte della luce incidente viene dispersa in modo anelastico quando interagisce con la materia. Questo fenomeno è chiamato in onore del fisico indiano Sir C. V. Raman, che lo ha scoperto nel 1928 e lo ha poi applicato ad uno spettrometro, creando così lo "spettrometro di Raman".

Il principio di base della spettroscopia Raman coinvolge l'interazione tra la luce monocromatica (di solito un laser) e una piccola quantità di materia, chiamata campione. Quando la luce incide sul campione, una piccola frazione di essa viene dispersa in modo anelastico. Questo significa che una parte della luce viene dispersa a frequenza differente dalla frequenza incidente. La differenza tra la frequenza della luce incidente e la frequenza della luce dispersa è chiamata "spostamento Raman".

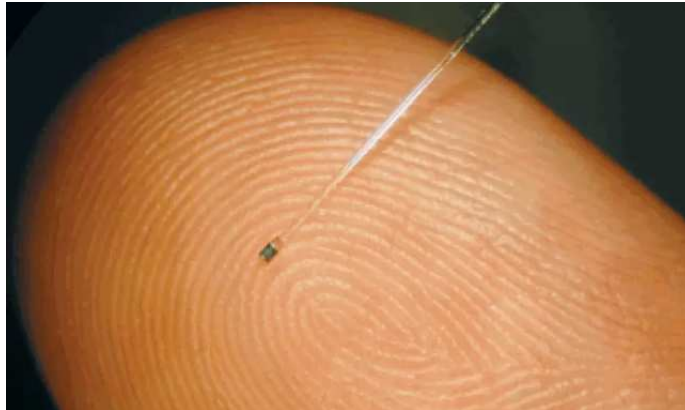
La spettroscopia Raman è utilizzata per identificare sostanze chimiche o composti organici, perché a seconda di come i materiali reagiscono alla radiazione incidente, ognuno di essi ha un "impronta" unica nel suo spettro Raman [9]. Altri impieghi del fenomeno di Raman sono utilizzati nell'analisi chimica quantitativa; è infatti possibile utilizzare la spettroscopia Raman per determinare la concentrazione di specifici componenti in una miscela. La spettroscopia può essere quindi applicata sia per monitorare reazioni chimiche in corso, ma anche processi industriali.

La tecnica di spettroscopia di Raman può anche essere utilizzata per studiare la struttura dei materiali, come polimeri, minerali ecc, ma trova anche un largo impiego in medicina, in particolare nella ricerca biologica per studiare la struttura di biomolecole e farmaci, e nelle applicazioni mediche per diagnosticare condizioni patologiche.

## 2.2 Perché la fibra ottica è utile in medicina?

I sensori a fibra ottica sono importanti in ambito medico per diverse ragioni. Questi sensori sfruttano la luce e le proprietà delle fibre ottiche per misurare una serie di parametri fisici e chimici all'interno del corpo umano, consentendo una diagnosi più accurata e un monitoraggio più preciso dei pazienti.

Ecco le ragioni per cui i sensori a fibra ottica sono al giorno d'oggi essenziali in medicina:



**Figura 2.9:** Sensore di pressione impiantabile a fibra ottica. Dal momento che le sue dimensioni sono ridotte è quindi evidente che i sensori sono poco invasivi sul paziente [33] .

- Minima invasività

I sensori a fibra ottica possono essere inseriti all'interno del corpo umano attraverso piccole incisioni o cavitazioni, riducendo al minimo il disagio e il rischio di infezioni associate ai sensori tradizionali.

- Misure in tempo reale

Le fibre ottiche consentono di ottenere dati in tempo reale, il che è fondamentale per il monitoraggio di parametri vitali durante interventi chirurgici o per la gestione di pazienti critici.

- Immagine medica avanzata

Le fibre ottiche possono essere utilizzate per la visualizzazione interna del corpo umano, consentendo a medici e chirurghi di condurre procedure diagnostiche e chirurgiche più precise, come la laparoscopia e l'endoscopia.

- Misurazione di parametri critici in tempo reale

I sensori a fibra ottica possono misurare una vasta gamma di parametri, tra cui temperatura, pressione, pH, concentrazione di gas, deformazione e velocità del flusso sanguigno. Queste misurazioni sono essenziali per il monitoraggio dei pazienti e la diagnosi di malattie.

- Immunità alle interferenze elettriche

Le fibre ottiche sono insensibili alle interferenze elettriche e alle radiazioni, il che le rende ideali per applicazioni mediche in cui l'accuratezza delle mi-

surazioni è cruciale.

- Sicurezza

Le fibre ottiche sono realizzate in materiali biocompatibili, riducendo al minimo il rischio di reazioni avverse nel corpo del paziente.

- Minimizzazione del rischio di contagio

L'uso di sensori a fibra ottica riduce il rischio di contaminazione incrociata tra pazienti, poiché tali sensori possono essere facilmente sterilizzati.

- Monitoraggio a distanza

Le tecnologie di comunicazione a fibra ottica consentono il monitoraggio remoto dei pazienti, il che è particolarmente importante in situazioni di emergenza o per il monitoraggio a lungo termine di pazienti cronici.



# Capitolo 3

## Ambito medicale

Negli ultimi decenni si è assistito ad una diversificazione dei sistemi basati su sensori in fibra. I sensori in fibra possono essere completamente distribuiti (DOFS, distributed optical fiber sensors) oppure sistemi quasi-distribuiti. I primi permettono di misurare variazioni di grandezze in ogni punto del sensore mentre i secondi permettono la rilevazione solamente in alcuni punti. Questi sensori sfruttano, come accennato precedentemente, fenomeni di scattering, o diffusione, che si verificano al passaggio della radiazione all'interno della fibra.

### 3.1 Cenni sui DFOS

I sensori a fibra ottica distribuiti (Distributed Fiber Optic Sensors, DFOS) sono una classe di sensori che sfruttano la luce e le fibre ottiche per monitorare varie grandezze fisiche lungo la loro lunghezza in modo continuo.

Principio di funzionamento: I DFOS sfruttano il principio del backscattering della luce. Una sorgente di luce laser invia un impulso di luce attraverso una fibra ottica e la luce interagisce con le variazioni di temperatura o deformazione lungo la fibra. Parte della luce viene dispersa all'indietro (backscattering) e misurando il tempo di ritorno della luce dispersa, è possibile determinare le variazioni lungo la fibra.

La principale caratteristica dei DFOS è la loro capacità di monitorare le grandezze lungo la lunghezza della fibra in modo distribuito e continuo; cioè con un unico cavo di fibra ottica si può monitorare una vasta area o una struttura estesa.

Questo particolare tipo di sensori trova largo impiego in applicazioni mediche, perchè sono in grado di fornire informazioni relative a diversi parametri, tra cui: monitoraggio della temperatura corporea, della pressione arteriosa e della

deformazione tessutale. Permettono inoltre la misurazione e il monitoraggio di ulteriori fattori, tra cui il pH, l'attività cardiaca, le concentrazioni di gas come l'ossigeno e il biossido di carbonio nei gas respiratori durante la ventilazione meccanica o la somministrazione di ossigeno, e il rilevamento di stress e deformazione nei dispositivi medici.

Sebbene i DFOS riescono a fornire informazioni in tempo reale, e relative a diverse grandezze, il loro uso è limitato, in quanto la fibra ottica deve essere dedicata, e di conseguenza i costi per un sensore basato sul principio di distribuzione aumentano.

## 3.2 Cenni sui Fluoroptic sensors

La tecnologia di questo tipo di sensori si basa sulla relazione tra temperatura e tempo di decadimento della fluorescenza di un fosforo termosensibile, situato all'estremità di un cavo in fibra ottica: il tempo di decadimento della fluorescenza del fosforo è funzione della temperatura del fosforo stesso.

## 3.3 Cenni sui FGB sensors

I sensori a Griglia di Bragg in Fibra Ottica (FBG, Fiber Bragg Grating) sono dispositivi ottici utilizzati per misurare varie grandezze come la deformazione, la temperatura e la pressione. Il loro funzionamento è basato sulla griglia di Bragg, che viene posta all'interno di una fibra ottica per rilevare le variazioni di queste grandezze.

Per creare una FBG, occorre effettuare una modulazione periodica dell'indice di rifrazione nel nucleo tramite un processo di illuminazione laser UV. La periodicità della griglia, determina la lunghezza d'onda di Bragg  $\lambda_b$ .

Una volta formata la griglia, la fibra viene messa nel sito di interesse e viene illuminata da una sorgente luminosa (generalmente laser). La griglia precedentemente creata, agisce come un filtro alla radiazione incidente, e quindi ne riflette solo una determinata lunghezza d'onda chiamata "di Bragg", che dipende dalle proprietà ottiche della fibra. Quando la fibra sottoposta a test subisce una variazione, per esempio della temperatura, deformazione ecc, la periodicità della griglia cambia, e questo influisce di conseguenza in modo proporzionale alla lunghezza d'onda di Bragg che viene riflessa. Un dispositivo di rilevamento, noto come interrogatore misura poi la lunghezza d'onda riflessa. La differenza tra la

lunghezza d'onda riflessa e la lunghezza d'onda iniziale (prima della variazione) è una misura diretta della grandezza che si sta monitorando, come la deformazione o la temperatura.

A seconda del tipo di FBG e dell'interrogatore, le grandezze possono essere poi utilizzate e monitorate in tempo reale o in un secondo momento.

### **3.4 Cenni sui Macrobending sensors**

I "macrobending sensors" sono sensori che sfruttano il principio della "macrodeformazione" o "macroflessione" per rilevare variazioni o perturbazioni in una fibra ottica. Questi sensori rilevano le deformazioni significative o curve evidenti nella fibra ottica, che differiscono dai sensori a reticolo di Bragg in Fibra Ottica (FBG) che rilevano piccole variazioni nella periodicità del reticolo.

Un macrobending sensor utilizza una fibra ottica standard come elemento sensibile. Per misurare una grandezza o un parametro specifico, la fibra ottica viene deformata o curvata in modo controllato. Questa deformazione può essere causata da fattori come la pressione, la temperatura, la deformazione meccanica, la tensione, ecc. Quando la fibra ottica è sottoposta ad una deformazione o a una curvatura significativa, ciò influisce sulla propagazione della luce all'interno della fibra. La curvatura, come già evidenziato nel capitolo precedente può causare perdite di segnale ottico.

I cambiamenti nella propagazione della luce all'interno della fibra sono rilevati da sistemi di rilevamento ottico, che possono essere costituiti da fotodiodi, fotorilevatori o altri dispositivi ottici. Questi sistemi registrano le variazioni nella luce che esce dalla fibra ottica a causa della deformazione.

I dati raccolti dai sensori vengono poi elaborati per ottenere informazioni sulla grandezza o sul parametro che si sta misurando.

### **3.5 Cenni sull'OTDR**

L'OTDR, acronimo di Optical Time Domain Reflectometer, è uno strumento utilizzato nella tecnologia delle fibre ottiche per misurare la perdita di segnale e identificare la posizione di eventuali difetti o discontinuità all'interno di un cavo a fibra ottica. Questo strumento è fondamentale per individuare eventuali problemi che potrebbero causare una degradazione del segnale o interruzioni nella

trasmissione.

L'OTDR emette un impulso ottico nella fibra ottica in esame. Questo impulso può essere generato tramite un laser o una sorgente luminosa a LED.

Quando l'impulso luminoso raggiunge un'area di discontinuità o una giunzione tra due tratti di fibra ottica con caratteristiche diverse, parte della luce viene riflessa indietro verso l'OTDR.

La quantità di luce riflessa e il tempo impiegato per tornare all'OTDR sono registrati.

L'OTDR analizza i dati raccolti, inclusi i livelli di potenza e i tempi di ritorno dei segnali riflessi. Questi dati vengono utilizzati per calcolare la posizione, l'entità e la natura delle discontinuità o delle perdite all'interno del cavo a fibra ottica. I risultati dell'analisi vengono solitamente presentati sotto forma di un grafico, noto come "traccia OTDR", che mostra la potenza del segnale in funzione della distanza lungo la fibra. Questa traccia fornisce informazioni dettagliate sullo stato della fibra, come perdite, riflessioni e difetti.

### **3.6 Programma OFSETH**

Il monitoraggio della salute è utile, specialmente per i pazienti che richiedono assistenze e trattamenti medici continui. Con il fine di aumentare la mobilità di tali pazienti, si stanno effettuando sempre più ricerche nell'ambito della tecnologia dei wearable monitoring system, ovvero sistemi in grado di misurare i parametri vitali fondamentali come i movimenti nella fase di respirazione, l'attività cardiaca, il battito e la temperatura corporea. Negli ultimi anni l'Unione Europea ha lanciato il "6th EU Research Framework Programme", chiamato Optical Fiber Sensors Embedded into Technical Textiles for Healthcare (OFSETH) [11], il cui scopo è quello di usare le tecniche di rilevamento ottico per aumentare e migliorare le qualità dei dispositivi "wearable health monitoring", specialmente in ambiente MRI (Magnetic Resonance Imaging) [13].

### **3.7 Monitoraggio della respirazione durante MRI:**

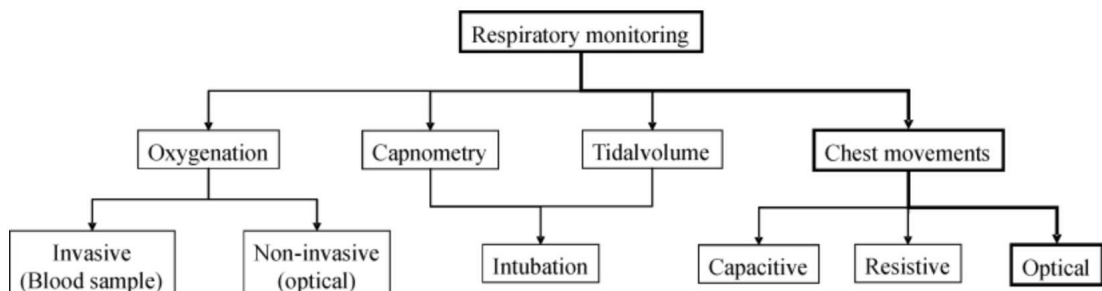
Il monitoraggio della respirazione è uno degli aspetti più importanti dello stato del paziente. Onde evitare che lo stato di salute del paziente si aggravi, è necessario il monitoraggio continuo della respirazione durante le applicazioni mediche. A tale scopo la respirazione può essere monitorata tramite diversi parametri fi-



siologici, tra cui l'ossigenazione, la respirazione e la temperatura. In questi ultimi anni, grazie al programma OFSETH, si stanno sperimentando dei sensori in grado di misurare il battito cardiaco e la respirazione, grazie all'utilizzo di fibre ottiche integrate in tessuti sintetici in grado di essere indossati dal paziente con la minima invasività. Si stanno quindi sviluppando sensori a fibra ottica integrati nei tessuti medicali.

Nel concreto, il monitoraggio di pazienti anestetizzati durante una MRI include un problema pratico: la presenza di sensori e fili conduttori, che influenzano le misurazioni che si stanno effettuando al paziente. I sensori a fibra ottica riescono a risolvere le lacune dei sensori tradizionali, in quanto sono immuni alle interferenze elettromagnetiche, e essendo di dimensioni ridotte garantiscono di conseguenza un monitoraggio non invasivo.

Il programma OFSETH ha dato vita a nuove scoperte e utilizzi dei sensori integrati in tessuti medicali, basati sui principi di macrobending, FBG e optical domain-time reflectometry (OTDR), per il monitoraggio della respirazione [12].



**Figura 3.1:** Lo schema presenta i vari modi per monitorare la respirazione ed evidenzia quello considerato in questa sezione [12].

Gli studi e le sperimentazioni del programma OFSETH hanno portato alla creazione di una particolare imbracatura, che è stata dotata di 2 sensori a fibra ottica in grado di rilevare e misurare i movimenti del torace e dell'addome dovuti alla respirazione e facendo in modo che i due sensori non influissero l'uno sull'altro.

### 3.7.1 Zona addominale

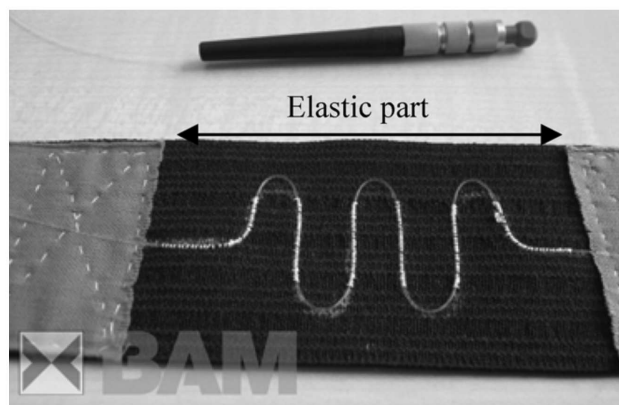
Per la zona addominale, in cui non serve una elevata accuratezza in quanto i movimenti in questa zona sono ampi, le soluzioni costruttive per i sensori sono state le seguenti: macrobending fiber sensor e POF OTDR sensor.



**Figura 3.2:** Imbracatura per tecniche MRI. I movimenti del torace durante la respirazione sono controllati da un sensore posto nella fascia nera, mentre quelli addominali da un sensore posto nella fascia bianca [12] .

### 3.7.2 POF

Al contrario del normale funzionamento di un sensore a macrobending, i sensori che utilizzano le fibre POF (Polymeric Optical Fiber) sono in grado di fornire una misura distribuita, cioè usando una singola fibra si è in grado di misurare sia la zona toracica e sia quella addominale, ciò dovuto al fatto che una POF ha elasticità migliore delle fibre tradizionali, e può sopportare maggiori sforzi evitando quindi la rottura.



**Figura 3.3:** Immagine in cui si riescono a distinguere le 2 parti del sensore POF, quella elastica più scura delle altre due [12] .

Il tessuto elastico del sensore contenente la fibra ottica è allungato con cin-

ghie non elastiche. Pertanto, i tessuti del sensore sono divisi in due sezioni: una parte elastica più corta, la cui lunghezza cambia durante la respirazione, e una parte non elastica più lunga. A causa della progettazione del sensore, la variazione della circonferenza dell'addome allunga solo la parte elastica della cintura del sensore, quindi la tensione che si verifica sulla parte elastica è molto maggiore della variazione percentuale della circonferenza.

La modifica della lunghezza della parte elastica e quindi del rapporto di lunghezza tra la parte elastica e quella anelastica consente di regolare i parametri del sensore come il rapporto di deformazione, la sensibilità o l'allungamento massimo. La parte elastica del design finale del sensore ha una lunghezza di circa 1 cm.

L'allungamento dei tessuti del sensore POF OTDR modifica il raggio di curvatura della fibra e quindi è possibile misurare una variazione dell'attenuazione della fibra dietro la parte di piegatura della fibra. Per il sensore è stato utilizzato un effetto diverso. A causa della flessione si verifica la diffusione della luce e poiché la quantità di luce retrodiffusa dipende dal raggio di curvatura, è possibile misurare l'allungamento del tessuto del sensore.

Il segnale del sensore respiratorio viene calcolato integrando il segnale di retrodiffusione dell'OTDR.

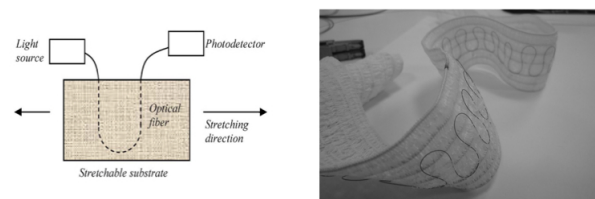
### 3.7.3 Macrobending sensors

I macrobending sensors utilizzano invece il principio di bending visto nella sezione 2.1.7. Questo tipo di sensori integrati nel tessuto sintetico funzionano nel seguente modo: quando il sensore è completamente stirato, aumenta il raggio di curvatura, e quindi la perdita che avviene nel nucleo della fibra si riduce; di conseguenza, il cambiamento d'intensità all'uscita rispecchia esattamente la variazione della lunghezza del sensore, fornendo quindi una grandezza facilmente interpretabile.

I sensori a macrobending sono inoltre molto semplici in quanto, dal momento che devono misurare dei cambiamenti di intensità, sono formati da una sorgente luminosa, principalmente LED, e un fotodiodo; la loro essenzialità li rende inoltre favorevoli all'innesto in un tessuto sintetico.

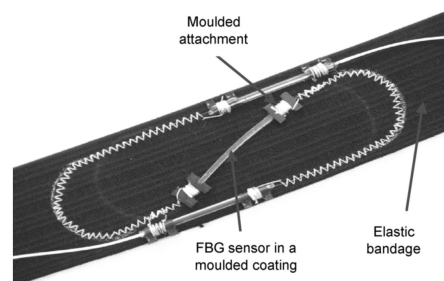
### 3.7.4 Zona toracica

Per monitorare i movimenti della respirazione toracica è stato usato un FBG sensor, perchè è particolarmente sensibile alle tensioni meccaniche applicate ad esso. Quando l'elongazione o compressione viene applicata, la lunghezza d'onda



**Figura 3.4:** L' immagine a sinistra mostra la semplicità di un sensore a macrobending formato da sorgente, fotoricevitore e fibra inserita nel tessuto sintetico, mentre la seconda immagine mostra la versione finale del sensore a macrobending usato poi nei test [13] .

di Bragg  $\lambda_b$  cambia aumentando o diminuendo, e ciò fornisce quindi un metodo valido per misurare la respirazione. La robustezza del sensore è garantita, oltre alle sue proprietà meccaniche, anche da una copertura aggiuntiva in silicone che avvolge la fibra, e una colla polimerica posta ai due estremi della fibra, che però non influisce con le proprietà del sensore e la flessibilità del tessuto sintetico.



**Figura 3.5:** Sensore FBG utilizzato nel programma OFSETH. In particolare la fibra è in silicio perchè in commercio non sono a disposizione le fibre POF a singolo modo [12] .

A seguito della progettazione e sviluppo di questa nuova tecnologia, il sistema è stato messo a test in un ambiente dedito alle simulazioni MRI.

Il risultato delle sperimentazioni ha fornito le seguenti scoperte: il segnale dovuto alla respirazione, la risposta del sensore, e il gradiente dovuto alla risonanza vennero misurati in tempo reale e sincronizzati, fornendo quindi una analisi rapida dei parametri vitali del "fantoccio". Venne inoltre dimostrato come il tavolo MRI e il suo movimento vengano percepiti in termini di frequenza e ampiezza dei segnali; ciò nonostante il segnale del sensore non è stato influenzato nel passaggio attraverso il campo magnetico.



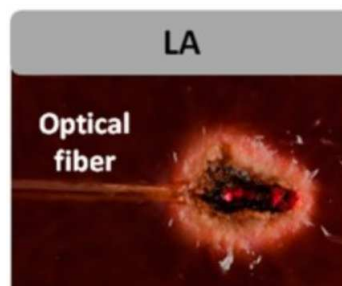
**Figura 3.6:** Ambiente simulato di MRI, in cui il paziente è stato sostituito da un palloncino e un macchinario per simulare l'atto respiratorio [12] .

## 3.8 Ablazione tumorale:

Le tecniche a minima invasività hanno guadagnato un ampio utilizzo per individuare e trattare i tumori e sono considerate come una alternativa alla chirurgia tradizionale per i pazienti che non possono essere sottoposti a interventi di routine. Una particolare tecnica per la rimozione dei tumori basata sui principi di ipotermia e ipertermia è l'ablazione. I vantaggi di usare l'ablazione per rimuovere una forma tumorale sono: la possibilità di eseguire le procedure tramite guida percutanea, endoscopica o extracorporea, minimizzando quindi il trauma fisico del paziente.

Si riduce inoltre la richiesta di anestesia e il trattamento dei pazienti inoperabili, quindi i tempi di recupero dei pazienti e i costi per il mantenimento in ospedale.

### 3.8.1 Laser Ablation



**Figura 3.7:** Laser Ablation [10] .

La luce laser è guidata attraverso una sottile fibra (300-600  $\mu\text{m}$ ) che viene poi posta a contatto con il tumore. La terapia è basata sugli effetti foto-termici dovuti all'assorbimento della luce dal tessuto biologico, il quale si ritrova in uno stato di ipertermia. L'efficacia della terapia dipende da diversi parametri: potenza, energia tempo di esposizione, lunghezza d'onda del laser e caratteristica di assorbimento luminoso del tessuto biologico [10]. L'ablazione laser è frequentemente utilizzata per il trattamento di cancro al fegato, noduli tiroidei, tumore alla prostata e cancro al pancreas.

### 3.8.2 Applicazioni dei FOS durante l'ablazione laser

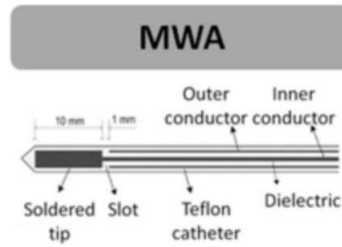
Diverse tecniche usate per il monitoraggio della temperatura del tessuto durante la Laser Ablation sono state presentate da Saccomandi [14], in particolare si è dimostrato come viene favorito l'utilizzo di FOS per la loro compatibilità in ambiente MRI, rispetto alle tecniche tradizionali per la rimozione tumorale. Una delle prime applicazioni di una fibra ottica, FBG in particolare, è stata per la misurazione della temperatura durante la LA, presentata da Yuetong Ding nel 2010 [33].

Con una lunghezza di 10mm, la fibra è stata incapsulata in un capillare di vetro e usata per monitorare la distribuzione di temperatura in un fegato ex-vivo ed in vivo in un topo. Successive ricerche da parte di Saccomandi e Schena, portarono alla scoperta di particolari caratteristiche della fibra FBG per la misurazione della temperatura del pancreas durante una LA; confrontando tra loro due fibre di lunghezza 1mm e 10mm scoprirono che le fibre di lunghezza minore sono più adatte al monitoraggio della temperatura se vicine all'applicatore del laser.

Ulteriori studi rilevanti sono stati affrontati da Yu Liu (Politecnico di Torino)[34] che ha creato un applicatore laser per il monitoraggio della temperatura durante la LA, contenente un sensore FBG, riuscendo a combinare l'erogazione del raggio laser e la capacità di rilevamento nella stessa fibra con una risposta sufficientemente ragionevole: 50ms. La sonda è stata testata con successo anche su un tessuto fantoccio, ma ulteriori esperimenti su organi ex vivo ne incoraggeranno l'utilizzo nella pratica clinica.

### 3.8.3 Microwave Ablation

L'interazione tra molecole d'acqua polarizzate e un campo elettromagnetico applicato tramite un'antenna, forza i dipoli ad allinearsi repentinamente con il campo



**Figura 3.8:** Microwave Ablation [10] .

esterno, producendo energia per frizione, che viene convertita in calore. Nuovi dispositivi utilizzati nei test hanno portato ad un controllo maggiore dell'area in cui avviene l'ablazione, cambiando le proprietà dielettriche durante i trattamenti e rendendo quindi questa tecnica utile nella rimozione di tumori al fegato e al pancreas.

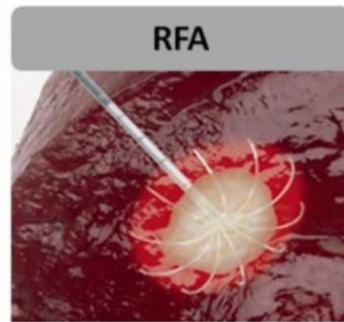
### 3.8.4 Applicazioni dei FOS durante la MWA

I sensori a fibra ottica "fluoroptic" sensors sono stati utilizzati ampiamente nell'ablazione a micro-onde durante le misurazioni tramite MRI. Nel 2011 studi riportati da Rubio [35] rivelarono l'importanza dei sensori precedentemente introdotti, effettuando dei test di distribuzione della temperatura ad un muscolo porcino ex-vivo per creare un modello predittivo di quello che ci si aspetta quando un sensore fluorescente interagisce con un tessuto durante una risonanza. Chen usò invece i sensori fluorescenti in studi clinici nei pazienti affetti da cancro alla prostata. Il sistema MWA risultò compatibile alla MRI: la sperimentazione si basò sull'inserimento di due sensori fluorescenti nei pazienti, così da riuscire a misurare contemporaneamente la temperatura in due diverse zone.

Recentemente anche altri tipi di FOS sono stati utilizzati nelle sperimentazioni cliniche: Pennisi [36] ha progettato un nuovo prototipo di sensore testato su un campione sottoposto a MWA. Il principio di funzionamento del sensore si basa sulla dipendenza termica dell'indice di rifrazione del materiale che circonda il rivestimento, e ciò comporta ad un cambiamento nella potenza luminosa trasmessa nella fibra.

### 3.8.5 Radiofrequency Ablation

La RFA richiede un elettrodo che accoppia la corrente RF al tessuto circostante. L'elettrodo è costituito da un mandrino metallico, isolato ad eccezione della punta

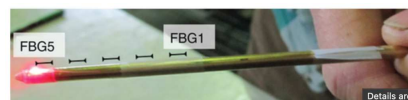


**Figura 3.9:** Radiofrequency Ablation [10] .

conduttiva esposta e un elettrodo di ritorno posizionato sulla pelle del paziente. Il generatore RF produce una tensione tra la punta dell'elettrodo e il punto di messa a terra, stabilendo linee di campo elettrico tra i due elettrodi all'interno del corpo del paziente. Le frequenze tipicamente usate per questo trattamento sono  $<1$  MHz, che consentono l'oscillazione del campo elettrico e, di conseguenza l'oscillazione degli ioni presenti nel tessuto che si muovono con velocità proporzionale all'intensità del campo elettrico. Il meccanismo di riscaldamento dei tessuti con RFA si basa sulla perdita di energia per attrito (o resistiva) associata alla corrente.

### 3.8.6 Applicazioni dei FOS durante l'ablazione RF

Gli studi relativi alla distribuzione della temperatura durante l'utilizzo della RFA sono di vitale importanza per il settore clinico, in quanto questa tecnica di ablazione è frequentemente utilizzata. Nel 2014 un team coordinato da Daniele Tosi sviluppò un array FBG multi punto che venne montato in un ago RF e testato durante un test termico in un fegato porcino ex- vivo [15]. Un ulteriore interessante



**Figura 3.10:** FBG array progettato da Tosi [15] .

studio, condotto da Tosi e il suo team, si è concentrato sui FOS per misurazioni simultanee di temperatura e pressione [16]. Il dispositivo combina le due soluzioni basate su FBG (array FBG e FBG chirped), con un interferometro Fabry-Pèrot per la misurazione rispettivamente della temperatura e della pressione. Il dispositivo è stato testato su fegato suino ex vivo, misurando valori di temperatura fino a  $160$  °C al termine del periodo di applicazione della RFA.



### 3.8.7 HIFU Ablation

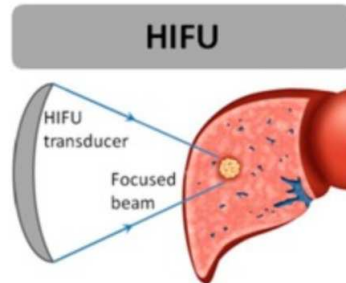


Figura 3.11: High Frequency Ultrasound Ablation [10].

La High Intensity Focused Ultrasound ablation o HIFU è una tecnica che consiste nella rimozione per apoptosi di una forma tumorale.

Un'onda ad ultrasuoni prodotta da un cristallo piezoelettrico esterno al corpo del paziente viene focalizzata nella zona di interesse tramite un trasduttore che distribuisce l'ultrasuono con intensità tra  $100-1000 W * cm^{-2}$ . I meccanismi predominanti coinvolti nel danno tessutale sono di tipo termico (conversione dell'energia meccanica in calore) e puramente meccanico.

Per quanto riguarda questi ultimi, la cavitazione stabile, la cavitazione inerziale (collasso e implosione delle bolle, con rilascio di una notevole quantità di energia sotto forma di calore e onde d'urto) e il micro-streaming sono responsabili dell'oscillazione delle dimensioni della bolla quando è esposta a un campo acustico a bassa pressione (cavitazione stabile) e delle violente oscillazioni della bolla e della sua successiva rapida crescita durante la fase di rarefazione, quando raggiungono le dimensioni di risonanza (cavitazione inerziale). L'oscillazione della cavitazione stabile provoca un rapido movimento del fluido vicino alla bolla (micro-streaming) e induce l'apoptosi cellulare.

Attualmente, la tecnica HIFU è utilizzata per l'ablazione di tumori del fegato, della prostata, della mammella, del rene e di noduli benigni della tiroide.

### 3.8.8 Applicazioni dei FOS durante l'HIFU

La maggior parte degli studi si limita a una descrizione dell'uso di termometri FOS commerciali per il monitoraggio della temperatura HIFU o a fornire un riferimento per la termometria basata su immagini. Ad esempio, uno dei primi studi termometrici utilizzando un sensore fluoroptic nei tessuti sottoposti a HIFU è stato descritto da Bohris et al. per la calibrazione della termometria basata sulla risonanza magnetica su muscolo e tessuto adiposo suino [17]. Nel 1997 Jenne et

al. hanno presentato l'uso della termometria basata su TC sul muscolo suino ex vivo e hanno utilizzato sensori fluorottici come sensori di riferimento [18]. Wong et al. successivamente hanno utilizzato sensori fluorottici su un fantoccio a base di olio che simulava le proprietà acustiche di un fegato sottoposto a HIFU [19]; Ranjan et al. ha testato HIFU in vivo su modelli di tumore di coniglio e misurato la temperatura mediante sensori fluoroptic e una sonda Neoptix T1 convenzionale, durante la termometria basata su MRI [20]; Petrusca et al. hanno utilizzato quattro sensori fluorottici su tessuto di tacchino ex vivo sottoposto a HIFU, come dispositivo di riferimento per la termometria basata su MRI [21].

### 3.8.9 Cryoablation

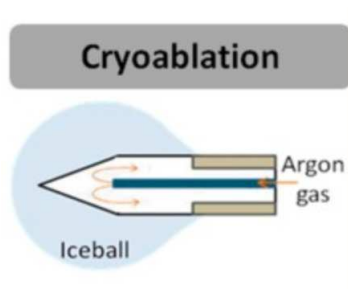


Figura 3.12: Crioblazione [10] .

Questa particolare ablazione è attuata in maniera percutanea e con l'ausilio di tecniche di imaging. Al contrario dei metodi di ablazione precedentemente introdotti, questo prevede la rimozione del tumore tramite il congelamento: il ghiaccio formatosi tra gli spazi extracelulari causa un gradiente di osmosi, responsabile della disidratazione del tessuto. Questo tipo di ablazione è basato su una criosonda e una unità criogenica congelante che permette di far circolare un gas all'interno della punta della criosonda, ghiacciando l'esterno di essa formando una bolla [10] .

### 3.8.10 Applicazioni dei FOS durante la Crioblazione

Sono stati intrapresi studi limitati sul monitoraggio della distribuzione della temperatura durante la crioblazione a causa della sua recente introduzione nel campo del trattamento dei tumori.

I sensori fluoroptic sono stati inizialmente utilizzati nel 2007 da Bouley et al., che ha studiato i risultati della crioblazione sulla prostata di cane in vivo e ha confrontato l'effetto con il danno termico indotto dall'HIFU [22]. Recentemente

Favazza e alcuni suoi collaboratori hanno utilizzato i dati di temperatura forniti da sensori fluoroptic per valutare l'impatto di un riscaldatore uretrale sulle distribuzioni di temperatura attorno all'ago durante la criablazione, in un tessuto che imitava un campione biologico [23].

Anche gli FBG sono stati inclusi in numerosi studi che prevedevano il monitoraggio della temperatura durante la criablazione. Nel 2001, il gruppo di ricerca di Samset ha iniziato a lavorare sullo sviluppo del sensore FBG per il monitoraggio della temperatura nei tessuti sottoposti a criablazione, e successivamente ha utilizzato questo sensore per calibrare la termometria MR [24]. Il sensore distribuito era una fibra ottica (diametro del rivestimento 125  $\mu\text{m}$  e lunghezza 58,5mm) che incorporava 10 FBG. Due array sono stati fabbricati e montati all'interno di tubi di poliimmide e titanio ed il sensore è stato calibrato nell'intervallo  $-189,5-100$  °C. La stabilità meccanica e la compatibilità con la risonanza magnetica erano accettabili e consentivano l'uso di routine. Il sistema di misurazione è stato testato su un fegato suino in vivo [25].

Gowardhan e Green hanno utilizzato diversi sensori multipunto per il monitoraggio della temperatura in 20 pazienti sottoposti a trattamento ipotermico della prostata (TMS, MultitempTM 1601, InvivoSense, Trondheim, Norvegia). Questo studio clinico ha evidenziato l'importanza di utilizzare un singolo sensore che alloggia un numero di sensori (in questo studio otto), piuttosto che singoli sensori puntuali, poiché fornisce al medico più informazioni simultanee sul trattamento, con una invasività minima [26].

### 3.9 Tessuti fotonici per pulsossimetria

In questa sezione viene presentato uno studio effettuato da Markus Rothmaier e il suo team di collaboratori. L'uso di fibre ottiche integrate nei tessuti sintetici per il monitoraggio di vari parametri fisiologici è una tecnologia recente e in pieno sviluppo, specialmente in ambiente wearable.

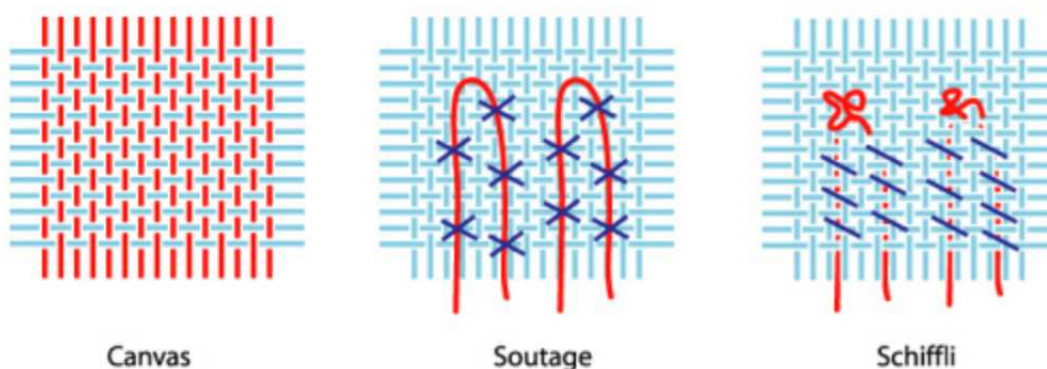
Lo studio di Rothmaier [27] illustra delle prove nelle quali si testa l'integrazione tra un sensore formato da fibre POF e diversi tipi di tessuto, con il fine di misurare l'ossigenazione sanguigna, si tratta quindi di tessuti fotonici per pulsossimetri.

Il pulsossimetro è stato introdotto negli anni 70 ed è uno strumento di tipo non invasivo usato per monitorare la saturazione di ossigeno nel sangue in un tessuto biologico. Ai giorni odierni è ampiamente impiegato in applicazioni cliniche tra

cui cure intensive, emergenze, ricoveri e in fase pre/durante l'anestetizzazione di un paziente per un intervento.

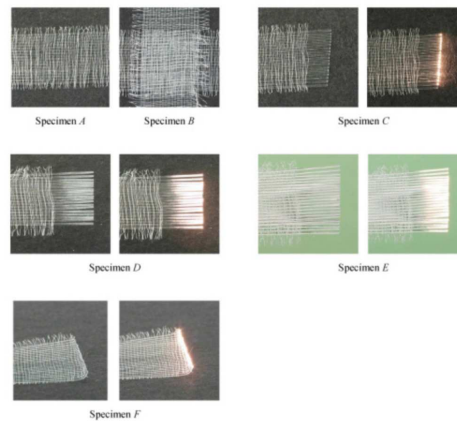
Il pulsossimetro solitamente misura l'assorbimento della luce da parte del sangue ossigenato ( $O_2Hb$ ) e de-ossigenato ( $HHb$ ) a due lunghezze d'onda differenti mentre viene collegato alla superficie del lobo del paziente, al dito della mano o del piede. I due segnali sono caratterizzati da due fattori di pulsazione differenti, e quindi questo permette al sensore di misurare la saturazione arteriale di ossigeno ( $SpO_2$ ).

Lo scopo di questo studio è stato quello di determinare e ottimizzare l'efficienza del rilevamento della luce dei tessuti fotonici e verificare se sia efficace utilizzare tali tessuti nella pulsossimetria. Il focus del lavoro è stato il confronto tra diversi tessuti incorporando PMMA (Polimetilmetacrilato polimeric optic fiber) POF disponibili in commercio, la misurazione delle loro capacità di emissione e ricezione della luce e l'attitudine dei diversi modelli tessili per il design del pulsossimetro sul dito.

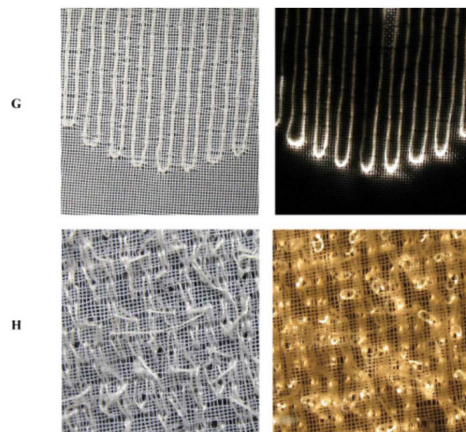


**Figura 3.13:** Tre diversi tipi di tessuto, utilizzati nello studio. Le linee rosse rappresentano i tratti di fibra, quelle blu le suture e quelle azzurre il tessuto in PET [27].

Nello studio finale, sono state utilizzate solo tre diverse tecniche di fabbricazione del tessuto per incorporare la POF. Il tessuto, formato da PET, è stato dotato di suture, per far rimanere le fibre in sede. Le specifiche riguardo al tessuto e al ricamo invece fornivano ampie soluzioni, illustrate nelle immagini che seguono:

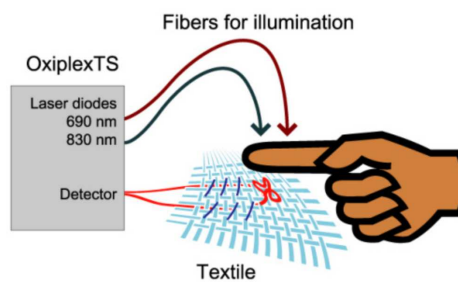


**Figura 3.14:** Tipi diversi di tessuto (A-F), in cui vengono illustrati il loro comportamento prima e dopo aver applicato un segnale luminoso. Per A e B non sono invece stati applicati alcuni stimoli [27] .



**Figura 3.15:** Due diversi tipi di integrazione delle fibre ottiche nel tessuto (G-H) [27] .

Per sperimentare i tessuti, è stato utilizzato un sistema composto da: 2 diodi laser a lunghezze d'onda differenti, due fibre per trasmettere gli stimoli luminosi, un guanto, la fibra integrata nel tessuto e un detector.



**Figura 3.16:** Sistema per verificare l'ottimalità del tessuto fotonico [27] .

Per la fabbricazione del guanto sono stati utilizzati un emettitore di luce e un

rilevatore integrati in un guanto di cotone in posizione della punta dell'indice. L'emettitore di luce era composto da 4 POF che fornivano luce di lunghezza d'onda pari a 690 nm e 4 POF che fornivano luce di 830 nm mentre il rilevatore era composto da 16 POF. Entrambi i dispositivi sono stati realizzati in base al campione F, cioè quello con curve a 90 gradi verso il tessuto. La lunghezza dei POF, dal connettore al punto di irradiazione o di emissione della luce, era di 30 cm ciascuno.

### 3.9.1 Misurazioni

Le pulsazioni sono state misurate usando un ossimetro near-infrared nella punta dell'indice, e rilevate per 20 secondi. Per irradiare l'indice durante il test si sono impiegate due fibre in silicio, integrate in una guarnizione di silicone, in cui una trasmetteva luce a 690nm e l'altra a 830nm.

Dall'altra parte dell'indice invece sono stati posti diversi tipi di tessuti con diverse integrazioni delle fibre, in modo tale da avere un confronto su quale restituisce le migliori prestazioni. Infine il tessuto è stato collegato ad un detector come quello in figura, il cui compito è quello di effettuare misurazioni sulla concentrazione di emoglobina ossigenata e de-ossigenata.



Figura 3.17: Detector Oxiplex Ts [28] .

I dati della  $SpO_2$  risultanti dal confronto tra i diversi tessuti hanno portato ad un esito significativo, con dato migliore:  $95.33 \pm 1.10\%$   $SpO_2$ , che risulta prossimo al valore ricavato utilizzando un pulsossimetro tradizionale in un paziente sano (97-99%).

### 3.9.2 Conclusioni

I tessuti fotonici hanno avuto un riscontro positivo nelle sperimentazioni e i loro risultati dimostrano che l'ossimetria su base tessile fornisce una qualità dei dati sufficiente e il suo potenziale come dispositivo wearable per il monitoraggio della salute è promettente.

# Capitolo 4

## Conclusioni

Le applicazioni dei sensori a fibra ottica nell'ambito medico rappresentano un campo di ricerca in costante evoluzione e promettente, specialmente nel settore wearable.

In questa tesi, sono stati esaminati alcuni sensori a fibra ottica e relative applicazioni, utilizzati evidenziandone i benefici e le sfide che ne derivano.

I sensori a fibra ottica si sono dimostrati estremamente versatili e precisi in diverse applicazioni mediche. Sono in grado di misurare con alta precisione varie grandezze fisiche, tra cui temperatura, deformazione, pressione, e pH.

Questa versatilità, unita alle dimensioni non invasive, li rende ideali per monitorare parametri critici in ambito medico. Altro fattore da tenere a mente è che, sebbene i costi di produzione dei sensori a fibra ottica non siano ancora moderati, questi sono immuni alle interferenze elettromagnetiche, il che rende i sensori utilizzabili contemporaneamente ad altri tipi di sensori o tecniche di monitoraggio/imaging.

In conclusione, i sensori a fibra ottica per applicazioni medicali rappresentano un campo di ricerca in crescita con il potenziale per migliorare significativamente la pratica medica. La continua innovazione tecnologica e la collaborazione tra ingegneri, scienziati e professionisti medici sono fondamentali per sfruttare appieno le opportunità offerte da questa tecnologia. Con ulteriori ricerche e sviluppi, i sensori a fibra ottica hanno il potenziale per rivoluzionare il monitoraggio e la diagnostica medica, migliorando la qualità della cura dei pazienti e la loro qualità di vita.





# Bibliografia

- [1] A. Galtarossa, dispense corso di MICROWAVE DEVICES (AA 2022/2023) .
- [2] W. Blanc, L. Schenato, C. Molardi, L. Palmieri, A. Galtarossa, D.Tosi, “Distributed fiber optics strain sensors: from long to short distance”, *Comptes Rendus – Geosciences*, vol. 354 .
- [3] The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong, China. , Nobel Lecture, December 8, 2009 by Charles K. Kao .
- [4] Optical Fibers: Light Guiding on a String of Glass, <https://tt.research.ucf.edu/optical-fibers-light-guiding-string-glass/> .
- [5] <https://wauniversity.it/riflessione-rifrazione/>.
- [6] <http://www.pierluigidamico.it>.
- [7] <https://forum.huawei.com/enterprise/en/what-affects-the-bandwidth-and-attenuation-of-an-optical-fiber/thread/667265956101111808-667213871523442688> .
- [8] <http://https://genioitalianogiuseppcotellessa.blogspot.com/2019/05/brillouin-scattering-brillouin.html>.
- [9] <https://people.unica.it/flaminiacesaremarincola/files/2011/12/Lez6-ChimFisBiol-Raman.pdf> .
- [10] Schena E, Tosi D, Saccomandi P, Lewis E, Kim T. “ Fiber Optic Sensors for Temperature Monitoring during Thermal Treatments: An Overview. ” *Sensors (Basel)*. 2016 Jul 22;16(7):1144. doi: 10.3390/s16071144. Erratum in: *Sensors (Basel)*. 2018 Apr 17;18(4): PMID: 27455273; PMCID: PMC4970186 .

- [11] <http://www.ofseth.org> .
- [12] Medical Textiles With Embedded Fiber Optic Sensors, <https://ieeexplore.ieee.org/document/5783284> .
- [13] Medical Textiles for Healthcare Monitoring, <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4567473> .
- [14] Saccomandi P, Schena E, Silvestri S. “ Techniques for temperature monitoring during laser-induced thermotherapy: an overview. ” *Int J Hyperthermia*. 2013 Nov;29(7):609-19. doi: 10.3109/02656736.2013.832411. Epub 2013 Sep 13. PMID: 24032415 .
- [15] Monitoring of radiofrequency thermal ablation in liver tissue, <https://ietresearch.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1049/el.2014.0620> .
- [16] Fiber-Optic Temperature and Pressure Sensors Applied to Radiofrequency Thermal Ablation in Liver Phantom, <https://www.hindawi.com/journals/js/2015/909012/> .
- [17] Bohris C, Schreiber WG, Jenne J, Simiantonakis I, Rastert R, Zabel HJ, Huber P, Bader R, Brix G. “ Quantitative MR temperature monitoring of high-intensity focused ultrasound therapy. ” *Magn Reson Imaging*. 1999 May;17(4):603-10. doi: 10.1016/s0730-725x(98)00196-9. PMID: 10231187 .
- [18] <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/661833> .
- [19] <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4409903> .
- [20] Ranjan A, Jacobs GC, Woods DL, Negussie AH, Partanen A, Yarmolenko PS, Gacchina CE, Sharma KV, Frenkel V, Wood BJ, Dreher MR. “ Image-guided drug delivery with magnetic resonance guided high intensity focused ultrasound and temperature sensitive liposomes in a rabbit Vx2 tumor model. ” *J Control Release*. 2012 Mar 28;158(3):487-94. doi: 10.1016/j.jconrel.2011.12.011. Epub 2011 Dec 21. PMID: 22210162; PMCID: PMC3319290 .
- [21] Petrusca L, Salomir R, Manasseh G, Becker CD, Terraz S. “ Spatio-temporal quantitative thermography of pre-focal interactions between high intensity focused ultrasound and the rib cage. ” *Int J Hyperthermia*. 2015 Jun;31(4):421-32. doi: 10.3109/02656736.2015.1009501. Epub 2015 Mar 10. PMID: 25753370 .

- [22] Bouley DM, Daniel B, Pauly KB, Liu E, Kinsey A, Nau W, Diederich CJ, Sommer G. “ Correlation of contrast-enhanced MR images with the histopathology of minimally invasive thermal and cryoablation cancer treatments in normal dog prostates. ” *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.* 2007 Feb 8;6440:644006. doi: 10.1117/12.701049. PMID: 25076818; PMCID: PMC4112763 .
- [23] Favazza CP, Gorny KR, King DM, Rossman PJ, Felmlee JP, Woodrum DA, Mynderse LA. “ An investigation of the effects from a urethral warming system on temperature distributions during cryoablation treatment of the prostate: a phantom study. *Cryobiology.* ” 2014 Aug;69(1):128-33. doi: 10.1016/j.cryobiol.2014.06.004. Epub 2014 Jun 27. PMID: 24974822 .
- [24] Samset E, Mala T, Edwin B, Gladhaug I, Søreide O, Fosse E. “ Validation of estimated 3D temperature maps during hepatic cryo surgery. ” *Magn Reson Imaging.* 2001 Jun;19(5):715-21. doi: 10.1016/s0730-725x(01)00389-7. PMID: 11672630 .
- [25] <https://doi.org/10.1080/13645700152601379> .
- [26] Gowardhan B, Greene D. “ Cryotherapy for the prostate: an in vitro and clinical study of two new developments; advanced cryoneedles and a temperature monitoring system. ” *BJU Int.* 2007 Aug;100(2):295-302. doi: 10.1111/j.1464-410X.2007.06983.x. Epub 2007 May 19. PMID: 17511766 .
- [27] Rothmaier M, Selm B, Spichtig S, Haensse D, Wolf M. “ Photonic textiles for pulse oximetry. ” *Opt Express.* 2008 Aug 18;16(17):12973-86. doi: 10.1364/oe.16.012973. PMID: 18711536 .
- [28] <https://iss.com/biomedical/oxiplexts> .
- [29] <https://www.sciencephoto.com/media/619425/view/refraction-and-total-internal-reflection> .
- [30] <https://www.pinterest.it/pin/summer-camp-2015-55309901650407118/> .
- [31] <https://it.fechtner-modellbau.de/fahrzeug-komponenten/beleuchtung/lichtwellenleiter/12470/1m-lichtwellenleiter-lwl-kabel-0-75mm.-fasermaterial> .
- [32] <https://www.chimica-online.it/download/indice-di-rifrazione-acqua.html> .
- [33] <https://doi.org/10.1117/12.869931> .

[34] <https://doi.org/10.1117/12.2078760> .

[35] <https://doi.org/10.2174/1875933501103010002> .

[36] C. P. A. Pennisi, L. Leija, W. H. Fonseca and A. Vera, “ Fiber optic temperature sensor for use in experimental microwave hyperthermia, ” SENSORS, 2002 IEEE, Orlando, FL, USA, 2002, pp. 1028-1031 vol.2, doi: 10.1109/ICSENS.2002.1037253 .