POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica Tesi di Laurea Magistrale



Caratterizzazione e applicazioni di sensori con Reticoli di Bragg per applicazioni biomedicali

Relatore Prof. Alberto VALLAN Candidata Virginia SAMPOGNARO

Luglio 2022

«Niente di splendido è mai stato raggiunto se non da coloro che hanno avuto il coraggio di credere che qualcosa dentro di loro fosse più forte delle circostanze.»

Bruce Barton

Indice

1 Introduzione

Ι	\mathbf{Pr}	ima Parte : Fibre ottiche e Reticoli di Bragg	9											
2	Tec	niche ablative mini-invasive	11											
	2.1	Introduzione	11											
	2.2	Tipi di ablazione	12											
		2.2.1 Ablazione laser	12											
		2.2.2 Ablazione a microonde	13											
		2.2.3 Ablazione a radiofrequenza	13											
3	Mo	nitoraggio della temperatura	15											
	3.1	Introduzione generale	15											
	3.2	Termometria non invasiva	16											
	3.3	Termometria invasiva	16											
		3.3.1 Termocoppie	17											
		3.3.2 Termoresistenze	17											
		3.3.3 Termistori	18											
		3.3.4 Sensori in fibra ottica	18											
4	Fibra ottica 23													
	4.1	Struttura	23											
	4.2	Principio fisico	24											
		4.2.1 Indice di rifrazione	24											
		4.2.2 Legge di Snell e angolo di accettazione	25											
	4.3	Dispersione modale	27											
		4.3.1 Tipologie	27											

5

5	Ret	icoli di Bragg	29
	5.1	Principio fisico	29
	5.2	Tipologie di reticoli di Bragg	31
	5.3	Processi di frabbricazione	32
	5.4	Interrogatore ottico	34
6	Car	atterizzazione delle fibre ottiche	37
	6.1	Introduzione	37
	6.2	Strumenti utilizzati e set-up	38
	6.3	Procedura	39
		6.3.1 Elaborazione del training set	41
		6.3.2 Test set	44
	6.4	Caratterizzazione 1	45
	6.5	Caratterizzazione 2	55
	6.6	Caratterizzazione 3	59
	6.7	Caratterizzazione 4	65
	6.8	Correzione Array 2	69
7	Apr	olicazione dei reticoli di Bragg: ipertermia a microonde	75
	7.1	Introduzione all'ipertermia oncologica	75
	7.2	Prova sperimentale	76
8	Apr	olicazione dei reticoli di Bragg: ablazione laser	81
	8.1	Prova 1	85
	8.2	Prova 2	86
	8.3	Prova 3	87
	8.4	Prova 4	88
	8.5	Prova 5	89
Π	\mathbf{S}	econda Parte : Ecografia e fotoacustica	93
9	Intr	oduzione alle tecniche ecografiche	95
	9.1	Principio di fisico	96
		9.1.1 Generazione di US	97
		9.1.2 Propagazione degli US	97
	9.2	Dagli ultrasuoni all'immagine	100
		9.2.1 Sistema a blocchi di un ecografo	100
		9.2.2 Generazione immagine	101
		9.2.3 Strategia di visualizzazione dell'immagine	102

		9.2.4	Ri	isol	luzi	ion	e d	lell	as	sor	nda	e	co	gr	af	ice	ŀ.		•		•						103
		9.2.5	Li	mi	ti d	lell	'ec	og	raf	fia																	104
	9.3	Veraso	nic	s®	Va	int	age	e R	les	sea	rch	U	lt	ra	\mathbf{SO}	ur	d	Sy	st	en	n	•		•		•	104
10	Intr	oduzio	ne	al	lla	fo	toa	acu	ıst	tic	a																107
	10.1	Princip	oio	fis	ico																						107
	10.2	Laser .	•••		• •			•				•		•	•	•		•	•	•	•			•	•	•	108
11	Atti	vità su	ılla	ı fo	oto	ac	us	tic	a																		111
	11.1	Prova	1																								112
	11.2	Prova	2																								118
	11.3	Prova	3		• •			•				•	•	•	•	•		•	•	•	•	•			•	•	121
12	Con	clusior	ni																								125
A	Dise	egno sc	cat	ola	ì																						127
\mathbf{El}	enco	delle f	figu	ır€	9																						129
\mathbf{El}	enco	delle t	tab)el]	le																						133
Bi	bliog	rafia																									135

Capitolo 1

Introduzione

Negli ultimi anni sono stati diagnosticati circa 19 milioni casi di tumore in Europa. Questo numero, secondo il *CANCER ATLAS*, nei prossimi 30 anni potrebbe crescere del 60%. La presenza inoltre della pandemia di Coronavirus degli ultimi 2 anni potrebbe incidere negativamente sul contenimento dei tumori nei prossimi anni [1].



Figura 1.1: Panoramica mondiale dell'incidenza e dei decessi per le neoplasie maggiormente diffuse

Le neoplasie più comuni in Europa, secondo quanto dichiarato da CANCER ATLAS, si ritrova:

- 1. mammella (523.000 nuovi casi, 13%)
- 2. colon-retto $(500.000 \text{ nuovi } \operatorname{casi}, 13\%)$
- 3. polmone (470.000 nuovi casi, 12%)
- 4. prostata (450.000 nuovi casi)

A livello mondiale, circa la metà dei casi di cancro diagnosticati è riconducibile a fattori di rischio potenzialmente modificabili, come: il fumo di tabacco(nei paesi ad alto reddito), il peso corporeo e l'inquinamento dell'aria, dovuto alla presenza di industrie.



Figura 1.2: Fattori di rischio

Nel sud Italia, più precisamente nella città di Taranto, nasce una delle più grandi acciaieria in Europa, Acciaierie d'Italia S.p.A.(ex ILVA). Nella stessa città fino al Novembre 2021, si conta una stima di 2.140 decessi su circa 200.000 abitanti rendendola una tra le città con il tasso di incidenza per il cancro superiore alla media di tutte le altre città italiane [3]. Il trattamento oncologico, oltre a presentare un numero molto basso di farmaci sul mercato mondiale, il costo medio di una terapia oncologica per paziente, è passato da 3.853 euro nel 1995-1999 fino ad arrivare a 2 miliardi e 900 milioni di euro [2]. Attualmente la rimozione chirurgica della neoplasia resta la tecnica più

utilizzata, spesso vengono poi prescritti cicli di chemioterapia per eliminare le cellule tumorali rimaste. Di conseguenza si è cercato:

- Sviluppare nuove tecniche tra cui trattamenti minimamente invasivi presenti sono: trattamenti ipertermici come Ablazione laser (LA), ipertermia a microonde (MWA) e trattamenti ipotermici con la crioablazione. Risulta i fondamentale importanza monitorare la temperatura nella zona del trattamento non interferendo. I sensori di temperatura in fibra ottica basati sui reticoli di Bragg si stanno dimostrando sempre più adatti a tale compito visto gli innumerevoli vantaggi nel loro utilizzo vista la possibilità di ottenere una rilevazione multi punto della temperatura (*sensori quasi-distribuiti*).
- Migliorare le tecniche di diagnosi precoce come l'ecografia, esame diagnostico che aiuta nella diagnosi precoce di tumori al seno, tiroide, colecisti, tumori epatici sia primitivi che metastatici. Questa tecnica tradizionale presenta però limiti legati alla risoluzione dell'immagine, dove però negli ultimi anni si è cercato compensare introducendo la **Fotoacustica**.

In questa Tesi verranno quindi approfonditi due aspetti: I sensori in fibra ottica basati sui reticoli di Bragg (FOS) e la fotoacustica.

I FOS verranno quindi caratterizzati e poi testati in ambiti, che ricreano in situazioni, molto più semplici, questi trattamenti innovativi come l'ablazione laser e l'ipertermia a microonde. Per ciascun sensore Fibra ottica basati sui reticoli di Bragg analizzati si è ricercata la relazione lineare tra la temperatura e la lunghezza d'onda di ciascun reticolo. Per la fotoacustica, partendo da una base teorica, si è cercato di evidenziare la dipendenza del segnale RF dalla temperatura. In questa attività sono stati utilizzati un laser ad uso medicale e un ecografo ingegneristico.

Parte I

Prima Parte : Fibre ottiche e Reticoli di Bragg

Capitolo 2

Tecniche ablative mini-invasive

2.1 Introduzione

L'ablazione è una nuova classe di tecniche di mini-invasive che in alcuni ambiti hanno ormai sostituito la chirurgia. Solitamente le tecniche ablative vengono guidate da tecniche di imaging per migliorare il risultato del trattamento. Un' applicazione principale di queste tecniche è il trattamento di tumori. Altre applicazioni secondarie possono essere il trattamento di aritmie cardiache (ritmo cardiaco elevato) o fibrillazioni ventricolari (cuore che si contrae in modo scoordinato). Vengono di conseguenza trattate alcune porzione del cuore. Altro possibile utilizzo ricade nel campo dell'ablazione genica, tecnica di ingegneria genetica che comporta una soppressione selettiva di una particolare linea cellulare o tipo di cellula[8].



Figura 2.1: In fig A. è riportata la procedura di ablazione endovascolare laser, in fig B. viene riportata la procedura e HoLEP (Holmium Laser Enucleation of Prostate) [9] utilizzata per il trattamento dell'ipertrofia alla prostata

2.2 Tipi di ablazione

Le tecniche ablative possono essere di due tipi:

- Ablazione chimica viene utilizzato l'acol per bruciare i tessuti. Possibili applicazioni sono: il trattamento dei tumori e per il trattamento del reflusso venoso cronico.
- Ablazione ipertermica utilizza l'energia e all'interno di questa classe si possono distinguere:
 - 1. Ablazione laser(o LA)
 - 2. Ablazione microonde (o MWA)
 - 3. Ablazione a radiofrequenza (o RFA)

2.2.1 Ablazione laser

L'ablazione laser (o LA) utilizza un laser la cui energia viene indirizzata su un tessuto o campione mediante una fibra ottica con un diametro dell'ordine dei 0.2-0.8 mm che veicola il fascio di luce. L'energia trasferita al tessuto è relazionata con la lunghezza d'onda del fascio, dalla durata del trattamento e dalla potenza del fascio di luce emesso. La dispersione di luce da parte della fibra ottica può essere regolata grazie ad alcuni rivestimenti per generare: una fascio in cui l'emissione si concentri dalla punta, nel caso in cui il trattamento richieda un fascio focalizzato, oppure una dispersione anche laterale del fascio di luce, come nel caso di trattamento endovascolare.

L'ablazione laser può essere condotta in modalità *continuous wave* in cui si ha un'emissione continua nel tempo, oppure *pulsed wave* in cui l'emissione avviene con una certa frequenza e Duty cycle. L'efficacia del trattamento dipende dalla quantità di energia assorbita dal tessuto. Per indurre la necrosi dei tessuti è necessario raggiungere temperature superiori ai 60°C per alcuni secondi. In questa tesi sarà presentata questa attività [12].

2.2.2 Ablazione a microonde

L'ablazione a microonde (o MWA) sfrutta un campo elettromagnetico per indurre il riscaldamento. Le radiazioni elettromagnetiche hanno un range di frequenza utile tra 1-300 GHz con un range di lunghezze d'onda compreso tra i 30 cm e 1mm. Per questo trattamento si utilizzano più antenne, che generano interferenze distruttive e costruttive nei punti in cui si vuole ottenere il riscaldamento. La MWA si basa su due teorie [13]:

- *Teoria della rotazione del dipolo* Le molecole di acqua essendo dipoli presentano una distribuzione asimmetrica delle cariche. Quando vengono esposte ad un campo magnetico esterno, i dipoli tendono a ruotare allineandosi al campo esterno ed a oscillare questo genera calore, causando la morte cellulare per necrosi coagulativa.
- *Teoria della polarizzazione ionica* L'esposizione degli ioni ad un campo elettromagnetico genera urti, l'energia cinetica viene quindi convertita in calore.

I vantaggi di tale tecniche sono diversi, tra cui un migliore focus sulla zona da trattare, inoltre permettono un riscaldamento del tessuto molto più rapido rispetto ad altre tecniche questo comporta una drastica riduzione dei tempi di trattamento. In questa tesi sarà presentata questa attività.

2.2.3 Ablazione a radiofrequenza

L'ablazione a radiofrequenza (o RFA) sfrutta una corrente alternata, con una frequenza superiore ai 15 kHz che scorre all'interno del tessuto sotto trattamento.generata mediante l'uso di due elettrodi, producendo calore e inducendo necrosi coagulativa. Gli elettrodi possono essere utilizzati in configurazione monopolare, in cui si ha un elettrodo che trasporta la corrente nella zona target con un'aerea molto ridotta, dove si ha una densità di corrente elevata che genera il riscaldamento. Inoltre è presente un secondo elettrodo, definito come elettrodo di ritorno ,con un'area maggiore, questo permette di ridurre la densità di corrente all'interfaccia. Si può condurre il trattamento RFA in modalità bipolare, quindi con due elettrodi tra cui la corrente oscilla. L'ablazione a radiofrequenza oltre ad essere utilizzata per il trattamento del dolore, risulta efficace nel trattamento dei tumori con un'area ridotta (<2cm). Il tessuto quando si disidrata, aumenta la sua impedenza diventando un ostacolo al passaggio della corrente [14].

Capitolo 3

Monitoraggio della temperatura

3.1 Introduzione generale

I sensori di temperatura sono dispositivi che rilevano quantitativamente la temperatura e le sue variazioni. A seconda dell'applicazione e delle prestazioni richieste, sono disponibili sensori di temperatura con caratteristiche differenti tra loro. Una delle principali distinzioni riguarda la possibilità di effettuare la misura con o senza contatto con il target.

Nell'ultimo decennio si è riscontrato un crescente interesse verso le problematiche e lo sviluppo di nuove soluzioni per il monitoraggio non invasivo della temperatura. La necessità di monitorare la temperatura anche in situazioni più delicate e complesse come l'ambito biomedico ha reso necessario aggiungere ai sensori di temperatura già esistenti e ampiamenti utilizzati, come termocoppie, termistori e termoresistenze, l'introduzione di una nuova tecnologia quale le fibre ottiche. Le tecniche termometriche trovano applicazione in ambiti quali i trattamenti ablativi per indurre la necrosi in tessuti tumorali nei quali è necessario, per l'efficacia del trattamento avere un profilo della temperatura all'interno della zona trattata. In tali ambiti i sensori già presenti risultano essere complessi e talvolta scomodi. Una prima classificazione dei sensori di temperatura prevede:

• Sensori distribuiti: permettono di rilevare in manera distribuita la temperatura lungo una parte significativa in lunghezza del sensore[17].

• Sensori puntuali: permettono di misurare la temperatura in un singolo punto.

3.2 Termometria non invasiva

Una seconda distinzione viene fatta valutando l'invasività del sensore. Il vantaggio di questa categoria di sensori è la possibilità di misurare la temperatura, ottenendo anche una distribuzione tridimensionale senza la necessità di entrare a contatto con il target, di conseguenza sono anche definiti *contactless*. Le variazioni di temperatura rilevate, mediante tecniche di imaging, dipendono dalle proprietà tissutali e possono essere:

- la risonanza magnetica ;
- la tomografia computerizzata : è un esame radiologico, in cui i dati raccolti dal passaggio di vari fasci di raggi X nell'area interessata sono rielaborati da un computer, in modo da ricostruire una mappa di coefficienti di attenuazione tridimensionale dei diversi tipi di tessuto [18];
- *imaging a ultrasuoni*: viene applicata una tensione ad una materiale piezoelettrico, si genera così un'onda meccanica che si propaga in profondità nel tessuto. Grazie al sistema di trasmissione/riflessione dovuta alla differenza di impedenza acustica tra i tessuti, viene generata l'immagine che presenta però una risoluzione spaziale molto bassa [19];

Una nuova tecnologia di termometria non invasiva è relativa all'utilizzo degli infrarossi, che si basa sulla rilevazione delle radiazioni emesse dal calore del corpo. La temperatura viene misurata in pochi secondi posizionando lo strumento a pochi cm dalla fronte o nella cavità auricolare. L'inconveniente di tale strumento è la sua capacità di misurare solo la temperatura superficiale che può inoltre essere influenzata dal calore della stanza e da "ostacoli" come capelli o sudore.

3.3 Termometria invasiva

Le tecniche termometriche che verranno di seguito elencate sono **tecniche invasive**, dal momento in cui è richiesto il contatto tra il target e sensore. In questa categoria rientrano :

- Termocoppie;
- Termoresistenze;
- Termistori;

3.3.1 Termocoppie

Una termocoppia è un sensore per misurare la temperatura, il principio fisico sul quale si basa è l'effetto Seebeck. È costituita da due metalli diversi, uniti ad una estremità. Quando il punto di giunzione dei due metalli viene riscaldato o raffreddato, viene prodotta una tensione che può essere legata alla temperatura. La tensione $E_{1,2}$ ai capi dei due metalli, dipenderà inoltre da un *coefficiente di Seebeck* tipico per ciascun materiale, secondo questa relazione:

$$E_{1,2} = \int_{T_1}^{T_2} \sigma_{AB}(T) dT$$
 (3.1)

dove σ_{AB} è il coefficiente di Seebeck [20] della coppia di metalli e deriva dalla differenza del coefficiente del metallo A e del metallo B. L'effetto è reversibile, se applicata una tensione invece nasce un gradiente di temperatura (effetto Peltier). In questa tesi verrà utilizzata una termocoppia della National Instruments di tipo **T**, in cui si ha la congiunzione tra Rame(Cu^+) e Constantana (Cu-Ni). Sono utilizzabili nell'intervallo

200-400 °C. I fili metallici risultano essere un disturbo durante la risonanza magnetica o la tomografia computerizzata [21].

3.3.2 Termoresistenze

Definito anche *termometro a resistenza*, è un sensore che misura la temperatura a cui è sottoposto, sfruttando il principio fisico per cui la resistenza di un determinato metallo varia con il variare della temperatura (tra 0°C e 850°C):

$$R = R_0 \cdot [1 + A \cdot T + B \cdot T^2] \tag{3.2}$$

di conseguenza la temperatura può essere calcolata nel seguente modo:

$$T = \frac{-A \cdot R_0 + \sqrt{A^2 \cdot R_0^2 - 4 \cdot B \cdot R_0 \cdot (R_0 - R)}}{2 \cdot R_0 \cdot B}$$
(3.3)

in cui i parametri A e B dipendono dal grado di purezza e di invecchiamento del sensore e sono definiti secondo la norma (europea) IEC 751. Le tipologie

di termoresistenze sono classificate con l'abbreviazione del materiale utilizzato per la loro costruzione seguito dal valore di resistenza nominale, espresso in Ohm, in riferimento alla temperatura di 0 °C. Tra i più utilizzati si trovano i sensori al Platino, in cui l'abbreviazione è 'Pt', con un valore di resistenza nominale di 100 Ω e 1000 Ω [22]. Il Pt1000 verrà ampiamente utilizzato in questa Tesi.

3.3.3 Termistori

Un sensore termistore o sonda NTC [23] è un sensore composto da un materiale semiconduttore sinterizzato che, in risposta a una piccola variazione della temperatura, mostra un'ampia variazione resistiva. Generalmente, I termistori (NTC, negative temperature coefficient) hanno coefficienti di temperatura negativi che provocano la diminuzione della resistenza del termistore all'aumentare della temperatura. Esistono inoltre i sensori (PTC [24], positive temperature coefficient) in cui i coefficienti di temperatura sono positivi. Presentano un comportamento 'fortemente' non lineare anche su piccoli campi. La caratteristica a 2 parametri dei termistori è la seguente (la temperatura T è in Kelvin):

$$R_T = R_0 \cdot e^{B(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})} \tag{3.4}$$

3.3.4 Sensori in fibra ottica

Le fibre ottiche sono ampiamente utilizzate come mezzo di trasmissione a grande ampiezza di banda per le telecomunicazioni. Meno noto è che negli stessi anni si cominciava a proporre le fibre ottiche anche come sensori (FOS) [25]. I sensori in fibra ottica offrono diversi vantaggi rispetto ai sensori elettronici e meccanici. I FOS risultano immuni alle interferenze elettromagnetiche, e l'elemento sensibile è molto economico.

L'utilizzo delle fibre ottiche ha tardato a diffondersi perchè i processi di costruzione di fibre ad elevata purezza richiedono l'impiego di processi tecnologici avanzati. Le fibre ottiche però presentano alcuni problemi quali:

- Difficoltà di cablaggio;
- Difficoltà di manutenzione;
- Sensibilità alle radiazioni nucleari;

- Difficoltà costruttive;
- Connessione tra fibre ottiche difficoltosa;

I principali settori d'applicazione delle fibre ottiche sono: l'ambito medico (endoscopia, artoscopia ecc..),industriale, fotonica, astronomia e telecomunicazione. I sensori in fibra ottica consentono di monitorare diverse grandezze fisiche,oltre alla temperatura, quali:

- 1. Strain;
- 2. pH;
- 3. Emissione acustica;
- 4. Pressione;
- 5. Vibrazioni;
- 6. Accelerazione e rotazione;

I FOS possono essere interrogati facilmente a lunga distanza ed offrire una risoluzione spaziale fino a pochi centimetri. In base alla posizione del sensore, si classificano in due macro-classi [26]:

• Sensori a fibra ottica intrinseca

In questa categoria di sensori il rilevamento della grandezza avviene all'interno della fibra. La conversione di un'azione ambientale in modulazione del fascio di luce che lo attraversa dipende dalle proprietà fisiche del segnale luminoso come: la frequenza, la fase e intensità di polarizzazione. La parte sensibile quindi è la fibra ottica stessa.

• Sensori a fibra ottica estrinseca

Nei sensori a fibra ottica di tipo estrinseco invece la fibra ottica ha la funziona di guidare e trasportare la luce da una zona remota e inaccessibile.



Figura 3.1: A. sensore intrinseco, B. sensore estrinseco

Tra sensori in fibra ottica che vengono impiegati nelle misurazioni temperatura rientrano:

• Sensori a fluorescenza

La tecnologia sulla quale si basano questi sensori consiste nella relazione tra temperatura e tempo di decadimento della fluorescenza di un fosforo termosensibile situato all'estremità della fibra ottica. Il tempo impiegato dal fosforo per decadere è funzione della temperatura a cui è esposto. Una sorgente di luce interna, con andamento ad onda quadra, che si propaga lungo la fibra viene utilizzata per eccitare il fosforo. La variazione di temperatura genera l'eccitazione del fosforo che a seguito di una transizione energetica emette un segnale a fluorescenza, che percorre la fibra ottica. Il segnale fluorescente decade esponenzialmente con la temperatura. Di conseguenza sulla base di questa correlazione si risale alla temperatura. I range di temperatura all'interno del quale lavorano è -25°C e +300°C. I vantaggi di questa categoria di sensori sono: l'inerzia, sono compatibili a livello biologico e insensibili ai campi elettromagnetici. Questi sensori risultano essere invasivi e con un errore di misura non indifferente legato all'autoriscaldamento, questo risulta essere un fattore limitante quando l'elemento è rivestito di un layer nero ma trascurabile quando il laser e l'elemento sensibile sono distanziati meno di 4 mm. Poiché l'aria non assorbe i raggi Infrarossi tutto il fascio incidente viene assorbito dal target, ciò invece non risulta ugualmente vero in acqua [27].

• Sensori a retrodiffusione di Rayleigh

Quantificano la retrodiffusione di Rayleigh, quindi lo scattering elastico (o diffusione) di un'onda luminosa provocato da particelle piccole rispetto alla lunghezza d'onda, di una fibra monomodale soggetta a variazioni di temperatura. La luce si propaga nel cavo di fibra ottica attenuandosi esponenzialmente, la caratteristica dell'attenuazione viene infatti riportata in un diagramma con scala logaritmica. Lo scattering all'interno della fibra è dovuto alla differenza di materiali presenti. In questo caso si parla di backscattering poiché la direzione della diffusione delle particelle è la stessa della traiettoria iniziale ma percorsa in verso opposto[28]. Essendo *sensori distribuiti* la fibra ottica presenta una componente sensibile che si estende per una porzione della sua lunghezza. Per certificare e caratterizzare queste fibre ottiche, viene utilizzato un riflettometro ottico. Durante il suo funzionamento, il riflettometro invia una serie di impulsi nel cavo in fibra ottica , la luce del segnale in fibra verrà dispersa e riflessa dai punti lungo le fibre. La forza degli impulsi di ritorno viene misurata e integrata in funzione:

- Tempo (o ODTR)
- Frequenza (o ODFR)

e viene poi tracciata in funzione della lunghezza della fibra.



Figura 3.2: Schema di un backscattering di Rayleigh attraverso il core di una fibra ottica

• Sensori basati su interferometria di Fabry-Pérot

L'interferometro di Fabry-Pérot è costituito da due superfici piane sufficientemente riflettenti che delimitano una cavità. La distanza tra queste due superfici, detta lunghezza della cavità, determina a quali lunghezze d'onda, a seguito delle riflessioni multiple, i segnali escono dalla cavità sommandosi in fase *(interferenza costruttiva)* e quali invece escono sommandosi in opposizione di fase *(interferenza distruttiva)*. La lunghezza della cavità è un multiplo intero delle lunghezze d'onda che risuonano al proprio interno, dunque esiste una stretta correlazione tra la dimensione geometrica della cavità e la risposta spettrale della stessa[29].



Figura 3.3: Principio di funzionamento di un sensore basato su interferometro di Fabry-Pèrot

La distanza tra le due superfici riflettenti cambia con la temperatura, risultando in una variazione della risposta spettrale. Dimensionando opportunamente la lunghezza della cavità Fabry-Pérot e variando il materiale contenuto al proprio interno è dunque possibile realizzare un elemento sensibile alla temperatura.

• Reticoli di Bragg

Un reticolo di Bragg è un breve tratto di fibra ottica realizzato per filtrare le lunghezze d'onda della luce. Sono realizzati per riflettere in modo incrementale alcune porzioni di un'onda luminosa. La fibra a griglia di Bragg (FBG) è una microstruttura lunga tipicamente alcuni millimetri, il cui nucleo può essere inscritto (fotoinciso) con una fibra standard di telecomunicazione monomodale. La fibra viene illuminata trasversalmente con un raggio laser UV ed utilizzando una maschera di fase viene generato un modello d'interferenza sul suo nucleo. Questo cambiamento consiste in una modulazione spaziale periodica dell'indice di rifrazione del nucleo, creando così una struttura risonante. La loro sensibilità allo strain e alla temperatura rende possibile utilizzarli come sensori per tali grandezze. Tale sensibilità alla deformazione, durante la caratterizzazione delle proprietà termiche e il loro utilizzo, talvolta si rivela uno svantaggio che potrebbe comportare errori di misura durante le applicazioni in vivo ed in vitro. Solitamente questi FBG sono incapsulati all'interno di cateteri di quarzo.

Capitolo 4

Fibra ottica

La fibra ottica trasmette dati sotto forma di particelle di luce, o fotoni, che pulsano attraverso un cavo. Una fibra è un filamento sottile in vetro, quarzo o plastica con un diametro dell'ordine di circa 350 μ m. Il loro utilizzo per la trasmissione a lunga distanza dei segnali, in sostituizione ai fili di metallo deriva dalla loro capacità di ridurre al minimo le perdite, oltre a essere immuni alle interferenze elettromagnetiche.

4.1 Struttura

Il cavo in fibra ottica si presenta come un fascio di filamenti circolari concentrici, divisi in sezione. La zona più interna della fibra ottica risulta essere trasparente, invece la zona più esterna è opaca capace quindi di riflettere la luce. Tutte le fibre ottiche presentano quattro strati concentrici [30]:

- Core (Nucleo centrale)
- Cladding (Mantello)
- Coating (Rivestimento polimerico)
- Jacket (Rivestimento esterno)



Figura 4.1: Struttura fibra ottica

Lo spessore complessivo del Core (parte sensibile) e del Cladding è di circa 125 μ m. I rivestimenti più esterni hanno il compito di conferire alla fibra rigidità e robustezza. I fili di Kevlar, inseriti tra il Coating buffer e il Jacket conferiscono grande resistenza meccanica alla trazione, oltre ad essere resistenti al calore e alla fiamma. Il Cladding viene realizzato utilizzando un materiale con un indice di rifrazione di poco inferiore a quello che costituisce il nucleo. Il core viene solitamente realizzato con un indice di rifrazione pari a 1.522, il cladding invece i 1.343.

4.2 Principio fisico

4.2.1 Indice di rifrazione

La fibra ottica, realizzata con un materiale dielettrico, solitamente ossido di silicio permette la propagazione del fascio luminoso, grazie al fenomeno della *variazione dell'indice di rifrazione*.

L'indice di rifrazione è definito come il rapporto tra la velocità di propagazione del raggio luminoso nel vuoto ($c = 3 \times 10^8 \text{ m s}^{-1}$) e la velocità di propagazione in un mezzo diverso dal vuoto (n = c/v), dove v dipende, dalle caratteristiche e proprietà fisiche del mezzo stesso; se il mezzo è isotropo e omogeneo allora n risulta un numero maggiore di uno.

4.2.2 Legge di Snell e angolo di accettazione

Il fascio luminoso si propaga in un mezzo con un indice di rifrazione pari ad n_1 (core) con un angolo di incidenza pari a ϕ_i sulla superficie a contatto con un mezzo (cladding) che possiede un indice di rifrazione n_2 , in cui

 $n_1 > n_2$, parte del raggio è riflesso nel primo mezzo con un angolo ϕ_r pari all'angolo di incidenza, la porzione di raggio rimasta viene rifratta subendo però una deviazione della traiettoria , con un angolo ϕ_t , tale da soddisfare la *legge di Snell* [34]:



Figura 4.2: Fenomeno di rifrazione della luce all'interfaccia tra due mezzi con indice di rifrazione diverso.

Nella condizione in cui l'angolo di incidenza aumenta, si verificherebbe un aumento anche dell'angolo rifratto:

$$\frac{\sin(\phi_i)}{\sin(\phi_t)} = \frac{n_2}{n_1} \tag{4.1}$$

Nel momento in cui l'angolo di incidenza assume un valore tale per cui l'angolo rifratto è pari a 90° (quindi $\phi_t = 90^\circ$), quest'ultimo prende il nome di *angolo limite*. L'equazione diventa:

$$\sin(\phi_l) = \frac{n_2}{n_1} \tag{4.2}$$



Figura 4.3: Fenomeno di rifrazione della luce in condizione di angolo limite.

il seno di ϕ_l è il rapporto tra gli indici di rifrazione dei due mezzi. Per angoli maggiori dell'angolo limite si ha solo la riflessione (riflessione totale). Se viene inviato un fascio nella fibra ottica rispettando questa condizione, tutto il fascio viene riflesso, rimanendo confinato all'interno della fibra. Non si hanno perdite di energia per rifrazione. Il fascio di luce in questa condizione è detto **fascio guidato**, se invece l'angolo incidente fosse inferiore a ϕ_l , allora una porzione del fascio verrebbe rifratto. In questa condizione si parla di **fascio irradiato**.

Angolo di accettazione: è il massimo angolo con cui un raggio può giungere all'ingresso di una fibra garantendo poi che il fascio intendo sia **guidato** e quindi realizzare una condizione di riflessione totale:

$$\gamma_{accettazione} = \arcsin(\sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2}) \tag{4.3}$$



Figura 4.4: Apertura numerica e fascio guidato

Il seno del $\gamma_{accettazione}$ definisce invece l'**apertura numerica** della fibra ottica. Valori tipici di apertura numerica variano tra i 0.17 e 0.25 (quindi ad angoli di accettazione tra i 10° e 15°).

4.3 Dispersione modale

Il fascio luminoso all'interno della fibra si scompone in più raggi che percorrono traiettorie differenti, impiegando tempi diversi. La *dispersione modale* definisce il ritardo temporale tra il raggio che segue la traiettoria più breve e il raggio che segue la traiettoria più lunga. I modi di propagazione dipendono dalla lunghezza d'onda della radiazione inviata e dalle caratteristiche della fibra.

4.3.1 Tipologie

Le perdite all'interno delle fibre ottiche sono causate dall'indice di rifrazione. La modalità con la quale viene distribuito il valore dell'indice di rifrazione dal core verso il cladding, definisce il tipo di fibra:

- Fibre monomodali, possono essere:
 - 1. Step index;
- Fibre multimodali, possono essere:
 - 1. Step index;
 - 2. Graded index;

Fibre monomodali - step index: Presentano una variazione dell'indice di rifrazione, come indicato dal nome stesso *a gradino*, dovuto al passaggio tra l'indice del core (n_1) e del claddind (n_2) . In questa tipologia di fibra la luce ha un unico modo per propagarsi, cioè parallelamente all'asse della fibra. Questo è dovuto alle ridotte dimensioni del diametro del core (4- 10 μ m). Il cladding invece ha un diametro che può raggiungere dimensioni dell'ordine dei 250 μ m. Gli svantaggi si limitano a due punti:

- 1. Elevata potenza ottica richiesta;
- 2. Problemi di connessione a causa del piccolissimo diametro del core (perdite per disallineamento assiale);



Figura 4.5: Fibre monomodali - step index

Fibre multimodali - step index: Il principio con il quale si distribuisce l'indice di rifrazione è lo stesso delle fibre monomodali, step index. Ciò che distingue questa tipologie di fibra dalla precedente è la dimensione del diametro del core, che risulta essere di 50-60 μ m. Il diametro del cladding varia invece tra i 250 e i 750 μ m. L'aumento del diametro del core permette alla luce di propagarsi mediante ripetute riflessioni (zig zag).



Figura 4.6: Fibre multimodali - step index

Fibre multimodali - graded index: In questa categoria di fibra le dimensioni del core e cladding sono identiche alle multimodali step index. L'indice di rifrazione invece che essere costante lungo tutto la sezione del core, decresce poi bruscamente nel cladding. Decresce gradualmente dal centro del core fino alla regione di separazione con il cladding [35].



Figura 4.7: Fibre multimodali - graded index

Capitolo 5

Reticoli di Bragg

I reticoli in fibra di Bragg nati come sensori puntiformi, si sono rilevati efficaci per la misurazione di grandezze come temperatura, deformazione e pressione. Una serie di questi sensori , lungo la distanza di rilevamento, permette di ottenere un sensore *quasi distribuito*.

5.1 Principio fisico

Un reticolo di Bragg in fibra ottica monomodale si realizza inscrivendo una variazione periodica dell'indice di rifrazione. Quando quest'ultima viene esposta ad un fascio luminoso a larga banda, i reticoli inscritti nella fibra mostrano un picco, molto stretto di riflessione intorno alla lunghezza d'onda specifica, determinata dalla *condizione di Bragg*:

La condizione di Bragg è la seguente:

$$\lambda_b = 2n_{eff}\Lambda\tag{5.1}$$

dove n_{eff} è l'indice di rifrazione efficace del core e Λ è il passo del reticolo. La capacità di misurare grandezze come la temperatura, lo strain e la pressione derivano dal fatto che tali fenomeni incidono sul n_{eff} e sulla Λ modificando, di conseguenza il valore di λ_b .



Figura 5.1: Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg

signal

La variazione della λ_b , è influenzata dalla temperatura e dallo strain, secondo questa relazione:

$$d\lambda_{b} = \frac{\partial\lambda_{b}}{\partial\varepsilon}d\varepsilon + \frac{\partial\lambda_{b}}{\partial T}dT =$$

$$= [\frac{\partial}{\partial\varepsilon}2n_{eff}\Lambda]d\varepsilon + [\frac{\partial}{\partial T}2n_{eff}\Lambda]dT =$$

$$= [2n_{eff}\frac{\partial\Lambda}{\partial\varepsilon} + 2\Lambda\frac{\partial n_{eff}}{\partial\varepsilon}]d\varepsilon + [2n_{eff}\frac{\partial\Lambda}{\partial T} + 2\Lambda\frac{\partial n_{eff}}{\partial T}]dT$$
(5.2)

Dividendo entrambi i membri dell'Eq.(6.4) per λ_b , definita dell'Eq. (5.1), si ottiene la variazione relativa della lunghezza d'onda di Bragg:

$$\frac{d\lambda_B}{\lambda_B} = \left[\frac{1}{\Lambda}\frac{\partial\Lambda}{\partial\varepsilon} + \frac{1}{n_{eff}}\frac{\partial n_{eff}}{\partial\varepsilon}\right]d\varepsilon + \left[\frac{1}{\Lambda}\frac{\partial\Lambda}{\partial T} + \frac{1}{n_{eff}}\frac{\partial n_{eff}}{\partial T}\right]dT$$
(5.3)

L'equazione che relazione la variazione macroscopica di λ_b alle variazioni di temperatura e strain è [33]:

$$\Delta \lambda_b = K_\varepsilon \cdot \varepsilon + K \cdot T \tag{5.4}$$

- K_{ε} : sensibilità alla deformazione, circa pari a 1 $pm/\mu\varepsilon$.
- K : sensibilità alla temperatura, circa pari a 10 $pm/^{\circ}C$ (per un valore di λ_b attorno a 1550 nm).

Separando gli effetti che incidono su $\Delta \lambda_b$, diventa possibile analizzare separatamente l'effetto di ε e quello di T. In questa tesi si considererà trascurabile l'effetto di ε (grazie all'aggiunta di una capillare di vetro cilindro che riveste la parte sensibile) e si osserveranno solo le variazioni dovute alla temperatura [38].

5.2 Tipologie di reticoli di Bragg

La fibra ottica incisa dipenderà dall'indice di rifrazione e dalla periodicità spaziale, che quantifica la distanza tra un reticolo dal successivo. Variando la periodicità spaziale, si ottengono quattro diverse tipologie di fibre:

- Uniformi: la periodicità spaziale è costante, di conseguenza sarà constante anche la lunghezza d'onda riflessa
- *Chirped*: Si riferisce a una sorta di griglia in cui l'ampiezza del cambiamento dell'indice di rifrazione del nucleo o il periodo di cambiamento dell'indice di rifrazione della fibra diventa gradualmente più grande (o più piccolo) lungo l'asse della fibra.
- *Tilted*: L'indice di rifrazione del core della fibra viene inscritto con certo angolo rispetto all'asse della fibra.
- Array: In questa tipologia lungo la stessa fibra si hanno più reticoli di Bragg, questo permette di effettuare un sensing quasi-distribuito. I reticolo vengono inscritti a diverse lunghezze d'onda, è quindi importante affinché tutti picchi siano visibili dall'interrogatore ottico, si necessita di una elevata distanza (5-4 nm) tra i reticoli.



Figura 5.2: Tipologie reticoli di Bragg

Variando l'indice di rifrazione, si ottengo due diverse tipologie di fibre:

- Uniformi;
- *Apodizzate*: si applica una modulazione non costante (apodizzazione) all'indice di rifrazione che permette di rimuovere di rimuovere i lobi secondari dello spettro riflesso; Questa tecnica include fibre di tipo:
 - 1. uniforme: costante per tutti i periodi, con offset positivo.
 - 2. *raised-cosine-apodized*: offset nullo, con una forma longitudinale a coseno rialzato.
 - 3. gaussian apodized: con offset positiva e forma gaussiana.
 - 4. *discrete phase shift*:le fibra divisa a metà presenta due andamenti diversi, in opposizione di fase, con offset positivo.

5.3 Processi di frabbricazione

I reticoli di Bragg vengono inscritti realizzando una variazione sistematica (periodica o aperiodica) dell'indice di rifrazione nel nucleo di un particolare tipo di fibra ottica utilizzando un laser UV, sfruttandone la sua fotosensibilità.

1. phase mask: la scrittura dei reticoli all'interno del core fotosensibile della fibra, viene realizzata posizionando una maschera tra il fascio laser UV (sorgente) e la fibra. L'ombra della maschera fotografica determina così la struttura del reticolo, basata sull'intensità trasmessa dalla luce che raggiunge la fibra. Questa tecnica viene utilizzata per reticoli di Bragg chirped, che non possono essere fabbricati con la tecnica dell'interferenza [39];



Figura 5.3: Metodo di fabbricazione phase mask

2. *laser a femtosecondi (o point-by-point)*: il laser UV emette impulsi luminosi della durata di qualche centinaio di femtosecondi e viene usato per scrivere un reticolo in una fibra, punto per punto. I vantaggi di questo metodo sono l'elevata risoluzione spaziale e temporale. Questo metodo è applicabile alla fabbricazione di reticoli a lungo periodo e per i reticoli inclinati (tilted).



Figura 5.4: Metodo di fabbricazione point-by-point

3. *litografia a interferenza* (o *litografia olografica*): questo metodo utilizza due fasci di luce.II fascio UV madre viene scomposto in due fasci che, convogliate verso la fibra si influenzano vicendevolmente creando una distribuzione periodica di intensità lungo il modello. L'indice di rifrazione della fibra fotosensibile varia secondo l'intensità della luce a cui è esposta. Questo metodo consente di scrivere i reticoli a diverse lunghezze d'onda di Bragg, poichè dipendente dal periodo di interferenza e a sua volta dall'angolo di incidenza del laser. La precisione della scrittura dei reticoli di Bragg dipende, però dalla stabilità meccanica del sistema ottico;



Figura 5.5: Metodo di fabbricazione litografia a interferenza

5.4 Interrogatore ottico

L'interrogatore ottico è uno strumento utilizzato per rilevare le lunghezze d'onda di Bragg derivanti dal segnale riflesso di ciascun reticolo inscritto all'interno della fibra, permettendo quindi di misurare le variazioni di temperatura. I componenti fondamentali sono.

- Sorgente luminosa: che può essere LED (light emitted diode), SLED (superluminescent LED) o LD (laser diode)
- Isolatore ottico: componente che impedisce alla luce che viene riflessa di tornare in ingresso alla sorgente stessa.
- Circolatore: serve per veicolare i segnali in uscita verso il fotorivelatore.
- Filtri di lunghezza d'onda: selezionano la lunghezza d'onda per poter interrogare uno specifico sensore, sono posti a valle della sorgente.

Esistono due tipi di interrogatori ottici: a *banda larga* (LED O SLED) e a *laser tunabile*(LD). La differenza consiste nella capacità che ha la tecnica a *laser tunabile* di concentrarsi su una banda molto stretta che permette di spazzare la gamma di lunghezze d'onda di interesse. Così facendo, il segnale non necessita di alcun filtraggio dopo la sua riflessione che si verifica quando la lunghezza del segnale luminoso coincide con la lunghezza di Bragg del reticolo. Il segnale viene inviato al fotodiodo e poi ad un amplificatore a transimpedenza che converte la corrente in una tensione analogica proporzionale alla potenza ottica a quella determinata lunghezza d'onda. Gli interrogatori a laser tunabile, presentano segnali luminosi emessi dalla sorgente che hanno la stessa intensità a tutte le lunghezze d'onda. questo produce un rapporto SNR (rapporto segnale-rumore) maggiore.
In questa tesi per l'interrogazione delle fibre ottiche è stato utilizzato il Micron Optcis HYPERION si155 di *Luna Technologies*®, a laser tunabile, con le seguenti specifiche tecniche:



Figura 5.6: Interrogatore ottico utilizzato [40].

Numeri di canali per sistema	1 o 4 (paralleli)
Gamma di lunghezze d'onda	fino a 160 nm
Precisione delle lunghezze d'onda	1 pm
Velocità di scansione del sensore	fino a 5000 Hz (scansione 80 nm)
Misurazione dello spettro completo	incluso, velocità dati 10 Hz
Interfaccia dati	Ethernet

Ricerca dei picchi L'interrogatore ottico per la ricerca automatica dei picchi relativi ai reticoli di Bragg inscritti, effettua un primo filtraggio dei segnali, per ridurre il rumore. Il filtro utilizzato è un filtro derivativo il cui output è la derivata del sengale in ingresso. Per la ricerca si applica il metodo dello zero crossing.

L'interrogatore ricerca il picco in corrispondenza della lunghezza d'onda dove il segnale si annulla. Dopo il filtraggio però il segnale presenta un numero di zeri maggiore rispetto al segnale originale è necessario selezionare un valore di larghezza dell'intervallo all'interno del quale l'interrogatore ottico deve ricercare. Il *Luna Technologies* offre diverse opzioni come la possibilità di impostare la larghezza dell'intervallo di ricerca a 1nm, 0.5nm e 0.25 nm (opzioni numero 130,129 e 128) [37].

L'interfaccia che si presenta all'utente è la seguente:





Figura 5.7: Interfaccia software dell'interrogatore ottico, nell'immagine è collegata una fibra ottica in cui sono stati scritti 20 reticoli FBG.

•

Capitolo 6

Caratterizzazione delle fibre ottiche

6.1 Introduzione

L'utilizzo dei sensori in fibra ottica basati su reticoli di Bragg richiede una prima fase di caratterizzazione in cui vengono stimati i parametri caratteristici di ciascun reticolo. La lunghezza d'onda (λ_M) varia in funzione della temperatura (T), secondo questa relazione:

$$\lambda_M = \lambda_0 + kT \tag{6.1}$$

Dove T è espressa in °C, λ_M invece è riportata in nm ed è la lunghezza d'onda misurata dall'interrogatore ottico. Come si evince dall'equazione (6.1), la relazione tra le due grandezze è lineare, la caratterizzazione dovrà quindi determinare:

- k il coefficiente angolare della retta, ed è la sensibilità del sensore, espressa in $\frac{pm}{\circ C}$.
- λ_0 l'intersezione con l'asse delle lunghezze d'onda ad una T=0 °C, espressa in nm

6.2 Strumenti utilizzati e set-up

In questa tesi verranno caratterizzati dieci sensori:

- 1. Array A
- 2. Array B
- 3. Array C
- 4. Array 1
- 5. Array 2

- 6. Array singolo plastica
- 7. Array singolo metallo
- 8. Array FOS con/senza coating
- 9. Array CORNING con coating



Figura 6.1: Set up per la caratterizzazione

Strumenti utilizzati:

- Camera climatica (VC 4018) (A)
- Micron Optics HYPERION si155(B)
- Fluke 8846A (C)
- Sensori di temperatura utilizzati:
 - 1. Pt1000, coefficienti: $A=+3.9083\cdot 10^{-3} (^{\circ}C)^{-1}, B=-5.775\cdot 10^{-7} (^{\circ}C)^{-2},$ $R_{0}=1000\Omega$.
 - 2. Sonda ROTRONIC HW4.

6.3 Procedura

La procedura adottata prevede l'utilizzo di una camera climatica, all'interno della quale la temperatura viene controllata e gestita dall'utente sulla base di un programma preimpostato. Per la caratterizzazione si prende in considerazione il processo di riscaldamento in un range compreso tra i 20 e i 60 °C. Il processo di riscaldamento non è lineare ma è diviso in gradini, con una durata di 20/30 minuti ciascuno. Per tutte le caratterizzazioni successive la parte sensibile delle fibre viene lasciata sospesa all'interno di una scatola di cartone inserita nella camera per evitare eccessivi spostamenti dovuti al flusso d'aria (Fig. (6.2)). All'interno della camera viene poi aggiunto un sensore per registrare il profilo di temperatura:



Figura 6.2: Posizione delle fibre nella camera

Nel caso in cui si utilizzi la sonda ROTRONIC HW4, questa è fornita di un suo programma per l'acquisizione e il salvataggio dei dati, l'utente può scegliere la frequenza di campionamento. Nel caso in cui si utilizzi il pt1000 con il FLUKE 8846A, l'acquisizione e il salvataggio dei dati è gestita da un programma labVIEWTM. La resistenza del termoresistore al platino R_M viene misurata dal multimetro in configurazione 4 cavi per ridurre il contributo delle resistenze di cavi e contatti, il programma labVIEWTM invece converte la R_M misurata in temperatura grazie all'equazione (3.3).



Figura 6.3: Ohmmetro 4 fili e i terminali per la misura

Tutte le prove di caratterizzazione sono state condotte con un frequenza di campionamento pari a 1000Hz per il Micron Optics HYPERION si155,Pt1000 e sonda ROTRONIC. Per ogni prova di caratterizzazione e sono stati acquisiti due set di dati, raccolti in condizioni di ripetibilità, con lo stesso programma di temperatura :

- Training set da cui vengono stimati i parametri
- Test set su cui vengono testati i parametri precedentemente calcolati.

6.3.1 Elaborazione del training set

Per elaborare i dati del training set è stato utilizzato MATLAB. Nel processo di **caratterizzazione**, l'aumento della temperatura avrà un profilo a gradino che verrà registrato da un sensore di temperatura (Fig. (??)). Ciascun reticolo dell'array in esame registrerà una variazione della lunghezza d'onda (λ_M) con il medesimo comportamento. L'esempio riporta un aumento di temperatura diviso su **cinque** gradini (20,30,40,50 e 60 °C).



Figura 6.4: STEP 0 andamento della lunghezza d'onda di Bragg del n-esimo reticolo e del sensore di temperatura

STEP 1 Per ogni gradino di temperatura registrato viene scelto un campione in cui il reticolo ha raggiunto una certa stabilità nel valore della lunghezza d'onda (λ_M) .



(a) campioni scelti per ogni gradino (cerchio rosso) e corrispondente valore di temperatura nell'andamento del segnale acquisito dal sensore (cerchio blu)



(b) Step 1: zoom gradino, il valore di λ_M è stabile nell'intorno di 1589.795 nm

Figura 6.5: STEP 1 scelta del campione

STEP 2 Si considera, una finestra con una durata temporale di 2 minuti (riquadro rosso) che precede il campione scelto e viene calcolata la media di tutti i valori di lunghezza d'onda misurata del singolo reticolo $(\overline{\lambda_M})$ e temperatura (\overline{T}) contenuti in quella finestra.



Figura 6.6: STEP 2 media dei campioni che ricadono all'interno della finestra temporale

STEP 3 lo **STEP 2** viene poi ripetuto per tutti i gradini fornendo, in questo caso, cinque coppie $\overline{T} - \overline{\lambda_M}$ (pari al numero di gradini) per ciascun reticolo dell'array che contribuiranno al *fitting* lineare dei dati.



Figura 6.7: STEP 3 retta che interpola i valori $(T-\lambda_M)$ di un solo reticolo del array

La funzione *polyfit* di MATLAB restituisce come output i due coefficienti della retta ($K \in \lambda_0$). Gli step sono stati implementati all'interno di un codice

MATLAB, che svolge inoltre una serie di controlli sulle lunghezze d'onda misurate dall'interrogatore ottico.

6.3.2 Test set

I parametri $(K \in \lambda_0)$ per ciascun reticolo dell'array vengono poi utilizzati per mostrare l'andamento di temperatura registrato nel secondo set di dati. La temperatura si ricava invertendo la relazione (6.1):

$$T = \frac{\lambda_M - \lambda_o}{K} \tag{6.2}$$

Poiché gli array sono sospesi in aria in condizione di ventilazione forzata, viene esclusa a priori l'ipotesi di un possibile gradiente di temperatura. Il risultato atteso deve mostrare una certa coerenza tra l'informazione fornita dai reticoli e la misura di temperatura registrata con il sensore utilizzato e allo stesso tempo differenze nelle temperature misurata tra i vari reticoli non superiori ai 1-2 °C, poiché all'interno di una stessa camera climatica sottoposti quindi alla stessa temperatura.



Figura 6.8: Fig A. risultato atteso, fig B. esempio di risultato errato

Un risultato come in fig B. indicherebbe una caratterizzazione non corretta oppure un'instabilità del sensore. La procedura appena descritta (elaborazione del training set e test set) viene ripetuta per tutte le caratterizzazioni mostrate di seguito.

6.4 Caratterizzazione 1

In questa prova sono stati caratterizzati quattro array:

- 1. Array A- Array FBG, non rivestito dal capillare di vetro
- 2. Array B- HD FBG array, non rivestito dal capillare di vetro
- 3. Array C- UA FBG array, non rivestito dal capillare di vetro
- 4. Array 1- rivestito dal capillare di vetro

Gli HD FBG array presentano due linee parallele di reticoli inscritti, all'interno dello stesso core, sfasati tra di loro di una certa distanza, in questo caso la spaziatura dell'Array B è pari ad 1 mm. L' Array C è di tipo UA, quindi uniform array, con i reticoli fotoincisi su un'unica linea.

Nome	Numero reticoli	$\lambda_{start}[\mathbf{nm}]$	λ_{end} [nm]	$\Delta \lambda$ [nm]
Array A	2	1545	1550	5
Array B	20	1500	1595	5
Array C	20	1505	1600	5
Array 1	24	1502	1593	5

Tabella 6.1: Specifiche array caratterizzazione 1

dove λ_{start} e λ_{end} sono le lunghezza d'onda dove vengono scritti il primo e l'ultimo reticolo, $\Delta \lambda$ è la spaziatura tra le lunghezze d'onda di due reticoli consecutivi.



Figura 6.9: Posizione dei reticoli e loro lunghezza d'onda

In questa caratterizzazione il sensore di temperatura utilizzato è la sonda ROTRONIC HW4. Il set up è rappresentato in Fig. (6.2). Il Micron Optics HYPERION si155 e la sonda sono stati impostati per acquisire un campione al secondo (1000Hz). Il profilo di riscaldamento impostato per le due prove (training set e test set) nella camera è il seguente:



Figura 6.10: Profilo di riscaldamento caratterizzazione 1

La temperatura sale gradualmente dai 20°C ai 60°C e poi viene registrato il ritorno a 20°C, con una variazione costante di 10°C. La coppia $\overline{T} - \overline{\lambda_M}$ del gradino di ritorno a 20°C poiché non sempre stabile, viene esclusa dal fitting per evitare eccessivi spostamenti della retta. La prova quindi ha una durata totale di 120 minuti (2 ore). L'andamento della tempertura registrato dal ROTRONIC nelle due prove è il seguente:



Figura 6.11: Andamento della temperatura nelle due prove

per ciascun reticolo degli array collegati vengono ripetuti gli STEP 1 , STEP 2, STEP 3 (Fig. (6.4),(6.5a),(6.6),(6.7)) e si ricavano i valori di λ_0 e k. Le rette che interpolano i punti per ciascun reticolo vengono di seguito riportati:



Figura 6.12: Retta che interpola i valori per l'array A



Figura 6.13: Retta che interpola i valori per l'array B



Figura 6.14: Retta che interpola i valori per l'array C



Figura 6.15: Retta che interpola i valori per l'array 1

Risulta quindi utile, per valutare la bontà del fitting calcolare per ciascun reticolo il massimo errore di linearità (scarto tra la retta e il punto) in valore assoluto. Per l'array A (array doppio) si ha uno scarto di linearità massimo (valore assoluto) di 1.1446 °C per il primo reticolo e di 1.15062°C per il secondo reticolo. Per i restanti tre array invece:





(a) Massimo errore di linearità in valore assoluto per ARRAY B

(b) Massimo errore di linearità in valore assoluto per ARRAY C



(c) Massimo errore di linearità in valore assoluto per ARRAY 1

Figura 6.16: Scarti caratterizzazione 1

Parametri stimati

Sensibilità (k)	(nm)
$[pm/^{\circ}C]$	λ_0 (IIIII)
10.1829	1544.349
10.2395	1549.353

Tabella 6.2:	Parametri array	Α,	2	reticol	li
--------------	------------------------	----	---	---------	----

$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	nm]
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$.151
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$).28
$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$.181
5 9.9703 1519.911 10.4522 1525 6 9.9512 1524.442 10.4831 1529 7 10.0938 1520.666 10.4695 1524	.098
6 9.9512 1524.442 10.4831 1529 7 10.0838 1520.666 10.4605 1524	5.09
7 10.0020 1520.666 10.4605 1524	.745
(10.0838 1529.006 10.4695 1534	.825
8 10.071 1534.643 10.5207 1539	9.96
9 10.0761 1539.661 10.5762 1544	.905
10 10.0555 1544.359 10.6236 1549	.694
11 10.2474 1549.623 10.6092 1554	.649
12 10.2381 1554.39 10.6985 1559	.582
13 10.3035 1559.35 10.6639 1564	.304
14 10.3075 1564.24 10.7152 1569	.305
15 10.0896 1569.099 10.7484 1574	.263
16 10.3347 1573.937 10.7974 1579	.341
17 10.3793 1578.796 10.8381 1584	.242
18 10.3525 1583.811 10.8256 1588	.855
19 10.3658 1588.666 10.8446 1594	.071
20 10.321 1593.715 9.62245 1598	.829

Tabella 6.3: Parametri **array B**, 20 reticoli (colonne 2,3), parametri **array** C, 20 reticoli (colonne 4,5)

Sensibilità (k) $[pm/^{\circ}C]$	n λ_0 [nm]
10.4043	1502.318
10.0582	1506.281
10.3035	1510.231
10.4806	1513.91
10.5239	1517.996
10.5527	1522.075
10.5986	1526.015
10.6325	1529.878
10.6253	1533.696
10.6691	1537.857
10.6862	1542.092
10.695	1546.005
10.7477	1549.947
10.7765	1553.655
10.7917	1557.714
10.825	1561.756
10.8725	1565.707
10.8831	1569.528
10.9263	1573.369
10.9079	1577.508
10.9122	1581.575
10.9634	1585.464
10.9939	1589.304
10.889	1593.119
	Sensibilità (k) [pm/°C] 10.4043 10.0582 10.3035 10.4806 10.5239 10.5527 10.5986 10.6325 10.6253 10.6691 10.6691 10.6862 10.695 10.7477 10.7765 10.7765 10.7765 10.7917 10.825 10.8831 10.9263 10.9079 10.9122 10.9634 10.9939 10.889

Tabella 6.4: Parametri **array 1**, 24 reticoli



Figura 6.17: Confronto relazione Sensibilità - λ_B Caratterizzazione 1

Il valore della sensibilità (k), dovrebbe aumentare in funzione della λ_b , come si può notare dalla Fig. (6.17) in alcuni casi si ha un'improvvisa variazione dell'andamento di questo valore. Valutazione parametri sul test set Viste le considerazioni fatte precedentemente (Fig.(6.8)), si testano i parametri stimati sul secondo set di dati, per valutare la coerenza della temperatura misurate dai reticoli :



Figura 6.18: Fig.A **array** \mathbf{A} , Fig.B **array** \mathbf{B} , Fig.C/C1 **array** \mathbf{C} ed ingrandimento di uno dei gradini, Fig.D/D1 **array** \mathbf{D} ed ingrandimento di uno dei gradini

Come si può notare dalla Fig. (6.18), l'array A,B,1 mostrano un andamento di temperatura coerente con il programma impostato nella camera climatica e inoltre il range di incertezze nelle temperature misurate dei reticoli non supera i \pm 0.5°C. L'array C invece (Fig. C /C1) mostra un andamento molto simile agli array precedenti ma in questo caso è presente il reticolo 20 (identificato dal plot azzurro) la cui misura è inferiore di 1 °C dalla temperatura misurata dai restanti reticoli, questo potrebbe essere dovuto ad una errata scrittura del reticolo.

6.5 Caratterizzazione 2

In questa prova sono stati caratterizzati due array:

Nome reticolo	Numero reticoli	$\lambda_0 [\mathbf{nm}]$
Array singolo - plastica	1	1555
Array singolo - metallo	1	1555

TT 1 11 C	-	0 .0 1				0
Tabella b :	h.	Specifiche	arrav	caratter	izzazione	- 7
	J .	opeomene	array	Caratori	1220210110	_

le due fibre ottiche impiegate in questa caratterizzazione sono realizzate da un'azienda non si conoscono quindi ulteriori specifiche. La particolarità di questi array è nel rivestimento della parte sensibile:



Figura 6.19: Array caratterizzazione 2 e il Pt1000

Come viene evidenziato dalla Fig. (6.21) il sensore di temperatura utilizzato per registrare la temperatura all'interno della camera climatica durante le due prove è il Pt1000. Il programma di riscaldamento previsto per questa caratterizzazione è il seguente:



Figura 6.20: Profilo di riscaldamento caratterizzazione 2



Figura 6.21: Set up caratterizzazione 2

La temperatura aumenta gradualmente dai 20°C ai 60°C con un passo di 10°C. I gradini hanno una durata temporale di 30 minuti, per un totale di 180 minuti (2 ore e mezza). Per il fitting dei parametri si hanno a disposizione quindi cinque coppie di valori $\overline{T} - \overline{\lambda_M}$. L'andamento della temperatura registrato dal Pt1000 nelle due prove è il seguente:



Figura 6.22: Andamento della temperatura nelle due prove

Nel test set, inizialmente la camera era a 25°C, l'acquisizione è partita prima che la camera raggiungesse i 20°C per far poi partire il processo di risaldamento. Quel primo transitorio di discesa oltre a non influenzare la caratterizzazione permette di valutare il comportamento delle fibre durante un processo di raffreddamento rapido. Per ciascun reticolo degli array collegati vengono ripetuti gli STEP 1 , STEP 2, STEP 3 (Fig. (6.4),(6.5a),(6.6),(6.7)) e si ricavano i valori di λ_0 e k. Le rette che interpolano i punti per ciascun reticolo vengono di seguito riportati:



(a) Retta che interpola i valori per l'array singolo plastica



(b) Retta che interpola i valori per l'array singolo - metallo

Caratterizzazione delle fibre ottiche							
Nome reticolo	Sensibilità (k) [pm/°C]	$\lambda_0 \; [\mathbf{nm}]$	Massimo errore di linearità in valore assoluto [°C]				
Array singolo - plastica	10.687	1555.035	0.48701				
Array singolo - metallo	12.911	1555.128	0.3194				

Tabella 6.6: Parametri caratterizzazione 2

Valutazione parametri sul test set Sulla considerazioni fatte precedentemente (Fig.(6.8)), si testano i parametri stimati sul secondo set di dati, per valutare la coerenza della temperatura misurate dai reticoli (la temperatura viene ricavata grazie all'equazione (6.2)):



Figura 6.24: Valutazione parametri sul test set caratterizzazione 2

Come si può vedere in figura l'andamento dei due array e concorde con ciò che viene acquisito dal pt1000, ma vi è un errore di linearità massimo in valore assoluto pari a -0.1376 °C per l'Array singolo - plastica e 0.1183 °C per l'Array singolo - metallo .

6.6 Caratterizzazione 3

Nelle fibre precedentemente caratterizzate venivano inscritti i reticoli di Bragg senza rimuovere il coating, in questo caso vengono analizzati tre array di due aziende differenti, la FOS e la CORNING privi di capillare in vetro dove sono state utilizzate due procedure per la realizzazione:

- 1. Reticoli vengono inscritti nella fibra e poi si rimuove il coating (Fig.(4.1)).
- 2. Reticoli vengono inscritti nella fibra dopo aver rimosso il coating grazie ad una procedura di *stripped off* (procedura rivelatasi poco funzionale e molto lenta).

Nome array	numero reticoli	λ_{start} [nm]	$\lambda_{end} \ [{f nm}]$	$\Delta\lambda$ [nm]	con/senza coating
CORNING c.c.	24	1502	1594	4	con coating
FOS c.c.	24	1502	1594	4	con coating
FOS s.c.	24	1502	1594	4	senza coating

Tabella 6.7: Specifiche array caratterizzazione 3

Il set up è riportato in Fig.(6.2). La prova prevede un riscaldamento controllato da 20°C a 60°C, con gradini di 10°C e una durata di 20 minuti ciascuno, per una durata totale di 100 minuti (1 ora e 40 minuti).



Figura 6.25: Programma di riscaldamento della caratterizzazione 3

I parametri in tabella fanno riferimento alla Fig. (6.10). Il programma di riscaldamento delle due prove viene registrato con il Pt1000 e con la sonda ROTRONIC :



Figura 6.26: Programma di riscaldamento della caratterizzazione 3

per ciascun reticolo degli array collegati vengono ripetuti gli STEP 1 , STEP 2, STEP 3 (Fig. (6.4),(6.5a),(6.6),(6.7)) e si ricavano i valori di λ_0 e k. Le rette che interpolano i punti per ciascun reticolo vengono di seguito riportati:



Figura 6.27: Retta che interpola i valori per l'array CORNING c.c.



Figura 6.28: Retta che interpola i valori per l'array FOS c.c.



Figura 6.29: Retta che interpola i valori per l'array FOS s.c.

Per valutare la bontà del fitting viene calcolato per ciascun reticolo il massimo errore di linearità (scarto tra la retta e il punto) in valore assoluto:



Figura 6.30: Massimo errore di linearità in valore assoluto per l'array CORNING c.c,FOS c.c e FOS s.c.

Numero reticolo	Sensibilità (k) [pm/°C]	[nm]	Sensibilità (k) [pm/°C]	[nm]	Sensibilità (k) [pm/°C]	[nm]
1	9.4879	1502.365	9.5496	1502.205	9.7636	1502.357
2	9.5121	1506.501	9.5553	1506.315	9.7941	1506.48
3	9.5381	1510.464	9.5659	1510.230	9.8174	1510.386
4	9.5669	1514.363	9.5813	1514.100	9.8223	1514.296
5	9.6390	1518.339	9.6180	1518.056	9.8505	1518.281
6	9.6235	1521.983	9.6297	1521.614	9.8575	1521.912
7	9.6700	1526.224	9.6700	1525.848	9.8993	1526.153
8	9.6409	1530.233	9.6693	1529.866	9.9097	1530.116
9	9.6746	1534.197	9.6927	1533.885	9.9398	1534.232
10	9.6695	1537.962	9.6920	1537.635	9.9621	1537.914
11	9.7168	1542.055	9.7159	1541.703	9.9955	1542.062
12	9.7192	1545.910	9.7711	1545.585	10.0273	1545.871
13	9.7675	1549.737	9.7211	1549.395	10.0429	1549.688
14	9.7910	1553.696	9.7769	1553.387	10.0709	1553.628
15	9.7449	1557.823	9.7937	1557.462	10.0674	1557.781
16	9.8195	1561.801	9.8513	1561.496	10.1201	1561.704
17	9.8618	1565.780	9.8858	1565.679	10.1571	1565.67
18	9.8777	1569.6882	9.89276	1569.318	10.1413	1569.571
19	9.9174	1573.6224	9.88311	1573.558	10.1915	1573.578
20	9.8949	1577.4883	9.9362	1577.397	10.1857	1577.53
21	9.9896	1581.3352	9.9685	1581.524	10.2322	1581.535
22	10.0207	1585.3642	9.99823	1585.147	10.2628	1585.358
23	10.0481	1589.3295	10.11868	1589.364	10.2776	1589.408
24	10.2113	1593.3389	10.2662	1593.028	10.3391	1593.151

6.6 - Caratterizzazione 3

Tabella 6.8: Parametri stimati array CORNING c.c. 24 reticoli (colonne 2,3), parametri stimati array FOS c.c 24 reticoli (colonne 4,5), parametri stimati array FOS s.c 24 reticoli (colonne 6,7)

Il valore della sensibilità (k), aumenta in funzione della λ_b , come si può notare dalla Fig. (6.31).



Figura 6.31: Confronto relazione Sensibilità - λ_B Caratterizzazione 1

Valutazione parametri sul test set Viste le considerazioni fatte precedentemente (Fig.(6.8)), si testano i parametri stimati sul secondo set di dati, per valutare la coerenza della temperatura misurate dai reticoli :



Figura 6.32: Valutazione parametri sul test set caratterizzazione 3

6.7 Caratterizzazione 4

In questa sezione vengono stimati i parametri $k \to \lambda_0$ dell' Array 2 dove la parte sensibile è rivestito da un capillare di vetro:

Nome	Numero reticoli	λ_{start} [nm]	λ_{end} [nm]	$\Delta\lambda$ [nm]
Array 2	24	1506	1597	5

La temperatura all'interno della camera climatica viene registrata grazie ad al Pt1000. Il programma impostato per la caratterizzazione è differente dai precedenti:

Viene svolta un'unica prova di riscaldamento da cui si stimano i parametri richiesti dell' Array 2 (solo il training set). La prova prevede un riscaldamento che parte da 20°C fino ad un massimo di 60°C. In questo caso come si può notale dalla Fig. (6.35), la variazione di temperatura di ogni gradino è variabile. Sono stati aggiunti ai gradini 20,30,40,50,60°C anche un gradino a 25,35,45,55 °C. La durata temporale di ciascun gradino è di 20 minuti, per un totale di 180 minuti (3 ore). Dalla Fig. (6.33b) si può notare un processo di raffreddamento a 55°C, questo è dovuto ad uno







(b) Segnale di temperatura registrato dal Pt1000

Figura 6.33: Caratterizzazione 4

spegnimento anticipato della camera climatica, prima che terminasse il programma (prima di arrivare a 60 °C). La coppia di valori $\overline{T} - \overline{\lambda_M}$ relativi ai 55 °C e 60 °C, verranno, quindi, esclusi dal fitting.

Per ciascun reticolo dell' Array 2 vengono ripetuti gli STEP 1, STEP 2, STEP 3 (Fig. (6.4), (6.5a), (6.6), (6.7)) e si ricavano i valori di λ_0 e k. Le rette che interpolano i punti per ciascun reticolo vengono di seguito riportati:



Figura 6.34: Retta che interpola i valori per l'array2

L'errore massimo di linearità che si presenta in ciascuno reticolo:



Figura 6.35: Massimo errore di linearità in valore assoluto per l'array 2

Numero reticolo	Sensibilità (k) $[pm/^{\circ}C]$	lambda0 [nm]
1	10.3510	1506.151
2	10.6440	1510.065
3	10.3631	1513.816
4	10.5241	1517.836
5	10.7284	1521.867
6	10.5330	1525.775
7	10.6686	1529.721
8	10.6192	1533.612
9	10.6553	1537.844
10	10.5356	1541.768
11	10.8864	1545.558
12	10.8165	1549.522
13	10.8181	1553.324
14	10.8632	1557.418
15	10.8617	1561.284
16	10.9143	1565.347
17	10.8818	1569.245
18	10.9041	1573.107
19	10.9904	1577.145
20	11.0256	1581.338
21	11.0361	1585.248
22	11.0932	1589.243
23	11.0869	1593.044
24	11.2166	1597.103

 $Caratterizzazione\ delle\ fibre\ ottiche$

Tabella 6.9: Parametri stimati, caratterizzazione 4



Figura 6.36: Sensibilità (k) in funzione della λ_b per l'Array 2

Il valore della sensibilità (k), aumenta in funzione della λ_b , come si può notare dalla Fig. (6.36).

6.8 Correzione Array 2

L'Array 1 ((6.4)) e l'Array 2((6.7)) erano stati precedentemente caratterizzati con un setup diverso. I due array venivano inseriti all'interno di un tubo metallico insieme al sensore di temperatura e poi riposti all'interno della camera climatica.



Figura 6.37: Setup utilizzato in caratterizzazioni precedenti

Si è deciso di confrontare quale dei due setup per la caratterizzazione fosse il migliore (1. Fig.(6.2) oppure 2. Fig.(6.37)). Si è quindi impostato una terza prova di riscaldamento in cui il programma è riportato in Fig. (6.35). I due array, in questo caso, sono stati posizionati in orizzontale all'interno della camera, privi di tubo metallico:



Figura 6.38: Posizionamento array 1 e array 2 nella camera

Il sensore di temperatura utilizzato è il pt1000. Dal set di dati ottenuti verrà ricavata la temperatura (usando l' Eq. (6.2)), dove i valori di $k \in \lambda_0$ sono stati stimati nelle due condizioni. L'array 1 ((6.4)) e l' array 2((6.7)) possiedono entrambi, 24 reticoli.



caratt. SOSPESO IN VERTICALE 60 55 50 **ु** 45 atura [Jadua 35 30 25 20 0.6 0.2 0.4 0.8 1.2 1.4 1.6 1.8 Tempo [h]

Viene quindi di seguito riportato l'andamento di temperatura dei due array:

(a) **Array 1** con i parametri stimati con (b) **Array 1** con i parametri stimati con la caratterizzazione nel tubo metallico la caratterizzazione sospesi in verticale



(c) **Array 2** con i parametri stimati con (d) **Array 2** con i parametri stimati con la caratterizzazione nel tubo metallico la caratterizzazione nel tubo metallico

Figura 6.39

Come si può notare dalle Fig.(6.39b) e Fig.(6.39d) la caratterizzazione che prevede le fibre sospese in verticale nella camera porta ad una migliore accuratezza. I parametri ricavati all'interno del tubo metallico evidenziano un gradiente di temperatura tra i vari reticoli, nonostante siano all'interno di una camera controllata e ad una distanza molto piccola (ordine dei mm), dal primo all'ultimo reticolo vi è una differenza di circa 4°C- 5 °C, ciò è poco probabile. In (Fig. (6.39c) e Fig. (6.39d)) si nota, anche in questo caso un miglioramento, però le temperature misurate differiscono ancora di 1-2 °C. Per l'*Array* 2 è stata fatta una correzione dei parametri, per verificare se la situazione in Fig. (6.39d) fosse dovuta ad un'errata caratterizzazione o ad una instabilità del sensore stesso. La correzione prevede un'acquisizione a temperatura
ambiente, dove la temperatura viene registrata dal Pt1000 e dai sensori in fibra ottica (Array 2). I due sensori vengono posizionati molto vicini in un ambiente dove la temperatura è abbastanza uniforme grazie all'utilizzo di un blocco di alluminio e polistirolo. Si valuta poi la differenza tra la temperatura misurata dal Pt1000 (supposta corretta e quindi presa come riferimento) e la temperatura del sensore in fibra ottica (incerta) e dal ΔT si risale al $\Delta \lambda$ che verrà poi sommato per correggere la λ_B .

Setup I due array e il sensore di temperatura (Pt1000) sono stati posizionati su un blocco di alluminio coperto poi da un tappo di polistirolo per rendere l'ambiente isotermico.



Figura 6.40: Set up per la correzione dell' Array 2



Figura 6.41: Array 1 e Array 2

L'acquisizione è stata fatta a temperatura ambiente per una durata di 45 minuti (vettore T_{Pt1000}). Dopo è stata calcolata la media del vettore T_{Pt1000} , per ridurre il rumore ottenendo così un singolo valore di temperatura \overline{T}_{Pt1000} . Per i valori acquisiti dai 24 reticoli dell'Array 2 è stata calcolata la media ottenendo 24 valori di temperatura ($\overline{T}_{reticolo1}, \overline{T}_{reticolo2}, ..., \overline{T}_{reticolo24}$). Si pone la temperatura (ricavata dall'Eq. (6.2)) misurata dal n-esimo reticolo pari al valore \overline{T}_{Pt1000} :

$$\overline{T}_{reticolo1} = \frac{\lambda_m - \lambda_{01}}{K_1} = \overline{T}_{Pt1000}(Reticolo1)$$

$$\overline{T}_{reticolo2} = \frac{\lambda_m - \lambda_{02}}{K_2} = \overline{T}_{Pt1000}(Reticolo2)$$
....
$$\overline{T}_{reticolo24} = \frac{\lambda_m - \lambda_{024}}{K_{24}} = \overline{T}_{Pt1000}(Reticolo24)$$
(6.3)

si calcola quindi la variazione di temperatura (ΔT) e di conseguenza il $\Delta \lambda$ (la correzione) che verrà poi sommato alle λ_0 stimate di ciascun reticolo:

$$(\lambda_m - \lambda_{01}) = K \cdot (\overline{T}_{reticolo1} - \overline{T}_{Pt1000})$$

$$(\lambda_m - \lambda_{02}) = K \cdot (\overline{T}_{reticolo2} - \overline{T}_{Pt1000})$$

$$\dots$$

$$(\lambda_m - \lambda_{024}) = K \cdot (\overline{T}_{reticolo24} - \overline{T}_{Pt1000})$$

$$(6.4)$$

l'andamento della registrazione a temperatura ambiente, prima e dopo la correzione mostra un allineamente dei valori misurati dai 24 reticoli:



Figura 6.42: Prima e dopo la correzione dell'Array 2

Applicando questi coefficienti per la prova precedentemente descritta (Fig.(6.39)) il risultato che si ottiene è il seguente:



Figura 6.43: Andamento di temperatura dell'Array 2 prima e dopo la correzione

Nonostante sia stata applicata una correzione, i reticoli differiscono di 1-1.5 °C, si può quindi confermare che l'Array 2 è instabile.

Capitolo 7

Applicazione dei reticoli di Bragg: ipertermia a microonde

L' Array 1 e l'Array 2 dopo la caratterizzazione sono stati utilizzati per una simulazione di ipertemia a microonde. Nella prova è stato utilizzato anche un Array singolo caratterizzato durante attività precedenti. Per questa prova è importante considerare la numerazione dei reticoli:

- Array 2 il reticolo numero 1 è il più vicino alla punta.
- Array 1 il reticolo numero 1 è il più vicino al connettore.

7.1 Introduzione all'ipertermia oncologica

L'ipertermia è un trattamento che prevede l'aumento di temperatura, fino a 42-45°C in prossimità di un tessuto neoplastico, con lo scopo di danneggiarle e condurre alla morte cellulare mediante un meccanismo di autodistruzione chiamato apoptosi. L'ipertermia oncologica accompagna la terapia oncologica tradizionale per il trattamento di tumori profondi al fegato, del cervello, del pancreas ed alla carotide. La combinazione tra ipertemia e oncologia standard porta ad un aumento dell'efficacia del trattamento chemioterapico a parità di dosaggio riducendo gli effetti collaterali. Il trattamento di ipertermia viene realizzando mediante l'utilizzo di radiazioni generate da diverse antenne, che generano interferenze distruttive e costruttive sulla base di dove si vuole far convergere il fascio. Nel caso di tumori superficiali (quindi nel collo e testa) le frequenze maggiormente utilizzate dalle antenne sono nell'intorno dei 434 MHz e 915 MHz.

7.2 Prova sperimentale

La prova è stata condotta simulando la presenza di un tumore alla base di un fantoccio di agar colato all'interno di uno stampo di plexiglass, dove erano presenti due rientranze cilindriche che simulavano la colonna vertebrale e la trachea (cava all'interno). Per la generazione delle radiazioni sono state utilizzate otto antenne. Il riscaldamento previsto nella zona tumorale era di 45 °C.



Figura 7.1: In figura viene riportato: A simula la trachea, B la colonna vertebrale e C una delle antenne utilizzate

Le fibre sono state posizionate nel seguente modo (Fig.(7.4)):

- Array 2: è stato posizionato nella zona target di riscaldamento.
- Array 1: è stato posizionato a sinistra della trachea (simmetricamente opposto all'Array 2).
- Array SINGOLO: è stato posizionato dietro la colonna vertebrale (questo array non è stato caratterizzato durante questa attività di Tesi).

Gli array sono stati posizionati ad una distanza dal fondo tale per cui l'inizio dei reticoli (segnato da una linea nera) si trovasse alla stessa altezza. Quindi l'Array 1 presentava il reticolo 24 più vicino al fondo invece per l'Array 2 era il reticolo numero 1.



Figura 7.2: Posizione delle fibre nel fantoccio di agar

La prova ha una durata complessiva di 2 ore e 29 minuti, includendo quindi il transitorio iniziale, il riscaldamento (2 ore e 14 minuti) e una breve parte dopo lo spegnimento delle antenne. Il Micron Optics HYPERION acquisiva ad una frequenza di 10Hz (100 campioni al secondo). I dati acquisiti sono stati elaborati in MATAB. Il post processing dei dati prevede:

1. FILTRAGGIO: È stato utilizzato un filtro a media mobile di ordine 10. La linea verticale blu e rossa segnalano l'accensione delle antenne e lo spegnimento, per una durata totale del riscaldamento di 2 ore e 14 minuti. In rosso viene riportato il segnale filtrato, in verde invece i dati grezzi.



Figura 7.3: Effetto del filtro sui segnali dell'Array 2

2. RIMOZIONE DELL'OFFSET: L'offset rimosso è stato calcolato come la media dei primi 100 campioni acquisiti, per semplicità in figura viene mostrato l'andamento di un solo reticolo dell'Array 2, il reticolo numero 3.



Figura 7.4: Effetto della rimozine dell'offset sui segnali dell'Array 2

L'obbiettivo di tale prova era provocare un aumento notevole di temperatura, nell'intorno del tumore (quindi in prossimità dell' Array 2), l'array singolo (posto dietro la colonna vertebrale) e l' Array 1 dovevano risentire in minima parte del riscaldamento. La variazione di temperatura misurata dalle fibre è la seguente:



Figura 7.5: Variazione di temperatura in funzione del tempo



Figura 7.6: Mesh del riscaldamento

45 minuti dopo lo spegnimento delle antenne, è stata misurata la temperatura dell'agar nei punti dove era presente un foro sul tappo mediante una termocoppia di tipo T. La registrazione delle misure di temperatura è stata fatta solo per i fori il cui indice è evidenziato in giallo.



Figura 7.7: Mappa del tappo,tutti i fori hanno un indice (riga,colonna)



Figura 7.8: Mappa del riscaldamento

Dalla Fig. (7.5) e dalla Fig. (A.1) si può notare come l'*Array 1* abbia registrato una variazione di temperatura maggiore dell'*Array 2*, permettendo così di capire che il fascio di radiazioni non era correttamente centrato sul tumore target bensì a metà tra i due array.

Capitolo 8

Applicazione dei reticoli di Bragg: ablazione laser

Nel seguente capitolo viene descritta l'attività di ablazione laser su una parte di tessuto derivante dal pollo (*ex-vivo*). I sensori in fibra ottica (sensori *quasi-distribuiti*) permettono di ottenere un profilo della temperatura del tessuto sottoposto al trattamento tumorale. In tecniche come l'ipertermia a microonde, descritta nel capitolo precedente, e l'ablazione laser, diventa di fondamentale importanza monitorare la temperatura al fine di ottimizzare il trattamento.

L'obbiettivo di questa attività era valutare, al variare delle caratteristiche della corrente di funzionamento del diodo laser, il danno riportato al tessuto e valutare gli andamenti di temperatura misurati con le fibre ottiche.

Il diodo laser multimodale della *Bookham*, utilizzato in questa attività, con le seguenti specifiche tecniche [42]:

Temperature	25	35	[°C]
Threshold current	0.52	0.44	[A]
Operating current @ 10 W	11.70	12.30	[A]
Operating voltage @ 10W	1.81	1.81	[V]
Center Wavelength @ 10 W	940.466	940.614	[nm]
Rated power	10	10	[W]



Figura 8.1: Specifiche tecniche del diodo laser.

ha una funzione caratteristica (corrente-potenza) che presenta un comportamento non prevedibile al di sotto dei 2 A (riquadro verde in Fig. (8.9)), corrispondenti a 1.5-1.7W. Le prove svolte sono state realizzate quindi, evitando correnti troppo elevate, oltre i 7 A per evitare di danneggiare il diodo laser e correnti troppo basse.



Figura 8.2: Funzione potenza-corrente del diodo laser.

LASER Il laser utilizzato permetteva un funzionamento: in *Countinuous wave* (CW) e in *Pulsed wave* (PW).



Figura 8.3: Laser medicale utilizzato

Sono state condotte cinque prove di ablazione, dove l'energia (E) rimaneva costante è pari a 250J, per poter poi valutare gli effetti.

In caso di funzionamento CW (continuous wave) la Potenza media (Pm) è pari alla Potenza ottica (Po), quindi l'energia (E) risulta pari al prodotto della Pm per la durata temporale della prova (T).

$$Pm = Po \Rightarrow E = Pm \cdot T = 250J \tag{8.1}$$

In caso di funzionamento PW (pulsed-wave) , scelta l'energia (E), si sceglieva il duty cycle (DC) tale per cui il prodotto della durata temporale della prova per la potenza media fosse pari a 250J.

$$Pm \neq Po \Rightarrow E = Pm \cdot T = 250J \longrightarrow Pm = \frac{Po \cdot DC}{100}$$
 (8.2)

Le prove effettuate sono le seguenti:

Funzionamento	Corrente [A]	durata T [s]	Potenza ottica [W]	Duty cycle [%]	Potenza media [W]	Energia [J]
CW	3	100	2.5	/	2.5	250
PW	3	200	2.5	50	1.25	250
PW	7	200	6.25	20	1	250
PW	6	100	5	50	2.5	250
CW	3	100	2.5	/	2.5	250

Tabella 8.1: Potenza ed energia nelle prove di ablazione.

Setup Il setup delle cinque prove prevede l'utilizzo: di due fibre ottiche precedentemente caratterizzate nel capitolo (6), l'ARRAY 1 (rivestito dal capillare in vetro) e la fibra *FOS c.c.* (privo di capillare in vetro), il diodo laser precedentemente descritto, il laser(Fig. (8.3)) ed una termocoppia di tipo T.



Figura 8.4: Setup per le prove di ablazione

Le fibre ottiche vengono posizionate ad una distanza laterale di 3mm dal diodo laser, la punta della termocoppia invece, viene posizionata ad una distanza di 5 mm dalla punta del diodo laser. Entrambi gli array possiedono 24 reticoli, i centrali sono più vicini alla punta del diodo laser e risentiranno maggiormente del suo effetto. Durante la prova i sensori e il diodo laser, vengono poi coperti da un secondo strato di tessuto (Fig. (8.4)).



Figura 8.5: Posizione delle fibre ottiche per le prove di ablazione

Il setup, ad ogni prova, viene sposato di pochi cm, per trattare una nuova zona mantenendo le distanze precedentemente citate.

8.1 Prova 1

Come descritto dalla Tab.(8.1), la prima prova prevede un'emissione continua del laser per 100 secondi. Durante le prove viene registrato, il transitorio iniziale, il riscaldamento e il transitorio finale di ritorno. La durata complessiva della *prova 1* è di circa 11 minuti.



Figura 8.6: Temperatura misurata dagli array

I due array partono da un range di temperatura diverso: Array 1 circa 20-21°C invece il $FOS \ c.c.$ circa 18-19.5°C. Il valore massimo di temperatura per Array 1 risulta essere 27.69°C, invece per il $FOS \ c.c.$ è 33.24°C. In entrambi i casi i valori massimi di temperatura vengono registrati dai reticoli compresi tra il numero 13 e il 16 (reticoli centrali per gli array). La temperatura raggiunta ha permesso di indurre un cambiamento nel tessuto e carbonizzare il tessuto nelle zone circostanti al laser.



Figura 8.7: Effetto sul tessuto della Prova 1 di ablazione laser.

8.2 Prova 2

La prova 2 prevede una modalità di funzionamento del laser ad intermittenza (Tab.(8.1)) per un tempo di 200 secondi. La durata complessiva della prova è di 9 minuti e 36 secondi, considerando anche il transitorio iniziale e finale. Come descritto dalla Tab.(8.1), la potenza media in tale prova è pari a 1.25 W.



Figura 8.8: Temperatura misurata dagli array.

La variazione di temperatura misurata per l'*Array 1* risulta pari a 6.168 °C, per l'array *FOS c.c.* è pari 9.854 °C. Come si può notare dalla Fig. (8.8) l'array privo di capillare in vetro rileva un aumento di temperatura maggiore. Il valore massimo viene registrato tra il reticolo numero 16 e il 19. La termocoppia registra un valore massimo di 26.3 °C partendo da un valore minimo di 21 °C. I due array rilevano quindi un massimo di temperatura maggiore rispetto alla termocoppia T.

8.3 Prova 3

Come descritto dalla Tab.(8.1), la *Prova 3* prevede un aumento della corrente a 7 A, con una potenza media (Pm) pari a 1 W. Il tempo di emissione (PW-pulsed wave) è di 200 secondi, con una durata complessiva della prova di 9 minuti e 50 secondi.



Figura 8.9: Temperatura misurata dagli array.

Il valore massimo di temperatura misurato dall'array $FOS \ c.c.$ è pari a 33.54°C con un range di partenza compreso tra 18-20 °C, invece per Array 1 misura 27.68 °C con un range iniziale di 20-21°C. Durante questa prova non è stato riportato alcun danno al tessuto.Il valore massimo viene registrato tra il reticolo numero 9 e il 15.La termocoppia registra un valore massimo di 23.4 °C partendo da un valore minimo di 21 °C. I due array rilevano quindi un massimo di temperatura maggiore rispetto alla termocoppia T.

8.4 Prova 4

La seguente prova prevede un funzionamento del laser in modalità PW, con un tempo di emissione di 100 secondi e una durata complessiva della prova di 9 minuti e 40 secondi. La potenza media in questo caso è pari a 2.5W come per la *Prova 1*.



Figura 8.10: Temperatura misurata dagli array.

Il valore massimo di temperatura misurato dall'array Array 1 è pari a 30.42° C con un range di partenza compreso tra $20.5-21 \,^{\circ}$ C, invece per FOS c.c. misura $25.5 \,^{\circ}$ C con un range iniziale, molto ampio, compreso tra i di $18-20^{\circ}$ C. Il valore massimo viene registrato tra il reticolo numero 11 e il 14. La termocoppia evidenzia invece un massimo di temperatura pari a $42.8 \,^{\circ}$ C che non viene rilevato dai sensori in fibra ottica.

8.5 Prova 5

La prova numero cinque presenta le stesse condizioni della *Prova 1*, in questo caso il set up però è posizionato in un punto diverso del tessuto, ciò è stato fatto per valutare se ci fosse una condizione replicabilità delle prove. La durata complessiva della prova è di 5 minuti e 50 secondi.



Figura 8.11: Temperatura misurata dagli array.

La termocoppia rileva un valore massimo di temperatura pari a 32.2 °C partendo da un minimo di 22 °C. Il valore massimo di temperatura per Array 1 risulta essere 30.54°C (nella Prova 1 invece 27.69 °C), invece per l' FOS c.c. è 27.24°C (contro i 33.24 °C della Prova 1).Il valore massimo viene registrato tra il reticolo numero 12 e il 17.

Risultati Volendo confrontare i risultati delle cinque prove si può affermare che a parità di potenza media (2.5 W) solo le *Prova 1,Prova 4* e *Prova 5* hanno riportato danni al tessuto provocandone una carbonizzazione, come si può notare nella Fig. (8.12).



Figura 8.12: Effetto dell'ablazione laser

In tutte le prove l'array privo di capillare in vetro ($FOS \ c.c.$), quindi a diretto contatto con il tessuto, risente di una variazione di temperatura maggiore (Fig.(8.13)), nonostante i due sensori in fibra ottica siano equidistanti dal laser. il motivo potrebbe essere ricondotto al fatto che il vetro non è un buon conduttore di calore. La *Prova 1* e *Prova 5*, hanno verificato che a parità di potenza media in modalità CW, il tessuto viene danneggiato, nell'ultima prova però si sono registrate temperature più elevate, si nota infatti dalla Fig. (8.12) che l'area dell'ablazione risulta più estesa. L'*Array 1* inoltre, all'interno del capillare vi è uno strato di aria che si comporta da isolante termico. I due array presentano in tutte le prove un range di temperatura di partenza differente di circa 2-3 °C, ciò potrebbe essere dovuto ad uno sfasamento millimetrico nella posizione delle due fibre ottiche rispetto al diodo laser. Tale spostamento rispetto alla posizione iniziale si genera nel momento in cui il set-up viene coperto con il secondo pezzo di tessuto.



Figura 8.13: Confronto tra le variazioni di temperature misurate dai due array nelle cinque prove.

Parte II

Seconda Parte : Ecografia e fotoacustica

Capitolo 9

Introduzione alle tecniche ecografiche

L'ecografia è una esame diagnostico che si avvale dell'utilizzo degli ultrasuoni per osservare le strutture interne all'organismo. Tale esame viene utilizzato per controllare e guidare manovre di tipo interventistico, come drenaggi,biopsie e posizionamento di cateteri. L'esame ecografico è un esame non invasivo, di conseguenza non intacca le difese naturali dell'organismi.

Gli *ultrasuoni* utilizzati sono onde meccaniche (elastiche) sonore di compressione e rarefazione con una frequenza oltre la soglia del visibile. Il range di frequenza è oltre i 20 kHz, valori di frequenza inferiore ai 20 Hz vengono definiti *infrasuoni*. Gli ultrasuoni sono soggetti a fenomeni di *riflessione, rifrazione e diffrazione*. Sono radiazioni non ionizzanti, non sono pericolose per il corpo umano e possono essere assorbite ripetutamente, vengono infatti utilizzate per: misure prolungate nel tempo e sono applicabili anche a pazienti a rischio (gravidanza). I tessuti interessati, durante l'esame risentono solo di energia meccanica che eccita le molecole dei tessuti stessi. come tutte le onde acustiche sono focalizzabili. La velocità di propagazione degli US nei mezzi dipende dall'elasticità del mezzo stesso.



Figura 9.1: In figura (A.) viene riportata la strumentazione con cui viene svolto un esame ecografico e in figura (B.) un esempio di immagine realizzata con questa tecnica ad US. Viene riportata un'immagine della vena cava inferiore in scansione sagittale [41].

9.1 Principio di fisico

Gli US sono onde e dipendono quindi da parametri come la lunghezza d'onda e la frequenza, secondo questa equazione:

$$v = \lambda \ f \tag{9.1}$$

dove v è la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo, f è la frequenza dell'onda e λ la lunghezza d'onda. Vista la relazione tra lunghezza espressa in nm e frequenza in MHz (s^{-1}), si ha un dualismo *spazio-tempo*, poiché l'onda può essere vista come un fenomeno di oscillazione spaziale oppure temporale.

I tessuti presentano un proprio valore di impedenza acustica \mathbf{Z} ed esprime la resistenza che presenta il tessuto stesso alla propagazione dell'onda:

$$Z = \rho \cdot v \tag{9.2}$$

L'impedenza acustica come si può vedere dall'Eq (9.2), dipende dalla densità del mezzo (ρ) e dalla velocità di propagazione nel mezzo (v). Si può osservare come tessuti ed organi anche molto differenti abbiano valori di densità e di impedenza acustica molto simili tra di loro, come il sangue e il tessuto muscolare.

Materiale	Densità (Kg/m 3)	Velocità di propagazione (m/s)	Impedenza acustica $(Kg/m^2/s \cdot 10^6)$
Aria	1.2	330	0.0004
Acqua	1000	1480	1.48
Rene	1038	1560	1.55
Tessuto molle (media)	1060	1540	1.63
Muscolo	1080	1580	1.70
Osso	1912	4080	7.80

Tabella 9.1: Caratteristiche di densità, velocità di propagazione e impedenza acustica di alcuni tessuti

Come si può notare nella tabella (9.1) la velocità di propagazione nei tessuti biologici ha un valore quasi costante, di conseguenza negli strumenti si utilizza un valore tipico di $1540 \,\mathrm{m\,s^{-1}}$.

9.1.1 Generazione di US

L'irradazione di un atomo è per definizione *isotropica*, come nel caso dei gas. Esistono materiali in cui le caratteristiche variano in base alle direzioni lugo le quali le si osserva (materiali *anisotropi*). Un esempio di materiale *anisotropo* sono i cristalli NaCl (Cloruro di Sodio). La piezoelettricità del materiale dipende dalla sua anisotropia.

Il materiale piezoelettrico ha un duplice comportamento:

- Effetto piezoelettrico inverso: Variando la caduta di tensione (ΔV) tra le facce del cristallo si produce una dilatazione/compressione di Δl del materiale.
- Effetto piezoelettrico diretto: Applicando una pressione che riduce lo spessore di Δl , si genera un movimento di cariche Q.

Per la generazione degli ultrasuoni viene utilizzato l' effetto piezoelettrico inverso. La frequenza dell'onda generata da una piastrina di spessore h (in mm) vale:

$$f = \frac{2}{h} \tag{9.3}$$

9.1.2 Propagazione degli US

Segue i principi della *legge di Snell* (si faccia riferimento all' Eq. (4.1)). In questo caso n_1 ed n_2 sono gli indici di rifrazione di due tessuti, con un'impedenza acustica rispettivamente $Z_1 \in Z_2$, lungo la quale l'onda US si propaga. Si può definire un: • Coefficiente di riflessione

$$R = \left(\frac{Z_1 \cos \phi_2 - Z_2 \cos \phi_1}{Z_1 \cos \phi_2 + Z_2 \cos \phi_1}\right)^2 \tag{9.4}$$

• Coefficiente di trasmissione

$$T = 1 - R \tag{9.5}$$

Il valore dei due coefficienti assume valori compresi tra 0 e 1. Nel caso di angolo incidenza nullo $(\cos\phi_1 = 0^\circ)$, quindi la sonda risulta perpendicolare al tessuto, la formula del coefficiente di riflessione diventa la seguente:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 \tag{9.6}$$

Nel caso in cui:

- $Z_1 = Z_2 \implies$ le impedenze acustiche dei due tessuti hanno lo stesso valore, questo comporta una riflessione nulla e tutta l'onda viene trasmessa, in questo caso si presentano problemi di detettabilità.
- Z₁ ≠ Z₂ ⇒ le impedenze acustiche dei due tessuti hanno due valori differenti, se la differenza è elevata l'onda verrà quasi tutta riflessa. Nel caso in cui uno dei due mezzi è l'aria,i cui valore di impedenza acustica è diverso dai tessuti umani (si veda (9.1)) l'onda US, in questo caso verrà sempre riflessa. A tal proposito durante l'esame ecografico, poiché vi è sempre uno strato di aria tra la sonda e la cute che renderebbe impossibile la realizzazione dell'immagine, si utilizza un gel adattatore di impedenza acustica con un valore di Z simile al valore dei tessuti.

L'onda US propagandosi nel mezzo perde energia e subisce un'attenuazione pari a:

$$A(Z) = A_0 e^{-\alpha Z} \tag{9.7}$$

Z è la profondità alla quale si vuole quantificare l'attenuazione e α invece è proporzionale al quadrato della frequenza dell'onda, quindi onde di bassa frequenza penetrano più in profondità. Si ricava quindi l'attenuazione (in dB) dell'onda US è pari a:

$$I = 20log(\frac{A}{A_0}) \tag{9.8}$$

Dalla tabella (9.2) si può notare come l'osso compatto risulta essere una barreria attenuante per gli US. L'attenuazione risulta maggiore per onde a frequenza maggiore (si veda Figura (9.2)).

Tessuto	Assorbimento (dB/MHz cm)
Aria	-
Grasso	0.5
Muscolo	2
Fegato	0.7
Cervello	1
Osso compatto	4-10
Acqua	0.002

Tabella 9.2: Valori di assorbimento dei tessuti



Figura 9.2: Attenuazione da parte dei tessuti al variare della frequenza

Come si può notare dalla figura ((9.3)) nella geometria di un fascio US, emesso da un singolo trasduttore si individuano due regioni: una *prossimale* ed una *distale* dove il fascio diverge. L'estensione della zona prossimale è data da:

$$L = \frac{d^2}{4\lambda} \tag{9.9}$$



Figura 9.3: Geometria di un fascio ad ultrasuoni

Dove d è il diametro della lente utilizzata per focalizzare il fascio e λ la lunghezza d'onda degli US. Per dimensioni della lente d » λ le onde si propagano con un fascio cilindrica e diametro d nel tratto prossimale (**near-field**) e che progressivamente diverge (**far-field**). Con opportune lenti è possibile focalizzare il fascio alla distanza voluta.

9.2 Dagli ultrasuoni all'immagine

9.2.1 Sistema a blocchi di un ecografo

Per comprendere il processo di costruzione dell'immagine da parte del sistema ecografico, bisogna introdurre i blocchi funzionali che compongono lo strumento:

- 1. Generatore di impulsi: il cristallo piezoelettrico genera le onde ad ultrasuoni.
- 2. Trasmettitore/Ricevitore/Trasduttore: il trasduttore può emettere oppure ricevere gli echi di ritorno.
- 3. *TGC*:(o *Time gain compensation*) è un amplificatore variabile comandato a rampa. Amplifica l'eco di ritorno di un fattore proporzionale al ritardo. Questo blocco è utile per i segnali di eco che derivano da strutture profonde e che quindi hanno subito un'attenuazione per assorbimento maggiore.
- 4. *Demodulatore/ Scan converter*: sono rispettivamente un sistema di amplificazione del segnale e un dispositivo di visualizzazione. Il demodulatore lavora il segnale, rettificandolo e calcolandone l'inviluppo. In questo modo i due blocchi



Figura 9.4: Sistema a blocchi di un ecografo

riducono la dinamica utile del segnale a 35dB, e generano i comandi a video frequenza (4-5MHz) per pilotare un videoregistratore o un monitor.

9.2.2 Generazione immagine

La sonda ecografica è costituita da un array di trasduttori. Per la ricostruzione di base, ciascun elemento piezoelettrico della sonda invia onde US e misura l'ampiezza dell'eco di ritorno dell'onda riflessa alla profondità alla quale si trova la discontinuità, viene riportato di seguito, un esempio:



Figura 9.5: Sonda ecografica che trasmette e riceve segnali di eco

Nella figura (9.5) si può notare il fascio (nero) di US inviato dalla sonda verso i tre tessuti che presentano valori di impedenze acustiche \mathbf{Z} diverse. La prima interfaccia si ha tra il mezzo 1 e il mezzo 2 dove un parte dell'onda viene riflessa e ritorna alla sonda (fascio rosso) e una parte attraversa il secondo mezzo. Nel momento in cui l'onda incontra l'osso compatto (barriera attenuante insormontabile) tutta l'onda viene riflessa e ritorna alla sonda (fascio verde).

Nell'immagine verranno distinte le tre strutture e la profondità alle quali le US sono state riflesse quindi le distanze d_1 e d_2 . La distanza viene calcolata come:

$$2d = c \cdot \Delta t \to d = \frac{1}{2}c \cdot \Delta t \tag{9.10}$$

Dove d è la distanza d_1 (o d_2) incognita, c è la velocità di propagazione degli US nei tessuti pari a 1540 m s⁻¹. Δt invece è il tempo di volo, cioè la differenza temporale tra l'istante di invio degli US e il l'istante in cui l'eco viene ricevuto dalla sonda. In questo caso avendo due interfacce si avranno due segnali di ritorno. Se non è presente nessuna struttura la sonda non riceve alcun segnale di eco di ritorno.

Per ottenere un'immagine si necessita di più linee di scansione, che permettano di inviare simultaneamente più onde US. Ogni cristallo piezoelettrico avrà un segnale indipendente dagli altri. Per combinare questi segnali e generare l'immagine vengono solitamente utilizzate gli *algoritmi di Beam forming*.

9.2.3 Strategia di visualizzazione dell'immagine

I dati ecografici raccolti possono essere mostrati in diversi modi:

- A-mode: (o Amplitude mode) Questa modalità di visualizzazione è la più semplice. I segnali vengono riportati in un grafico che presenta in ascisse (Y) impulsi ordinati secondo una scala di profondità o distanza dal paziente con una certa ampiezza (asse X). I picchi lungo l'asse Y rappresentano i segnali emessi e riflessi, dalla posizione degli impulsi è possibile risalire distanza in mm tra il trasduttore e l'ostacolo in mm. Questo tipo di ecografia viene usata per eco oftalmologia.
- **B-mode**: (o *Brightness mode*) la visualizzazione dell'immagine si basa sulla variazione della brillanza dell'immagine in un determinato punto, lungo la linea di scansione. Ogni punto della immagine presenta una sua luminosità (asse z) che dipende a sua volta dalla profondità della struttura e dall'ampiezza del segnale emessi e riflessi. Il risultato finale sarà un'immagine bidimensionale. Questo tipo di ecografia viene usata per valutare il feto in via di sviluppo e per esaminare organi tra cui fegato, milza, reni, tiroide, testicoli, mammelle, utero, ovaie e prostata.
- M-mode: (o *Motion mode*) è una rappresentazione real-time. Mostra lo spostamento delle discontinuità che incontra la linea di scansione nel tempo. Non contiene nessuna informazione anatomica della struttura osservata. In questa rappresentazione le variazioni di ampiezza corrispondenti agli echi di ritorno vanno a modulare la luminosità di una linea verticale che si muove con velocità costante da un lato all'altro di uno schermo oscilloscopico. L'M-mode è usato principalmente per la determinazione del battito cardiaco fetale e nell'imaging cardiaco, soprattutto per la valutazione di disturbi valvolari [44].



Figura 9.6: Strategia di visualizzazione dell'immagine: A,B,M mode [45].

9.2.4 Risoluzione della sonda ecografica

La sonda è in grado di riconoscere due punti come distinti che distano tra di loro. almeno una lunghezza d'onda. Nei sistemi commercialmente disponibili, non viene inviata una singola sinusoide ma un pacchetto di durata temporale T, questo implica che, se due oggetti si trovano ad una distanza d:



Figura 9.7: Risoluzione della sonda ecografica.

Una sonda ecografica non è mai costituita da un sinolo trasduttore, ma da una schiera (array) che consente, a seconda della geometria e della tecnologia, di ottenere immagini 2D o 3D. La sonda ecografica possiede tre diverse risoluzioni:

- 1. Assiale (profondità voxel);
- 2. Laterale (largehzza del voxel);

3. In elevazione (altezza del voxel);

9.2.5 Limiti dell'ecografia

I principali svantaggi di questa tecnica sono:

- 1. Questo esame risulta inutile e inefficace nel momento in cui la struttura o l'organo che si vuole osservare risulta circondato da una barriera ossea o da gas, che impedisce la penetrazione degli ultrasuoni.
- 2. L'ecografia è un esame con una bassa risoluzione diventa quindi difficile ottenere un'immagine chiara.
- 3. Nonostante gli ultrasuoni si siano da sempre rivelati sicuri per la salute umana, è da qualche tempo che si è dimostrato invece la loro capacità di interferire o alterare i sistemi biologici. Gli effetti si dividono in effetti:
 - bioeffetti termici: aumento della temperatura del tessuto a causa dell'energia acustica.
 - bioeffetti non termici: espansione o contrazione del tessuto dovuta al passaggio di US.

9.3 Verasonics® Vantage Research Ultrasound System

il sistema ecografico utilizzato in questa tesi è un prodotto dell'azienda *Verasonics*®. L'ecografo non è certificato per essere utilizzato su soggetti umani.





Il sistema di ricerca Verasonics[®] Vantage consiste nell'acquisizione di dati Verasonics[®] Hardware collegato a un computer controller host ed è dotato di una piattaforma di ricerca digitale statunitense *Vantage 128*. L'architettura di sistema fornisce flessibilità, eliminando l'hardware Beamformers, e utilizza invece algoritmi brevettati per eseguire la ricostruzione delle immagini con un software ottimizzato in esecuzione su un computer desktop o laptop. Il computer contiene moduli software implementati all'interno dell'ambiente programmazione MATLAB[®].



Figura 9.9: Sistema a blocchi di Verasonics® Vantage Research Ultrasound System

Le specifiche tecniche per il sistema Verasonics® sono le seguenti:

Parametri	Specifiche
Channels	128 (TX)/128 (RX)
Power requirements	100-240 V
Time delay resolution	4 ns
A/D resolution	14 bits
MAX Sampling rate	62.5MHz
MIN Sampling rate	20.8MHz
Single transmit event	$\sim \mu s$

Tabella 9.3: Specifiche del sistema Vantage 128

La sonda ecografica possiede 128 elementi piezoelettrici, per ciascuno vengono acquisiti 100 (segnali RF). Il segnale viene campionato ad alta frequenza e questo campionamento viene ripetuto 20 volte al secondo, quindi una frequenza di 20Hz. La durata temporale dell'acquisizione è quindi di 5 secondi. Il centesimo frame è l'immagine più recente che viene acquisita. I segnali grezzi vengono immagazzinati all'interno di *RcvData*, array 3D : 4096(profondità) x 128 (elem.pzt) x 100 frame, in formato *int16* (quindi compresi tra $[-2^{15}, 2^{15}]$ dove 2^{15} è pari a 32768). Come buffer di immagini invece si hanno due *4-D cell double* :

- ImgDataP: contiene i dati elaborati filtrati per il rendering dei pixel sul display.
- ImgData: contiene i dati i output originali per eventuali elaborazioni future.

Le immagini che vengono poi visualizzate con il comando imagesc hanno una dimensione di 128x256. VSX è un file MATLAB controlla la sequenza di eventi per l'hardware e il software.
Capitolo 10

Introduzione alla fotoacustica

L'esigenza di combinare l'imaging ecografico con tecniche basate sulla fotoacustica deriva dalla difficoltà che gli US hanno nel realizzare un immagine chiara a causa delle limitazioni legati alle dipendenze angolari oltre agli artefatti che si generano (es. artefatto coda di cometa).

10.1 Principio fisico

L'imaging PA si basa sul riscaldamento dei tessuti mediante una sorgente di luce pulsata. I tessuti riscaldati in un tempo molto breve (poche decine di nanosecondi), si rilassano e si espandono generando onde *acustiche sferiche* a banda larga rilevabili da una sonda ecografica tradizionale. L'ampiezza del segnale PA generato dal tessuto in esame. L'ampiezza del segnale fotoacustico generato può essere ricavato con la seguente equazione:

$$P = \Gamma(T)\mu_a F \tag{10.1}$$

Dove F è la fluenza (quantifica il numero di fotoni incidenti sulla superficie del tessuto irraggiato) che varia significativamente nei tessuti umani, in questa Tesi verrà considerata constante. μ_a è il cofficiente di assorbimento. Γ è il parametro di Grüneisen, lega l'ampiezza dell'onda all'effetto della temperatura ed è definito come:

$$\Gamma(T) = \frac{\beta \cdot c^2}{C_p}(T) \tag{10.2}$$

Dove β è il coefficiente termico di espansione del volume, c è la velocità del suono, Cp invece è la capacità termina a pressione costante. Il parametro Grüneisen, descrive l'effetto che la variazione del volume di un reticolo cristallino ha sulle sue proprietà vibrazionali e sull'effetto che la variazione della temperatura ha sulle dimensioni o sulla dinamica del reticolo cristallino. La variazione di temperatura dipenderà di conseguenza, dalla variazione relativa dell'ampiezza del segnale PA:

$$\Delta T = a \frac{\Delta P}{P} \tag{10.3}$$

dove a è una costante dipendente dalla temperatura. Di conseguenza l'ampiezza del segnale PA rifletterà eventuali cambi nella dose termica rilasciata al tessuto, come mostrato in figura:



Figura 10.1: Relazione tra l'ampiezza del segnale fotoacustico e la temperatura [46]

In questa tesi sono state eseguite una serie di prove per osservare il fenomeno di dipendenza del segnale RF dalla temperatura [46].

10.2 Laser

L'emissione di luce da parte di un laser è basata sulle *transizioni energetiche*. Quando gli atomi di un corpo ricevono energia dall'esterno questo genera delle transizioni al livello elettronico e passano da uno stato di bassa energia a uno stato di alta energia (stato *eccitato*). Questo stato è però altamente instabile gli atomi quindi cercheranno di tornare in una configurazione più stabile, emettendo energia (fotoni) grazie alle transizioni. La luce emessa dipende dalla differenza di energia tra lo stato energetico di partenza e quello finale (emissione naturale). Quando la luce generata

impatta contro atomi in uno stato eccitato induce la transizione. L'emissione indotta di questa luce è detta emissione stimolata.



Figura 10.2: Laser OPOTEK

In questa tesi, per l'attività relativa all'imaging fotoacustico è stato utilizzato un *Phocus MOBILE* della ditta *OPOTEK*. La lunghezza d'onda del laser è variabile in un range di 690 nm - 950 nm, con un energia nominale a 750 nm di 60 mJ. Si basa sulla tecnologia dell'oscillatore parametrico ottico RING-CAVITY (OPO) dove la frequenza dell'onda generata è il prodotto di due onde (supplementare e completare). Spesso l'OPO viene utilizzato per produrre lunghezze d'onda normalmente assenti nei laser. Il laser della *OPOTEK* fornisce la possibilità di poter attivare la **lampada** (avvolge il cristallo e genera impulsi luminosi intermittenti per sollecitare gli elettroni) e il **Q-switch** (dispositivo interno che influisce sul risonatore, modificandone il fattore di qualità) sia internamente che esternamente. la frequenza di ripetizione è di 20Hz con una larghezza temporale dell'impulso di 5-7 ns. Il diametro del fascio è di 9mm con una divergenza di 10 mrad [47].

Capitolo 11

Attività sulla fotoacustica

Sono state condotte tre prove differenti per cercare di evidenziare la relazione tra l'ampiezza del segnale fotoacustico e la temperatura mediante il parametro di Grüneisen. In tutte le prove è stato utilizzato dell'agar vegetale che veniva colato all'interno di una scatola ottenuta grazie alla stampa 3D, realizzata appositamente per le prove. Il software di CAD utilizzato è *Fusion 360*.



Figura 11.1: Rendering della scatola realizzata e rappresentazione dei connettori metallici del laser



Figura 11.2: Stampo della scatola in PLA (acido Polilattico)

11.1 Prova 1

Per introdurre la variazione di temperature nella *Prova 1* si è utilizzata una piastra *THOR Labs* che permetteva di raggiungere una temperature minima di 5°C fino ad un massimo di 45°C. Le temperature in cui viene acquisito il segnale RF (5 secondi di acquisizione, Sez.(9.3)) sono le seguenti: 20, 21, 23, 25, 27, 30 °C.



Figura 11.3: Set up prova fotoacustica 1

Come agente di contrasto per l'imaging fotoacustico sono state inserite 7 mine all'interno dell'agar. In questa prova il Q-switch viene gestito internamente (Fig.(11.5)) e la lunghezza d'onda di lavoro pari a 750 nm.



Figura 11.4: Frame acquisito a 23 °C che mostra la posizione delle mine nell'Agar

Il procedimento descritto è stato ripetuto per tutte le mine all'interno dell'immagine arrivando in tutti i casi a non osservare una dipendenza dalla temperatura. Per semplicità viene quindi riportato un solo esempio.



Figura 11.5: Schema a blocchi del sistema in caso di Q-switch e accensione della lampada gestiti internamente

Il sistema prevede quindi una comunicazione diretta tra LASER ed ecografo.

Analisi segnali RF La sonda ecografica possiede 128 elementi piezoelettrici, viene quindi esaminato il 100 frame (segnale RF) del cristallo PZT. 64, valutandone le differenze nelle 6 temperature:



Figura 11.6: Set up prova fotoacustica 1

Risulta difficile riconoscere quale mina si osserva guardando il segnale RF, poiché relazionato con la profondità, l'ordine di comparsa dei segnali dipende dalla vicinanza della mina con la sonda . Per analizzare i segnali viene rimosso il picco iniziale per evitare che ulteriori fenomeni influenzino i risultati. Per confrontare i segnali viene utilizzato il valore efficace:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt}$$
(11.1)

Per i 128 elementi della sonda, viene calcolata la media dei valori efficace per i 100 frame per le 6 temperature ottenendo così un vettore (128x6):



Figura 11.7: Andamento valori RMS per i 128 cristalli PZT lungo le 6 temperature.

Dalla Fig. (11.12), l'immagine centrale riporta l'andamento dei valori visti nei cristalli centrali della sonda, dove si nota un aumento dei valori RMS ma questo non risulta essere lineare.

Analisi delle ROI Per osservare una dipendenza dal temperatura viene condotta anche un'analisi sulle immagini i cui dati sono contenuti all'interno del cell *ImgData*. Per le 6 temperature viene generata un'unica immagine data dalla media dei 100 frame (Frame medio). Scelta la mina che si vuole analizzare si genera una ROI che la contenga interamente:

Attività sulla fotoacustica



Figura 11.8: Mina scelta per l'indagine



Figura 11.9: Mesh della ROI scelta

Per le temperature scelte viene misurato il massimo valore di intensità della ROI: Come viene evidenziato dalla Tab. (11.1) si può notare che il valore massimo di intensità della ROI non cresce all'aumentare della temperatura. Inoltre la gestione interna del Q-switch genera segnali RF con un jitter significativo:

Temperatura	Valore massimo di intensità (u.a.)
20 °C	2.9820e+04
21 °C	3.6238e+04
23 °C	3.4037e+04
25 °C	3.4599e+04
27 °C	3.9317e+04
30 °C	3.3736e+04

Tabella 11.1: Valori Massimi delle ROI scelte



Figura 11.10: 100 frame del 64esimo cristallo e zoom dello sfasamento

Nelle prove successive il Q-switch verrà gestito esternamente.



Figura 11.11: Schema a blocchi del sistema in caso di Q-switch gestito esternamente e accensione della lampada gestita internamente

In questo caso (Fig. (11.11)) la comunicazione e l'attività del LASER e dell'ECO-GRAFO viene controllata esternamente da un generatore di segnali.

11.2 Prova 2

Visti i risultati della *Prova 1* su un range di temperatura ristretto, la seconda prova viene condotta su un range molto più ampio $(20^{\circ}C - 60^{\circ}C)$.

Setup Per velocizzare la prova e aumentare la variazione di temperatura del target nell'agar, nella scatola viene inserito un tubo termorestringente colorato di nero (che assorbe la luce) all'interno del quale viene posizionata una termocoppia di tipo T. Da un'estremità del tubo viene introdotta, con un siringa, dell'acqua calda o fredda per indurre la variazione di temperatura.



Figura 11.12: Interno della scatola, A,B. contenitori acqua calda e fredda, C. siringa, D. termocoppia

Analisi segnali RF La sonda ecografici possiede 128 elementi piezoelettrici, viene quindi esaminato il 100 frame (segnale RF) del cristallo PZT. 64, valutandone le differenze per le quattro temperature:



Figura 11.13: Segnale generato dal tubo termorestringente colorato di nero

Come si può notare dalla Fig. (11.2) i 100 segali RF sono tra loro allineati (jitter nullo). Per i 128 elementi della sonda, viene calcolata la media dei valori efficace per i 100 frame per le 4 temperature (20 °C,32 °C, 50 °C, 60 °C) ottenendo così un vettore (128x4):



Figura 11.14: Valori RMS per 128 cristalli PZT lungo le 4 temperature.

Non viene evidenziato nessun aumento lineare dell'ampiezza al variare della temperatura.

Analisi delle ROI Per le quattro temperature viene generata un'unica immagine data dalla media dei 100 frame (Frame medio). Si genera una ROI che contiene interamente lo spot di luce generato dal tubo:



Figura 11.15: Roi scelta Prova 2

Viene di conseguenza misurato il massimo valore di intensità della ROI:

Temperatura	Valore massimo di intensità (u.a.)
20 °C	5.3899e + 05
32 °C	1.5539e + 05
50 °C	1.9446e + 04
60 °C	1.3536e + 05

Non viene evidenziato nessun aumento lineare dell'intensità nella ROI.

11.3 Prova 3

Nel sistema di pompaggio alternato di acqua calda/fredda realizzato nella *Prova 2*, l'acqua impiega un certo tempo per arrivare alla sezione del tubo sotto la sonda ecografica questo comporta che la temperatura cambia prima di arrivare nel punto d'interesse. Essendo poi un passaggio rapido non è detto che la temperatura del termorestringente raggiunga istantaneamente quella dell'acqua che passa al suo interno.



Figura 11.16: Immagine acquisita a 20 °C, in giallo viene evidenziata la roi scelta

Setup Il setup della *Prova 3* prevede l'utilizzo di quattro resistenze in serie da 300 Ω .



Figura 11.17: Setup prova 3

121

Viene applicata una tensione crescente ai capi delle resistenze da un minimo di 0 V ad un massimo di 64 V. Ogni due minuti veniva fatta un'acquisizione. La termocoppia all'interno del tubo serve per monitorare la temperatura. Sul tubo sono state incollate due mine e in più due mine sono state inserite direttamente all'interno dell'agar. Con questo setup si è cercato di aumentare la temperatura gradualmente fino a quando l'agar circostante, per effetto delle resistenze, avrebbe scaldato anche le mine circostanti generando un segnale variabile.

Temperatura [°C]	Caduta di tensione [V]
24	0
35	35
46	50
52	55
56	55
66	64
68.5	64

Le temperature raggiunte durante la prova 3 sono:

Analisi segnali RF Le analisi condotte, (citate nel Par.(11.2)), non hanno evidenziato un aumento lineare della temperatura nonostante il set-up permettesse un controllo ottimale della temperatura rispetto alla *prova1* e *prova 2*, come si può notare:



Figura 11.18: Valori RMS per 128 cristalli PZT lungo le 7 temperature

Analisi delle ROI Per le sette temperature viene generata un'unica immagine data dalla media dei 100 frame (Frame medio). Si genera una ROI che contiene interamente lo spot di luce generato dal tubo e si valuta il picco di intensità.

Temperatura [°C]	Valore massimo di intensità (u.a.)
24	2.8445e + 05
35	3.1484e + 05
46	3.0894e + 05
52	3.1500e + 05
54	2.9435e + 05
56	2.2378e + 06
66	2.7431e + 06
68.5	2.2964e + 06

Osservando i risultati non si nota una variazione lineare nell'ampiezza del segnale RF, al variare della temperatura, se si considera però la *Prova 1*, paragonata alla *Prova 2* e *Prova 3*, riporta un andamento crescente nei valori RMS per gli elementi della sonda compresi tra il 50esimo e il 64simo. Tale differenza nei risultati potrebbe essere ricondotta al controllo e all'uniformità della temperatura a cui veniva sottoposto l'agar grazie alla piasta *THORLabs*.

Capitolo 12

Conclusioni

Il processo di caratterizzazione è stato fondamentale per poter stimare i parametri per i sensori in fibra ottica utilizzati in attività come l'ipertermia a microonde (MWA) e l'ablaizone laser (LA).

Nell'attività riguardante la MWA (Cap.(7)) la presenza delle fibre ottiche all'interno del fantoccio di agar hanno permesso di identificare, l'andamento di temperatura in 3 differenti punti e di evidenziare un interferenza costruttiva e quindi una focalizzazione del calore in un punto errato. Tali sensori in altre attività svolte sono stati posizionati a contatto con il fondo, per misurare la temperatura e validare modelli termici.

Dalle prove di LA (Cap.(8)) si è compreso che il danno riportato al tessuto si ripresentava in condizioni di potenza media costante, sia in modalità PW/CW. L'utilizzo dei sensori con reticoli di Bragg ha fornito un profilo di temperatura lungo l'asse del diodo laser, permettendo di identificare l'ampiezza dell'aerea che risentiva del riscaldamento

Le fibre ottiche permettono quindi una rilevazione multi-punto, senza andare ad interferire con il trattamento stesso. Il sensore risulta però instabile nel tempo presentando errori non inferiori ad 1/2 °C. In alcuni casi gli errori sono riconducibili ad un solo reticolo e quindi riconducibili a difetti di scrittura dell'elemento sensibile. L'attività ha permesso di evidenziare alcune problematiche. Il processo di caratterizzazione delle fibre ha evidenziato che il setup di taratura (Fig.(6.2)) ha un effetto sulla qualità dei risultati. Il posizionamento delle fibre in verticale all'interno del camera e non all'interno di un tubo metallico, permette di eliminare la possibilità di un gradiente di temperatura lungo la fibra ed eventuali effetti di Strain che agiscono sulla fibra. Sono però, ancora presenti problemi come la non omogeneità della temperatura nell'ambiente di misura. Tali problemi possono essere ridotti utilizzando pozzetti a secco specifici per la taratura di sensori di temperatura, ma purtroppo non disponibili durante l'attività di tesi. Alcune incertezze nei parametri stimati sono da ricondurre all'interrogatore ottico e allo spettro. La ricerca dei picchi avviene secondo metodi standard basati sulla ricerca dello zero della derivata dello spettro ottico, un approccio sensibile alla forma dei picchi di Bragg che potrebbe essere migliorato con strategie di ricerca intelligente che sfruttino informazioni a priori sulla morfologia del segnale.

Durante l'attività relativa all'ablazione termica si sono utilizzate due fibre ottiche, di cui una priva di capillare in vetro. Durante attività di Tesi precedenti l'effetto del vetro si era rivelato trascurabile e non si erano notate particolari differenze, ora invece si è riscontrato in tutte le prove un comportamento differente. L'array con il capillare in vetro misura una variazione di temperatura inferiore, nonostante sia stato posizionati alla stessa distanza da diodo laser dell'array senza capillare.

Il capillare in vetro e lo strato di aria al suo interno si comportano come isolanti termici che nelle prove di ablazione potrebbero avere un effetto non trascurabile ma le differenze potrebbero anche essere dovute ad errori di posizionamento dei sensori. E' necessario svolgere altre prove per chiarire questo aspetto.

Nell'ambito della fotoacustica sono state svolte prove finalizzate alla misura di temperatura a partire dalla misura dell'intensità del segnale a radiofrequenza (RF) ricevuto della sonda ecografica. Nonostante i setup ricreassero al meglio le attività trovate in letteratura, non si è evidenziato una relazione chiara tra la temperatura e l'ampiezza del segnale RF. Si ritiene che questo risultato sia dovuto ad una instabilità della sorgente laser. Anche questo aspetto richiede ulteriori approfondimenti.

Sulla base dell'esperienza maturata in questa attività di tesi si ritiene che in futuro le fibre ottiche con reticoli di Bragg potrebbero essere utilizzate anche in ambito di imaging fotoacustico sia utilizzando fibre dedicate alla misura di temperatura sia utilizzando la stessa fibra per veicolare il fascio di luce impulsato e il segnale di misura dei reticoli di Bragg permettendo quindi di realizzare setup fotoacustici per interventi minimamente invasivi.

Appendice A Disegno scatola



Figura A.1: Proiezioni scatola 3D

Elenco delle figure

1.1	Panoramica mondiale dell'incidenza e dei decessi per le neoplasie maggiormente diffuse
1.2	Fattori di rischio
2.1	In fig A. è riportata la procedura di ablazione endovascolare laser, in fig B. viene riportata la procedura e HoLEP (Holmium Laser Enu- cleation of Prostate) [9] utilizzata per il trattamento dell'ipertrofia alla prostata
3.1	A. sensore intrinseco. B. sensore estrinseco
3.2	Schema di un backscattering di Rayleigh attraverso il core di una fibra ottica
3.3	Principio di funzionamento di un sensore basato su interferometro di Fabry-Pèrot
4.1	Struttura fibra ottica
4.2	Fenomeno di rifrazione della luce all'interfaccia tra due mezzi con
	indice di rifrazione diverso
4.3	Fenomeno di rifrazione della luce in condizione di angolo limite 26
4.4	Apertura numerica e fascio guidato
4.5	Fibre monomodali - step index
4.6	Fibre multimodali - step index
4.7	Fibre multimodali - graded index
5.1	Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg
5.2	Tipologie reticoli di Bragg 31
5.3	Metodo di fabbricazione <i>phase mask</i>
5.4	Metodo di fabbricazione <i>point-by-point</i>
5.5	Metodo di fabbricazione <i>litografia a interferenza</i> 34
5.6	Interrogatore ottico utilizzato [40]
5.7	Interfaccia software dell'interrogatore ottico, nell'immagine è collega-
	ta una fibra ottica in cui sono stati scritti 20 reticoli FBG. \ldots 36

6.1	Set up per la caratterizzazione	38
6.2	Posizione delle fibre nella camera	39
6.3	Ohmmetro 4 fili e i terminali per la misura	40
6.4	STEP 0 andamento della lunghezza d'onda di Bragg del n-esimo	
	reticolo e del sensore di temperatura	41
6.5	STEP 1 scelta del campione	42
6.6	STEP 2 media dei campioni che ricadono all'interno della finestra	
	temporale	43
6.7	STEP 3 retta che interpola i valori $(T-\lambda_M)$ di un solo reticolo del array	43
6.8	Fig A. risultato atteso, fig B. esempio di risultato errato	44
6.9	Posizione dei reticoli e loro lunghezza d'onda	45
6.10	Profilo di riscaldamento caratterizzazione 1	46
6.11	Andamento della temperatura nelle due prove	47
6.12	Retta che interpola i valori per l'array A	47
6.13	Retta che interpola i valori per l'array B	48
6.14	Retta che interpola i valori per l'array C	48
6.15	Retta che interpola i valori per l'arrav 1	49
6.16	Scarti caratterizzazione 1	50
6.17	Confronto relazione Sensibilità - λ_B Caratterizzazione 1	53
6.18	Fig.A array A .Fig.B array B. Fig.C/C1 array C ed ingrandimento	
	di uno dei gradini, Fig.D/D1 array D ed ingrandimento di uno dei	
	gradini	54
6.19	Array caratterizzazione 2 e il Pt1000	55
6.20	Profilo di riscaldamento caratterizzazione 2	55
6.21	Set up caratterizzazione 2	56
6.22	Andamento della temperatura nelle due prove	56
6.24	Valutazione parametri sul test set caratterizzazione 2	58
6.25	Programma di riscaldamento della caratterizzazione 3	59
6.26	Programma di riscaldamento della caratterizzazione 3	60
6.27	Retta che interpola i valori per l'array CORNING c.c.	60
6.28	Retta che interpola i valori per l'array FOS c.c.	61
6.29	Retta che interpola i valori per l'array FOS s.c.	61
6.30	Massimo errore di linearità in valore assoluto per l'array CORNING	
	c.c,FOS c.c e FOS s.c.	62
6.31	Confronto relazione Sensibilità - λ_B Caratterizzazione 1	64
6.32	Valutazione parametri sul test set caratterizzazione 3	65
6.33	Caratterizzazione 4	66
6.34	Retta che interpola i valori per l'array 2	67
6.35	Massimo errore di linearità in valore assoluto per l'array 2	67
6.36	Sensibilità (k) in funzione della λ_b per l'Array 2	68
6.37	Setup utilizzato in caratterizzazioni precedenti	69
6.38	Posizionamento array 1 e array 2 nella camera	69
		-

6.39		70
6.40	Set up per la correzione dell' Array 2	71
6.41	Array 1 e Array 2	71
6.42	Prima e dopo la correzione dell'Array 2	72
6.43	Andamento di temperatura dell' $Array\ 2$ prima e dopo la correzione $$.	73
7.1	In figura viene riportato: A simula la trachea, B la colonna vertebrale e C una delle antenne utilizzate	76
7.2	Posizione delle fibre nel fantoccio di agar	77
7.3	Effetto del filtro sui segnali dell'Array 2	77
7.4	Effetto della rimozine dell'offset sui segnali dell'Array 2	78
7.5	Variazione di temperatura in funzione del tempo	78
7.6	Mesh del riscaldamento	79
7.7	Mappa del tappo,tutti i fori hanno un indice (riga,colonna)	79
7.8	Mappa del riscaldamento	80
81	Specifiche tecniche del diodo laser	81
8.2	Funzione potenza-corrente del diodo laser	82
8.3	Laser medicale utilizzato	82
8.4	Setup per le prove di ablazione	84
8.5	Posizione delle fibre ottiche per le prove di ablazione	84
8.6	Temperatura misurata dagli array	85
8.7	Effetto sul tessuto della <i>Prova</i> 1 di ablazione laser.	85
8.8	Temperatura misurata dagli array.	86
8.9	Temperatura misurata dagli array.	87
8.10	Temperatura misurata dagli array.	88
8.11	Temperatura misurata dagli array.	89
8.12	Effetto dell'ablazione laser	90
8.13	Confronto tra le variazioni di temperature misurate dai due array	
	nelle cinque prove.	91
9.1	In figura (A.) viene riportata la strumentazione con cui viene svolto un esame ecografico e in figura (B.) un esempio di immagine realizzata con questa tecnica ad US. Viene riportata un'immagine della vena cava inferiore in scansione sagittale [41].	96
9.2	Attenuazione da parte dei tessuti al variare della frequenza	99
9.3	Geometria di un fascio ad ultrasuoni	100
9.4	Sistema a blocchi di un ecografo	101
9.5	Sonda ecografica che trasmette e riceve segnali di eco	101
9.6	Strategia di visualizzazione dell'immagine: A,B,M mode [45]	103
9.7	Risoluzione della sonda ecografica	103
9.8	In figura viene riportata la sonda ecografica, l'interfaccia per l'utente	
	e l'ecografo [43]	104

9.9 Sistema a blocchi di Verasonics® Vantage Research Ultrasound System	n105
10.1Relazione tra l'ampiezza del segnale fotoacustico e la temperatura [4610.2Laser OPOTEK] 108 . 109
11.1 Rendering della scatola realizzata e rappresentazione dei connettori	
metallici del laser	111
11.2 Stampo della scatola in PLA (acido Polilattico)	112
11.3 Set up prova fotoacustica 1	112
11.4 Frame acquisito a 23 °C che mostra la posizione delle mine nell'Agar	113
11.5 Schema a blocchi del sistema in caso di Q-switch e accensione della	
lampada gestiti internamente	113
11.6 Set up prova fotoacustica 1	114
11.7 Andamento valori RMS per i 128 cristalli PZT lungo le 6 temperature	e.115
11.8 Mina scelta per l'indagine	116
11.9 Mesh della ROI scelta	116
11.10100 frame del 64esimo cristallo e zoom dello sfasamento	117
11.11Schema a blocchi del sistema in caso di Q-switch gestito esternamente	
e accensione della lampada gestita internamente \ldots \ldots \ldots	117
11.12Interno della scatola, A,B. contenitori acqua calda e fredda, C. siringa,	
D. termocoppia	118
11.13Segnale generato dal tubo termorestringente colorato di nero	119
11.14Valori RMS per 128 cristalli PZT lungo le 4 temperature	119
11.15Roi scelta Prova 2	120
11.16 Immagine acquisita a 20 °C, in giallo viene evidenziata la roi scelta $\ $	121
11.17Setup prova 3	121
11.18Valori RMS per 128 cristalli PZT lungo le 7 temperature	122
A.1 Proiezioni scatola 3D	. 128

Elenco delle tabelle

Specifiche array caratterizzazione 1	45
Parametri array \mathbf{A} , 2 reticoli $\ldots \ldots \ldots$	51
Parametri array B , 20 reticoli (colonne 2,3), parametri array C , 20	
reticoli (colonne 4,5) \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	51
Parametri array 1 , 24 reticoli $\ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots$	52
Specifiche array caratterizzazione 2	55
Parametri caratterizzazione 2	58
Specifiche array caratterizzazione 3	59
Parametri stimati array CORNING c.c. 24 reticoli (colonne 2,3),	
parametri stimati array FOS c.c 24 reticoli (colonne 4,5), parametri	
stimati array FOS s.c 24 reticoli (colonne $6,7$)	63
Parametri stimati, caratterizzazione 4	68
Potenza ed energia nelle prove di ablazione.	83
Caratteristiche di densità, velocità di propagazione e impedenza acu-	
stica di alcuni tessuti	97
Valori di assorbimento dei tessuti	99
Specifiche del sistema Vantage 128	105
Valori Massimi delle ROI scelte	117
	Specifiche array caratterizzazione 1Parametri array A, 2 reticoliParametri array B, 20 reticoli (colonne 2,3), parametri array C, 20reticoli (colonne 4,5)Parametri array 1, 24 reticoliSpecifiche array caratterizzazione 2Parametri caratterizzazione 2Parametri stimati array CORNING c.c. 24 reticoli (colonne 2,3),parametri stimati array FOS c.c 24 reticoli (colonne 4,5), parametristimati array FOS s.c 24 reticoli (colonne 6,7)Parametri stimati, caratterizzazione 4Potenza ed energia nelle prove di ablazione.Caratteristiche di densità, velocità di propagazione e impedenza acustica di alcuni tessutiValori di assorbimento dei tessutiValori Massimi delle ROI scelte

Bibliografia

- [1] https://canceratlas.cancer.org/the burden/europe/
- [2] https://www.a1life.it/2016/08/cure-oncologiche-quanto-costano/
- [3] https : //ilgiornaledellambiente.it/ilva di taranto disastro ambientale/dati
- [4] https://tumori.net/fattoridirischio.html
- [5] https : //www.cancerresearchuk.org/health professional/cancer statistics/riskheading Four
- $[6] \ https://cancerwalls.blogspot.com/2019/09/is-stress-risk-factor-for-cancer.html \\$
- [7] https://www.salute.gov.it/portale/donna/dettaglioContenutiDonna.jsp?id = 4489area = Salute
- [8] https://www.materdomini.it/cure/ablazione endovascolare laser
- [9] https://www.toscanaurologia.it/pdf/holepBis.pdf
- [10] https://www.serenamaruccia.it/pubblicazioni/rassegna-stampa/81-la-terapialaser-per-l-ipertrofia-della-prostata.
- [11] Erica M. Knavel, Christopher L. Brace, Tumor Ablation: Common Modalities and General Practices, Techniques in Vascular and Interventional Radiology, Volume 16, Issue 4, 2013, Pages 192-200, ISSN 1089-2516, https://doi.org/10.1053/j.tvir.2013.08.002.
- [12] Hinshaw, J.Louis et al. "Strumenti per l'ablazione del tumore percutaneo: microonde, radiofrequenza o crioablazione: cosa dovresti usare e perché?." Radiographics: una pubblicazione di revisione della Radiological Society of North America, Incvol.34,5(2014): 1344 – 62.doi: 10.1148/rg.345140054.
- [13] Gala KB, Shetty NS, Patel P, Kulkarni SS. Ablazione a microonde: come lo facciamo?. Imaging radiologico indiano J. 2020; 30(2) : 206 - 213.doi : 10.4103/ijri.IJRI₂40₁9.
- [14] https : //my.clevelandclinic.org/health/treatments/17411 radiofrequency ablation
- [15] Raymond-Paquin A, Andrade J, Macle L. Ablazione con catetere: una rivoluzione in corso. J Thorac Dis . 2019; 11(Suppl3) : S212 - S215.doi : 10.21037/jtd.2019.02.20

Bibliografia

- [16] https : //www.mayoclinic.org/tests procedures/ablation therapy/about/pac 20385072
- [17] http: //www.irea.cnr.it/index.php?option = $com_k 2view$ = itemid = 58 : sensori - distribuiti - in - fibra - otticaItemid = 71.
- $[18] \ PandeyaGD, KlaessensJH, GreuterMJ, SchmidtB, FlohrT, vanHillegersbergR, OudkerkM.F. 1733 8.doi: 10.1007/s00330 011 2106 6.Epub2011Mar24.PMID: 21432022; PMCID: PMC3128258..$
- [19] https://www.elettronicanews.it/termometri-a-infrarossi-non-invasivi/.
- [20] https : //www.ism.cnr.it/it/tempism/analisi/magnetismo e -
- trasporto/misure di effetto seebeck.html::text = L
- $[21] \ https://it.omega.com/prodinfo/termocoppie.html$
- $[22] \ https://www.sensoriditemperatura.it/la-termoresistenza/$
- //www.te.com/usa en/products/sensors/temperature [23] https : sensors/ntc thermistors _ $sensors.html?te_{b}u$ = *srchte*_c*ampaign* gglSente_type = = $ggl_q lo_s en$ global srch $ntcthermistors_sma$ _ $2334_5 elqCampaignId$ _ _ = $CjwKCAjw_ISWBhBkEiwAdqxb9hjNt_OQf$ 121887*qclid* = $IR_{o}J4DGtGWE0IF3vYFz2lX8v_{b}SDiYQn8A_{V}CqOvf8RoCM5MQAvD_{B}wE$
- [24] https://eepower.com/resistor guide/resistor types/ptc thermistor/
- [25] Degiorgio, V., Cristiani, I. (2012). Fibra ottica. In: Nota di fotonica. UNITEXT — Collana di Fisica e Astronomia(). Springer, Milano. https: $//doi.org/10.1007/978 - 88 - 470 - 2501 - 1_6.$
- [26] https://www.rfwireless-world.com/Terminology/Extrinsic-Optical-Sensor-vs-Intrinsic-Optical-Sensor.html
- [27] J. Werner, 5.06 Measurement of Temperatures of the Human Body, Editor(s): Anders Brahme, Comprehensive Biomedical Physics, Elsevier, 2014, Pages 107-126, ISBN 9780444536334, https://doi.org/10.1016/B978 - 0 - 444 - 53632 -7.00515 - 3.
- [28] Britannica, The Editors of Encyclopaedia. "Rayleigh scattering". Encyclopedia Britannica, 12 Feb. 2018, https://www.britannica.com/science/Rayleighscattering. Accessed 4 July 2022.
- [29] Howard Austerlitz, CHAPTER 2 Analog Signal Transducers, Editor(s): Howard Austerlitz, Data Acquisition Techniques Using PCs (Second Edition), Academic Press, 2003, Pages 6-28, ISBN 9780120683772, https://doi.org/10.1016/B978 -012068377 - 2/50002 - 4.
- [30] https://www.snewsonline.com/fibra-ottica-la-rivoluzione-della-luce/.
- [31] http : //sensorsgroup.uniroma2.it/wp content/uploads/06₁9_Sensori Opto_chimici.pdf.
- [32] $https: //digilander.libero.it/siliberto_maria/DownLoad/SintesiFibreOttiche.pdf.$
- [33] https: //www.cnr.it/it/focus/072 3/monitoraggio su larga scala di deformazioni e o temperatura mediante sensori distribuiti in fibra ottica.

- [34] Britannica, The Editors of Encyclopaedia." Snell'slaw". Encyclopedia Britannica, 29 Apr. 2021, https://www.britannica.com/science/Snells law. Accessed 4 July 2022...
- [35] http://web.tiscali.it/federicomoretti/tipifibre.htm.
- [36] Polito, D., Arturo Caponero, M., Polimadei, A., Saccomandi, P., Massaroni, C., Silvestri, S., and Schena, E. (August 6, 2015). "A Needlelike Probe for Temperature Monitoring During Laser Ablation Based on Fiber Bragg Grating: Manufacturing and Characterization." ASME. J. Med. Devices. December 2015; 9(4): 041006.https://doi.org/10.1115/1.4030624.
- [37] https://www.marketscreener.com/news/latest/Micron-Optics-Announces-the-HYPERION-Single-Board-Interrogator-27111157/.
- [38] https://www.hbm.com/it/4596/cose-la-fibra-a-griglia-di-bragg/.
- [39] Raman Kashyap, Chapter 3 Fabrication of Bragg Gratings, Editor(s): Raman Kashyap, Fiber Bragg Gratings, (Second Edition), Academic Press, 2010, Pages 53-118, ISBN 9780123725790.
- [40] https://lunainc.com/product-category/sensing-and-non-destructive-test-productscategory-14.
- [41] https : //appuntiecografia.altervista.org/condotta di una eco addome.html.
- [42] https : //www.sourcengine.com/part info/BMU10A 940 02 R 1335675676.
- [43] https://verasonics.com/vantage-systems/.
- [44] https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/echography.
- $[45] https : //www.echopedia.org/index.php?title = File : PhysicsUltrasound_Fig28b.svg.$
- [46] Pramanik M, Wang LV. Thermoacoustic and photoacoustic sensing of temperature. J Biomed Opt. 2009 Sep-Oct;14(5):054024. doi: 10.1117/1.3247155. PMID: 19895126; PMCID: PMC2774978..
- [47] https://www.opotek.com/products/tab-id-3.