

POLITECNICO DI TORINO

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Politecnico
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

**Sviluppo e caratterizzazione di sensori in
fibra ottica per misure quasi-distribuite di
temperatura**

Relatori

Prof. Alberto VALLAN

Prof. Guido PERRONE

Ing. Aurora BELLONE

Candidata

Elisa ULLO

Anno accademico 2022-2023

Sommario

I trattamenti effettuati con terapie termiche inducono la necrosi cellulare nelle lesioni attraverso il calore, senza danneggiare il tessuto sano circostante. Essi trovano impiego in ambito oncologico, per il trattamento di aritmie cardiache, per malformazioni vascolari o per il trattamento del dolore. Utilizzando il calore come strumento per distruggere i tessuti malati è importante indurre la necrosi cellulare nell'area di interesse preservando l'area circostante dove il tessuto sano deve rimanere inalterato. A tale scopo è necessario valutare con attenzione sia la quantità di energia da somministrare sia le tempistiche di erogazione della stessa. Queste valutazioni sono attualmente eseguite a priori generalmente su immagini ecografiche o radiologiche ma l'estrema variabilità dei tessuti dal punto di vista termico e ottico non consente di raggiungere risultati soddisfacenti. Una misurazione di temperatura durante il trattamento permetterebbe di risolvere questi problemi ma le tecnologie attualmente disponibili sono eccessivamente invasive e incompatibili con la presenza di radiazione elettromagnetica utilizzata per generare l'ipertermia. Una tecnologia emergente per il monitoraggio della temperatura è quella dei sensori in fibra ottica in quanto offrono diversi vantaggi rispetto ad altri sensori, quali termocoppie, termoresistenze o termistori, tra cui immunità all'interferenza magnetica, rendendoli quindi compatibili per ablazioni di tipo laser e ipertermie a microonde, le dimensioni ridotte e l'elevata sensibilità. In questo lavoro di Tesi sono stati analizzati sensori in fibra ottica a reticolo di Bragg per il monitoraggio della temperatura durante trattamenti di ablazione termica laser e ipertermia a microonde. I reticoli di Bragg sono ottenuti modificando l'indice di rifrazione di una fibra ottica di tipo monomodale per un'estensione che può variare dal millimetro a poche decine di millimetri. Queste strutture riflettono una particolare lunghezza d'onda chiamata "lunghezza d'onda di Bragg" la cui variazione è legata alla temperatura e allo strain meccanico. I sensori in fibra ottica a reticoli di Bragg possono essere puntuali, quando è inscritto un solo reticolo, oppure semi-distribuiti quando sono presenti più reticoli lungo la fibra. Lo studio si è concentrato sulla realizzazione di array di sensori e sulla loro caratterizzazione metrologica. I sensori realizzati sono stati utilizzati nell'ambito di prove sperimentali di ipertermia a microonde su un fantoccio di agar che simula un collo al fine di

creare una mappa di temperatura fondamentale nella validazione di modelli termici. Grazie a queste prove sono stati individuati alcuni problemi non evidenziati durante le prove di caratterizzazione, quali l'impatto della presenza di repliche spettrali nei sensori distribuiti che introduce una "cross-sensitivity" tra i sensori, e il problema della caratterizzazione che risulta essere "canale dipendente", almeno quando si vogliono raggiungere incertezze di misura di pochi decimi di grado Celsius. Una seconda applicazione ha riguardato il monitoraggio della temperatura in prove relative allo studio del trattamento di vene varicose con ablazione laser, altra applicazione dove i sensori elettrici tradizionali non possono essere utilizzati perché non trasparenti alla radiazione laser.

Ringraziamenti

Desidero ringraziare il mio relatore, il Professore Alberto Vallan, per la grande disponibilità e il prezioso supporto fornito durante il mio percorso di tesi.

Ringrazio il Professore Guido Perrone per l'interesse mostrato nel mio lavoro e per i suggerimenti di questi mesi.

Inoltre, vorrei ringraziare Aurora per il suo costante supporto, per i suoi incoraggiamenti e il suo prezioso aiuto. La sua presenza, non solo come relatrice ma anche come amica, è stata per me molto importante.

Un sentito ringraziamento va ai ragazzi con cui ho condiviso questi mesi in laboratorio, Marco, Matteo, Valentina, e in particolare Chiara per la compagnia e il suo aiuto durante la realizzazione della presentazione.

Vorrei inoltre ringraziare la mia famiglia per avermi dato la possibilità di intraprendere questo percorso di studi.

Un ringraziamento particolare va a Mirko, il cui sostegno e supporto lungo questo percorso di laurea magistrale sono stati fondamentali. La sua dedizione nel sostenermi e "studiare" con me durante i momenti più impegnativi è stato di inestimabile valore.

Infine, vorrei estendere il mio ringraziamento a tutti coloro che, in modi diversi, hanno contribuito al mio percorso di studio e di crescita personale.

Indice

1	Introduzione	1
2	Terapie termiche	4
2.1	Introduzione	4
2.2	Ipertermia	5
2.2.1	Ipertermia a radiofrequenza	5
2.2.2	Ipertermia a microonde	5
2.2.3	Ipertermia a ultrasuoni	6
2.3	Ablazione termica	6
2.3.1	Ablazione a radiofrequenza	6
2.3.2	Ablazione laser	7
2.3.3	Ablazione a microonde	7
2.3.4	Crioablazione	8
3	Monitoraggio della temperatura attraverso sensori di tipo invasivo in fibra ottica	9
3.1	Introduzione	9
3.2	Sensori in fibra ottica	10
3.2.1	Sensori a Fluorescenza	11
3.2.2	Sensori a Semiconduttore	12
4	Fibre ottiche	13
4.1	Introduzione	13
4.2	Struttura	13
4.3	Principio di funzionamento	14
4.3.1	Legge di Snell	14
4.3.2	Angolo di accettazione	15
4.4	Tipologie	16
5	Reticoli di Bragg	18
5.1	Introduzione	18

5.2	Principio fisico	18
5.3	Tipologie	20
5.4	Fabbricazione	22
5.4.1	Photomask	22
5.4.2	Point-by-point	23
5.4.3	Litografia Olografica	24
5.5	Interrogatore Ottico	25
5.5.1	Individuazione dei picchi	27
6	Caratterizzazione dei Reticoli di Bragg	28
6.1	Introduzione	28
6.2	Setup Singolo	30
6.2.1	Post-processing dei dati	32
6.2.2	Confronto FBG singoli con e senza rivestimento	33
6.2.3	Array da 13 reticoli	36
6.2.4	Array da 5 reticoli	37
6.2.5	Primo array da 9 reticoli	39
6.3	Array da 11 reticoli	40
6.4	Secondo array da 9 reticoli	42
6.5	Setup Multiplexato	43
7	Utilizzo dei reticoli di Bragg per ipertermia a microonde (Parte 1)	47
7.1	Verifica 1	48
7.2	Prima Prova Sperimentale: ipertermia a microonde	49
8	Analisi della dipendenza delle misure di temperatura dal canale di acquisizione	55
8.1	Prova di caratterizzazione su 7 canali del sensore a 5 reticoli di Bragg	55
8.2	Riproducibilità della caratterizzazione sul canale di acquisizione . .	57
9	Cross-sensitivity tra reticoli	63
9.1	Repliche spettrali	63
9.2	Analisi dell'iscrizione di reticolo sovrapposto a replica spettrale . .	64
10	Utilizzo dei reticoli di Bragg per ipertermia a microonde (Parte 2)	66
10.1	Verifica 2	67
10.2	Seconda Prova Sperimentale ipertermia a microonde	68

11 Utilizzo dei reticoli di Bragg per ablazione termica	74
11.1 Trattamento delle varici	74
11.2 Ablazione endovenosa	75
11.3 Prova sperimentale	75
12 Conclusioni	79
A Disegno tecnico	81
B Confronto Costanti di Temperatura - Codice Matlab	83
Elenco delle tabelle	86
Elenco delle figure	87
Bibliografia	91

Capitolo 1

Introduzione

«Con i termini “*cancro*” e “*tumore*”, si fa riferimento ad una condizione patologica caratterizzata dalla proliferazione non controllata di cellule che hanno la capacità di infiltrarsi nei normali organi e tessuti dell’organismo alterandone la struttura e il funzionamento» [1].

Ad oggi, come afferma l’OMS (Organizzazione Mondiale della Sanità) [2] il cancro è una delle principali cause di morte in tutto il mondo. Negli ultimi 3 anni, la pandemia da SARS-CoV-2 ha influito negativamente sulle statistiche di mortalità e di diffusione del cancro, a causa della riduzione dei controlli preventivi. Tuttavia, nel 2023, si è finalmente osservato un calo significativo della mortalità, indicando che le strategie di gestione e prevenzione stanno gradualmente riprendendo il loro impatto positivo [3].

Le neoplasie più comunemente diagnosticate in oltre il 70% dei paesi mondiali, secondo quanto dichiarato da “The Cancer Atlas” [4] sono il cancro al seno femminile, alla prostata o al collo dell’utero (Fig. 1.1).

Cancer incidence, mortality and survivors diagnosed within the past 5 years: top 5 cancer sites in 2018 worldwide for both sexes combined

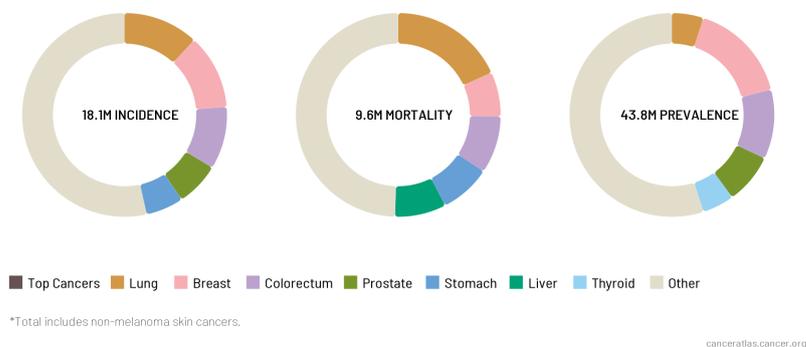


Figura 1.1: Panoramica di incidenza della mortalità e della sopravvivenza al cancro [4].

A livello mondiale i casi di cancro diagnosticati sono riconducibili a fattori di rischio tra cui troviamo il tabacco, l'alcol, l'inquinamento dell'aria, oppure agenti cancerogeni classificati in gruppi secondo quanto indicato dall'Agenzia internazionale per la ricerca sul cancro (Fig. 1.2) [5].

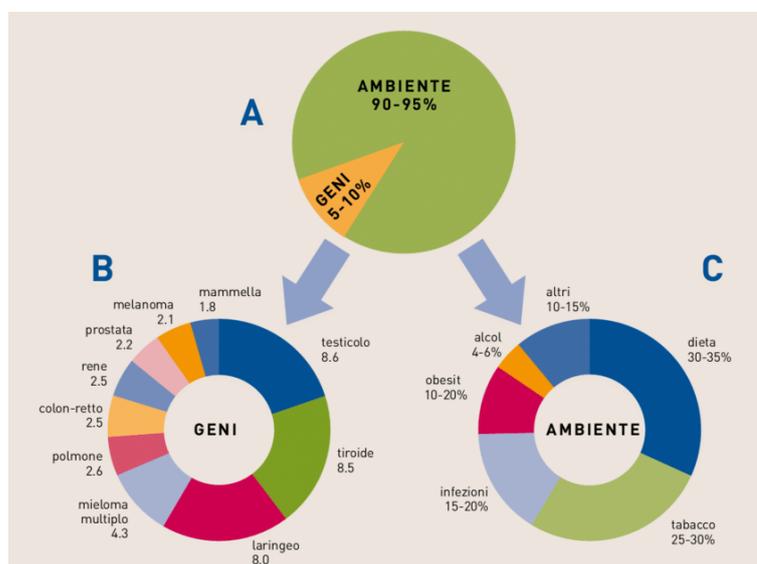


Figura 1.2: Panoramica dei fattori di rischio [6].

Attualmente, la rimozione chirurgica delle neoplasie rappresenta la pratica predominante, tuttavia, tale procedura richiede l'impiego di anestesia, l'ospedalizzazione del paziente per alcuni giorni e sessioni di riabilitazione.

Di conseguenza, sono stati sviluppati trattamenti alternativi altrettanto efficaci, tra cui l'ablazione termica del tumore. Durante queste procedure, è necessario condurre una sorveglianza costante e accurata dell'area sottoposta al trattamento in termini di energia e tempistica di erogazione, perciò, risulta essere importante un attento monitoraggio della temperatura.

I sensori in fibra ottica basati su reticoli di Bragg risultano essere adatti a questo compito in quanto hanno innumerevoli vantaggi tra cui il fatto di poter essere integrati nelle fibre che erogano il fascio laser e consentire la possibilità di ottenere una rilevazione multipunto della temperatura utilizzandoli come sensori quasi-distribuiti.

In questa Tesi sono state studiate ed effettuate diverse caratterizzazioni su fibre ottiche basate su reticoli di Bragg da utilizzare come sensori di temperatura in attività sperimentali quali ablazione laser e ipertermia a microonde.

Capitolo 2

Terapie termiche

2.1 Introduzione

Le terapie termiche sono procedure mediche che utilizzano il calore come agente terapeutico per trattare o alleviare vari disturbi e condizioni di salute.

Il calore può essere applicato in diverse forme, tra cui calore secco, calore umido, acqua calda, infrarossi, ultrasuoni, microonde e altre fonti di energia termica. Questi metodi termici possono essere utilizzati per migliorare il benessere del paziente, ridurre il dolore, accelerare la guarigione o distruggere tessuti patologici.

L'obiettivo clinico delle terapie termiche è di ottenere la massima efficacia dal trattamento del paziente senza danneggiare i tessuti sani.

Esistono diverse modalità di terapie termiche, classificabili in base alla temperatura operativa e alla durata del trattamento, che si distinguono principalmente in tre classi [7]:

- **Diatermia:** applicata principalmente in fisioterapia per il trattamento di patologie reumatiche, utilizza temperature fino a $41\text{ }^{\circ}\text{C}$ in sessioni da 5 a 20 minuti.
- **Ipertermia:** applicata per trattare alcune tipologie di tumore in supporto ad altri trattamenti anticancro e farmaci chemioterapici. Le temperature di lavoro sono tra $41\text{-}45\text{ }^{\circ}\text{C}$ per periodi lunghi (quasi 2 ore).
- **Ablazione termica:** applicata per uccidere cellule localizzate in definite aree tumorali, per iperplasia prostatica, o stimolazione cardiaca. La temperatura che raggiunge il tessuto è superiore ai $45\text{ }^{\circ}\text{C}$, provocando la denaturazione delle proteine e la rottura della membrana del tessuto. Effetti simili si possono ottenere anche a temperature di lavoro inferiori a $-75\text{ }^{\circ}\text{C}$ attraverso la crioblazione.

2.2 Ipertermia

“Induzione nei tessuti biologici di un elevamento della temperatura sino a valori di poco superiori a quella fisiologica, in un intervallo, quindi, di 40-41 °C sino a 45 °C” [8].

Questa modalità terapeutica viene associata a terapie tradizionali come la radioterapia e la chemioterapia. Il volume da trattare viene esposto a sorgenti termiche quali onde elettromagnetiche o ultrasuoni. Il trattamento viene ripetuto più volte per evitare il fenomeno della termo-tolleranza ovvero la resistenza delle cellule al calore nei primi giorni della terapia.

2.2.1 Ipertermia a radiofrequenza

Le radiofrequenze vengono utilizzate per irradiare tumori di grosse dimensioni, utilizzando frequenze dell'onda elettromagnetica tra 10-20 MHz. Nel sistema di radiofrequenza, viene utilizzato un circuito chiuso che comprende un generatore di segnale, un elettrodo ad ago ad esso collegato, un grande elettrodo di dispersione (noto come “ground pad”) e il paziente. Durante il trattamento, il paziente funge da resistore attraverso cui viene fatta passare una corrente elettrica alternata. In presenza del campo elettromagnetico alternato, avviene un riscaldamento dei tessuti tumorali e circostanti a causa dell'oscillazione degli ioni, generando attrito e resistenza elettrica. Questo porta alla creazione di una lesione termica. Tuttavia, i processi di essiccazione e coagulazione dei tessuti limitano la dimensione della lesione provocata dalle radiofrequenze. La lesione si espande rapidamente all'inizio del trattamento e la sua velocità di propagazione diminuisce con il tempo.

2.2.2 Ipertermia a microonde

Vengono utilizzate antenne che operano a 434, 915, 2450 MHz. È efficace per tumori con dimensione inferiore a 4 cm.

In questa Tesi, nel Capitolo 7, vengono descritte prove sperimentali riguardanti il monitoraggio del riscaldamento generato da sorgenti a microonde su un fantoccio di agar che rappresenta un collo nel quale vi è un tumore (anch'esso realizzato in agar).

2.2.3 Ipertermia a ultrasuoni

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche con frequenza superiore a 20 MHz. Il trasferimento del calore è dovuto alla conduzione causata dalle interazioni e dalle rotazioni attorno ad assi preferenziali di molecole adiacenti che vibrano. Questa tecnica però ha una scarsa capacità di penetrazione ed è applicabile per volumi piccoli.

2.3 Ablazione termica

Ablazione indica «l'asportazione di tessuti biologici a scopo terapeutico. Può essere eseguita per via chirurgica o percutanea, mediante l'ausilio di appositi cateteri» [9]. Le tecniche di ablazione fanno parte delle procedure mini-invasive e sono state studiate per il trattamento di tumori quali l'epatocarcinoma (tumore al fegato), per il trattamento delle aritmie cardiache ad esempio la fibrillazione atriale, o per la cura dell'iperplasia prostatica, ma anche per il trattamento dei dolori o per malformazioni vascolari.

Esistono due principali tipi di ablazione: chimica e termica.

Le tecniche di ablazione chimica sono procedure percutanee nelle quali viene utilizzato etanolo (alcol) per distruggere i tessuti [10].

Le tecniche di ablazione termica utilizzano il calore per provocare la necrosi di tessuti malati senza danneggiare le strutture e i tessuti vitali circostanti; vengono suddivise in ipertermiche, di cui fanno parte l'ablazione a radiofrequenza, laser e a microonde, in cui il tessuto viene riscaldato a una temperatura di 60 °C, e ipotermiche, di cui fa parte la crioablazione la quale provoca un raffreddamento del tessuto il quale viene posto a temperature inferiori a -40 °C [11].

La scelta della tecnica più appropriata dipende dalla natura e dalla localizzazione della lesione da trattare, nonché dalle specifiche esigenze del paziente.

2.3.1 Ablazione a radiofrequenza

Per l'ablazione a radiofrequenza vengono utilizzati generatori che producono potenze tra 200 e 250 W, in grado di erogare corrente alternata ad alte frequenze dell'ordine dei 400-500 kHz nella porzione di tessuto da trattare. La corrente viene immessa nel tessuto attraverso degli elettrodi che possono avere diverse configurazioni: monopolare o bipolare, inoltre la forma di questi ultimi incide sulla larghezza dell'area da trattare, sono stati quindi sviluppati elettrodi con forme a ombrello (LeVeen, Boston Scientific).

Questo tipo di ablazione permette di trattare tumori di grandezza dell'ordine di 2-3 cm [12].

2.3.2 Ablazione laser

Il termine laser, acronimo di “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” si riferisce ad un processo di amplificazione della luce basato sull’emissione stimolata di una radiazione elettromagnetica. Il laser produce un fascio luminoso molto intenso che risulta essere collimato, monocromatico (con stessa lunghezza d’onda) e con elevata coerenza ovvero con fotoni che si trovano in fase contemporaneamente. Queste caratteristiche consentono l’emissione del fascio attraverso fibre ottiche, le cui lunghezze d’onda sono adeguate all’interazione con i tessuti biologici [13]. Le applicazioni laser in ambito clinico lavorano in un intervallo chiamato “finestra terapeutica”. L’energia che viene trasferita dipende dalla lunghezza d’onda del fascio luminoso, dalla sua potenza e dalla durata del trattamento. Per indurre la necrosi del target bisogna raggiungere temperature tra 45 °C e 55 °C con un tempo di esposizione prolungato, oppure utilizzando temperature superiori a 60 °C è possibile avere tempi di esposizione più brevi [14]. Il vantaggio di usare la luce laser per la termoterapia, rispetto ad altri metodi, risiede nell’abilità che questa ha di depositare una quantità precisa di energia in una regione ben definita.

2.3.3 Ablazione a microonde

Le tecniche di ablazione a microonde implicano l’utilizzo di onde elettromagnetiche a frequenza microonde (300 MHz-2450GHz) [15] per riscaldare e distruggere i tessuti patologici. Durante la procedura, un’apposita sonda o antenna viene posizionata con precisione all’interno o vicino alla lesione bersaglio, utilizzando strumenti di imaging quali ecografi. Una volta posizionata correttamente, la sonda emette microonde che penetrano nel tessuto circostante, generando calore attraverso un processo noto come riscaldamento dielettrico. Le microonde generano calore all’interno del tessuto, causando la morte delle cellule tumorali. L’ablazione a microonde offre numerosi vantaggi, tra cui una maggiore penetrazione nei tessuti rispetto ad alcune altre tecniche di ablazione, tempi più brevi di trattamento e minori effetti collaterali.

2.3.4 Crioablazione

La crioablazione utilizza un approccio opposto rispetto alle tecniche di ablazione termica, poiché utilizza il freddo per distruggere i tessuti bersaglio. Essa viene eseguita inserendo criosonde nel tessuto maligno utilizzando imaging medico in tempo reale. La criosonda viene quindi raffreddata, rimuovendo di conseguenza il calore del tessuto con cui è a contatto. Il raffreddamento della criosonda avviene per effetto Joule-Thompson [16]: la rapida espansione di un gas (adiabatica) determina una variazione della sua temperatura. La criosonda è quindi un sistema di espansione del gas ad alta pressione e a circuito chiuso. Il gas utilizzato principalmente è l'Argon: la sua rapida espansione provoca quindi una diminuzione di temperatura che viene rapidamente trasferita per convezione e conduzione alla criosonda [17]. All'interno delle cellule del tessuto si ha la formazione di cristalli di ghiaccio che danneggiano irreversibilmente le membrane cellulari e le strutture interne portando alla morte delle cellule bersaglio. La crioablazione presenta diversi vantaggi significativi, tra cui la capacità di preservare i tessuti circostanti sani, ridurre il rischio di sanguinamento e garantire un recupero relativamente rapido per il paziente. Questa tecnica trova applicazione in una serie di contesti clinici, tra cui il trattamento di tumori maligni e benigni, specialmente nel seno, nella prostata e nel rene; è stata inoltre utilizzata con successo per il trattamento di alcune aritmie cardiache, dimostrando la sua versatilità e la sua efficacia in varie discipline mediche.

Capitolo 3

Monitoraggio della temperatura attraverso sensori di tipo invasivo in fibra ottica

3.1 Introduzione

È essenziale condurre un attento monitoraggio della temperatura dei tessuti durante l'intero procedimento di ablazione termica al fine di massimizzare l'efficacia del trattamento, garantendo la completa eliminazione del tessuto tumorale e riducendo al minimo il rischio di recidiva. Per questo motivo vengono impiegati sensori di temperatura, utilizzando metodi che possono essere sia invasivi, in cui il sensore è in contatto con il target, che non invasivi, definiti “contactless”.

I sensori di temperatura possono essere ulteriormente suddivisi in:

- Sensori distribuiti: questa categoria di sensori, grazie alla loro capacità di rilevare in modo distribuito la temperatura lungo una parte significativa in lunghezza del sensore stesso, si dimostrano estremamente utili in molte applicazioni, consentendo una mappatura dettagliata delle variazioni termiche su una vasta area.
- Sensori puntuali: i sensori puntuali, invece, si distinguono per la loro capacità di misurare la temperatura con precisione in un singolo punto specifico. Questa caratteristica li rende ideali per applicazioni in cui è fondamentale monitorare la temperatura in un determinato punto critico senza la necessità di una mappatura estesa.

In questa Tesi viene descritto l'impiego di sensori di temperatura di tipo invasivo in fibra ottica a reticolo di Bragg. Vengono pertanto approfonditi tipi di sensori di temperatura invasivi in fibra ottica. I sensori in fibra ottica (FOS) sono dispositivi che sfruttano le proprietà della luce trasmessa attraverso una fibra ottica per rilevare variazioni nella temperatura. Questi sensori sono costituiti da una fibra ottica flessibile, in vetro o plastica, che agisce da trasduttore di temperatura. La fibra è in grado di trasmettere la luce e registrare cambiamenti nella sua intensità o nella sua lunghezza d'onda in risposta alle variazioni di temperatura nella sua vicinanza. Questo principio di funzionamento è noto come effetto termo-ottico. L'invasività minima dei sensori in fibra ottica li rende ideali per applicazioni biomediche. Spesso, questi sensori vengono inseriti direttamente all'interno del corpo umano o di altri organismi per monitorare la temperatura in tempo reale in aree critiche, come i tessuti interni o i fluidi biologici. Questa invasività minima riduce al minimo il disagio per i pazienti e offre una soluzione accurata e affidabile per il monitoraggio della temperatura in contesti medici.

3.2 Sensori in fibra ottica

I sensori in fibra ottica, chiamati anche con il loro acronimo FOS offrono diversi vantaggi rispetto ai sensori elettronici o meccanici tra cui l'essere immuni alle interferenze elettromagnetiche presenti in molti ambienti medico-chirurgici, sono quindi ideali per la diagnostica per immagini con risonanza magnetica, TAC, PET, SPECT o trattamenti ablativi termici che utilizzano radiazioni elettromagnetiche o a microonde. Inoltre, i FOS sfruttano una tecnologia a basso costo di esercizio e sono molto flessibili; vengono interrogati facilmente a lunghe distanze offrendo risoluzioni spaziali fino a pochi centimetri, possono quindi eseguire rilevazioni puntuali o multipunto a distanza [18].

I FOS si distinguono in due classi (Figura: 3.1):

- Sensori a fibra ottica intrinseca: in questa classe di sensori il meccanismo di trasduzione si trova all'interno della fibra ottica. La parte sensibile è la fibra ottica stessa in quanto rilevano grandezze fisiche influenzando le proprietà ottiche intrinseche della fibra.
- Sensori a fibra ottica estrinseca: in questa classe la fibra ottica ha il compito di guidare e trasportare la luce; viene utilizzata come trasmissione ottica dal punto di misurazione al punto di rilevamento dove è posizionato il sensore. La fibra ottica non è direttamente coinvolta nel processo di misurazione.

Esistono differenti tipologie di sensori in fibra ottica che vengono impiegati per le misure di temperatura, tra i quali i reticoli di Bragg, i sensori fluorotermici e i sensori che sfruttano l'assorbimento e la trasmissione da parte di un tratto di

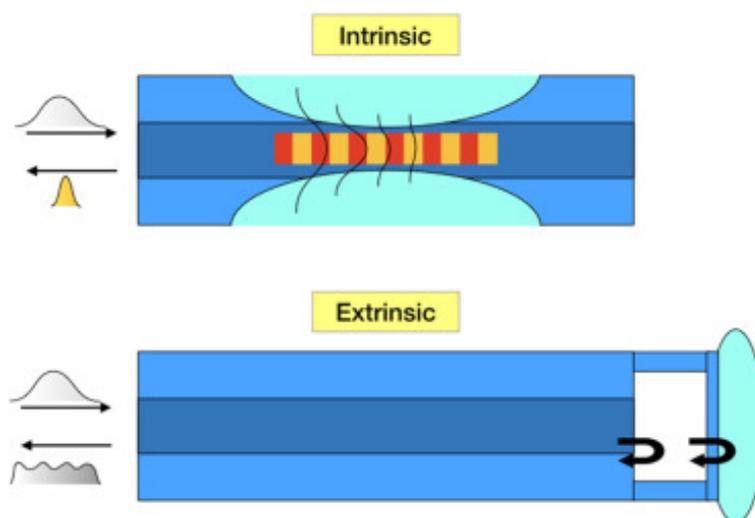


Figura 3.1: Rappresentazione delle tipologie di fibre ottiche [19].

semiconduttore posto in continuità con la fibra ottica. Il reticolo di Bragg è un elemento di pochi millimetri inscritto in una fibra ottica di tipo monomodale che riflette una particolare lunghezza d'onda chiamata "lunghezza d'onda di Bragg". Essendo la categoria di sensori su cui si basa questa Tesi, il loro approfondimento si trova nel Capitolo 5.

3.2.1 Sensori a Fluorescenza

Il principio di funzionamento dei sensori a fluorescenza si basa sulla relazione tra la temperatura e il tempo di decadimento della fluorescenza di un fosforo termosensibile posizionato all'estremità della fibra ottica. Un segnale luminoso viene utilizzato per eccitare il fosforo; il segnale viene convogliato nella fibra ottica e si propaga lungo essa. Il fosforo termosensibile, colpito dal segnale luminoso, assorbe energia, emettendo un segnale a lunghezza d'onda differente chiamata "lunghezza d'onda di emissione" attraverso un processo noto come fluorescenza. Il segnale fluorescente ripercorre la fibra in verso opposto. Questo segnale ha un decadimento esponenziale correlato alla temperatura del fosforo. Questi sensori lavorano in un range di -25°C e 300°C [20]. I sensori a fluorescenza eseguono misure di temperature per contatto quindi fanno parte della categoria di sensori invasivi ed effettuano solo misurazioni puntuali (no multi-punto).

3.2.2 Sensori a Semiconduttore

Questa tipologia di sensori si basa sull'assorbimento e la trasmissione della luce bianca da parte del semiconduttore composto dalla combinazione di Arsenico e Gallio (GaAs). La variazione di temperatura del semiconduttore produce un cambiamento delle lunghezze d'onda dello spettro, questo cambiamento, definito spostamento di assorbimento, avviene a causa della variazione del gap energetico del semiconduttore, riferito all'energia necessaria per eccitare gli elettroni del materiale. Quando entra maggiore energia sotto forma di calore producendo un aumento della temperatura del semiconduttore, il gap si restringe e quindi è necessaria una minore quantità di energia per eccitare gli elettroni. I fotoni che entrano nel semiconduttore eccitano gli elettroni, se hanno abbastanza energia per permettere a un elettrone di attraversare la lacuna, vengono assorbiti, altrimenti trasmessi. Dato che il gap si restringe all'aumentare della temperatura del semiconduttore, sarà necessaria meno energia per attraversarlo e fotoni con meno energia verranno assorbiti. La misurazione della posizione dello spostamento di assorbimento fornisce quindi una misura della temperatura nel semiconduttore. Questa tecnologia dipende dalla lunghezza d'onda e non dall'intensità. Il semiconduttore presenta su un lato un film dielettrico riflettente, mentre dall'altro lato è collegato all'estremità di una fibra ottica rivestita da un cavo protettivo in Nylon, poliammide, o PTFE per renderla robusta [21].

Capitolo 4

Fibre ottiche

4.1 Introduzione

La fibra ottica è un filamento realizzato in fibra di vetro, quarzo o materiali polimerici, che presenta la capacità di trasmettere segnali luminosi al suo interno.

4.2 Struttura

La struttura della fibra ottica è costituita da quattro strati cilindrici concentrici denominati rispettivamente: Core, Cladding, Coating e Jacket. Il core è lo strato più interno della fibra ottica dove avviene la trasmissione del segnale luminoso, ha un diametro che varia tra $10\ \mu\text{m}$ e $50\ \mu\text{m}$ ed è caratterizzato da un indice di rifrazione specifico; il cladding, ricopre il core, ha un diametro di $125\ \mu\text{m}$ e anch'esso possiede indice di rifrazione, inferiore a quello del core: questa caratteristica consente la trasmissione dei segnali. Il coating normalmente è realizzato in materiali polimerici e funge da protezione per il core e il cladding, mentre il jacket è il rivestimento esterno e conferisce rigidità alla fibra. Viene aggiunto uno strato di Kevlar tra il coating e il jacket in quanto conferisce resistenza meccanica alla struttura (Fig. 4.1).

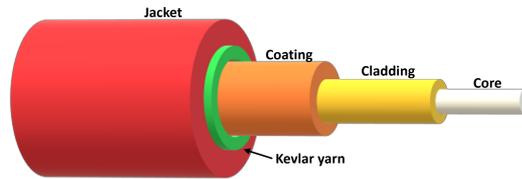


Figura 4.1: Struttura di una fibra ottica.

4.3 Principio di funzionamento

4.3.1 Legge di Snell

La legge che descrive il fenomeno della rifrazione della luce è la legge di Snell: un raggio luminoso che incide su una superficie di interfaccia tra due mezzi con indici di rifrazione diversi viene in parte riflesso e in parte rifratto (Fig. 4.2). L'indice

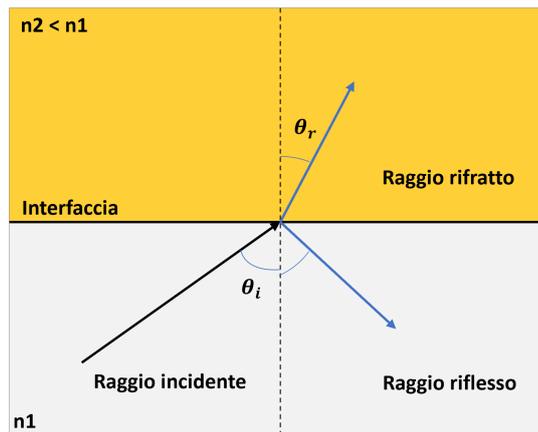


Figura 4.2: Rifrazione della luce.

di rifrazione è definito come il rapporto tra la velocità di propagazione del raggio luminoso nel vuoto ($c=0.3 \times 10^8$ m/s) e la velocità di propagazione in un mezzo diverso dal vuoto (Eq. 4.1):

$$n = \frac{c}{v} \quad (4.1)$$

La relazione che lega indici di rifrazione, angolo incidente e rifratto è (Eq. 4.2):

$$n1 \cdot \sin(\theta_i) = n2 \cdot \sin(\theta_r) \quad (4.2)$$

Di conseguenza, un aumento dell'angolo incidente porta a un aumento di quello rifratto. Quando l'angolo di incidenza arriva ad avere un valore tale per cui l'angolo rifratto è pari a 90° , ci si trova nella condizione di angolo di incidenza critico, chiamato angolo limite, ovvero sopra al quale il raggio di luce viene totalmente riflesso e non trasmesso attraverso l'interfaccia: il principio di funzionamento delle fibre ottiche come mezzo di trasmissione di un segnale luminoso si basa proprio su questo fenomeno della riflessione totale del segnale che avviene all'interfaccia tra core e cladding (Fig. 4.3). Il fascio di luce in questa condizione è detto fascio guidato e l'equazione 4.2 diventa (Eq. 4.3):

$$\sin(\theta_1) = \frac{n_2}{n_1} \quad (4.3)$$

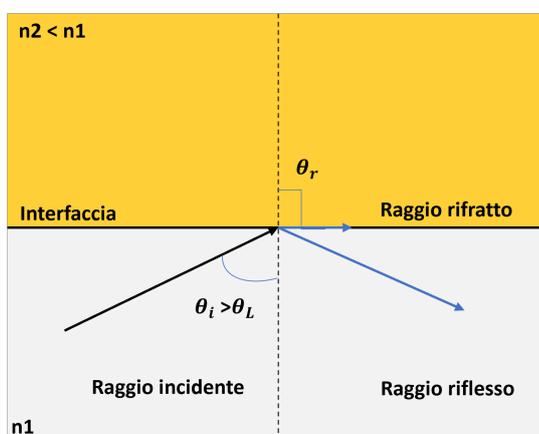


Figura 4.3: Angolo incidente maggiore dell'angolo limite.

4.3.2 Angolo di accettazione

Ci sono limitazioni sull'angolo in cui i raggi possono entrare nella fibra perchè tutte le riflessioni dei raggi luminosi devono essere riflesse totalmente. Quando un raggio di luce viene immesso dall'aria nel core della fibra ci sarà un raggio che verrà rifratto entrando nel core con un angolo inferiore all'angolo di incidenza. Tale raggio rifratto va a colpire la superficie di separazione tra core e cladding con un angolo di incidenza superiore all'angolo limite e viene completamente riflesso. Si definisce angolo di accettazione l'angolo di immissione del raggio nel core in corrispondenza del quale l'angolo di incidenza del raggio rifratto sulla superficie di separazione tra core e cladding è uguale all'angolo limite (Eq. 4.4):

$$\gamma_{\text{accettazione}} = \arcsin \sqrt{n_{\text{core}}^2 - n_{\text{cladding}}^2} \quad (4.4)$$

L'argomento che si trova sotto la radice quadrata viene chiamato "apertura numerica" (NA) della fibra ottica. Dall'angolo di accettazione si definisce il "cono di accettazione" che è dato dalla rotazione di 360° dell'angolo di accettazione intorno all'asse della fibra: solo i raggi che entrano nella fibra con un angolo compreso nel cono di accettazione hanno delle riflessioni totali sulla superficie di separazione tra core e cladding e quindi vengono guidati anche a grandi distanze (Fig. 4.4).

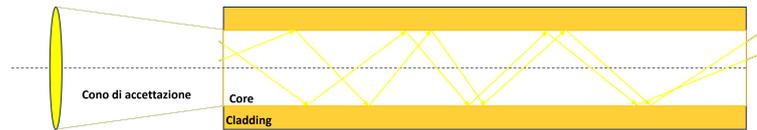


Figura 4.4: Cono di accettazione.

4.4 Tipologie

Esistono principalmente due tipi di fibre ottiche: monomodali e multimodali, in base al modo di propagazione del segnale [22].

- Fibre monomodali: presentano un profilo costante nel core, il cui diametro è molto ridotto (4-10 μm) mentre il diametro del cladding è circa di 125 μm . Ha una apertura numerica molto piccola in modo da ridurre i modi di propagazione ottenendo un unico percorso con direzione parallela all'asse della fibra. La relazione che quantifica quanto deve essere piccolo il diametro del core per essere monomodale è la seguente (Eq. 4.5):

$$d = \frac{0.76 \cdot \lambda}{NA} \quad (4.5)$$

- Fibre multimodali: il diametro del core in questo caso è maggiore (50-60 μm). Questa categoria di fibre può essere di due tipi: con profilo d'indice a gradino, chiamate "step index" o con profilo d'indice graduale, chiamate "graded index". Nel primo tipo, l'indice di rifrazione del core è costante lungo tutta la sezione del core e decresce bruscamente nel cladding, causando una forte dispersione modale che ne limita l'utilizzo applicativo. Esse sono state in gran parte sostituite dal secondo tipo che, pur avendo un costo più elevato, offrono prestazioni decisamente superiori: l'indice di rifrazione del nucleo varia con un valore massimo al centro e decresce gradualmente verso le zone periferiche fino a raggiungere un diverso valore in corrispondenza del cladding. Per tale motivo i raggi percorrono il tragitto più lungo spostandosi dal centro del core verso il mantello e, attraversando zone con indice di rifrazione minore, si

propagano con velocità maggiore; viceversa i raggi che compiono percorsi più brevi (in prossimità dell'asse del nucleo), subiscono una riduzione di velocità perchè attraversano un mezzo con indice di rifrazione più elevato.

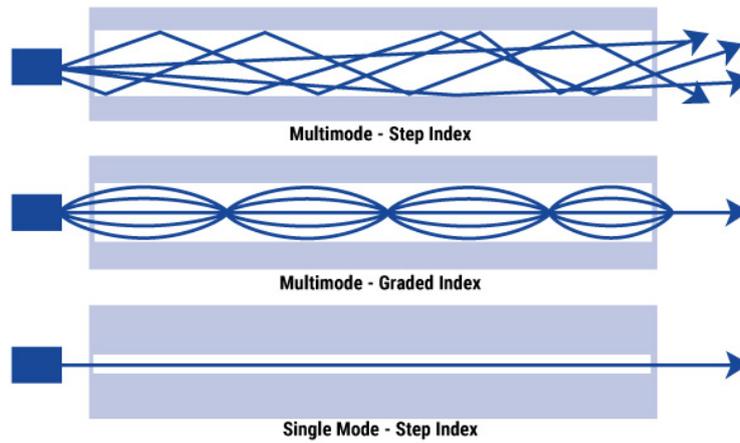


Figura 4.5: Tipologie di fibre ottiche [23].

Capitolo 5

Reticoli di Bragg

5.1 Introduzione

I reticoli di Bragg (FBG) sono microstrutture simmetriche lunghe qualche millimetro che vengono foto-incise su una fibra monomodale.

5.2 Principio fisico

I reticoli di Bragg sono costituiti da una serie periodica di cambiamenti nell'indice di rifrazione all'interno della fibra ottica: questi cambiamenti creano una griglia di riflessione che interagisce con la luce propagante nella fibra. Quando la lunghezza d'onda della luce incidente interagisce con il reticolo di Bragg, si ha un picco di riflessione centrato a una specifica lunghezza d'onda, chiamata lunghezza d'onda di Bragg λ_B (Fig. 5.1), ricavabile dall'equazione fondamentale di Bragg, descritta come (Eq. 5.1):

$$\lambda_B = 2 \cdot n_{\text{eff}} \cdot \Lambda \quad (5.1)$$

- λ_B è la lunghezza d'onda di Bragg;
- n_{eff} è l'indice di rifrazione nel Core;
- Λ è la periodicità spaziale (*passo*) dei reticoli;

I parametri n_{eff} e Λ sono dipendenti da temperatura e deformazione: ne consegue una variazione della lunghezza d'onda di Bragg in funzione di queste due proprietà fisiche. La deformazione della fibra, causa il cambiamento della periodicità spaziale del reticolo e quindi della lunghezza d'onda di Bragg, inoltre per via dell'effetto fotoelastico varia l'indice di rifrazione. A causa dell'effetto termo-ottico si verifica una variazione dell'indice di rifrazione che a sua volta causa un cambiamento della lunghezza d'onda di Bragg [25]. La variazione infinitesima della lunghezza d'onda di

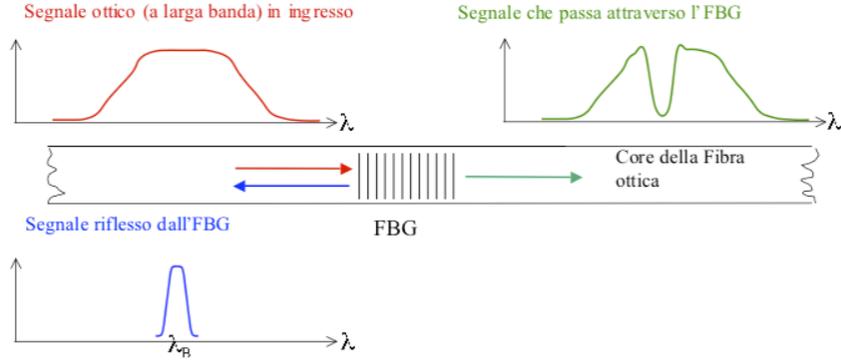


Figura 5.1: Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg [24].

Bragg dovuta alla deformazione e alla temperatura si ricava derivando l'espressione della lunghezza d'onda (Eq. 5.2):

$$\begin{aligned}
 d\lambda_B &= \frac{\partial \lambda_B}{\partial \varepsilon} \cdot d\varepsilon + \frac{\partial \lambda_B}{\partial T} dT = \\
 &= \left[\frac{\partial}{\partial \varepsilon} 2n_{\text{eff}} \Lambda \right] \cdot d\varepsilon + \left[\frac{\partial}{\partial T} 2n_{\text{eff}} \Lambda \right] \cdot dT = \\
 &= \left[2n_{\text{eff}} \frac{\partial \Lambda}{\partial \varepsilon} + 2\Lambda \frac{\partial 2n_{\text{eff}}}{\partial \varepsilon} \right] d\varepsilon + \left[2n_{\text{eff}} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} + 2\Lambda \frac{\partial 2n_{\text{eff}}}{\partial T} \right] dT
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

Esprimendola come variazione relativa della lunghezza d'onda di Bragg, si divide per λ_B , ottenendo (Eq. 5.3):

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

Le variazioni della lunghezza d'onda di Bragg possono quindi essere espressi come funzione dello strain e delle variazioni di temperatura (Eq. 5.4):

$$\Delta\lambda_B = k_\varepsilon \varepsilon + k_T T \tag{5.4}$$

dove:

- k_ε è la sensibilità alla deformazione, pari a $1 \text{ pm}/\mu\varepsilon$;
- k_T è la sensibilità alla temperatura, pari a $10 \text{ pm}/^\circ\text{C}$;

Su una fibra ottica si possono inscrivere innumerevoli reticoli di Bragg sensibili a diverse grandezze avendo la possibilità di creare un sensore multifunzionale.

5.3 Tipologie

La struttura dell'FBG cambia a seconda dell'indice di rifrazione del core e della periodicità spaziale del reticolo. A seconda della periodicità spaziale presente nel reticolo, esistono diverse tipologie (Fig. 5.2):

- *Uniforme*: la periodicità e la modulazione dell'indice di rifrazione sono costanti;
- *Tilted*: la periodicità è costante ma la modulazione dell'indice di rifrazione presenta un'inclinazione rispetto all'asse del core;
- *Chirped*: la periodicità e la modulazione dell'indice di rifrazione non sono costanti e vengono modificate non uniformemente;
- *Superstructure*: la modulazione dell'indice di rifrazione è distribuita in superstrutture lungo la fibra;

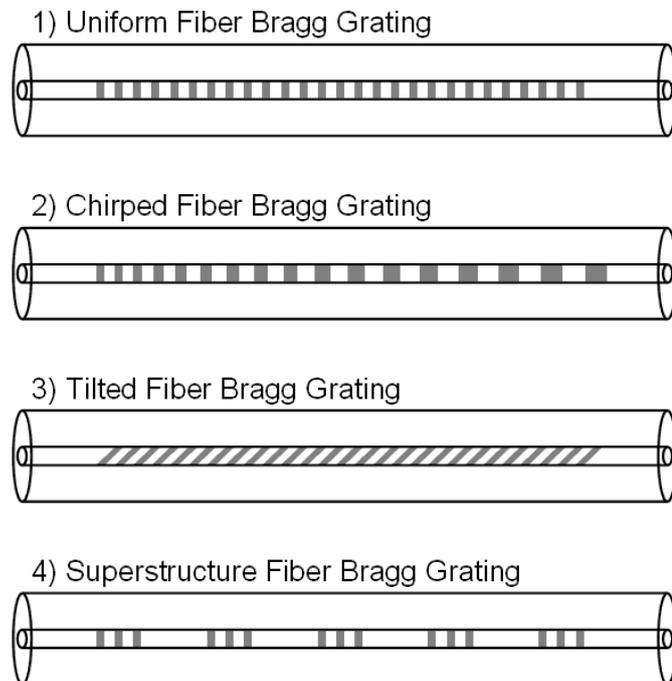


Figura 5.2: Tipologie di reticoli di Bragg a seconda della periodicità spaziale [26].

A seconda del diverso profilo dell'indice di rifrazione, l'FBG può essere suddiviso in (Fig. 5.3):

- Uniforme: il profilo è costante per ogni periodo, con offset positivo.
- Apodizzato: viene applicata una modulazione non costante all'indice di rifrazione in modo da rimuovere i lobi secondari dello spettro riflesso. Gli FBG in questo caso si suddividono in:
 - *Gaussian apodized*: il profilo ha una forma a gaussiana con offset positivo;
 - *Raised-cosine-apodized*: il profilo ha una forma longitudinale a coseno rialzato con offset nullo;
 - *Discrete phase shift*: le due metà della struttura hanno profilo in opposizione di fase con offset positivo.

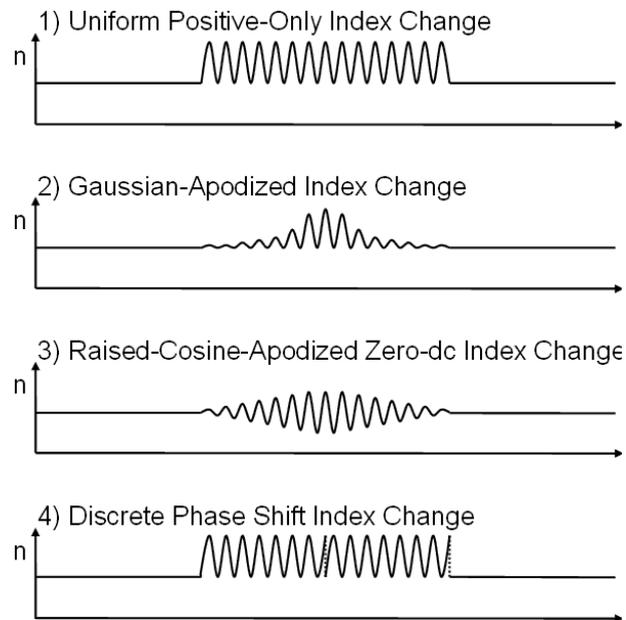


Figura 5.3: Tipologie di reticoli di Bragg a seconda del profilo dell'indice di rifrazione [26].

5.4 Fabbricazione

Gli FBG vengono iscritti nelle fibre ottiche creando una variazione dell'indice di rifrazione del core.

Le principali tecniche di fabbricazione si dividono in:

- *Photomask*;
- *Point by point* (laser a femtosecondo);
- *Litografia Olografica* (a interferenza);

5.4.1 Photomask

L'FBG viene impresso nel core della fibra utilizzando una maschera, chiamata "maschera di fase", che viene posizionata tra il fascio laser UV e la fibra stessa (Fig. 5.4).

Questa tecnica è utilizzata per FBG di tipo chirped.

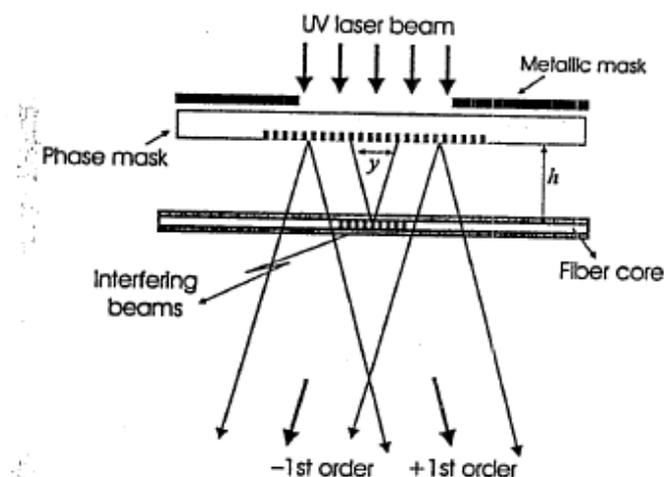


Figura 5.4: Fabbricazione con maschera di fase [27].

5.4.2 Point-by-point

Il laser UV emette impulsi luminosi della durata di qualche centinaio di femtosecondi in modo da scrivere il reticolo punto per punto sulla fibra con notevole precisione grazie a una elevata risoluzione spaziale e temporale che caratterizza questo tipo di laser (Fig. 5.5).

Questa tecnica è utilizzata per FBG di tipo tilted.

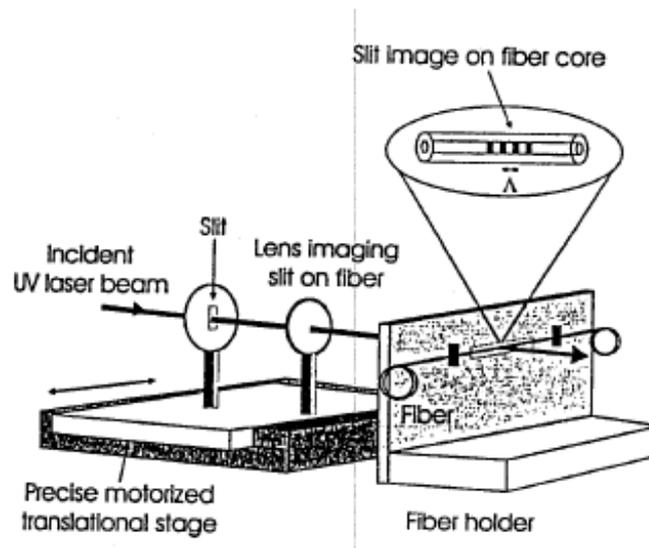


Figura 5.5: Fabbricazione point by point [27].

5.4.3 Litografia Olografica

Il fascio laser UV viene suddiviso in due fasci che si influenzano a vicenda e ricombinato in modo da formare un angolo che crea una certa periodicità spaziale dell'indice di rifrazione (Fig. 5.6).

Questa tecnica consente di scrivere reticoli a diverse lunghezze d'onda di Bragg e la sua precisione dipende dalla stabilità meccanica del sistema ottico.

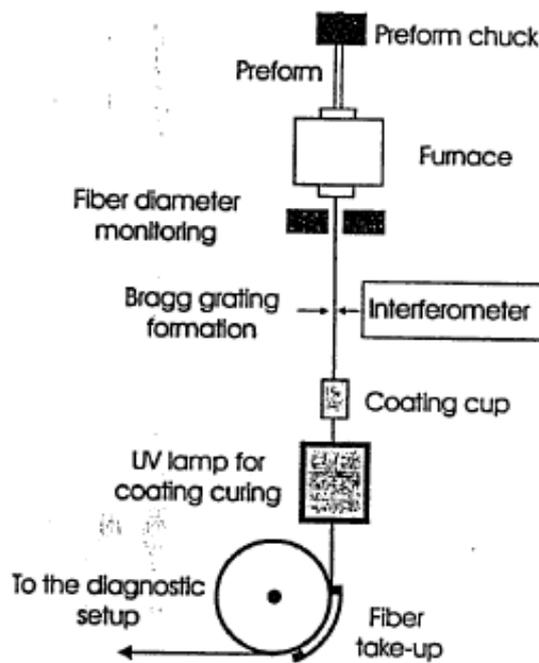


Figura 5.6: Fabbricazione con litografia olografica [27].

5.5 Interrogatore Ottico

L'interrogatore ottico è uno strumento utilizzato per rilevare le lunghezze d'onda di Bragg associate ai reticoli.

È costituito principalmente da:

- Sorgente luminosa;
- Isolatore ottico;
- Circolatore;
- Filtri di lunghezza d'onda;

Possiamo distinguere due tipologie di interrogatori a seconda della sorgente luminosa utilizzata: i) a banda larga, dove vengono impiegati LED (light emitted diode) oppure SLED (superluminescent LED); ii) a laser tunabile (LD).

Nel caso di interrogatore con sorgente luminosa a banda larga, il segnale luminoso viene guidato mediante il circolatore ottico alla fibra e il segnale riflesso dai reticoli viene mandato in un filtro ottico con una banda passante stretta in modo da eliminare le componenti dello spettro. Il filtro ottico è successivamente collegato tramite un fotodiodo a un amplificatore di transimpedenza che ha il compito di convertire la corrente in tensione analogica proporzionale alla potenza ottica della lunghezza d'onda in ingresso. Successivamente con un convertitore AC/DC si converte la tensione in segnale digitale (Fig. 5.7).

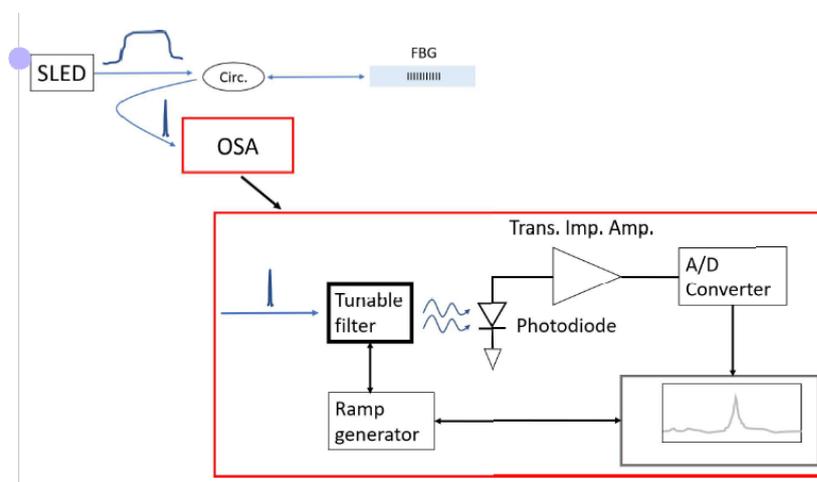


Figura 5.7: Schema del sistema di interrogazione FBG a banda larga [28].

Nel caso di interrogatore ottico a laser tunabile (Fig. 5.8), avendo una sorgente luminosa a banda stretta, si effettua già una eliminazione delle componenti dello spettro, quindi si può mandare il segnale riflesso direttamente al fotodiodo. Questo tipo di interrogatore ha un rapporto SNR (rapporto segnale-rumore) più elevato in quanto presenta segnali luminosi emessi dalla sorgente che hanno la stessa intensità a tutte le lunghezze d'onda.

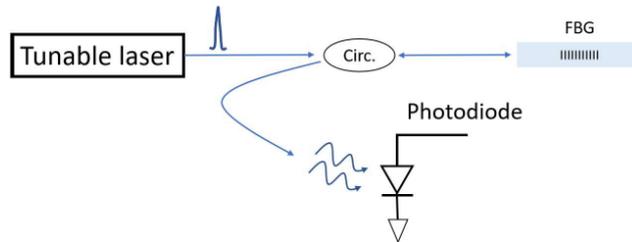


Figura 5.8: Schema del sistema di interrogazione FBG a laser tunabile [28].

Per questa Tesi, l'interrogatore ottico impiegato è il Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies® (Fig. 5.9), un laser tunabile le cui specifiche tecniche sono riportate in tabella 5.1.



Figura 5.9: Interrogatore ottico Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies®.

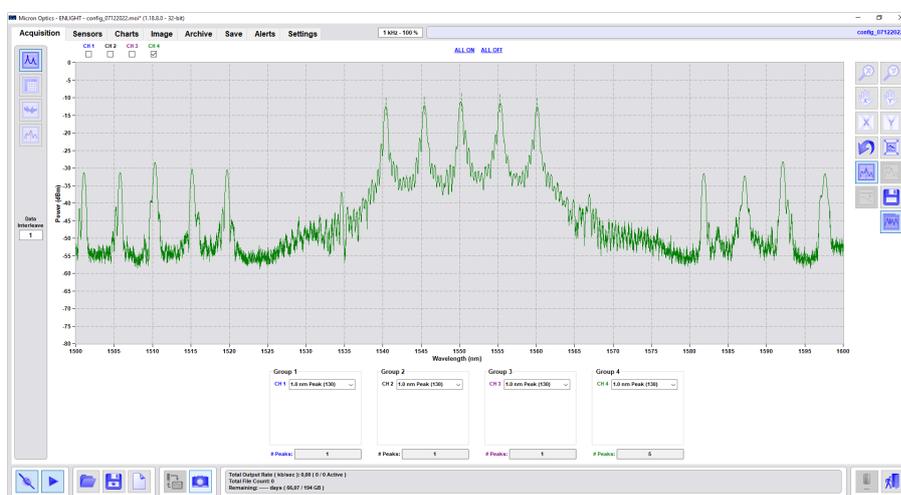
L'interrogatore viene gestito tramite software "ENLIGHT Sensing Analysis Software" a cui è collegato tramite rete Ethernet. L'interfaccia del software è mostrata in figura 5.10.

Il software permette di visualizzare in tempo reale i segnali relativi a ciascun canale

Tabella 5.1: Specifiche Micron Optics HYPERION si155 [29].

Numero di Canali	Da 1 a 4
Range lunghezze d'onda	1500-1600 nm
Accuratezza e Stabilità	1 pm/ 1 pm
Velocità di scansione	fino a 5000 Hz
Interfaccia dati	Ethernet

e individuare in automatico i picchi alle lunghezze d'onda dei reticoli di Bragg. Dato che l'elaborazione avviene in tempo reale con l'acquisizione, l'interrogatore è molto utile per visualizzare in tempo reale le variazioni delle lunghezze d'onda di Bragg dovute alla deformazione e/o alla temperatura.

**Figura 5.10:** Interfaccia del Software “ENLIGHT Sensing Analysis”.

5.5.1 Individuazione dei picchi

Il software esegue un filtraggio per ridurre il rumore in ingresso utilizzando un filtro derivativo. Successivamente si applica il metodo “zero crossing” per la ricerca del picco: la derivata seconda del segnale si annulla in corrispondenza del valore massimo, trovando così la lunghezza d'onda del picco.

L'utente ha la possibilità di selezionare un valore di soglia per la larghezza dell'intervallo di ricerca.

Capitolo 6

Caratterizzazione dei Reticoli di Bragg

6.1 Introduzione

Per utilizzare gli array di reticoli di Bragg in fibra ottica come sensori di temperatura è necessaria una fase preliminare di caratterizzazione. L'obiettivo è di relazionare la lunghezza d'onda di ciascun reticolo di Bragg, detta lunghezza d'onda di Bragg, con la grandezza di interesse: la temperatura.

Le interpolazioni considerate e confrontate sono state eseguite con polinomi di primo, secondo e terzo grado grazie alla funzione `polyfit` di Matlab.

L'interpolazione del primo ordine per la temperatura segue la formula:

$$\lambda_M = \lambda_0 + kT \quad (6.1)$$

Dove:

- T è la temperatura, espressa in °C;
- k è la sensibilità del sensore, espressa in pm/°C;
- λ_0 è la lunghezza d'onda a 0 °C, espressa in nm;
- λ_M è la lunghezza d'onda misurata dall'interrogatore ottico, espressa in nm;

La relazione del secondo ordine che lega la temperatura alla lunghezza d'onda è:

$$\lambda_M = \lambda_0 + aT + bT^2 \quad (6.2)$$

La relazione del terzo ordine che lega la temperatura alla lunghezza d'onda è:

$$\lambda_M = \lambda_0 + aT + bT^2 + cT^3 \quad (6.3)$$

Nell'equazione 6.3, a , b e c sono i coefficienti relativi al polinomio interpolante del terzo ordine.

La sensibilità, come già evidenziato nel Capitolo 5, è proporzionale alla lunghezza d'onda, per cui risulta sufficiente l'applicazione dell'interpolazione con polinomio di grado superiore al primo.

Ciò che si vuole determinare con la caratterizzazione sono i coefficienti del polinomio interpolante e la lunghezza d'onda a 0 °C (λ_0) per ciascun reticolo di Bragg che compone l'array.

Per lo sviluppo di questa Tesi sono stati caratterizzati i seguenti sensori in fibra ottica:

- 1 singolo FBG con coating polimerico;
- 1 singolo FBG senza coating polimerico;
- 7 array da 13 FBG ciascuno senza coating polimerico;
- 1 array da 2 FBG senza coating polimerico;
- 1 array da 5 FBG senza coating polimerico;
- 2 array da 9 FBG senza coating polimerico;
- 1 array da 11 FBG senza coating polimerico;

I reticoli di Bragg di ogni array sono lunghi 2 mm ciascuno, ad esclusione dell'array composto da 11 reticoli che presenta reticoli con lunghezza 1.5 mm. Ciascun reticolo di ogni sensore è stato iscritto nel core della fibra ottica con la tecnica *point by point* utilizzando un laser a femtosecondo (Workshop of Photonics, Lituania).

Grazie all'interrogatore ottico Micron Optics si 155, di Luna Technologies, è possibile interrogare quattro sensori contemporaneamente e visualizzarne lo spettro con il relativo software proprietario "ENLIGHT Sensing Analysis Software". Per ciascun picco, corrispondente alla lunghezza d'onda di Bragg, si nota la presenza di due repliche spettrali (Fig. 6.1) a circa 40 nm a destra e sinistra del picco centrale: questo può causare problemi in array di FBG (sensori multi-punto), in quanto alcuni reticoli possono risultare iscritti in corrispondenza delle repliche spettrali di altri reticoli.

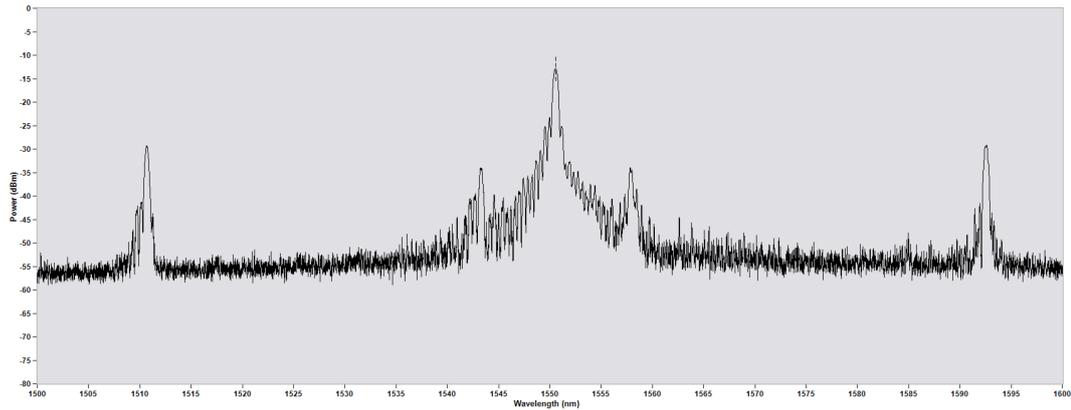


Figura 6.1: Spettro di un sensore a singolo reticolo in cui si nota la presenza di repliche spettrali.

Per ogni cambio di temperatura (*gradino*), si effettua la media dei dieci dati precedenti in modo da ottenere un solo valore di temperatura costante per ciascun livello.

I seguenti sensori sono stati caratterizzati con due setup differenti:

- **SETUP SINGOLO:** questo setup è utilizzato per la caratterizzazione di un sensore in fibra ottica per volta;
- **SETUP MULTIPLEX:** questo setup è utilizzato per la caratterizzazione di più sensori di temperatura insieme.

6.2 Setup Singolo

Il setup descritto è stato impiegato per la caratterizzazione di singole fibre ottiche in cui sono stati iscritti i reticoli di Bragg precedentemente elencati.

Gli strumenti utilizzati per la caratterizzazione sono:

- Interrogatore ottico a laser sintonizzabile Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies® [29];
- Multimetro digitale Agilent 34401A [30];
- Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343;
- Sensore resistivo di temperatura Pt1000 con coefficienti:

$$A = 3.9083 \cdot 10^{-3} \text{°C}^{-1}; B = -5.775 \cdot 10^{-7} \text{°C}^{-2}; R_0 = 1000 \Omega \quad (6.4)$$

- Piastra termica Thorlabs PTC1/M [31];
- Copertura stampata in 3D e riempita con polistirolo e polistirene;
- Piastrina di rame con capillare in rame.

Sopra la piastra termica viene fissata la piastrina di rame su cui è stato saldato un capillare di rame per l'inserimento delle fibre ottiche da caratterizzare.

Sulla piastra di rame, vicino al capillare, è stato saldato il sensore di temperatura Pt1000; successivamente la struttura viene coperta da una scatola disegnata in ambiente CAD (Appendice A) e stampata in 3D con un filamento di Acido Polilattico (PLA) su cui è stato incollato uno strato di polistirene sul lato superiore e uno di polistirolo ai bordi per isolare termicamente la struttura (Fig. 6.2).

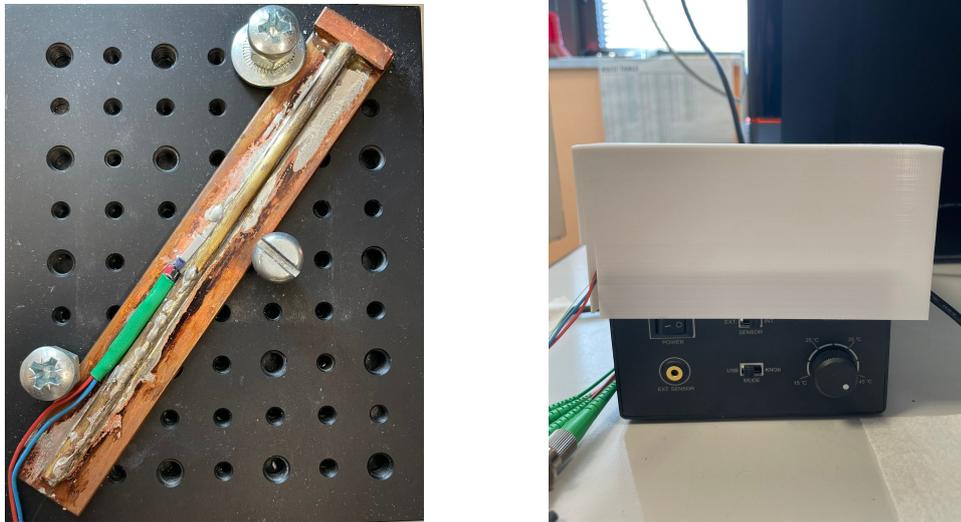


Figura 6.2: L'immagine a sinistra rappresenta la piastra di rame su cui è saldato il sensore di temperatura Pt1000. L'immagine a destra rappresenta la piastra termica con la copertura termica.

Grazie ad una lettura di resistenza a 4 fili, si misura la risposta del sensore di riferimento Pt1000 con il multimetro. Il sensore sottoposto a caratterizzazione viene collegato al canale 1 dell'interrogatore ottico e, attraverso il programma *ENLIGHT Sensing Analysis Software* fornito da Luna Technologies®, viene letto il suo spettro. La scheda di acquisizione DAQ 6343 interfaccia il multimetro con un programma realizzato in LabVIEW™.

Lo stesso software gestisce diversi elementi della prova di caratterizzazione: la temperatura della piastra termica, l'acquisizione dello spettro della fibra e la temperatura rilevata dal sensore di temperatura Pt1000.

Il programma crea un file di testo contenente gli istanti di acquisizione, la temperatura impostata alla piastra termica, la temperatura del Pt1000 rilevata con misurazione a 4 fili dal multimetro e il valore della lunghezza d'onda per ogni reticolo di Bragg iscritto nella fibra ottica da caratterizzare.

A questo punto il file di output viene elaborato in ambiente Matlab. Si stimano i coefficienti del primo, secondo e terzo ordine del polinomio che interpola meglio le lunghezze d'onda e la temperatura in modo da metterle in relazione. `Polyfit` è la funzione Matlab che genera i coefficienti del suddetto polinomio.

Successivamente viene calcolato l'errore di misura come la differenza tra la temperatura rilevata dal sensore Pt1000 e la temperatura ottenuta con il polinomio interpolante.

6.2.1 Post-processing dei dati

Si descrive come esempio una prova effettuata su un sensore di temperatura composto da un reticolo di Bragg a cui è stato tolto il Coating della fibra in corrispondenza del reticolo e successivamente incapsulato in un capillare di vetro.

Il profilo di riscaldamento imposto al sensore sulla piastra riscaldante è mostrato in figura 6.3.

Il programma Matlab prende in input i dati del file di output descritto sopra (paragrafo 6.2), calcola i coefficienti dei polinomi interpolanti del secondo e terzo ordine e crea una matrice di temperature corrispondente alle lunghezze d'onda del file in input.

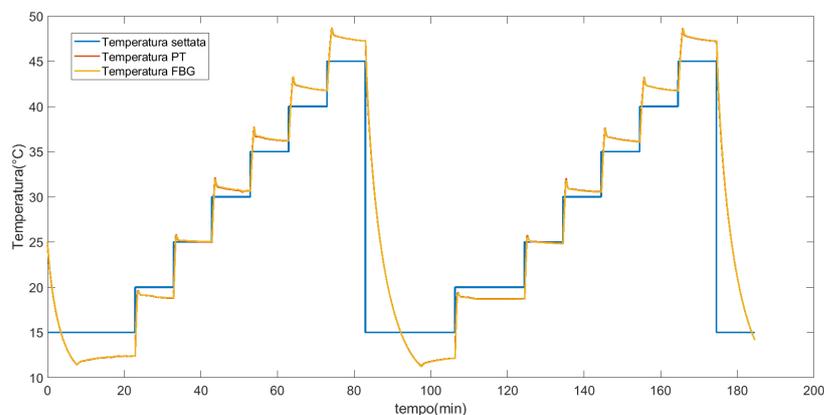


Figura 6.3: Profilo di riscaldamento sensore a singolo reticolo.

Per ogni cambio di temperatura (*gradino*), si effettua la media di dieci dati in modo da ottenere un solo valore di temperatura costante per ciascun livello.

Con questo esempio si vuole inoltre verificare il grado del polinomio che approssima al meglio i dati ottenuti. Vengono quindi calcolati i coefficienti dei polinomi interpolanti del secondo e terzo ordine, e in seguito mostrato in un grafico l'errore come differenza tra la temperatura misurata dal sensore di riferimento Pt1000 e la temperatura calcolata con i polinomi di calibrazione. Sono riportati in figura 6.4 i grafici degli errori ottenuti per ciascun gradino.

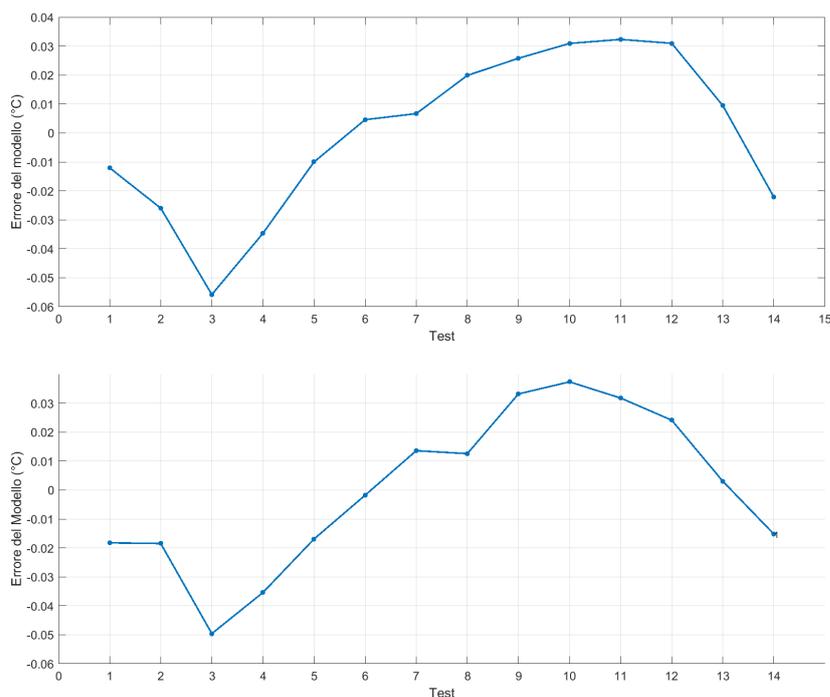


Figura 6.4: Rappresentazione grafica della differenza di temperatura tra il Pt1000 e il sensore caratterizzato con un polinomio di secondo ordine (sopra) e di terzo ordine (sotto).

Si può notare che la differenza tra la temperatura calcolata con il polinomio del secondo e del terzo ordine rispetto a quella del sensore Pt1000 è molto piccola, si è quindi deciso di caratterizzare i sensori con la relazione del secondo ordine in quanto quella del terzo ordine non arricchisce le prestazioni del sensore.

6.2.2 Confronto FBG singoli con e senza rivestimento

Con la caratterizzazione delle fibre ottiche contenenti un singolo reticolo di Bragg è stato condotto uno studio sull'influenza del rivestimento polimerico (in materiale acrilato) della fibra sulle misurazioni di temperatura effettuate successivamente.

Nel primo caso, un reticolo con lunghezza d'onda di 1550 nm è stato iscritto all'interno di una fibra ottica. Questa fibra è stata successivamente inserita in un capillare di vetro e fissata con resina UV (Norland Optical Adhesive - NOA 68).

Nel secondo caso, è stato iscritto un reticolo analogo, alla stessa lunghezza d'onda, in un'altra fibra ottica ma prima dell'incapsulamento è stato rimosso il rivestimento polimerico della fibra.

La procedura è stata eseguita immergendo per alcuni secondi il tratto di fibra ottica di interesse in acetone e successivamente, con l'ausilio di una pinza spelafili per fibre ottiche, è stato facilmente rimosso il Coating ormai aggredito dal solvente.

È stata effettuata la caratterizzazione dei due sensori, separatamente, sul canale 1 dell'interrogatore ottico, scaldando la piastra Thorlabs da 20°C a 45°C a passi di 5°C per un tempo pari a 10 min per passo.

Successivamente, con il programma Matlab descritto al paragrafo 6.2 è stato calcolato l'errore di temperatura misurato come la differenza tra la temperatura del Pt1000 e la temperatura dell'array e ricavate le costanti di calibrazione del polinomio interpolante.

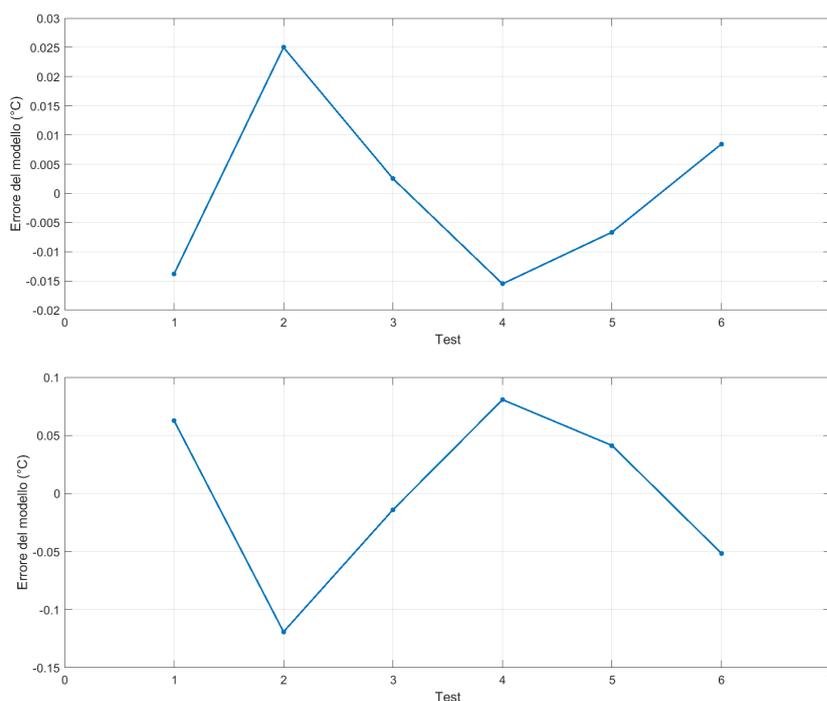


Figura 6.5: Grafici errore di temperatura del modello rispetto al Pt1000, sopra per la fibra senza rivestimento, sotto per la fibra con rivestimento.

Dalla figura 6.5 si evince che l'errore risulta essere maggiore nel caso del sensore in cui è stato mantenuto il rivestimento, poichè quest'ultimo introduce un fenomeno meccanico parassita. Per questo motivo, i sensori caratterizzati in seguito hanno subito il processo di rimozione del rivestimento a livello dei reticoli prima di essere incapsulati nel capillare di vetro.

6.2.3 Array da 13 reticoli

Questa tipologia di sensori è stata realizzata per le prove di ipertermia a microonde descritte successivamente nel Capitolo 7.

Sono stati caratterizzati 7 array da 13 reticoli ciascuno. In questo paragrafo si analizza la caratterizzazione di un singolo array utilizzando il setup singolo.

Le lunghezze d'onda a cui sono iscritti i reticoli nella fibra ottica e le distanze relative tra essi vengono mostrati in figura 6.6.

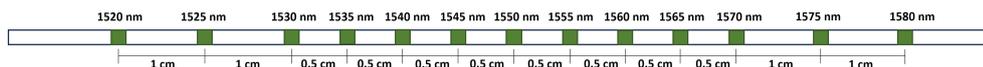


Figura 6.6: Descrizione fibra ottica contenente 13 reticoli di Bragg.

La spaziatura tra i reticoli è stata effettuata tra il centro di un reticolo e il successivo. In questi casi, alcuni reticoli sono scritti alle lunghezze d'onda di Bragg che coincidono con le repliche spettrali dei reticoli adiacenti.

L'array è stato incapsulato in un capillare di vetro chiuso (lungo 12 cm, di diametro interno 1 mm e diametro esterno 1.5 mm), e la caratterizzazione è stata effettuata variando la temperatura della piastra come mostrato in tabella 6.1.

La numerazione dei reticoli vede come primo quello più vicino al connettore.

Tabella 6.1: Caratterizzazione dei 7 array da 13 reticoli di Bragg

Numero Array	Canale	Range T (°C)	ΔT (°C)	Prove effettuate
Array13_001	1	20-45	5	1
Array13_002	1	20-45	5	2
Array13_003	1	15-45	2	1
Array13_004	1	15-45	2	1
Array13_005	1	25-45	2	1
Array13_006	1	15-45	2.5	1
Array13_007	1	15-45	2.5	1

In seguito, i file di output dal programma LabVIEW™ di acquisizione sono stati elaborati dal programma Matlab di post-processing in cui sono stati calcolati l'errore del modello e le costanti di calibrazione.

Si riportano in tabella 6.2 e in figura 6.7, come esempio, i risultati derivanti dalla caratterizzazione sensore denominato Array13_003.

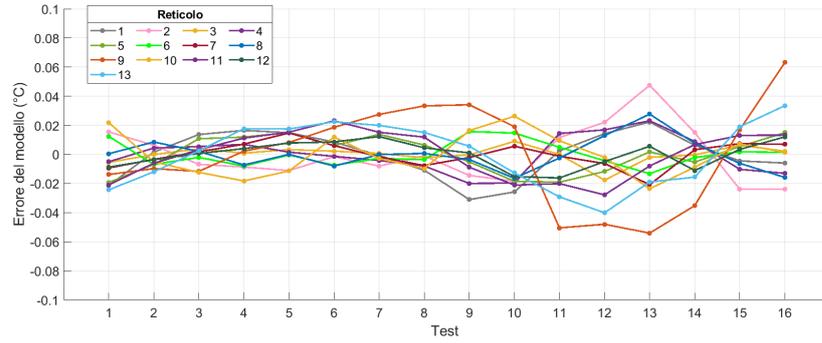


Figura 6.7: Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array13_003 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.

Tabella 6.2: Coefficienti di calibrazione Array13_003

Reticolo	b [nm/°C ²]	a [nm/°C]	λ_0 [nm]
1	$0.0125 \cdot 10^{-3}$	$8.7111 \cdot 10^{-3}$	1525.414
2	$0.0117 \cdot 10^{-3}$	$8.8024 \cdot 10^{-3}$	1530.432
3	$0.0117 \cdot 10^{-3}$	$8.8472 \cdot 10^{-3}$	1535.513
4	$0.0121 \cdot 10^{-3}$	$8.9760 \cdot 10^{-3}$	1540.427
5	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.1171 \cdot 10^{-3}$	1545.017
6	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$9.1171 \cdot 10^{-3}$	1550.309
7	$0.0119 \cdot 10^{-3}$	$9.0107 \cdot 10^{-3}$	1555.072
8	$0.0127 \cdot 10^{-3}$	$9.0762 \cdot 10^{-3}$	1559.838
9	$0.0125 \cdot 10^{-3}$	$9.1098 \cdot 10^{-3}$	1565.068
10	$0.0123 \cdot 10^{-3}$	$9.0650 \cdot 10^{-3}$	1570.013
11	$0.0131 \cdot 10^{-3}$	$9.0272 \cdot 10^{-3}$	1574.669
12	$0.0132 \cdot 10^{-3}$	$8.9739 \cdot 10^{-3}$	1579.968
13	$0.0135 \cdot 10^{-3}$	$8.9851 \cdot 10^{-3}$	1584.800

6.2.4 Array da 5 reticoli

Le lunghezze d'onda a cui sono iscritti i reticoli nella fibra ottica e le distanze relative tra essi per quest'altro sensore vengono mostrati in figura 6.8.

Anche in questo caso, la numerazione dei reticoli vede come primo quello più vicino al connettore.

Per la scrittura dei reticoli di Bragg nella fibra di questo sensore si è posta particolare attenzione a non inscrivere i reticoli sovrapposti alle repliche spettrali dei reticoli adiacenti.

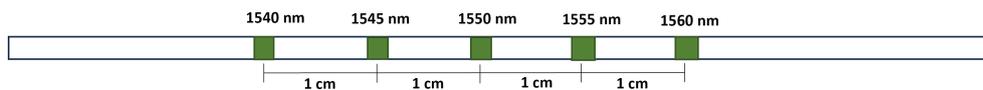


Figura 6.8: Descrizione fibra ottica contenente 5 reticoli di Bragg.

La caratterizzazione di questa fibra è stata effettuata sul canale 1 dell'interrogatore ottico, effettuando un riscaldamento della piastra tra 20 °C e 45 °C, a passi di 2.5 °C.

L'errore di misura calcolato come la differenza tra la temperatura del sensore di riferimento Pt1000 e la temperatura dei singoli reticoli componenti dell'array è mostrato in figura 6.9.

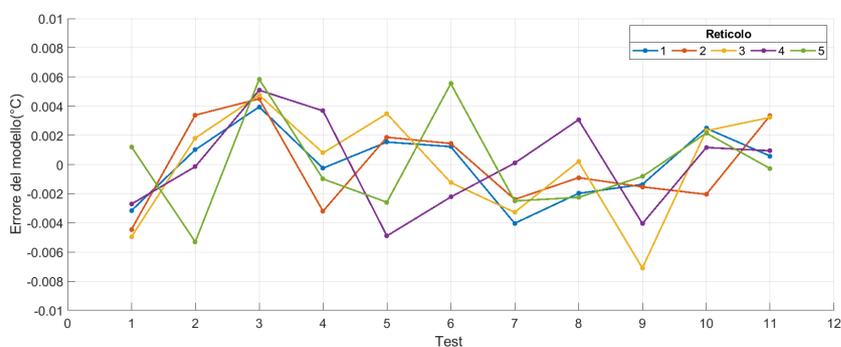


Figura 6.9: Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array5 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.

I coefficienti di calibrazione ottenuti per il polinomio del secondo ordine sono mostrati in tabella 6.3.

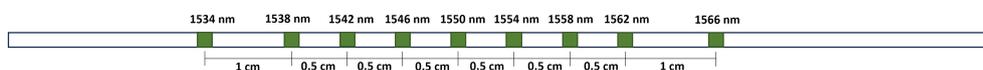
Tabella 6.3: Coefficienti di calibrazione Array5

Reticolo	b (nm/°C ²)	a (nm/°C)	λ_0 (nm)
1	$0.0121 \cdot 10^{-3}$	$8.9299 \cdot 10^{-3}$	1540.154
2	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$8.9995 \cdot 10^{-3}$	1545.179
3	$0.0144 \cdot 10^{-3}$	$9.0747 \cdot 10^{-3}$	1549.977
4	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.1194 \cdot 10^{-3}$	1555.046
5	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.1096 \cdot 10^{-3}$	1559.844

6.2.5 Primo array da 9 reticoli

Le lunghezze d'onda a cui sono iscritti i reticoli nella fibra ottica e le distanze relative tra essi vengono mostrati in figura 6.10.

La numerazione dei reticoli vede come primo quello più vicino al connettore.

**Figura 6.10:** Descrizione fibra ottica contenente 9 reticoli di Bragg.

Anche per la scrittura dei reticoli di Bragg nella fibra di questo sensore si è posta particolare attenzione a non posizionare i reticoli sovrapposti alle repliche spettrali dei reticoli adiacenti.

La caratterizzazione di questa fibra è stata effettuata sul canale 1 dell'interrogatore ottico, effettuando un riscaldamento della piastra tra 25 °C e 45 °C, a passi di 10 °C per due cicli e successivamente un riscaldamento da 25 °C e 45 °C, a passi di 5 °C per un ciclo.

L'errore di misura calcolato come la differenza tra la temperatura del Pt1000 e la temperatura dei singoli reticoli componenti dell'array è mostrato in figura 6.11.

I coefficienti di calibrazione ottenuti per il polinomio del secondo ordine sono mostrati in tabella 6.4.

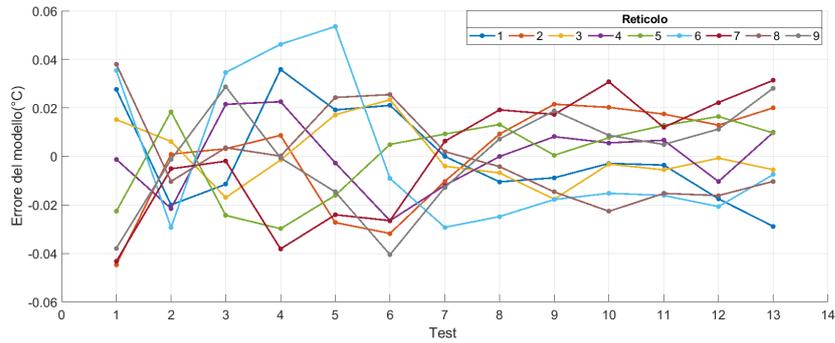


Figura 6.11: Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'Array9 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.

Tabella 6.4: Coefficienti di calibrazione Array9

Reticolo	b (nm/°C ²)	a (nm/°C)	λ_0 (nm)
1	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0021 \cdot 10^{-3}$	1534.365
2	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.0160 \cdot 10^{-3}$	1538.140
3	$0.0122 \cdot 10^{-3}$	$8.9894 \cdot 10^{-3}$	1542.439
4	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.0671 \cdot 10^{-3}$	1546.255
5	$0.01184 \cdot 10^{-3}$	$9.0416 \cdot 10^{-3}$	1550.015
6	$0.01131 \cdot 10^{-3}$	$9.1161 \cdot 10^{-3}$	1554.186
7	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0784 \cdot 10^{-3}$	1557.993
8	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0646 \cdot 10^{-3}$	1561.915
9	$0.0112 \cdot 10^{-3}$	$9.1218 \cdot 10^{-3}$	1565.891

6.3 Array da 11 reticoli

Questa tipologia di sensore è stata realizzata per le prove di ablazione termica descritte successivamente nel Capitolo 11.

Le lunghezze d'onda a cui sono iscritti i reticoli nella fibra ottica e le distanze relative tra essi per questo sensore vengono mostrati in figura 6.12.

La numerazione dei reticoli vede come primo quello più vicino al connettore.

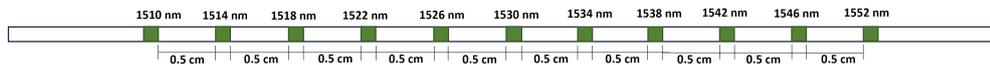


Figura 6.12: Descrizione fibra ottica contenente 11 reticoli di Bragg.

La spaziatura tra i reticoli è effettuata tra la fine di un reticolo e il successivo.

Anche per questa fibra è stata effettuata la caratterizzazione sul canale 1 dell'interrogatore ottico effettuando 2 riscaldamenti della piastra termica tra 15 °C e 45 °C a passi di 5 °C.

L'errore di misura calcolato come la differenza di temperatura del sensore di riferimento Pt1000 e la temperatura dei singoli reticoli componenti l'array è mostrato in figura 6.13.

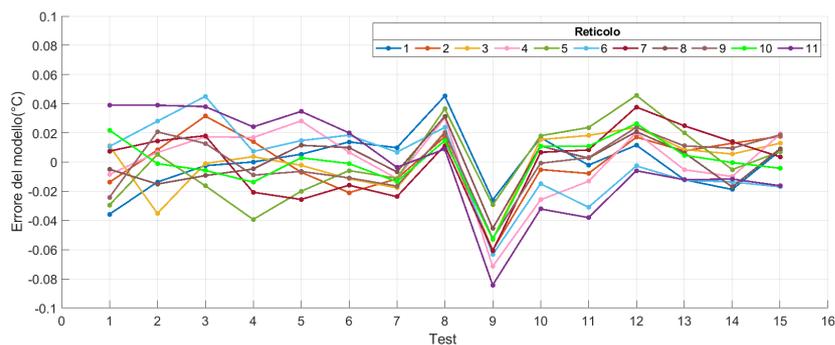


Figura 6.13: Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array 11 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.

I coefficienti di calibrazione ottenuti per il polinomio del secondo ordine sono mostrati in tabella 6.5

Tabella 6.5: Coefficienti di calibrazione Array 11

Reticolo	b (nm/°C ²)	a (nm/°C)	λ_0 (nm)
1	$0.0111 \cdot 10^{-3}$	$8.8352 \cdot 10^{-3}$	1510.779
2	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$8.7753 \cdot 10^{-3}$	1514.596
3	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$8.8357 \cdot 10^{-3}$	1518.519
4	$0.0126 \cdot 10^{-3}$	$8.7790 \cdot 10^{-3}$	1522.530
5	$0.0106 \cdot 10^{-3}$	$8.9115 \cdot 10^{-3}$	1526.399
6	$0.0110 \cdot 10^{-3}$	$8.9184 \cdot 10^{-3}$	1530.336
7	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$8.9138 \cdot 10^{-3}$	1534.307
8	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$8.9462 \cdot 10^{-3}$	1538.414
9	$0.0121 \cdot 10^{-3}$	$8.9104 \cdot 10^{-3}$	1542.224
10	$0.0123 \cdot 10^{-3}$	$8.9292 \cdot 10^{-3}$	1546.309
11	$0.0124 \cdot 10^{-3}$	$8.9468 \cdot 10^{-3}$	1550.095

6.4 Secondo array da 9 reticoli

Questa tipologia di sensore è stata realizzata per le prove di ablazione termica descritte successivamente nel Capitolo 11.

Le lunghezze d'onda a cui sono iscritti i reticoli nella fibra ottica e le distanze relative tra essi per questo sensore vengono mostrati in figura 6.14.

La numerazione dei reticoli vede come primo quello più vicino al connettore.

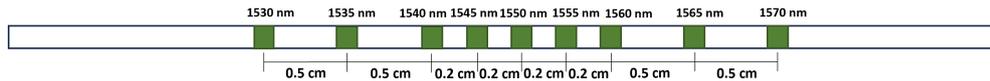


Figura 6.14: Descrizione della seconda fibra ottica contenente 9 reticoli di Bragg.

La spaziatura tra i reticoli è effettuata tra il centro di un reticolo e il successivo.

Anche per quest'ultima fibra è stata effettuata la caratterizzazione sul canale 1 dell'interrogatore ottico effettuando 2 riscaldamenti della piastra tra 15 °C e 45 °C a passi di 5 °C.

L'errore di misura calcolato come la differenza di temperatura del sensore di riferimento Pt1000 e la temperatura dei singoli reticoli componenti l'array è mostrato in figura 6.15.

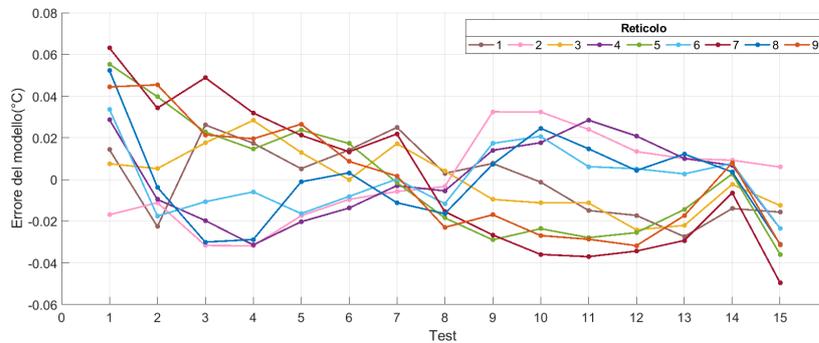


Figura 6.15: Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine del secondo array da 9 reticoli, per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.

I coefficienti di calibrazione ottenuti per il polinomio del secondo ordine sono mostrati in tabella 6.6

Viene di seguito riportata la tabella 6.7 rappresentante l'errore massimo ottenuto per ciascun sensore caratterizzato.

Tabella 6.6: Coefficienti di calibrazione secondo array da 9 reticoli

Reticolo	\mathbf{b} (nm/°C ²)	\mathbf{a} (nm/°C)	λ_0 (nm)
1	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$8.9564 \cdot 10^{-3}$	1530.154
2	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$8.9586 \cdot 10^{-3}$	1535.919
3	$0.0127 \cdot 10^{-3}$	$8.8889 \cdot 10^{-3}$	1540.129
4	$0.0116 \cdot 10^{-3}$	$8.9880 \cdot 10^{-3}$	1545.301
5	$0.0130 \cdot 10^{-3}$	$8.9276 \cdot 10^{-3}$	1550.258
6	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$9.0154 \cdot 10^{-3}$	1555.451
7	$0.0132 \cdot 10^{-3}$	$8.9849 \cdot 10^{-3}$	1560.024
8	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$9.0579 \cdot 10^{-3}$	1565.199
9	$0.0138 \cdot 10^{-3}$	$8.9717 \cdot 10^{-3}$	1570.124

Tabella 6.7: Errori massimi sensori caratterizzati

Sensore	Errore massimo (°C)
Singolo reticolo con Coating	0.085
Singolo reticolo senza Coating	0.030
Array13_001	0.017
Array13_002	0.04
Array13_003	0.061
Array13_004	0.075
Array13_005	0.018
Array13_006	0.018
Array13_007	0.080
Array5_011	0.006
Array9_012	0.052
Array9_bis	0.065
Array 11	0.043

6.5 Setup Multiplexato

Il setup descritto viene impiegato per la caratterizzazione contemporanea di 7 sensori in fibra ottica a reticolo di Bragg (Fig. 6.16).

Questo setup è utilizzato per caratterizzare i sensori nello stesso canale in cui verranno successivamente utilizzati. Tuttavia, ci sono alcune limitazioni da considerare, tra cui la limitata disponibilità di punti di temperatura per il profilo di riscaldamento, il che si traduce in un numero insufficiente di punti per l'interpolazione necessaria per ottenere i coefficienti di calibrazione del secondo ordine.

Inoltre, è rilevante sottolineare che l'impiego della camera climatica comporta un considerevole dispendio economico, con costi significativi associati al suo utilizzo, e

tale investimento appare poco appropriato per applicazioni di questa natura.

Gli strumenti utilizzati per la caratterizzazione sono:

- Interrogatore ottico Micron Optic HYPERION si155 di Luna Technologies[®] [29];
- Multimetro digitale Fluke 8846A [32];
- Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343;
- Switch meccanico a 4 canali, JDS Uniphase;
- Sensore resistivo Pt100 campione con coefficienti:

$$A = 3.912 \cdot 10^{-3} \text{°C}^{-1}; B = -5.802 \cdot 10^{-7} \text{°C}^{-2}; R_0 = 100 \Omega \quad (6.5)$$

- Camera Climatica Vötsch VC 4018 [33];
- Cilindro di acciaio (altezza 13 cm e diametro 68 cm) con 12 fori, di cui uno utilizzato per inserire il sensore di riferimento Pt100 campione.

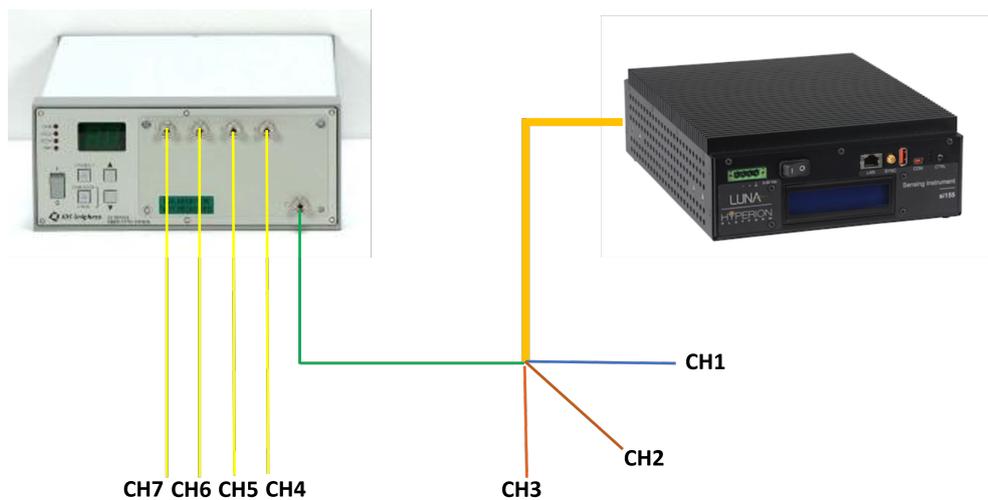


Figura 6.16: Rappresentazione grafica disposizione canali setup multiplexato.

Per eseguire questo tipo di caratterizzazione, l'interrogatore ottico, lo switch meccanico e le fibre sono state alloggiare su un rack mobile: una postazione portatile da utilizzare durante le prove sperimentali.

L'utilizzo della camera climatica permette la caratterizzazione di più sensori nelle stesse condizioni di temperatura. All'interno di essa è stato posto il cilindro

di acciaio dove sono state inserite le fibre da caratterizzare e il Pt100 campione (Fig. 6.17).

La temperatura imposta all'intero apparato di sensori è gestita dall'utente tramite il sistema di interfaccia della camera climatica.

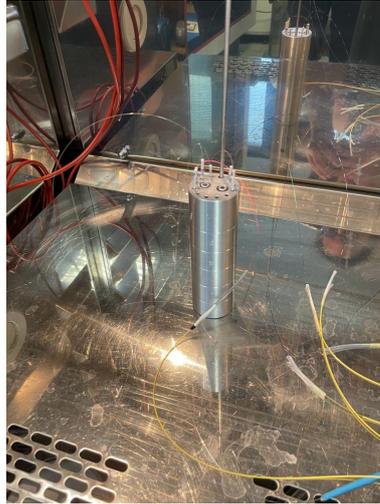


Figura 6.17: Cilindro di acciaio posizionato all'interno della camera climatica, contenente le 7 fibre utilizzate per la caratterizzazione e il sensore di temperatura campione Pt100.

L'elaborazione delle informazioni avviene in un programma realizzato in LABVIEW™ in cui, analogamente a quello descritto nel paragrafo 6.2, si gestisce l'acquisizione dello spettro di ciascuna fibra collegata all'interrogatore ottico e le misure di temperatura effettuate con una misura a 4 fili del sensore Pt100 con il multimetro.

Essendo il canale 4 del Micron Optics collegato allo switch meccanico che permette di ottenere 3 canali in più, la frequenza di campionamento dei sensori collegati risulta essere inferiore a quella con cui vengono acquisiti gli spettri dei sensori collegati direttamente ai canali 1, 2 e 3.

Successivamente, con un programma Matlab analogo a quello descritto nel paragrafo 6.2.1 per il setup singolo, si calcolano i coefficienti di calibrazione per ciascun reticolo di ogni sensore caratterizzato. In questo modo è possibile utilizzare direttamente i sensori collegati al canale in cui è stata fatta la loro caratterizzazione.

Questo setup è stato utilizzato, inoltre, per la verifica dei sensori precedentemente caratterizzati con setup singolo, combinati successivamente per il monitoraggio della temperatura nella prova sperimentale di ipertermia a microonde descritta nel Capitolo 7.

In questo caso il programma LABVIEW™ utilizzato, prende in ingresso i valori delle costanti di calibrazione di ciascun sensore impiegato, e crea 6 file di testo: uno contenente tutte le lunghezze d'onda di ciascun reticolo per ciascun sensore (chiamato "L_FBGfull"), uno comune per le temperature dei sensori collegati ai canali 1, 2 e 3 (chiamato "T-FBG123") e 4 file per le temperature dei canali gestiti dallo switch (chiamati rispettivamente "T_FBG4-sw1", "T_FBG5-sw2", "T_FBG6-sw3" e "T_FBG7-sw4") in quanto hanno frequenza di campionamento diversa da quella con cui vengono acquisiti i primi 3 canali.

Attraverso un apposito codice Matlab, è possibile visualizzare graficamente l'andamento della temperatura rilevata dai sensori in modo da poter effettuare successive analisi.

Capitolo 7

Utilizzo dei reticoli di Bragg per ipertermia a microonde (Parte 1)

I 7 sensori in fibra ottica in cui sono stati iscritti 13 reticoli di Bragg ciascuno, dopo essere stati caratterizzati singolarmente, sono stati utilizzati per il monitoraggio della temperatura durante una prova sperimentale di ipertermia a microonde.

Le fibre utilizzate sono state posizionate sul rack mobile, e collegate all'interrogatore ottico, come riportato in tabella 7.1.

Tabella 7.1: Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati per l'ipertermia a microonde

Canale	Nome sensore
1	Array13_001
2	Array13_002
3	Array13_003
4	Array13_004
5	Array13_005
6	Array13_006
7	Array13_007

Prima di eseguire la prima prova sperimentale di ipertermia a microonde è stata svolta una verifica iniziale dei sensori allocati sul rack mobile, utilizzando il setup multiplexato.

Attraverso questa verifica si è testato il corretto funzionamento dei sensori, calcolando inoltre l'errore massimo di temperatura ottenuto come differenza tra la

temperatura percepita dai sensori e la temperatura letta del sensore di riferimento Pt100 campione. In questo modo, è emersa la rilevanza di tali errori per la prova oggetto di monitoraggio, consentendo di intraprendere le necessarie correzioni.

7.1 Verifica 1

Come verifica dei sensori utilizzati per la prova sperimentale è stata fatta una prova in camera climatica utilizzando il setup multiplexato.

La prova è stata svolta secondo il profilo di riscaldamento riportato in figura 7.1.

Successivamente i file di testo creati dal programma che gestisce l'acquisizione per il setup multiplexato sono stati elaborati per visualizzare graficamente i profili di temperatura dei sensori (Fig. 7.6).

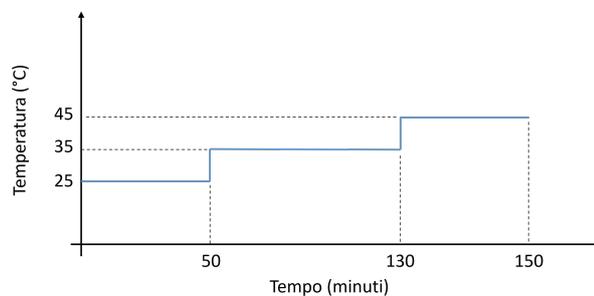


Figura 7.1: Profilo di riscaldamento della verifica 1.

Come si può notare dalla figura 7.6, i 13 reticoli dei sensori Array13_001, Array13_002, Array13_003 e Array13_005 hanno un andamento molto simile, a differenza dei sensori Array13_004, Array13_006 e Array13_007 in cui si nota una differenza di qualche grado tra i reticoli dello stesso sensore.

Ciò ha portato al calcolo degli errori di temperatura di ciascun reticolo di ogni sensore, ottenuti come la differenza tra la temperatura misurata dal reticolo e la temperatura rilevata dal sensore di riferimento Pt100 campione.

Il programma Matlab che si occupa del calcolo degli errori effettua, per i sensori collegati direttamente ai canali dell'interrogatore ottico, la media dei 100 campioni registrati alla temperatura di 25 °C e 35 °C per ogni reticolo all'arrivo del *plateau*, ovvero poco prima del cambio di temperatura impostato per la camera climatica, mentre per i sensori collegati allo switch meccanico la media è fatta su 30 campioni in quanto sono stati campionati a una frequenza più bassa.

In figura 7.7 vengono mostrati gli offset degli errori per ciascun reticolo dei sensori utilizzati per le temperature di 25 °C e 35 °C. Si evidenzia inoltre che gli

errori a 25 °C e 35 °C non sempre seguono lo stesso andamento con errori fino a 4 °C nei sensori Array13_004 e Array13_007.

Gli errori calcolati non presentano valori costanti o profili lineari quindi risulta difficile effettuare delle correzioni costanti in post-processing ma andrebbero ricalcolati prima di ciascun utilizzo dei sensori.

Questi errori possono essere dovuti a diversi fattori quali la presenza delle repliche spettrali nella scrittura dei reticoli delle fibre, lo strain meccanico che può verificarsi a causa delle modalità di incollaggio delle fibre al capillare di vetro oppure ad un terzo fattore denominato *canale dipendenza* che consiste nel non aver interrogato durante la prova il sensore dallo stesso canale cui lo si è caratterizzato: questo fattore viene analizzato in seguito nel capitolo 8.

I seguenti offset sono stati salvati in file di testo e utilizzati nei file di temperatura forniti dal monitoraggio delle prove sperimentali.

7.2 Prima Prova Sperimentale: ipertermia a microonde

La seguente prova è stata condotta in collaborazione con il gruppo di ricerca che si occupa di antenne della Fondazione Links. Si simula la presenza di un tumore in un fantoccio di agar colato all'interno di uno stampo di plexiglass in cui sono presenti due cilindri in plexiglass, uno pieno, di diametro maggiore, che emula la colonna vertebrale e uno cavo di diametro inferiore che emula la trachea.

I sensori utilizzati per questa prova sono stati collegati ai 7 canali disponibili nel rack mobile come elencato in tabella 7.2.

Tabella 7.2: Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati

Canale	Nome sensore
1	Array13_001
2	Array13_002
3	Array13_003
4	Array13_004
5	Array13_005
6	1 reticolo senza Coating
7	Array13_007

Prima della colata di agar all'interno dello stampo di plexiglass sono stati inseriti i sensori elencati in tabella 7.2 posizionati come mostrato in figura 7.2.

La posizione 12 in cui è stato collocato il sensore collegato al canale 6 corrisponde alla trachea in cui non è presente l'agar. Si è preferito posizionare i sensori

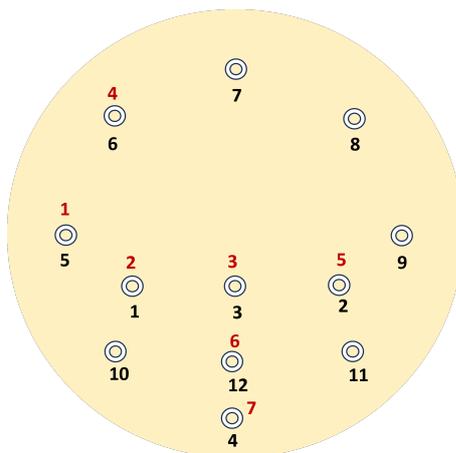


Figura 7.2: Allocazione dei 7 sensori in fibra ottica per prova di ipertermia a microonde: in rosso i numeri dei canali dell'interrogatore ottico a cui son collegati i sensori.

Array13_004 e Array13_007 in posizioni poco rilevanti al fine della prova in quanto nelle verifiche effettuate in precedenza riportavano errori maggiori, mentre il sensore Array13_006 si è preferito sostituirlo con un sensore a singolo reticolo di Bragg.

L'array13_002 è stato inserito nella sfera di agar che simula il tumore.

La sorgente termica ha origine da 8 antenne posizionate intorno al fantoccio come mostrato in figura 7.3.



Figura 7.3: Setup completo con agar colato.

L'obiettivo della prova consiste nell'incrementare la temperatura limitatamente all'interno del tumore e ha avuto una durata complessiva di 130 minuti.

I dati acquisiti sono stati successivamente elaborati in Matlab, dove sono stati aggiunti i valori di offset a 35 °C, calcolati precedentemente durante la Verifica 1 (par. 7.1) per i sensori Array13_001, Array13_002, Array13_003, Array13_005.

La panoramica della temperatura percepita dai reticoli di ciascun sensore all'inizio della prova è riportata in figura 7.4.

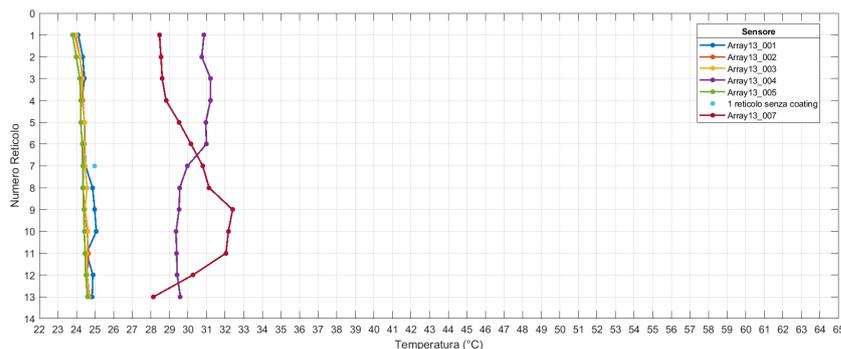


Figura 7.4: Inizio primo riscaldamento.

La panoramica della temperatura percepita dai reticoli di ciascun sensore dopo 130 minuti di riscaldamento è riportata in figura 7.5

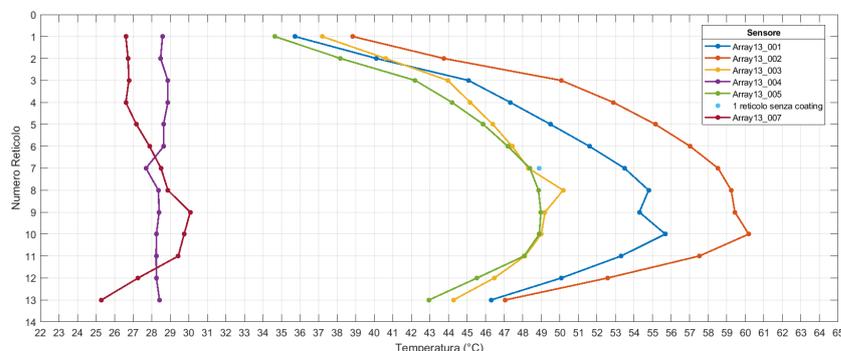


Figura 7.5: Risultati prima prova di riscaldamento.

I sensori Array13_004 e Array13_007, essendo posizionati lontano dalla zona in cui si trova la pallina che simula il tumore, non hanno subito l'effetto del riscaldamento. D'altra parte, i reticoli dell'Array13_002 che sono stati immersi nella pallina di agar simulante il tumore, hanno risentito in misura maggiore dell'aumento di temperatura rispetto agli altri reticoli.

Globalmente il riscaldamento maggiore è risultato essere nella zona del piano in cui è situato il tumore. I sensori Array13_001, Array13_002 e Array13_003 presentano una *anomalia* nel profilo di temperatura ottenuto all'altezza del reticolo 9. Questo può essere dovuto dalla presenza delle repliche spettrali che introducono una “cross-sensitivity” tra i reticoli dei sensori interessati portando ad effettuare una misurazione corrotta da errore.

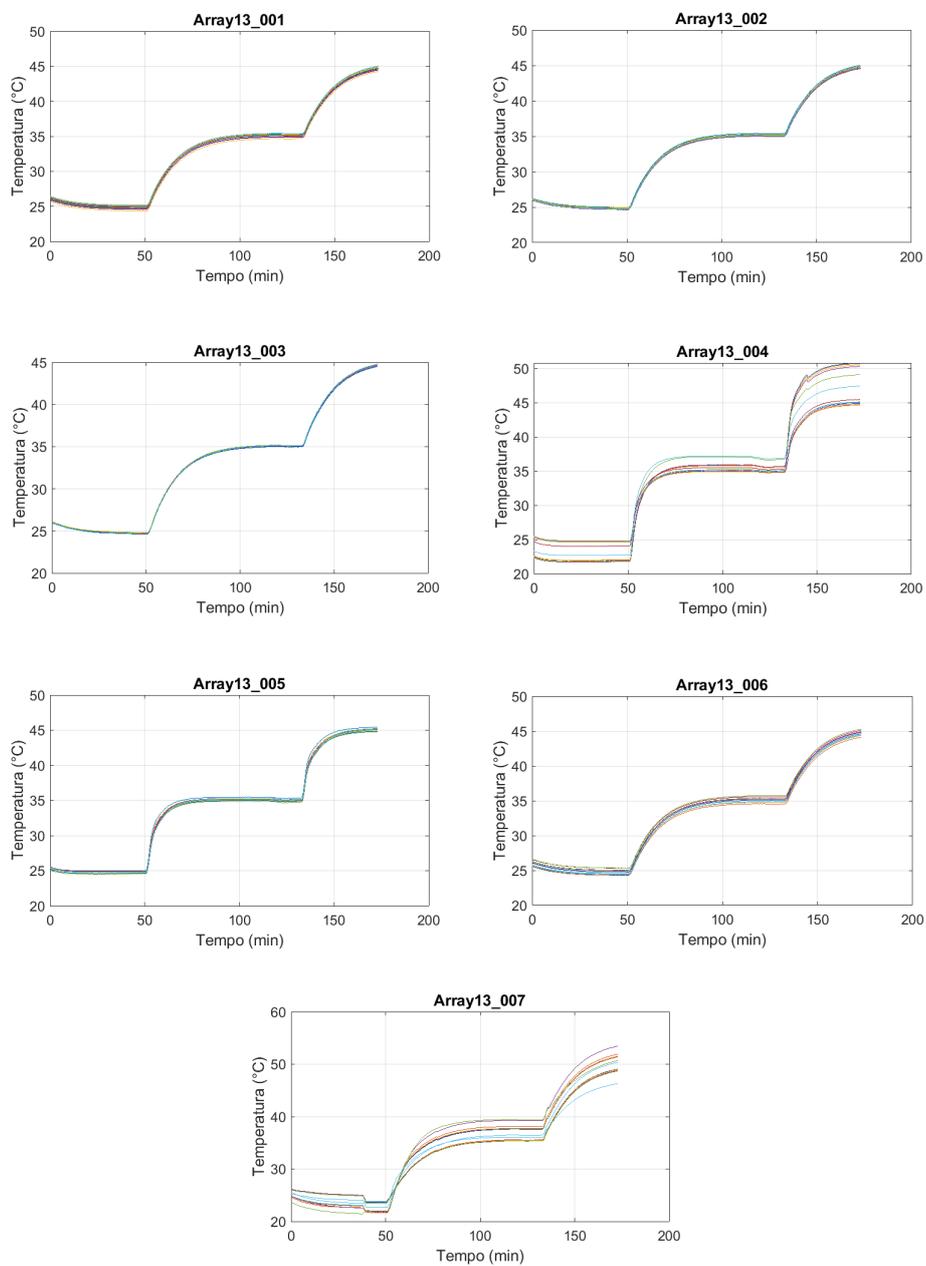


Figura 7.6: Profili di temperatura dei sensori.

7.2. PRIMA PROVA SPERIMENTALE: IPERtermia A MICROONDE

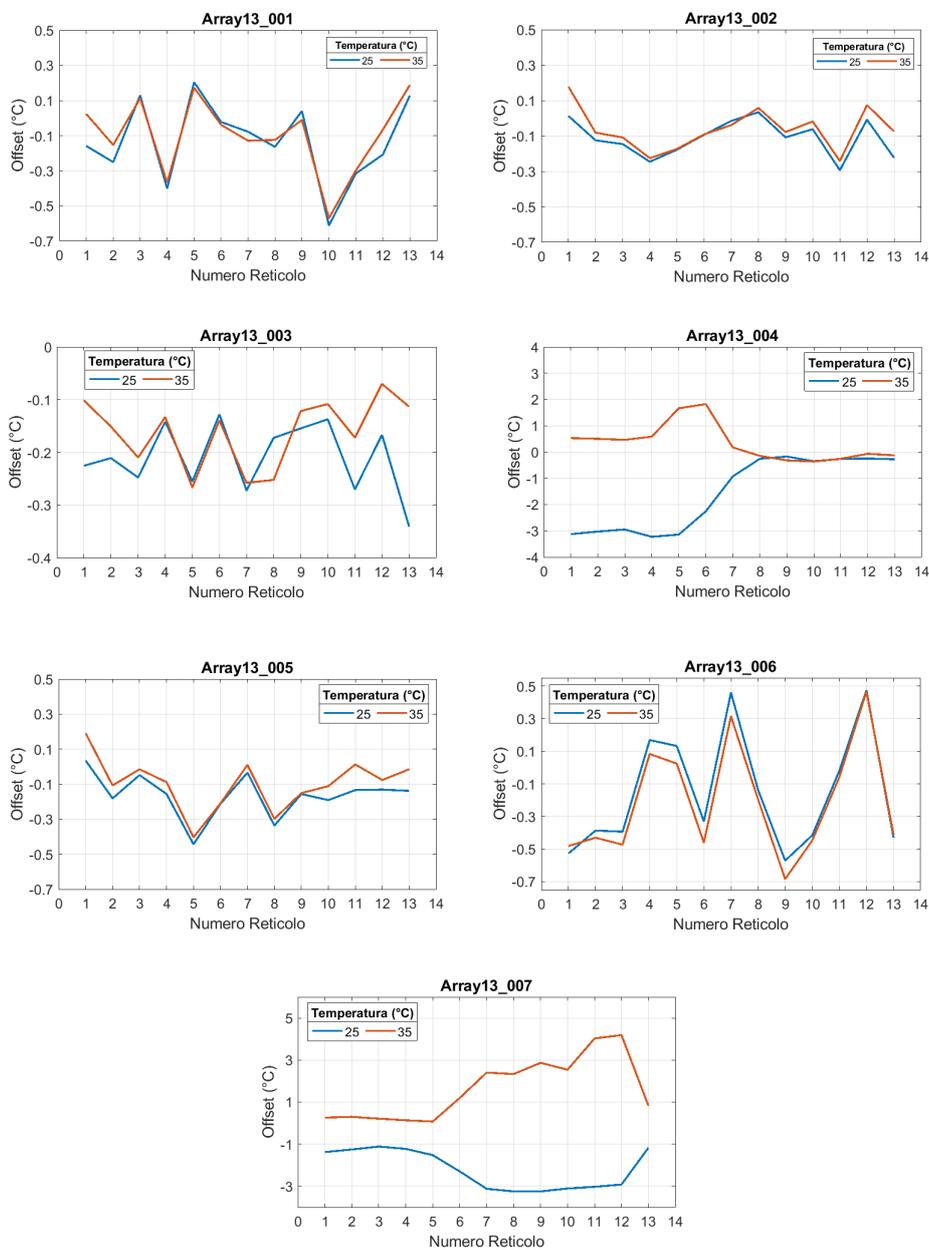


Figura 7.7: Offset di temperatura di ciascun reticolo a 25 °C e 35 °C

Capitolo 8

Analisi della dipendenza delle misure di temperatura dal canale di acquisizione

Durante la caratterizzazione dei sensori per la prova di ipertermia a microonde, sono stati riscontrati errori di misurazione della temperatura. Inizialmente, si è tentato di correggere questa problematica aggiungendo un offset ai dati ottenuti con l'obiettivo di avere delle costanti da sommare sistematicamente.

Tuttavia, purtroppo, l'offset non può essere considerato un valore costante e non presenta un andamento lineare. Pertanto, si è proceduto a eseguire ulteriori verifiche e caratterizzazioni su diversi canali.

Sono state effettuate le prove di caratterizzazione del sensore contenente 5 reticoli di Bragg (Array5_011). Si è utilizzato il rack mobile in modo da poter testare le caratterizzazioni del sensore per ciascuno dei 7 canali disponibili, utilizzando il setup singolo.

8.1 Prova di caratterizzazione su 7 canali del sensore a 5 reticoli di Bragg

Come prima prova è stata effettuata la caratterizzazione del sensore sul canale 1 dell'interrogatore ottico con le specifiche riportate in figura 8.1, in modo da considerare questa prova come riferimento (in seguito chiamata PROVA A) per calcolare gli errori di caratterizzazione dovuti alla differenza tra la caratterizzazione sul canale utilizzato e il riferimento.

Successivamente sono state effettuate le caratterizzazioni dello stesso sensore nei sei canali ancora disponibili con le stesse specifiche.

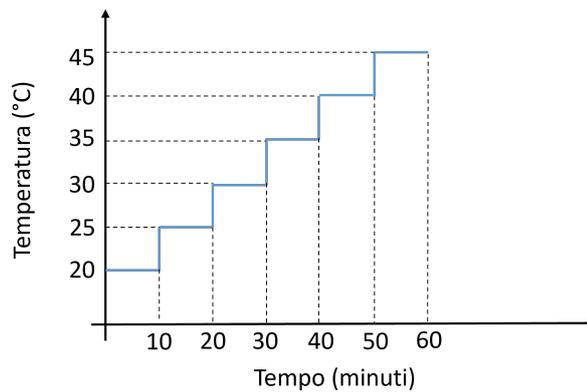


Figura 8.1: Prova di riscaldamento per la caratterizzazione dell'Array5_011 sui diversi canali disponibili nel rack mobile.

La tabella 8.1 riporta i valori delle costanti di calibrazione ottenuti in ciascun canale per il sensore a 5 reticoli di Bragg.

Salvate le costanti di calibrazione ottenute da ciascuna caratterizzazione, con un codice Matlab (Appendice B) è stata calcolata la temperatura della prova utilizzata per la caratterizzazione attraverso le costanti di calibrazione ottenute dalla prova stessa e quella ottenuta dalla caratterizzazione sul canale di riferimento (canale 1).

In seguito è stato calcolato l'errore come differenza tra le due temperature ottenute per ciascun canale, riportato in figura 8.3.

Dalla figura 8.3 si nota come l'errore ottenuto dalla differenza della temperatura calcolata con le costanti di calibrazione del canale in esame e quella calcolata con le costanti di calibrazione del canale 1 sia molto diversa, oscillando tra 0.2 e 6 °C; inoltre si nota che l'errore non è di tipo lineare per tutti i canali, come sottolineato precedentemente.

L'errore del reticolo 3 per le caratterizzazioni sui canali 4, 5, 6 e 7 si distacca dagli errori degli altri reticoli di almeno 1 °C.

8.2 Riproducibilità della caratterizzazione sul canale di acquisizione

Successivamente alle prove di caratterizzazione eseguite con lo stesso sensore da 5 reticoli sui 7 canali disponibili collegati al Micron Optics (Paragrafo 8.1), sono state eseguite altre 4 prove consecutive di caratterizzazione sul canale 1 ma con modalità differenti (indicate con le lettere B, C, D, E):

- Prova B: eseguita ricollegando il sensore al canale 1 dopo averlo caratterizzato sui 7 canali (Paragrafo 8.1);
- Prova C: eseguita scollegando e ricollegando il connettore del sensore dal canale 1;
- Prova D: eseguita senza scollegare il connettore della fibra dal canale 1;
- Prova E: eseguita a seguito della prova D con le stesse modalità senza scollegare il connettore del sensore dal canale 1;

Le prove B e C sono prove di riproducibilità della caratterizzazione, mentre le prove D ed E sono uguali tra loro in quanto si tratta della stessa prova effettuata senza ricollegare il connettore della fibra del sensore al canale: si tratta quindi di una prova di ripetibilità.

Le prime 2 modalità (prova B e prova C) sono state effettuate con le specifiche riportate in figura 8.1, mentre le ultime due (prova D e prova E) riguardano la prova riportata in figura 8.2.

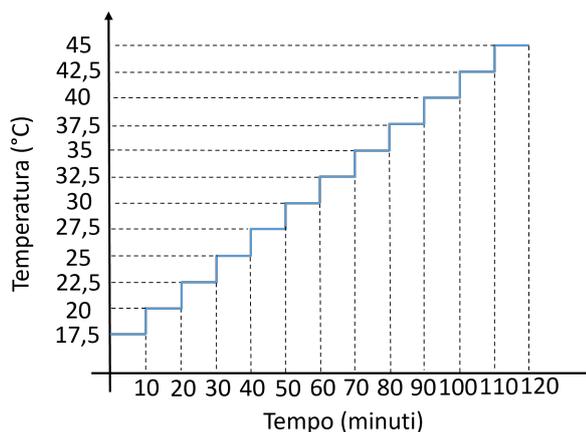


Figura 8.2: Prova di riscaldamento per le prove D ed E.

Anche per queste prove sono state calcolate le costanti di calibrazione (Tabella 8.2) attraverso il codice Matlab del setup singolo riportato nel capitolo 6.

Anche in questo caso è stata calcolata la temperatura delle prove effettuate con le costanti di calibrazione ottenute e successivamente confrontata con la temperatura ottenuta dalle costanti di calibrazione della Prova A usata come riferimento.

I grafici della figura 8.4 riportano gli errori di misurazione delle caratterizzazioni delle prove B, C, D ed E rispetto alla prova di riferimento A.

Dalla figura 8.4 si nota come gli errori delle diverse prove rispetto alla prova di riferimento si trovino in un intervallo tra -0.1°C e 0.3°C e come gli errori di temperatura non seguano un profilo lineare sul grafico per nessuna prova.

Anche in questo caso, per tutte le prove effettuate, gli errori di temperatura del reticolo 3 si distaccano dagli altri di circa 0.1°C . Anche il reticolo 5 presenta lo stesso comportamento.

Da questa prova si può concludere che, per minimizzare gli errori di temperatura superiori al grado Celsius, è preferibile utilizzare i sensori sul canale dell'interrogatore ottico utilizzato per la loro caratterizzazione.

8.2. RIPRODUCIBILITÀ DELLA CARATTERIZZAZIONE SUL CANALE DI ACQUISIZIONE

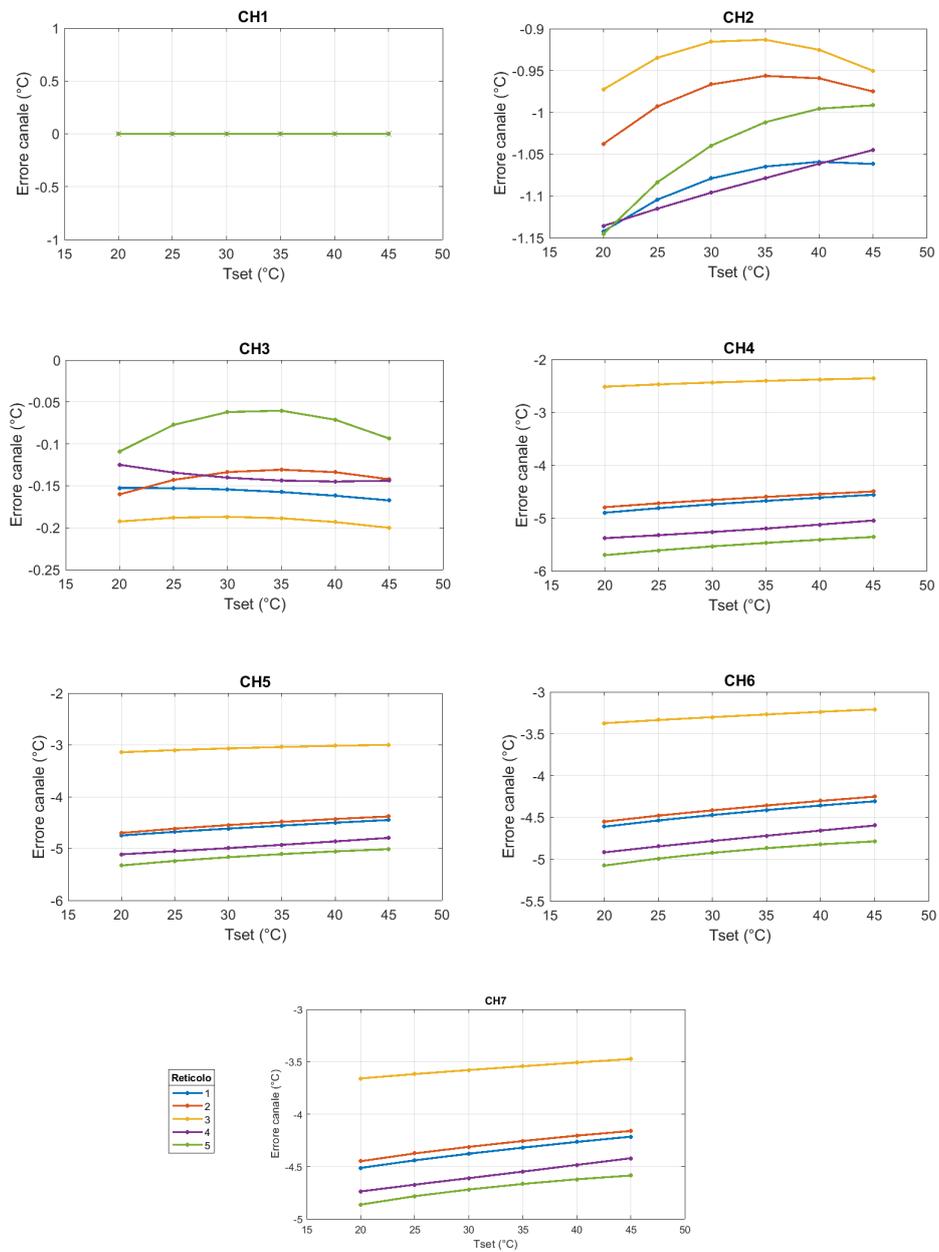


Figura 8.3: Differenza tra la temperatura calcolata con le costanti ottenute dalla caratterizzazione del canale selezionato e quelle ottenute dalla caratterizzazione del canale 1 per ciascun reticolo dell'Array5.

8.2. RIPRODUCIBILITÀ DELLA CARATTERIZZAZIONE SUL CANALE DI ACQUISIZIONE

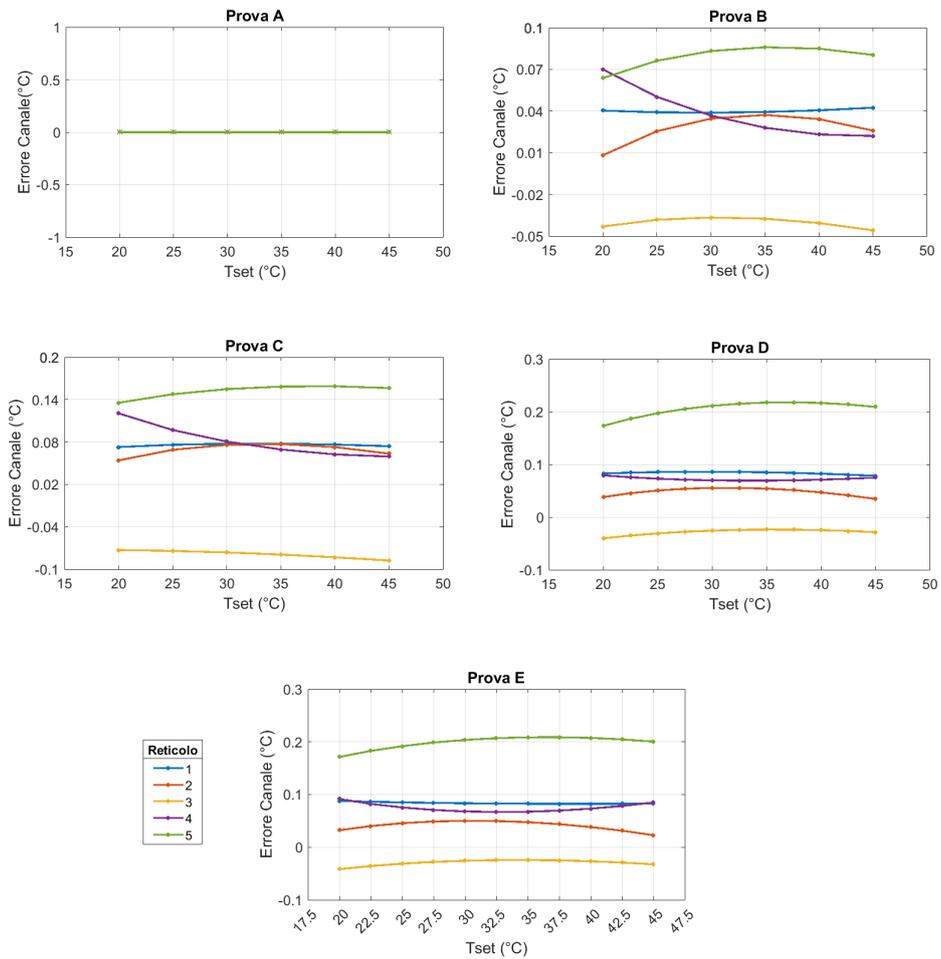


Figura 8.4: Differenza tra la temperatura calcolata con le costanti di caratterizzazione relative alla prova e la temperatura calcolata con le costanti di calibrazione della prova A presa come riferimento

Tabella 8.1: Costanti di calibrazione del sensore a 5 reticoli di Bragg, per ciascun canale.

Canale	Reticolo	b (nm/°C ²)	a (nm/°C)	λ_0 (nm)
1	1	$0.0122 \cdot 10^{-3}$	$8.9232 \cdot 10^{-3}$	1540.155
	2	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.0684 \cdot 10^{-3}$	1545.179
	3	$0.0108 \cdot 10^{-3}$	$9.1162 \cdot 10^{-3}$	1549.976
	4	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$9.0514 \cdot 10^{-3}$	1555.048
	5	$0.0104 \cdot 10^{-3}$	$9.1884 \cdot 10^{-3}$	1559.845
2	1	$0.0136 \cdot 10^{-3}$	$8.8344 \cdot 10^{-3}$	1540.167
	2	$0.0130 \cdot 10^{-3}$	$8.9289 \cdot 10^{-3}$	1545.191
	3	$0.0131 \cdot 10^{-3}$	$8.9768 \cdot 10^{-3}$	1549.987
	4	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$9.0462 \cdot 10^{-3}$	1555.058
	5	$0.0123 \cdot 10^{-3}$	$9.0325 \cdot 10^{-3}$	1559.858
3	1	$0.0124 \cdot 10^{-3}$	$8.9174 \cdot 10^{-3}$	1540.157
	2	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$9.0049 \cdot 10^{-3}$	1545.181
	3	$0.0112 \cdot 10^{-3}$	$9.0943 \cdot 10^{-3}$	1549.978
	4	$0.0116 \cdot 10^{-3}$	$9.0845 \cdot 10^{-3}$	1555.048
	5	$0.0124 \cdot 10^{-3}$	$9.0535 \cdot 10^{-3}$	1559.847
4 (switch 1)	1	$0.0128 \cdot 10^{-3}$	$8.8867 \cdot 10^{-3}$	1540.202
	2	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0409 \cdot 10^{-3}$	1545.225
	3	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0789 \cdot 10^{-3}$	1549.001
	4	$0.0105 \cdot 10^{-3}$	$9.1555 \cdot 10^{-3}$	1555.098
	5	$0.0112 \cdot 10^{-3}$	$9.1256 \cdot 10^{-3}$	1559.900
5 (switch 2)	1	$0.0123 \cdot 10^{-3}$	$8.9256 \cdot 10^{-3}$	1540.200
	2	$0.0116 \cdot 10^{-3}$	$9.0129 \cdot 10^{-3}$	1545.224
	1	$0.0123 \cdot 10^{-3}$	$8.9256 \cdot 10^{-3}$	1540.200
	3	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.0930 \cdot 10^{-3}$	1550.007
	4	$0.0111 \cdot 10^{-3}$	$9.1145 \cdot 10^{-3}$	1555.096
	5	$0.0115 \cdot 10^{-3}$	$9.1119 \cdot 10^{-3}$	1559.897
6 (switch 3)	1	$0.0126 \cdot 10^{-3}$	$8.9049 \cdot 10^{-3}$	1540.199
	2	$0.0112 \cdot 10^{-3}$	$9.0406 \cdot 10^{-3}$	1545.223
	3	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.1259 \cdot 10^{-3}$	1550.008
	4	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$9.0646 \cdot 10^{-3}$	1555.094
	5	$0.0117 \cdot 10^{-3}$	$9.0995 \cdot 10^{-3}$	1559.895
7 (switch 4)	1	$0.0124 \cdot 10^{-3}$	$8.9164 \cdot 10^{-3}$	1540.198
	2	$0.0142 \cdot 10^{-3}$	$9.0314 \cdot 10^{-3}$	1545.222
	3	$0.0107 \cdot 10^{-3}$	$9.1334 \cdot 10^{-3}$	1550.011
	4	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0909 \cdot 10^{-3}$	1555.092
	5	$0.0115 \cdot 10^{-3}$	$9.1186 \cdot 10^{-3}$	1559.892

Tabella 8.2: Costanti di calibrazione sensore a 5 reticoli su canale 1 nelle diverse prove effettuate.

Prova	Reticolo	\mathbf{b} (nm/°C ²)	\mathbf{a} (nm/°C)	λ_0 (nm)
A	1	$0.0122 \cdot 10^{-3}$	$8.9232 \cdot 10^{-3}$	1540.155
	2	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.0684 \cdot 10^{-3}$	1545.179
	3	$0.0108 \cdot 10^{-3}$	$9.1162 \cdot 10^{-3}$	1549.976
	4	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$9.0514 \cdot 10^{-3}$	1555.048
	5	$0.0104 \cdot 10^{-3}$	$9.1884 \cdot 10^{-3}$	1559.845
B	1	$0.0121 \cdot 10^{-3}$	$8.9292 \cdot 10^{-3}$	1540.155
	2	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$9.0048 \cdot 10^{-3}$	1545.180
	3	$0.0112 \cdot 10^{-3}$	$9.0943 \cdot 10^{-3}$	1549.977
	4	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.1042 \cdot 10^{-3}$	1555.046
	5	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.1434 \cdot 10^{-3}$	1559.845
C	1	$0.0124 \cdot 10^{-3}$	$8.9087 \cdot 10^{-3}$	1540.155
	2	$0.0117 \cdot 10^{-3}$	$9.0105 \cdot 10^{-3}$	1545.179
	3	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.1133 \cdot 10^{-3}$	1549.977
	4	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.1090 \cdot 10^{-3}$	1555.046
	5	$0.0108 \cdot 10^{-3}$	$9.1474 \cdot 10^{-3}$	1559.844
D	1	$0.0125 \cdot 10^{-3}$	$8.9062 \cdot 10^{-3}$	1540.155
	2	$0.0118 \cdot 10^{-3}$	$9.0072 \cdot 10^{-3}$	1545.179
	3	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.0815 \cdot 10^{-3}$	1549.977
	4	$0.0116 \cdot 10^{-3}$	$9.0758 \cdot 10^{-3}$	1555.046
	5	$0.0115 \cdot 10^{-3}$	$9.0982 \cdot 10^{-3}$	1559.844
E	1	$0.0121 \cdot 10^{-3}$	$8.9299 \cdot 10^{-3}$	1540.154
	2	$0.0120 \cdot 10^{-3}$	$8.9995 \cdot 10^{-3}$	1545.179
	3	$0.0114 \cdot 10^{-3}$	$9.0747 \cdot 10^{-3}$	1549.977
	4	$0.0109 \cdot 10^{-3}$	$9.1194 \cdot 10^{-3}$	1555.046
	5	$0.0113 \cdot 10^{-3}$	$9.1096 \cdot 10^{-3}$	1559.844

Capitolo 9

Cross-sensitivity tra reticoli

Alla conclusione degli esperimenti riguardanti l'utilizzo dei reticoli di Bragg per l'ipertermia a microonde, si è osservato un picco anomalo (*gobba*) in alcuni profili di temperatura dei sensori utilizzati.

L'anomalia rappresentata nei profili di temperatura è stata sottoposta a un'analisi approfondita al fine di identificare e correggere gli elementi responsabili di tale comportamento.

9.1 Repliche spettrali

A seguito della scrittura dei reticoli di Bragg nel Core della fibra ottica con la tecnica *point by point* utilizzando un laser a femtosecondo, visualizzando lo spettro con l'interrogatore ottico si è notata la presenza di repliche spettrali a circa 40 nm prima e dopo ciascun picco corrispondente alla lunghezza d'onda di Bragg (Figura 9.1). Il profilo del picco di Bragg risulta inoltre frastagliato a causa dell'iscrizione non apodizzata del reticolo.

Per avere un numero elevato di reticoli sufficientemente spazati all'interno degli array utilizzati come sensori per le prove di ipertermia a microonde, si è dovuto sovrapporre le lunghezze d'onda di alcuni reticoli alle repliche spettrali di altri; in figura 9.2, oltre ai picchi relativi alle lunghezze d'onda di Bragg di ciascun reticolo, sono visibili le repliche spettrali a cui non sono sovrapposti altri reticoli.

Si è ipotizzato che la sovrapposizione delle lunghezze d'onda del reticolo di Bragg con le repliche spettrali di un altro reticolo adiacente potesse generare una "*cross-sensitivity*", portando a una misurazione errata della temperatura da parte di tale reticolo, come evidenziato durante le prove di ipertermia a microonde.

È stato importante, quindi, verificare come un reticolo con repliche spettrali poste alla stessa lunghezza d'onda di un altro reticolo, influenzasse quest'ultimo nella rilevazione della temperatura.

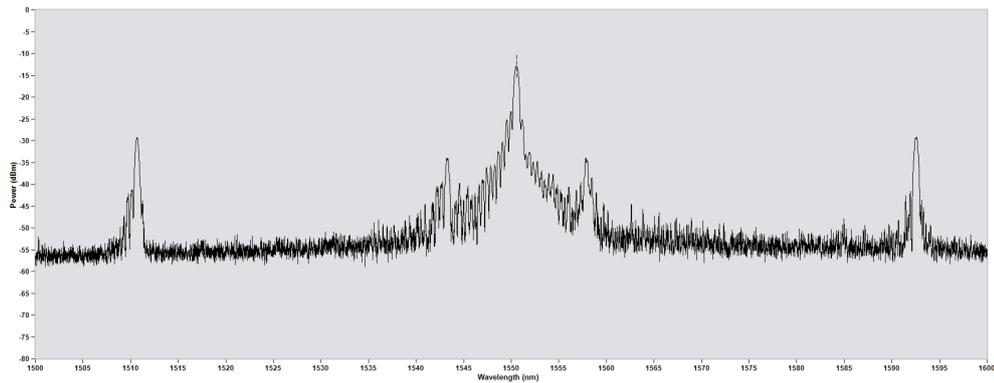


Figura 9.1: Spettro del sensore a singolo reticolo con presenza di repliche spettrali.

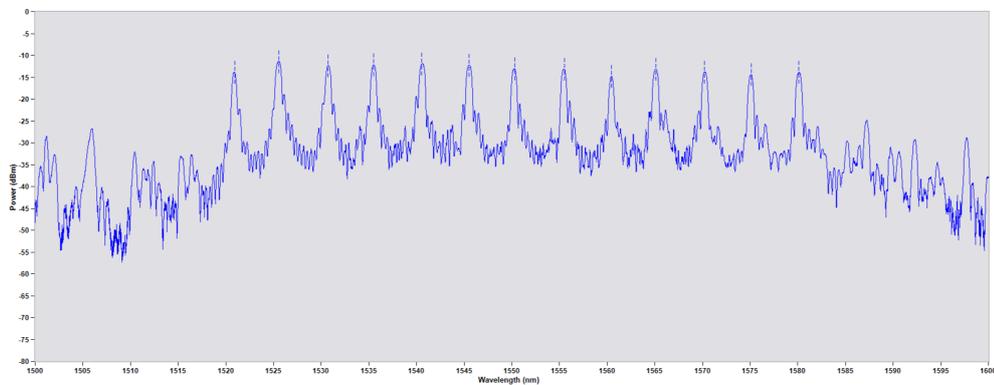


Figura 9.2: Spettro del sensore Array13_002 con presenza di repliche spettrali.

9.2 Analisi dell'iscrizione di reticolo sovrapposto a replica spettrale

Sono stati iscritti in una fibra ottica due reticoli di Bragg: uno a lunghezza d'onda pari a 1535 nm e uno a lunghezza d'onda corrispondente alla replica spettrale del precedente pari a 1575 nm, come mostrato in figura 9.3. I reticoli iscritti sono lunghi 2 mm ciascuno.

Il sensore è stato collegato al canale 1 dell'interrogatore ottico e si è visualizzato il suo spettro attraverso il programma *ENLIGHT Sensing Analysis Software* mostrato in figura 9.4.

La prova effettuata con questo array prevedeva la formazione di un gradiente termico tra i due reticoli, analizzando se il cambio di temperatura del primo influisse sul successivo.



Figura 9.3: Descrizione fibra ottica contenente 2 reticoli di Bragg di cui il secondo inscritto alla lunghezza d'onda della replica spettrale del primo.

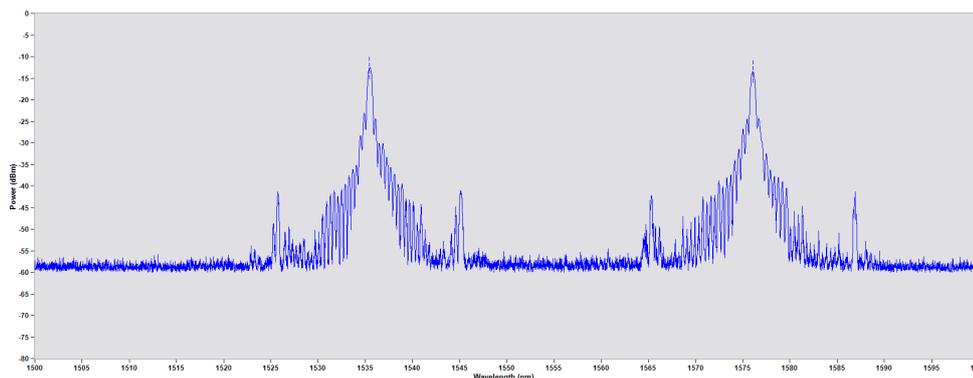


Figura 9.4: Spettro dell'array da 2 reticoli di cui uno scritto a lunghezza d'onda coincidente alla replica spettrale dell'altro.

Il sensore è stato posto all'interno di un recipiente contenente acqua in modo da rendere omogenea la temperatura iniziale. Successivamente si è cominciato a scaldare con un getto di aria calda il primo reticolo, monitorando lo spettro del sensore e in particolare se il secondo reticolo subisse variazioni rispetto la sua lunghezza d'onda di Bragg, poiché la differenza di lunghezza d'onda tra la replica spettrale e il picco di Bragg a cui si riferisce si mantiene costante.

I risultati hanno dimostrato “scorrelazione” tra i due reticoli, infatti il cambiamento di lunghezza d'onda del primo dovuto al riscaldamento indotto non ha apportato modifiche alla lunghezza d'onda del secondo.

Nonostante la “scorrelazione” tra i reticoli, è stata presa la decisione di scrivere due nuovi sensori: un array da 9 reticoli (Array9_012) e uno da 5 reticoli (Array5_011). Sono stati iscritti nella fibra ponendo attenzione alla loro scrittura in modo che la lunghezza d'onda dei reticoli non combaciassero con le repliche spettrali di altri reticoli.

Questi nuovi sensori hanno sostituito i sensori Array13_004 e Array13_007 per le successive prove di ipertermia a microonde, in modo da valutare se anche loro fossero affetti dalla “gobba” descritta in precedenza.

Capitolo 10

Utilizzo dei reticoli di Bragg per ipertermia a microonde (Parte 2)

I sensori utilizzati per questa seconda prova di ipertermia a microonde sul fantoccio di agar sono stati collegati ai 7 canali disponibili nel rack mobile come elencato in tabella 10.1.

Si è deciso di sostituire due array contenenti 13 reticoli con gli array scritti in modo da non avere reticoli scritti in sovrapposizione alle repliche spettrali degli altri reticoli, in modo da monitorare la presenza della “gobba” che si era ottenuta nel profilo di riscaldamento della prima prova descritta nel capitolo 7.

Tabella 10.1: Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati

Canale	Nome sensore
1	Array9_012
2	Array5_011
3	Array13_003
4	Array13_002
5	Array13_005
6	Array13_006
7	Array13_001

Anche in questo secondo utilizzo dei reticoli di Bragg per ipertermia a microonde è stata svolta una verifica iniziale dei sensori allocati sul rack mobile, utilizzando il setup multiplexato.

Attraverso questa verifica si è testato il corretto funzionamento dei sensori, calcolando inoltre l'errore massimo di temperatura ottenuto come differenza tra la temperatura percepita dai sensori e la temperatura letta del sensore di riferimento Pt100 campione. Successivamente a questa verifica è stato scelto di caratterizzare nuovamente i sensori utilizzati direttamente con il setup multiplexato.

10.1 Verifica 2

Per la verifica dei sensori da utilizzare nella seconda prova di ipertermia a microonde, è stata svolta una ulteriore prova in camera climatica. La prova è stata svolta secondo il profilo di riscaldamento riportato in figura 10.1. Anche per questa

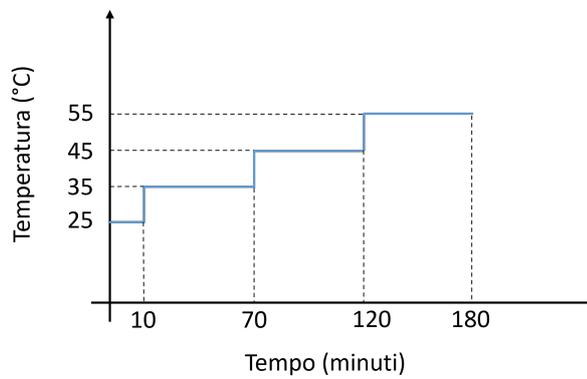


Figura 10.1: Profilo riscaldamento della verifica 2.

prova, dopo aver creato i file di testo dal programma che gestisce l'acquisizione per questo setup, sono stati elaborati graficamente i profili di temperatura dei sensori (Fig. 10.5). I coefficienti di calibrazione utilizzati per i sensori sono quelli derivanti dalle loro caratterizzazioni con setup singolo.

Successivamente sono stati calcolati gli *offset* dati dagli errori ottenuti come differenza tra il valore di temperatura acquisito dai reticoli dei sensori e il Pt100 campione di riferimento, attraverso il programma Matlab utilizzato durante la Verifica 1 nel capitolo 7 a 25 °C, 35 °C, 45 °C e 55 °C. In figura 10.6 vengono mostrati gli *offset* ottenuti.

L'*offset* di ciascun array calcolato a 45 °C è stato preso come riferimento e sottratto agli *offset* ottenuti per gli altri gradini di temperatura (25 °C, 35 °C, 55 °C). In figura 10.7 sono mostrati i nuovi offset dati dalla differenza tra l'*offset* calcolato e l'*offset* del riferimento per ciascun array. È stato scelto di prendere come riferimento il gradino di temperatura a 45 °C per ottenere un errore di misura inferiore nel range target della prova di ipertermia.

Dalla figura 10.7 si nota come gli errori degli array vengono notevolmente ridotti, anche se non risultano essere costanti o avere un andamento lineare anche in questo caso.

Applicando questi valori di offset per la correzione della temperatura misurata dai reticoli di ciascuna array durante le prove di ipertermia a microonde si riduce l'errore commesso, ma il metodo non risulta ripetibile data la grossa variabilità dei dati ottenuti. Risulta necessario caratterizzare i sensori ogni volta all'inizio della prova nel canale dell'interrogatore utilizzato.

10.2 Seconda Prova Sperimentale ipertermia a microonde

Dal riscontro ottenuto precedentemente è stato deciso di effettuare una nuova caratterizzazione per tutti i sensori utilizzando il setup multiplexato in modo tale da utilizzare successivamente i sensori collegati al canale in cui è stata fatta la loro caratterizzazione.

Anche per questa prova, prima della colata di agar all'interno dello stampo di plexiglass sono stati inseriti i sensori utilizzati, posizionati come mostrato in figura 10.2.

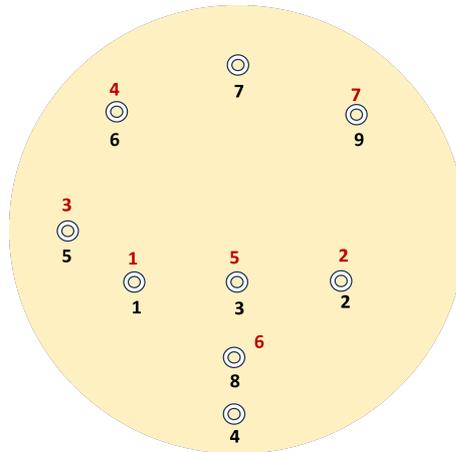


Figura 10.2: Allocazione dei 7 sensori in fibra ottica per prova di ipertermia a microonde: in rosso i numeri dei canali dell'interrogatore ottico a cui sono collegati i sensori.

Per questa prova non è stato necessario correggere i valori delle temperature con un offset in quanto la caratterizzazione è avvenuta sul canale di utilizzo di ciascun sensore.

La panoramica della temperatura percepita dai reticoli di ciascun sensore all'inizio della prova è riportata in figura 10.3.

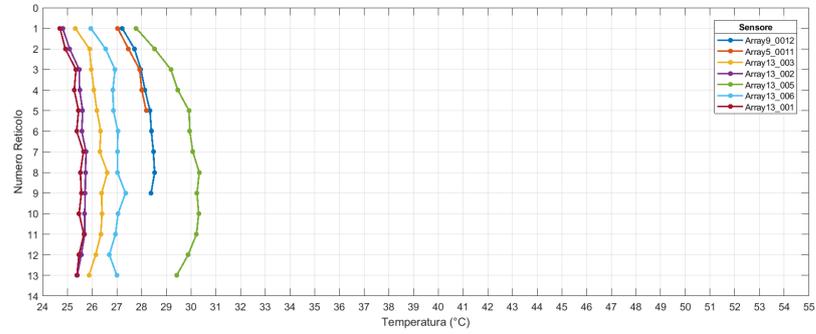


Figura 10.3: Inizio secondo riscaldamento.

La panoramica della temperatura percepita dai reticoli di ciascun sensore dopo 120 minuti di riscaldamento è riportata in figura 10.4.

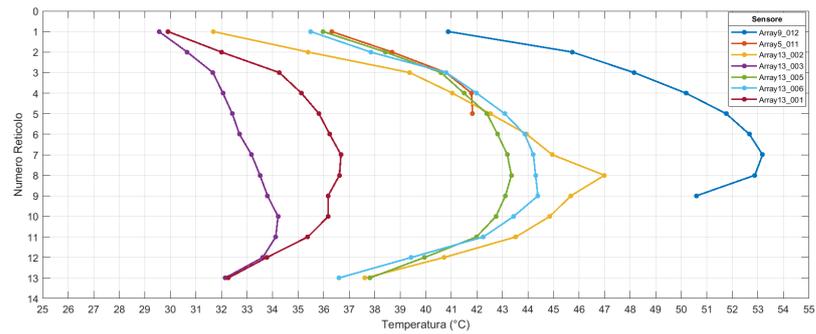


Figura 10.4: Risultati seconda prova di riscaldamento.

Gli array utilizzati sia per la prima prova che la seconda prova (Array13_001, Array13_002, Array13_003, Array13_005), anche se posizionati in punti diversi del collo, riportano lo stesso comportamento. In particolare i primi due elencati presentano la “*gobba*” identificata nella prima prova. I nuovi array utilizzati per questa seconda prova risultano essere Array5_011, Array9_012 e Array13_006; i primi 2 si distinguono dagli altri 5 sensori in quanto per la scrittura dei reticoli di Bragg che li compongono si è prestata attenzione a non scriverli in corrispondenza delle repliche spettrali. Questi ultimi, non presentano la “*gobba*” dovuta all’effetto della *cross-sensitivity*.

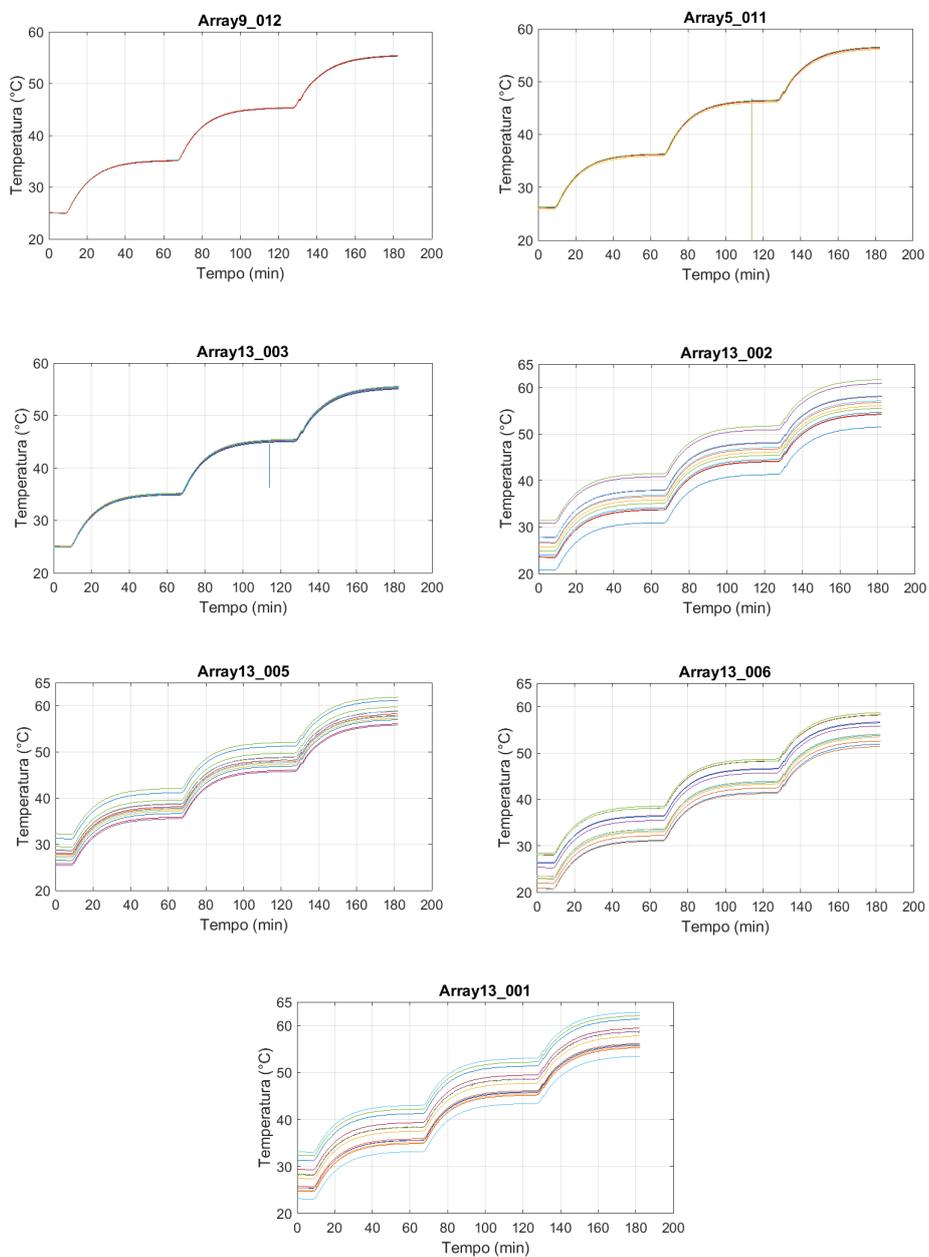


Figura 10.5: Profili di temperatura dei sensori della verifica 2.

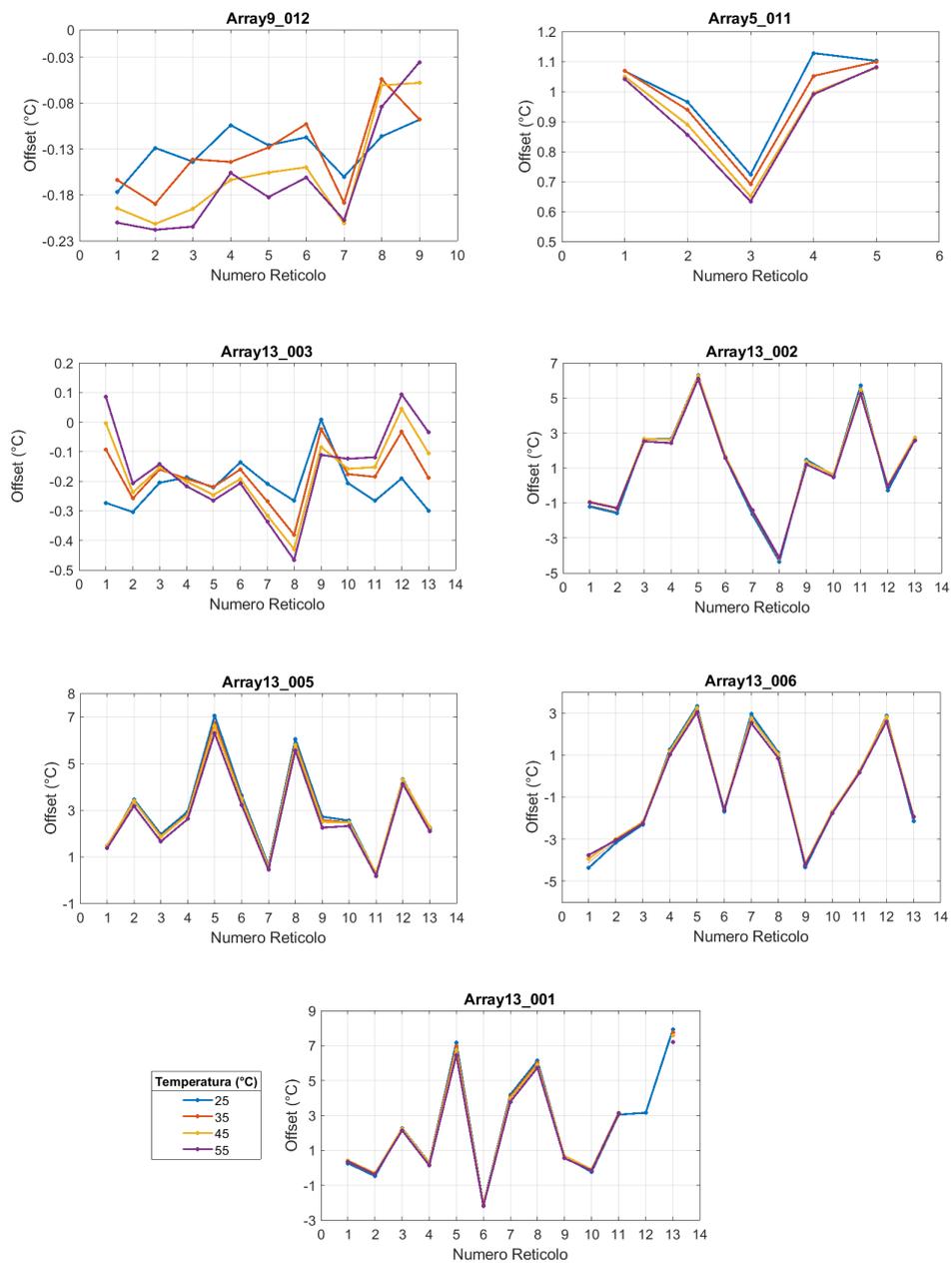


Figura 10.6: Offset di temperatura di ciascun reticolo a 25 °C, 35 °C, 45 °C e 55 °C.

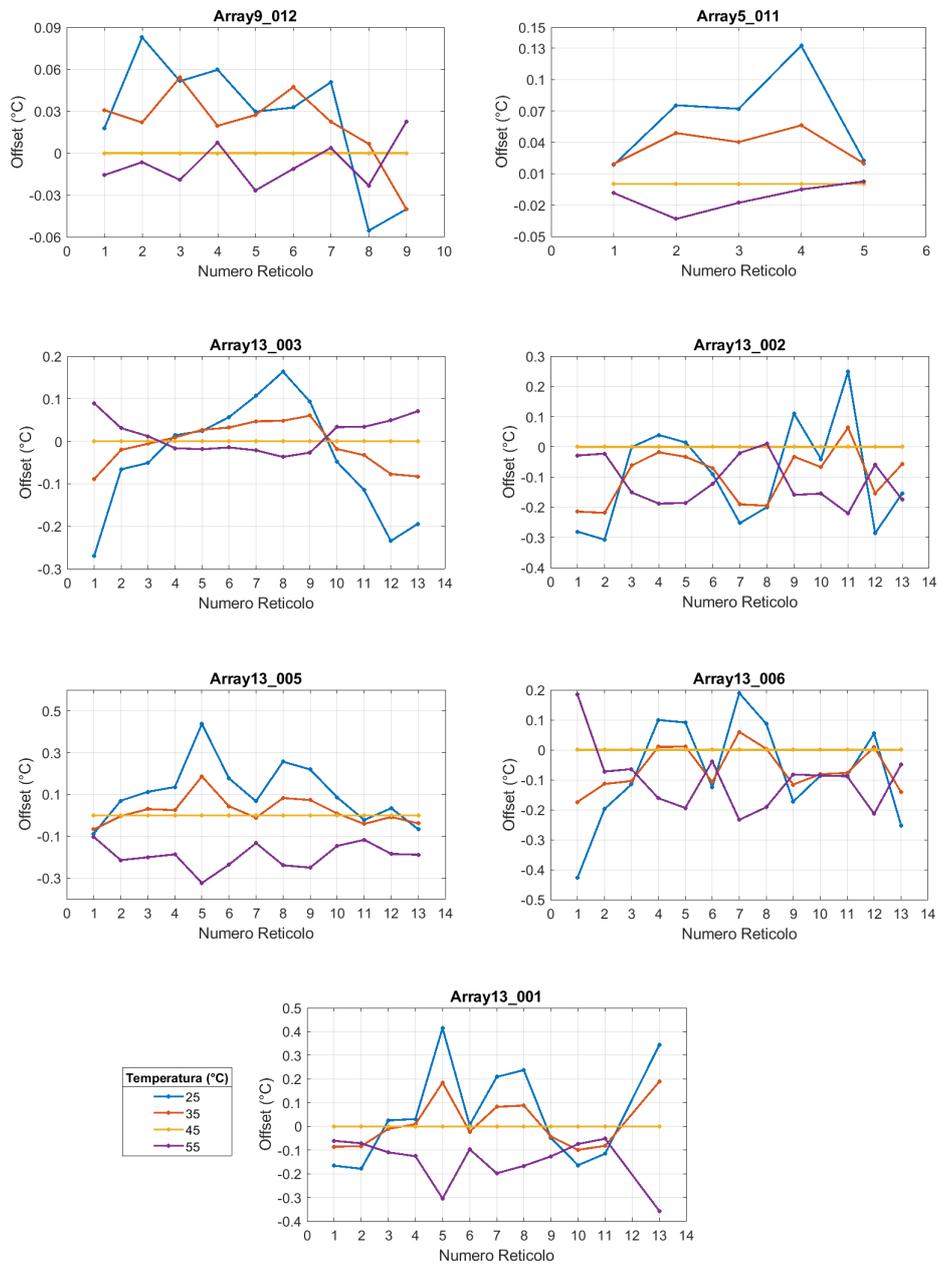


Figura 10.7: Offset di temperatura ottenuti dalla differenza tra gli offset calcolati per ogni array su ciascun gradino di temperatura della prova e l'offset calcolato per ogni array sul gradino di temperatura a 45 °C.

Capitolo 11

Utilizzo dei reticoli di Bragg per ablazione termica

11.1 Trattamento delle varici

Le varici (spesso chiamate vene varicose) sono vene superficiali che, a seguito di una scarsa efficienza del sistema valvolare si dilatano e deformano [34].

All'interno del lume delle vene sono presenti delle valvole direzionali per favorire il flusso in direzione del cuore. L'inefficienza valvolare causa ristagno di sangue con conseguente dilatazione per aumento di pressione nel canale venoso, originando quindi le varici.

Le varici possono apparire come linee bluastre, rigonfie o nodose sotto la pelle e spesso sono visibili attraverso la pelle stessa. Possono essere associate a sintomi come dolore, pesantezza alle gambe, prurito o crampi. Vengono diagnosticate attraverso ecocolordoppler venoso eseguito sugli arti inferiori.

Le varici possono essere curate tramite diversi metodi e approcci terapeutici, quali:

- Scleroterapia: la tecnica consiste nell'iniezione, attraverso un ago molto piccolo, di un liquido nella vena patologica provocando la sua chiusura.
- Flebectomia: è una tecnica microchirurgica che consiste nella rimozione delle vene varicose attraverso piccole incisioni.
- Ablazione endovenosa: è una tecnica mini invasiva che utilizza energia laser per collassare le varici.

La scelta del trattamento dipende dalle condizioni specifiche del paziente e dalla gravità delle vene varicose.

11.2 Ablazione endovenosa

Il trattamento laser endovenoso (EVLT), noto anche come ablazione endovenosa laser, è una procedura medica minimamente invasiva utilizzata per trattare le vene varicose. Durante l'EVLT, un sottile catetere viene inserito all'interno della vena interessata attraverso una piccola incisione.

Una volta posizionato correttamente, il laser viene attivato, emettendo energia che provoca la chiusura della vena. Questo processo termico danneggia la vena, costringendola a chiudersi e al successivo riassorbimento da parte dell'organismo.

L'EVLT rappresenta un'alternativa efficace alla chirurgia tradizionale di rimozione delle vene varicose, offrendo numerosi vantaggi, tra cui una ridotta incidenza di dolore, minor tempo di recupero e un'efficacia comprovata nel trattamento delle vene varicose.

11.3 Prova sperimentale

Durante la simulazione del trattamento EVLT è stato usato un laser a lunghezza d'onda di 1470 nm.

Per il monitoraggio della temperatura durante la prova sono stati utilizzati due sensori posti perpendicolarmente tra loro: uno in orizzontale costituito da 9 reticoli di Bragg e uno in verticale costituito da 11 reticoli la cui caratterizzazione è descritta nel capitolo 6.

I due sensori sono stati posizionati in un recipiente come mostrato in figura 11.1 in cui è stato versato dell'albume pastorizzato in quanto presenta proprietà analoghe al tessuto venoso.

L'estremità terminale della fibra di delivery del laser (fibra multimodale di diametro 200 μm) è stata posta parallela al sensore posizionato verticalmente, a una distanza costante di 1 mm.

È stata impostata al sistema di controllo del diodo laser una potenza pari a 4 W per una durata di 10 s (Fig.11.2).

Alla conclusione della prova, è stato osservato un addensamento dell'albume a forma di calotta sferica nell'estremità terminale della fibra di delivery (Fig. 11.3).

L'andamento della temperatura rilevato dal sensore posto verticalmente ha riportato, nel momento di maggiore riscaldamento, il profilo di temperatura mostrato in figura 11.4.

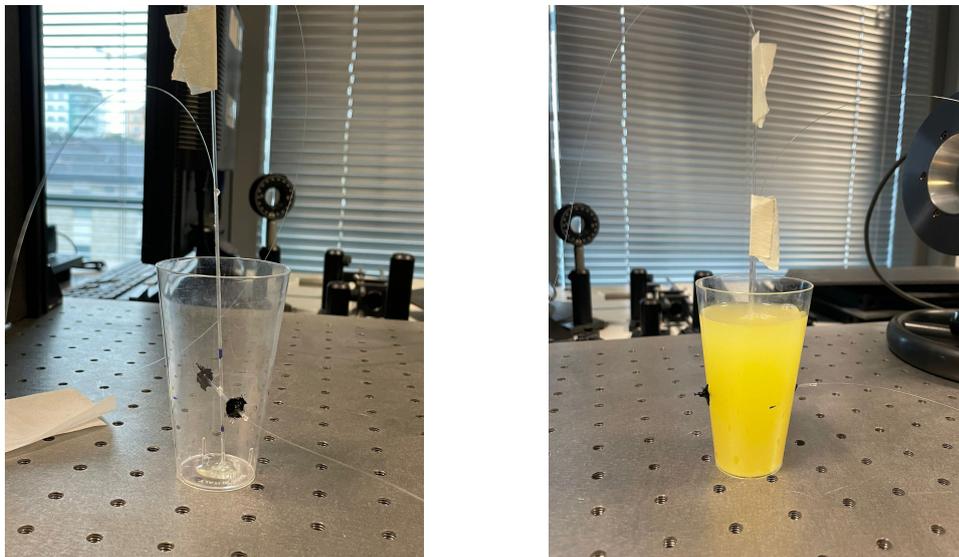


Figura 11.1: Rappresentazione del setup prima e dopo l'inserimento dell'albume pastorizzato nel contenitore.

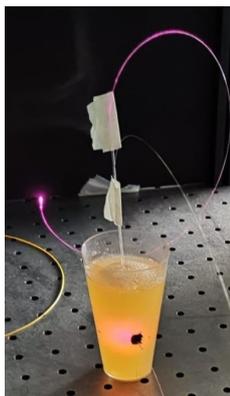


Figura 11.2: Setup durante l'irraggiamento.



Figura 11.3: Estremità terminale della fibra di delivery con addensamento dell'albume d'uovo.

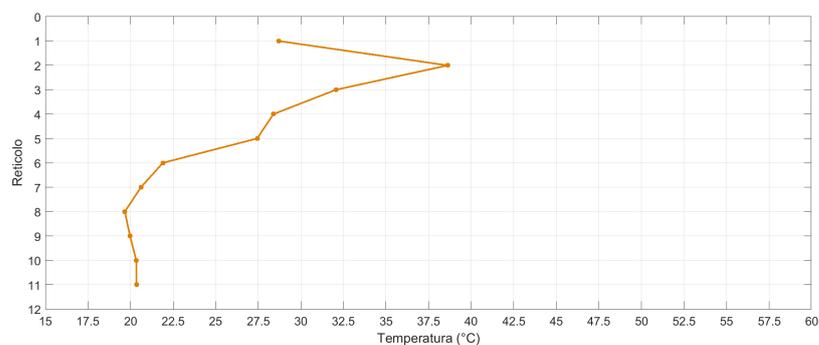


Figura 11.4: Risultati del sensore posto in verticale, ottenuti dal riscaldamento indotto dalla fibra di delivery del laser.

Come riportato in figura 11.4 si nota come il riscaldamento maggiore è avvenuto nell'intorno del secondo reticolo del sensore posto in verticale dove è stata posta l'estremità finale della fibra di delivery. I restanti dieci reticoli non hanno mostrato alcun significativo aumento di temperatura.

L'intervallo termico tra i primi due reticoli del sensore posto verticalmente è pari a 10 °C. Esso è dovuto alla distanza tra la sorgente e il sensore, in particolare: 3 mm lungo l'asse longitudinale che corrispondono alla distanza spaziale tra i centri dei due reticoli consecutivi; 0.25-1.25 mm lungo l'asse trasversale, in quanto la fibra del sensore nel capillare può trovarsi in contatto con una parete del capillare stesso. Di conseguenza, le distanze di cui sopra, si traducono in un errore di temperatura pari a 3.33 °C/mm, come mostrato nel grafico lungo l'asse longitudinale del sensore, in figura 11.4.

I risultati del sensore orizzontale non sono stati riportati per la loro poca significatività in quanto troppo distanti dalla fibra di delivery del laser.

La tipologia di prova richiede ulteriori studi tra i quali lo sviluppo di un probe a posizione fissa comprendente sia la fibra di delivery del laser sia la fibra del sensore.

Capitolo 12

Conclusioni

Nel corso di questa tesi, è stato condotto un approfondito studio sui metodi di caratterizzazione dei sensori di temperatura in fibra ottica, composti da array di reticoli di Bragg.

Sono stati creati due setup distinti di caratterizzazione, il primo, più veloce, dove si è potuto caratterizzare un sensore alla volta avendo a disposizione numerosi step di temperatura per il profilo di riscaldamento, il secondo, più lento, multiplexato, in grado di caratterizzare 7 sensori contemporaneamente ma con limitazioni da considerare tra cui il grosso dispendio economico per l'impiego della camera climatica e la poca disponibilità di step di temperatura per il profilo di riscaldamento.

Durante l'impiego di alcuni sensori caratterizzati in precedenza con setup singolo per condurre i test di ipertermia a microonde sono emersi due problemi sui quali si è focalizzato questo lavoro di tesi : il primo ha riguardato la dipendenza delle misure di temperatura dal canale di acquisizione che influenza la caratterizzazione dei sensori, mentre il secondo ha riguardato la scrittura degli array costituenti i sensori in quanto ciascun reticolo presenta due repliche spettrali poste a una certa distanza dal picco di lunghezza d'onda di Bragg.

Per quanto riguarda il problema della caratterizzazione che risulta essere “canale dipendente”, si è cercata una relazione tra le diverse caratterizzazioni, ottenute per lo stesso sensore utilizzato come campione, sui diversi canali disponibili in modo da poter caratterizzare i futuri sensori tutti sullo stesso canale dell'interrogatore ottico e poi utilizzarli per le prove su altri canali con un fattore di correzione.

Sono stati ottenuti valori di compensazione (*offset*) non costanti tra i sensori e diversi per ciascun reticolo, perciò, si ritiene opportuno in futuro creare un nuovo setup di caratterizzazione con le stesse modalità del setup singolo ma che abbia la possibilità di “ospitare” più sensori contemporaneamente in modo da caratterizzarli nel canale in cui verranno successivamente utilizzati: in questo modo si riescono a garantire incertezze di pochi decimi di grado Celsius. Questo nuovo setup prevederà l'utilizzo di un pozzetto per metrologia su campo (Fluke Serie 914 [35]) che

permetterà la caratterizzazione di più sensori simultaneamente con una velocità maggiore rispetto all'impiego della camera climatica, e con un dispendio economico e di energia inferiore.

Relativamente al problema dovuto dalla scrittura di alcuni reticoli alla stessa lunghezza d'onda delle repliche spettrali di altri reticoli costituenti l'array, non è stato possibile comprovare la "cross-sensitivity" tra i reticoli attraverso la prova effettuata con gradiente termico, tuttavia, durante la seconda prova di ipertermia a microonde effettuata con array che non presentavano il problema della scrittura sulle repliche spettrali, l'anomalia non è stata riscontrata.

In conclusione, si reputa che, per ottenere misurazioni di temperatura con sensori quasi-distribuiti in fibra ottica a reticolo di Bragg, è necessaria una attenta scrittura dei reticoli in modo che non siano sovrapposti alle repliche spettrali dei reticoli adiacenti; inoltre, per garantire errori inferiori a 0.1 °C, bisogna effettuare una caratterizzazione sul canale in cui verrà successivamente interrogata la fibra ottica.

Appendice A

Disegno tecnico

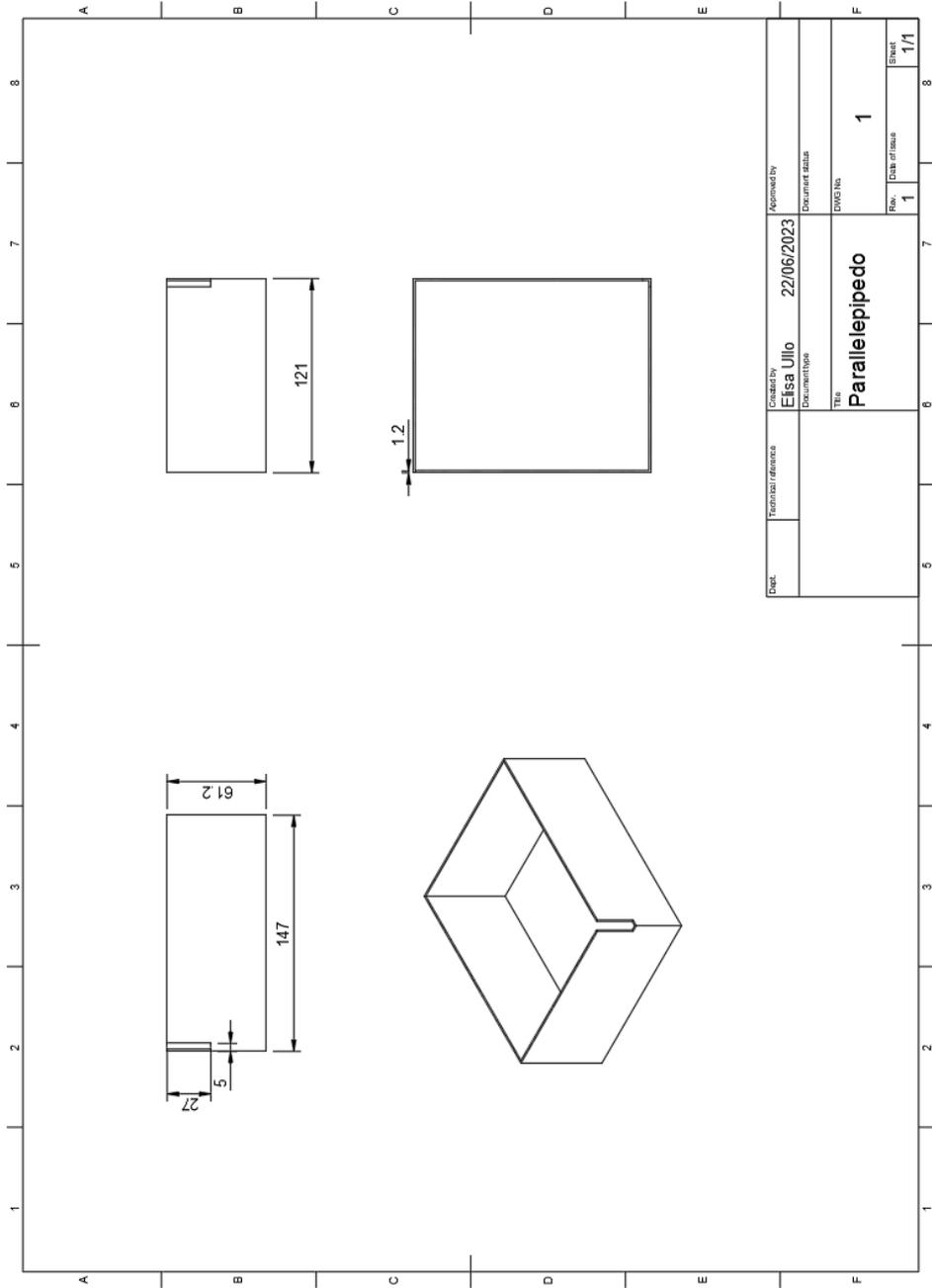


Figura A.1: Disegno Tecnico Coperchio

Appendice B

Confronto Costanti di Temperatura - Codice Matlab

```
1 clear all
2 close all
3 clc
4
5 %% confronto delle costanti
6 % scelgo costanti dottenute dal canale che si vuole
   confrontare
7 [file,path]=uigetfile('*.txt','Load'); %% per scegliere
   piu file dalla cartella
8 filename=sprintf('%s%s',path,file);
9 CC=load(filename,'r'); %% apre file scelto
10 % scelgo costanti del canale di riferimento
11 [file,path]=uigetfile('*.txt','Load'); %% per scegliere
   piu file dalla cartella
12 filename=sprintf('%s%s',path,file);
13 CC_confr=load(filename,'r'); %% apre file scelto
14
15
16 % load dati ottenuti dal canale che si vuole confrontare
17 [file,path]=uigetfile('*.txt','Load'); %% per scegliere
   piu file dalla cartella
```

```

18 filename=sprintf('%s%s',path,file);
19 data=load(filename,'r');
20 t=data(:,1); t=(t-t(1))/60;
21 Tset=data(:,2);
22 Tc=data(:,3);
23 fbg=data(:,4:end);
24 Ns=size(fbg,2);
25
26
27 %calcolo Temperatura da canale che voglio confrontare e
    le sue relative costanti
28 for i=1:Ns
29     L0=CC(i,3); K1=CC(i,2); K2=CC(i,1);
30     Tfbg(:,i)=(-K1+(K1.^2-4*K2.*(L0-fbg(:,i))).^.5)
        ./(2.*K2);
31 end
32
33 figure()
34 plot(t,Tfbg);
35
36 %calcolo T da canale che voglio confrontare e le
    costanti ottenute dal canale di riferimento
37 for i=1:Ns
38     L0=CC_confr(i,3); K1=CC_confr(i,2); K2=CC_confr(i
        ,1);
39     Tfbg_confr(:,i)=(-K1+(K1.^2-4*K2.*(L0-fbg(:,i)))
        .^.5)./(2.*K2);
40 end
41
42 figure()
43 plot(t,Tfbg_confr);
44 % hold on
45 % plot(t,Tset);
46 % diff=Tfbg-Tfbg_confr;
47 % max_diff=max(diff);
48 %
49 % figure()
50 % plot(t,diff)
51 % legend('1','2','3','4','5');
52 % xlabel('Tempo(min)')
53 % ylabel('errore')

```

```
54
55
56 %errore mediato
57 Nmean=10;
58 gradino =find(abs(diff(Tset))>0); % trova dove c'è il
    cambio di temperatura
59
60 for i=1:length(gradino)
61     for j=1:5
62         Tmfbg(i,j)=mean(Tfbg(gradino(i)-Nmean:gradino(i),j));
63         Tmfbg_confr(i,j)=mean(Tfbg_confr(gradino(i)-Nmean:
            gradino(i),j));
64     end
65 end
66
67 error=(Tmfbg-Tmfbg_confr)
68
69 for i=1:length(gradino)
70     Tset_grafico(i)=Tset(gradino(i),1)
71     end
72
73 %salvo l'errore tra le costanti e il Tset
74 save('err_CH1e-CC1e-CC1.mat','error','Tset_grafico'); %
    cambio nome in base a CC e canali
```

Elenco delle tabelle

5.1	Specifiche Micron Optics HYPERION si155 [29].	27
6.1	Caratterizzazione dei 7 array da 13 reticoli di Bragg	36
6.2	Coefficienti di calibrazione Array13_003	37
6.3	Coefficienti di calibrazione Array5	39
6.4	Coefficienti di calibrazione Array9	40
6.5	Coefficienti di calibrazione Array 11	41
6.6	Coefficienti di calibrazione secondo array da 9 reticoli	43
6.7	Errori massimi sensori caratterizzati	43
7.1	Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati per l'ipertermia a microonde	47
7.2	Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati	49
8.1	Costanti di calibrazione del sensore a 5 reticoli di Bragg, per ciascun canale.	61
8.2	Costanti di calibrazione sensore a 5 reticoli su canale 1 nelle diverse prove effettuate.	62
10.1	Corrispondenza canali interrogatore ottico e array di sensori utilizzati	66

Elenco delle figure

1.1	Panoramica di incidenza della mortalità e della sopravvivenza al cancro [4].	2
1.2	Panoramica dei fattori di rischio [6].	2
3.1	Rappresentazione delle tipologie di fibre ottiche [19].	11
4.1	Struttura di una fibra ottica.	14
4.2	Rifrazione della luce.	14
4.3	Angolo incidente maggiore dell'angolo limite.	15
4.4	Cono di accettazione.	16
4.5	Tipologie di fibre ottiche [23].	17
5.1	Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg [24].	19
5.2	Tipologie di reticoli di Bragg a seconda della periodicità spaziale [26].	20
5.3	Tipologie di reticoli di Bragg a seconda del profilo dell'indice di rifrazione [26].	21
5.4	Fabbricazione con maschera di fase [27].	22
5.5	Fabbricazione point by point [27].	23
5.6	Fabbricazione con litografia olografica [27].	24
5.7	Schema del sistema di interrogazione FBG a banda larga [28]. . . .	25
5.8	Schema del sistema di interrogazione FBG a laser tunabile [28]. . .	26
5.9	Interrogatore ottico Micron Opticis HYPERION si155 di Luna Technologies®.	26
5.10	Interfaccia del Software "ENLIGHT Sensing Analysis".	27
6.1	Spettro di un sensore a singolo reticolo in cui si nota la presenza di repliche spettrali.	30
6.2	L'immagine a sinistra rappresenta la piastra di rame su cui è saldato il sensore di temperatura Pt1000. L'immagine a destra rappresenta la piastra termica con la copertura termica.	31
6.3	Profilo di riscaldamento sensore a singolo reticolo.	32

6.4	Rappresentazione grafica della differenza di temperatura tra il Pt1000 e il sensore caratterizzato con un polinomio di secondo ordine (sopra) e di terzo ordine (sotto).	33
6.5	Grafici errore di temperatura del modello rispetto al Pt1000, sopra per la fibra senza rivestimento, sotto per la fibra con rivestimento. . .	34
6.6	Descrizione fibra ottica contenente 13 reticoli di Bragg.	36
6.7	Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array13_003 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.	37
6.8	Descrizione fibra ottica contenente 5 reticoli di Bragg.	38
6.9	Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array5 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.	38
6.10	Descrizione fibra ottica contenente 9 reticoli di Bragg.	39
6.11	Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'Array9 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.	40
6.12	Descrizione fibra ottica contenente 11 reticoli di Bragg.	40
6.13	Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine dell'array 11 per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.	41
6.14	Descrizione della seconda fibra ottica contenente 9 reticoli di Bragg.	42
6.15	Errore calcolato come differenza del modello del secondo ordine del secondo array da 9 reticoli, per ciascun reticolo rispetto alle misurazioni effettuate con Pt1000.	42
6.16	Rappresentazione grafica disposizione canali setup multiplexato. . .	44
6.17	Cilindro di acciaio posizionato all'interno della camera climatica, contenente le 7 fibre utilizzate per la caratterizzazione e il sensore di temperatura campione Pt100.	45
7.1	Profilo di riscaldamento della verifica 1.	48
7.2	Allocazione dei 7 sensori in fibra ottica per prova di ipertermia a microonde: in rosso i numeri dei canali dell'interrogatore ottico a cui son collegati i sensori.	50
7.3	Setup completo con agar colato.	50
7.4	Inizio primo riscaldamento.	51
7.5	Risultati prima prova di riscaldamento.	51
7.6	Profili di temperatura dei sensori.	53
7.7	Offset di temperatura di ciascun reticolo a 25 °C e 35 °C	54

8.1	Prova di riscaldamento per la caratterizzazione dell'Array5_011 sui diversi canali disponibili nel rack mobile.	56
8.2	Prova di riscaldamento per le prove D ed E.	57
8.3	Differenza tra la temperatura calcolata con le costanti ottenute dalla caratterizzazione del canale selezionato e quelle ottenute dalla caratterizzazione del canale 1 per ciascun reticolo dell'Array5. . . .	59
8.4	Differenza tra la temperatura calcolata con le costanti di caratterizzazione relative alla prova e la temperatura calcolata con le costanti di calibrazione della prova A presa come riferimento	60
9.1	Spettro del sensore a singolo reticolo con presenza di repliche spettrali.	64
9.2	Spettro del sensore Array13_002 con presenza di repliche spettrali.	64
9.3	Descrizione fibra ottica contenente 2 reticoli di Bragg di cui il secondo inscritto alla lunghezza d'onda della replica spettrale del primo. . .	65
9.4	Spettro dell'array da 2 reticoli di cui uno scritto a lunghezza d'onda coincidente alla replica spettrale dell'altro.	65
10.1	Profilo riscaldamento della verifica 2.	67
10.2	Allocazione dei 7 sensori in fibra ottica per prova di ipertermia a microonde: in rosso i numeri dei canali dell'interrogatore ottico a cui son collegati i sensori.	68
10.3	Inizio secondo riscaldamento.	69
10.4	Risultati seconda prova di riscaldamento.	69
10.5	Profili di temperatura dei sensori della verifica 2.	71
10.6	Offset di temperatura di ciascun reticolo a 25 °C, 35 °C, 45 °C e 55 °C.	72
10.7	Offset di temperatura ottenuti dalla differenza tra gli offset calcolati per ogni array su ciascun gradino di temperatura della prova e l'offset calcolato per ogni array sul gradino di temperatura a 45 °C.	73
11.1	Rappresentazione del setup prima e dopo l'inserimento dell'albume pastorizzato nel contenitore.	76
11.2	Setup durante l'irraggiamento.	77
11.3	Estremità terminale della fibra di delivery con addensamento dell'albume d'uovo.	77
11.4	Risultati del sensore posto in verticale, ottenuti dal riscaldamento indotto dalla fibra di delivery del laser.	77
A.1	Disegno Tecnico Coperchio	82

Bibliografia

- [1] <https://www.humanitas.it/malattie/cancro-e-tumore/>.
- [2] <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer>.
- [3] <https://www.airc.it/areastampa/tumori-indiminuzione-it-assidi-mortalita-nel-2023-cancro-al-polmone-in-calogenerale-ma-aumentato-rai-donne-in-francia-italia-e-spagna>.
- [4] <https://canceratlas.cancer.org/the-burden/a>.
- [5] <https://www.inail.it/cs/internet/attivita/prevenzione-e-sicurezza/conoscere-il-rischio/agenti-cancerogeni-mutageni/classificazione.html>.
- [6] L. Tarantini, S. Gori, A. Inno, N. Maurea, D. Del Sindaco, P. Faggiano, S. Barni, C. Falci, E. Venturini, J. Foglietta, A. Barbieri, G. Pulignano, M. Tinti, S. Tolone, P. Spallarossa, M. Ciccarese, L. Belli, F. Zustovich, F. Tuccia, and P. Lecis, *Cardio-Oncologia 2017*. 10 2017.
- [7] L. Umberto, *Elementi di Ingegneria delle Terapie Termiche*. CLUT Torino, 2017.
- [8] 2023. Slide corso Terapie Termiche.
- [9] <https://www.treccani.it/enciclopedia/ablazione>.
- [10] <https://tuttointerventistica.it/ablazione-chimica/>.
- [11] <https://termoablazione.expert/>.
- [12] K. Hong and C. Georgiades, “Mechanism of action and devices,” *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 2010.
- [13] <https://termoablazione.expert/tecniche/laser/>.
- [14] E. Schena, P. Saccomandi, and Y. Fong, “Laser ablation for cancer: Past, present and future.,” *J Funct Biomater*, 2017.
- [15] <https://radiologiainterventistica-roma.it/ablazione-dei-tumori/>.
- [16] H. Geng, X. Cui, J. Weng, H. She, and W. Wang, “Review of experimental research on joule–thomson cryogenic refrigeration system,” *Applied Thermal Engineering*.
- [17] E. J. P. and C. T. W. I., “Cryoablation: Mechanism of action and devices.,” *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 2010.
- [18] K. Grattan and T. Sun, “Fiber optic sensor technology: an overview,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 82, no. 1, pp. 40–61, 2000.

- [19] D. Tosi, M. Sypabekova, A. Bekmurzayeva, C. Molardi, and K. Dukenbayev, *Optical Fiber Biosensor*. 10 2022.
- [20] J. Werner, *5,06 - Measurement of Temperatures of the Human Body*. Anders Brahme.
- [21] "Fiso medical temperature monitoring."
- [22] "<https://www.yumpu.com/it/document/read/15515465/fibre-ottiche-antoniolicciulliumileit>".
- [23] <https://rfindustries.com/fiber-optic-cable-types-multimode-and-single-mode/>.
- [24] <https://scienzapertutti.infn.it/schede-approfondimento/1669-fbg-cosa-sono-e-a-cosa-servono>.
- [25] <https://www.hbm.com/it/4596/cose-la-fibra-a-griglia-di-bragg/>.
- [26] https://en.wikipedia.org/wiki/Fiber_Bragg_grating.
- [27] A. Othonos and K. Kalli, *Fiber Bragg Gratings*. Artech House Boston - London, 1999.
- [28] R. Gassino, *Development of a fiber optic probe for tumor laser ablation with integrated temperature measurement capabilities*. PhD thesis, Politecnico di Torino, 2019.
- [29] https://lunainc.com/sites/default/files/assets/files/data_sheets/HYPERION.
- [30] <https://it.rs-online.com/web/p/multimetri/>.
- [31] <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=PTC1/M>.
- [32] <https://www.fluke.com/en-us/product/precision-measurement/bench-instruments/fluke-8845a-8846a>.
- [33] <https://www.leasametric.com/en/product/v%E2%88%9A%E2%88%82tsch-vc4018-p1/>.
- [34] D. S. Ermini, *Le Varici*. Vene Informa.
- [35] <https://www.fluke.com/it-it/prodotto/strumenti-per-la-calibrazione/calibratori-di-temperatura/fluke-calibration-9142>.