

POLITECNICO DI TORINO

Corso di laurea Magistrale in
Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale



**Politecnico
di Torino**

**Caratterizzazione di sensori di temperatura
in fibra ottica basati su reticoli di Bragg**

Relatore:
Prof. Alberto Vallan

Candidata:
Paola Addorisio

Marzo 2022

Sommario

Negli ultimi anni gli avanzamenti tecnologici in ambito oncologico hanno portato da una parte allo sviluppo di strumenti di diagnosi più veloci, che quindi permettono di riconoscere i tumori in fase iniziale quando hanno piccole dimensioni, dall'altra allo sviluppo di nuove strategie utili a fronteggiare i crescenti costi del sistema sanitario. In questo contesto trovano applicazione i trattamenti di ablazione termica, una terapia alternativa e più economica rispetto alla chirurgia tradizionale. Questa mira ad indurre necrosi cellulare nella lesione tumorale, attraverso il calore, senza danneggiare il tessuto sano circostante. Per garantire l'efficacia di tale trattamento è necessario monitorare la temperatura, il più accuratamente possibile, nell'area trattata.

Nella termometria una tecnologia promettente è quella dei sensori in fibra ottica, in quanto offre diversi vantaggi, quali le dimensioni ridotte, l'elevata sensibilità e l'immunità all'interferenza elettromagnetica, caratteristiche che la rendono compatibile con le tecniche di ablazione laser e ablazione a radiofrequenza.

In particolare, in questo lavoro di tesi, sono stati utilizzati sensori in fibra ottica basati su reticoli di Bragg (FBG) ottenuti modificando in modo periodico l'indice di rifrazione del *core* di una fibra ottica per telecomunicazioni. La tecnica di scrittura ha permesso di realizzare un fitto array di reticoli ottenendo così un sensore di temperatura multi-punto.

Lo studio si è concentrato sulla caratterizzazione di tali sensori dopo averli incapsulati all'interno di capillari di vetro. Il rivestimento dei reticoli è infatti necessario a prevenire errori di misura dovuti alle deformazioni meccaniche della fibra.

La caratterizzazione si è svolta con un *setup* termico appositamente sviluppato e ha permesso di trovare sia i parametri di sensibilità e offset che legano la lunghezza d'onda di Bragg alla temperatura, sia di valutare, ripetendo le caratterizzazioni, le incertezze di taratura.

A titolo di confronto è stato realizzato e caratterizzato anche un sensore a reticolo di Bragg incapsulato in un capillare in PEEK, un polimero utilizzato in termometria anche in ambito biomedicale.

E' noto che il rivestimento del sensore può avere un effetto sulle misure di temperatura a causa delle sue caratteristiche termiche, diverse da quelle tessuto oggetto della misurazione. Per questo motivo è stato implementato un modello termico mediante il Partial Differential Equation Toolbox di Matlab per valutare gli errori introdotti dal capillare di protezione delle fibre in presenza di una distribuzione lineare di temperatura. Sono stati presi in considerazione diversi materiali, con differenti proprietà termiche, quali vetro, PEEK, acciaio inox e rame.

I reticoli caratterizzati durante questo lavoro sono stati utilizzati in una prova di ipertermia a microonde su fantoccio in agar dove hanno permesso di monitorare

l'evoluzione della temperatura in condizioni reali, dimostrando quindi la fattibilità dell'approccio proposto.

Indice

1	Introduzione	1
2	Trattamenti tumorali mini-invasivi	5
2.1	RFA: Ablazione a radiofrequenza	6
2.2	MWA: Ablazione a microonde	7
2.3	HIFU: Ultrasuoni focalizzati ad alta intensità	8
2.4	LA: Ablazione laser	9
2.5	Crioablazione	11
3	Monitoraggio della temperatura	13
3.1	Tecniche non invasive	13
3.2	Tecniche invasive	14
4	Fibra ottica	17
5	Reticoli in fibra di Bragg (FBG)	22
5.1	Fabbricazione	24
5.2	Tipologie	26
5.3	Interrogatore Ottico	28
6	Modello termico	31
6.1	MATLAB [®] PDE Toolbox	32
6.2	Realizzazione del modello termico	34
6.3	Risultati	38
7	Caratterizzazione dei reticoli di Bragg	51
7.1	Set-up di misura	52
7.2	Array 1	55
7.2.1	Caratterizzazione 1	56
7.2.2	Caratterizzazione 2	58
7.2.3	Caratterizzazione 3	59
7.2.4	Caratterizzazione 4	61
7.3	Array 2	66

7.3.1	Caratterizzazione 1	66
7.3.2	Caratterizzazione 2	68
7.3.3	Caratterizzazione 3	69
7.3.4	Caratterizzazione 4	71
7.4	Array singolo	75
7.5	Caratterizzazione dei reticoli di Bragg in capillare in PEEK	80
7.5.1	Set-up di misura	81
8	Prove sperimentali su phantom	84
8.1	Ipertermia in oncologica	84
8.2	Set-up	85
9	Conclusioni	91
A	Modello termico - Codice Matlab	93
B	Caratterizzazione FBG - Codice Matlab	98
B.1	Caratterizzazione Array 1, Array 2, Array singolo	98
B.2	Caratterizzazione FBG in peek	106
	Bibliografia	111

Capitolo 1

Introduzione

I tumori sono la seconda causa di morte, dopo le malattie cardio-circolatorie e rappresentano il 29% di tutti i decessi in Italia. [1]

Nel rapporto “I numeri del cancro in Italia 2020”, pubblicato a cura di AIRTUM e AIOM si sono stimate 377.000 nuove diagnosi di tumore in Italia, esclusi i tumori della cute non melanomi, leggermente più numerose negli uomini (195.000) rispetto alle donne (182.000).

Nella popolazione totale, il tumore della mammella è il più frequentemente diagnosticato con poco meno di 55.000 casi (14,6% del totale), seguito dal carcinoma del colon-retto (11,6%), polmone (10,9%), prostata (9,6%) e vescica (6,8%) [2].

Sede	Maschi	Femmine	Totale
	N. (%)	N. (%)	N. (%)
Vie Aero Digestive Superiori -VADS*	7.276 (3,7)	2.580 (1,4)	9.856 (2,62)
Esofago	1.710 (0,9)	684 (0,4)	2.394 (0,6)
Stomaco	8.458 (4,3)	6.098 (3,4)	14.556 (3,9)
Colon-Retto	23.420 (12,0)	20.282 (11,2)	43.702 (11,6)
Fegato	8.978 (4,6)	4.034 (2,2)	13.012 (3,5)
Pancreas	6.847 (3,5)	7.416 (4,1)	14.263 (3,8)
Colecisti e vie biliari	2400 (1,2)	3000 (1,7)	5400 (1,4)
Polmone	27.554 (14,1)	13.328 (7,3)	40.882 (10,9)
Melanomi	8.147 (4,2)	6.716 (3,7)	14.863 (4,0)
Mesotelioma	1.523 (0,8)	443 (0,3)	1.986 (0,5)
Mammella		54.976 (30,3)	54.976 (14,6)
Ovaio		5.179 (2,8)	5.179 (1,4)
Utero [cervice]		2.365 (1,3)	2.365 (0,6)
Utero [corpo]		8.335 (4,6)	8.335 (2,2)
Prostata	36.074 (18,5)		36.074 (9,6)
Testicolo	2.289 (1,2)		2.289 (0,6)
Rene, vie urinarie**	9.049 (4,6)	4.472 (2,5)	13.521 (3,6)
Vescica***	20.477 (10,5)	5.015 (2,8)	25.492 (6,8)
Sistema Nervoso Centrale	3.533 (1,8)	2.589 (1,4)	6.122 (1,6)
Tiroide	3.333 (1,7)	9.850 (5,4)	13.183 (3,5)
Linfomi di Hodgkin	1.222 (0,6)	929 (0,5)	2.151 (0,6)
Linfomi non Hodgkin	7.011 (3,6)	6.171 (3,4)	13.182 (3,5)
Mieloma multiplo	3.019 (1,6)	2.740 (1,5)	5.759 (1,5)
Leucemie, tutte	4.738 (2,4)	3.229 (1,8)	7.967 (2,1)
Totale	194.754	181.857	376.611

Tabella 1.1. Numeri di nuovi casi di tumore con percentuali sul totale stimati per il 2020. [2]

Rango	Maschi	Femmine	Tutta la popolazione
1	Prostata 36.074 (18,5%)	Mammella 54.976 (30,3%)	Mammella 54.976 (14,6%)
2	Polmone 27.554 (14,1%)	Colon-retto 20.282 (11,2%)	Colon-retto 43.702 (11,6%)
3	Colon-retto 23.420 (12%)	Polmone 13.328 (7,3%)	Polmone 40.882 (10,9%)
4	Vescica 20.477 (10,5%)	Tiroide 9.850 (5,4%)	Prostata 36.074 (9,6%)
5	Rene 9.049 (4,6%)	Endometrio 8.335 (4,6%)	Vescica 25.492 (6,8%)

Tabella 1.2. Primi cinque tumori piú frequentemente diagnosticati e proporzione sul totale. [2]

Se si guarda invece alla mortalit , al primo posto vi   il tumore del polmone, seguito dal tumore del colon-retto e da quello del fegato. Il tumore della mammella   invece al quinto posto.[3]

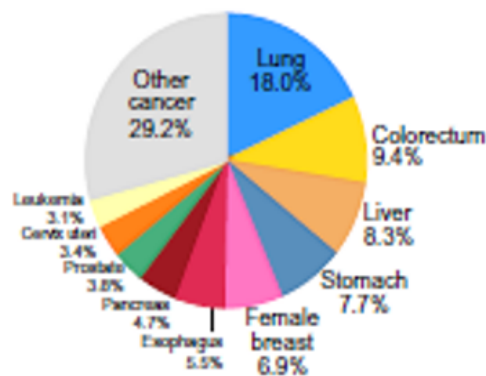


Figura 1.1. Tumori piú aggressivi.

Si fa riferimento ai dati dell'anno 2020, in quanto non   stato possibile stimare il numero di tumori diagnosticati nel 2021 per l'inadeguatezza dei modelli statistici a gestire le numerose incertezze determinate dalla pandemia Covid-19. Questa, infatti, ha avuto un impatto sia sull'incidenza a causa dei ritardi nelle diagnosi per l'interruzione di programmi di screening, sia sulla mortalit , in quanto una diminuzione delle certificazioni di morti per tumore   ipotizzabile per i pazienti con tumore avanzato infetti con SARS-CoV-2, il cui decesso   stato attribuito al Covid-19. D'altra parte, il decesso di alcuni pazienti con tumori avanzati pu  essere stato incrementato dai ritardi nelle terapie.

Le cause note delle alterazioni del DNA nella genesi del cancro sono di vari ordini:

- cause legate agli stili di vita;
- a esposizioni ambientali o ad agenti infettivi;
- a mutazioni genetiche, ereditarie e non ereditarie.

La malattia neoplastica è quindi per definizione a “genesì multifattoriale”: il processo di trasformazione di una cellula normale in una cellula neoplastica avviene attraverso varie tappe con accumulo di anomalie genetiche, funzionali e morfologiche. A questi vanno aggiunte le capacità di reazione dell’ospite, intese sia come meccanismi di difesa immunitaria sia come processi di riparazione dei danni sul DNA. In particolare, come si evince dalla tabella 1.3, uno scorretto stile di vita impatta fortemente sulla generazione dei tumori: la tabella 1.3 mostra la quota di tumori attribuibili ai vari fattori di rischio negli USA: il consumo di tabacco da solo è responsabile del 33% nelle neoplasie ed un altro 33% è legato a dieta, sovrappeso, abuso di alcool e inattività fisica.[2]

Fattore di rischio	Quota di tumori attribuibili a vari fattori di rischio	
	USA, 2012* %	Regno Unito, 2010** %
Tabacco	33	19
Dieta	5	19
Sovrappeso, obesità	20	5
Inattività fisica	5	1
Abuso di bevande alcoliche	3	4
Fattori occupazionali	5	4
Infezioni	8	3
Radiazioni ionizzanti e esposizione a raggi UV	2	5
Inquinamento ambientale	2	-

Tabella 1.3. Quota di tumori attribuiti ai diversi fattori di rischio. [2]

Gli andamenti di mortalità per i tumori presentano una diminuzione fra il 2015 e il 2021 per entrambi i sessi grazie agli avanzamenti in ambito terapeutico e diagnostico, portando a diagnosticare sempre più tumori in fase iniziale e quindi ancora di piccole dimensioni [4]. Dall’altra parte, però, si assiste ad un invecchiamento della popolazione che rende gli interventi chirurgici tradizionali spesso troppo

rischiosi a fronte di pazienti molto anziani o a causa di particolari condizioni mediche preesistenti. In questo contesto, la terapia ablativa sta prendendo sempre più piede in oncologia. Questa, inoltre, ha il vantaggio di richiedere tempi e costi di ricovero minori rispetto alla chirurgia tradizionale, aspetto da non sottovalutare considerando che in Italia i tumori costano ogni anno circa 20 miliardi di euro [5]. Tale trattamento consiste nel riscaldamento di tutta la massa tumorale in un range di temperatura che va dai 60°C ai 100°C, in modo da ottenere una coagulazione immediata del tessuto, evitando, però, di raggiungere temperature troppo elevate, in quanto sopraggiungono poi fenomeni di vaporizzazione e carbonizzazione. In quest'ottica, con i progressi nella chirurgia mini-invasiva, si affianca l'esigenza di avere sensori per il monitoraggio della temperatura di ridotte dimensioni: i sensori in fibra ottica basati su reticoli di Bragg potrebbero essere una soluzione ottimale.

Capitolo 2

Trattamenti tumorali mini-invasivi

Il gold standard di riferimento nella patologia oncologica è la chirurgia. Tuttavia, oggi, soprattutto per il tumore del fegato, del rene e del polmone, se trattati nella fase iniziale, si può ricorrere a interventi mini-invasivi con le tecniche ablativo garantendo una riduzione dei tempi di ospedalizzazione, un minor tasso di complicanze ed un risultato clinico simile a quello ottenuto tramite le tecniche tradizionali in determinati pazienti. Inoltre, queste hanno anche il vantaggio di risparmiare il parenchima circostante: aspetto molto importante soprattutto nel caso di carcinoma del rene. In medicina il termine *ablazione* indica la rimozione di una parte di tessuto biologico. In particolare, in oncologia le tecniche di ablazione termica mirano a distruggere, attraverso quindi un approccio il meno invasivo possibile, i tumori tramite un riscaldamento termico che non danneggi le strutture adiacenti vitali. Il trattamento ablativo può essere considerato come tecnicamente riuscito quando la zona di ablazione si sovrappone completamente con il tumore bersaglio, considerando anche un adeguato margine di sicurezza di tessuto sano che circonda la lesione per garantire anche l'eliminazione di focolai maligni microscopici residui o possibili micrometastasi. Tuttavia, la dimensione ideale di tale margine è ancora fonte di dibattiti, in quanto un margine troppo esteso può aumentare il rischio di complicanze.

Nelle tecniche termoablativo possono essere utilizzate diverse fonti di energia per fornire il calore necessario per indurre la necrosi coagulativa [6]:

- Energia elettromagnetica: sia sotto forma di correnti a radiofrequenza (**RFA**), sia di microonde (**MWA**);
- Energia acustica: mediante l'uso di ultrasuoni focalizzati ad alta potenza (**HIFU**);
- Energia laser (**LA**);

I trattamenti tumorali mini-invasivi comprendono anche la possibilità di eliminare la lesione tumorale ricorrendo non al riscaldamento ma al raffreddamento termico. Questa tecnica è detta crioterapia.

2.1 RFA: Ablazione a radiofrequenza

Tale tecnologia prevede l'utilizzo di una corrente alternata ad elevata frequenza (500 kHz circa) in maniera tale da modificare l'orientamento degli ioni all'interno del tessuto, in quanto questi tentano di seguire il cambiamento della direzione della corrente alternata, e con il loro movimento generare così un riscaldamento. Il trattamento di ablazione RFA produce temperature tissutali locali tali da innescare il fenomeno di necrosi coagulativa del tessuto tumorale: solo il tessuto attraverso il quale passa direttamente la corrente elettrica a radiofrequenza viene riscaldato e tale riscaldamento può essere protratto fino al raggiungimento della temperatura citotossica. Parametri da controllare in questa tecnica sono: la densità di potenza della radiofrequenza, in quanto è correlata alle dimensioni finali della regione di necrosi e la distanza dell'elettrodo con il tessuto, poiché influisce notevolmente sulla temperatura.

Inoltre, la temperatura è correlata anche alla circolazione sanguigna in una determinata area: in particolare l'occlusione dell'afflusso aumenta le dimensioni della zona di necrosi coagulativa e quindi aumenta anche la probabilità di completa eliminazione delle cellule tumorali, in quanto vi è un minor effetto di raffreddamento.[6]

La figura 2.1 mostra un paziente sottoposto ad ablazione a radiofrequenza (RF) di un tumore maligno al fegato. Viene inserito un elettrodo ad ago per RF multiplo nella zona interessata, attorno al quale si crea una zona relativamente uniforme di calore conduttivo all'interno dei primi millimetri di interfaccia elettrodo-tessuto e se l'impedenza del tessuto è sufficientemente bassa, il tessuto ablatato si estende fino a indurre una necrosi coagulativa completa di tutto il tumore. L'elettrodo ad ago per RF e gli elettrodi di messa a terra del paziente sono collegati a un generatore di segnale a radiofrequenza. Dal punto di vista procedurale, infatti, la tecnica RFA usa generalmente una coppia di elettrodi: un elettrodo attivo, ad ago o in generale con una piccola superficie, posto sulla zona bersaglio, e un elettrodo dispersivo più grande per chiudere il circuito elettrico, anche se può essere condotta anche l'ablazione bipolare con due elettrodi attivi. Nella parte inferiore della medesima figura, invece, si evidenzia l'agitazione ionica che provoca il riscaldamento per attrito nel tessuto. Il generatore a radiofrequenza, durante il passaggio di energia, può rilevare l'impedenza elettrica del tessuto: la disidratazione tissutale determina un aumento dell'impedenza e quando il tessuto è completamente necrotizzato l'erogazione di energia diminuisce progressivamente. Questo fenomeno è chiamato *roll-off* ed indica il termine dell'ablazione a radiofrequenza.[7]

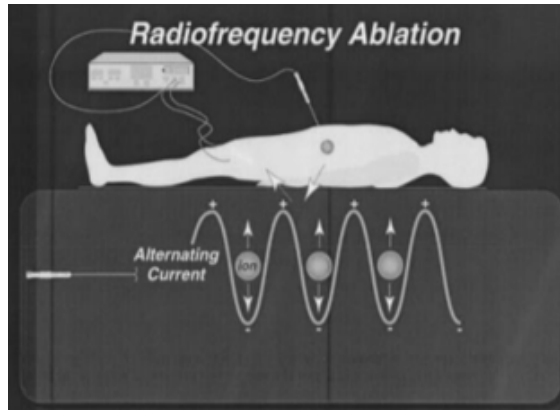


Figura 2.1. Esempio di applicazione di ablazione a RFA. [7]

2.2 MWA: Ablazione a microonde

Nello spettro elettromagnetico, le microonde si collocano tra i raggi infrarossi e le onde radio, con frequenze comprese tra 300 MHz e 2450 GHz. La generazione del calore avviene per assorbimento e dissipazione di energia del campo magnetico. A livello atomico o molecolare vi è la formazione di dipoli elettrici i quali, in presenza di un campo alternato, ruotano in continuo, determinando la conversione di una parte dell'energia del campo applicato in calore.[9]

La strumentazione solitamente utilizzata è costituita da tre principali componenti, come illustrato nella figura 2.2:



Figura 2.2. Strumentazione utilizzata nell'ablazione a microonde.

1. Generatore di Microonde: ha il compito di produrre energia;
2. Cavo flessibile: trasmette l'energia all' antenna;
3. Antenna: veicola l'energia trasmessa dal cavo e la porta direttamente a livello tissutale.

I vantaggi nell'utilizzo delle microonde sono:

- assicurare un riscaldamento del tessuto più rapido e questo ha importanti ricadute dal punto di vista clinico in quanto la durata del trattamento termoablattivo si riduce, ottenendo così un minor dolore del paziente;
- zona di ablazione con una delimitazione migliore;
- aree di necrosi delle cellule tumorali più uniformi ed omogenee;
- effetto dissipatore meno evidente.

Inoltre, la tecnica MWA può essere eseguita anche con più antenne: quando le microonde sono sincrone, si verifica interferenza costruttiva e ciò comporta una maggiore deposizione di energia, consentendo così una zona di ablazione più ampia, ponendo particolare attenzione però sul posizionamento delle antenne nel tessuto [11]. Le prove sperimentali descritte a conclusione di questo lavoro di tesi hanno riguardato il monitoraggio del riscaldamento indotto tramite sorgenti sincrone a microonde (vedi Capitolo 8).

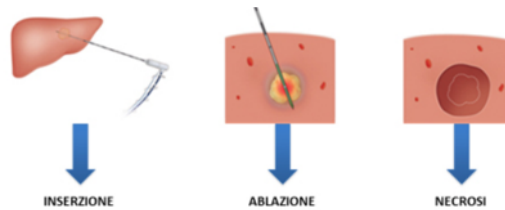


Figura 2.3. Step della tecnica MWA.

2.3 HIFU: Ultrasuoni focalizzati ad alta intensità

Gli ultrasuoni focalizzati ad alta intensità si riferiscono alle vibrazioni meccaniche aventi frequenze superiori a quelle che può percepire l'udito umano (16 kHz ÷ 20 kHz). Esse sono generalmente generate tramite un cristallo piezoelettrico e sono focalizzati per mezzo di una lente acustica. Essi vengono generati applicando una tensione alternata ai capi di un materiale piezoelettrico. Questi materiali oscillano alla stessa frequenza della corrente alternata generando onde ultrasoniche che si propagano attraverso i tessuti provocando cicli alternati di compressione e rarefazione. Come avviene durante la propagazione di un'onda acustica, una parte viene convertita in calore e quando si raggiunge una temperatura locale sufficiente, il tessuto viene coagulato termicamente. I due meccanismi predominanti del danno

tissutale quindi sono: la conversione dell'energia meccanica in calore e la cavitazione inerziale, che si verifica per l'alternanza dei cicli di compressione e rarefazione. Gli effetti biologici degli ultrasuoni sono la conseguenza di questi fenomeni termici e meccanici. La tecnica HIFU è una procedura ad alta precisione: gli ultrasuoni vengono messi a fuoco su un volume predeterminato ben definito, depositando energia molto alta nel punto focale e generando così un picco di temperatura che determina la necrosi nella sola regione di interesse senza danni ai tessuti circostanti. Il volume di ablazione è piccolo dopo una singola esposizione e varia a seconda delle caratteristiche del trasduttore: a tal proposito si può concentrare il fuoco in più punti così da ottenere l'ablazione su un volume più grande. La tecnica è guidata attraverso tecniche di imaging in modo da permettere il puntamento preciso del bersaglio prima di applicare il trattamento: quando tali immagini vengono acquisite tramite RM si parla, infatti, di *Magnetic Resonance-guided Focused Ultrasound*. La procedura HIFU viene utilizzata per la cura dei tumori in differenti distretti corporei quali seno, cervello, fegato, ossa e trova largo impiego nella termo-ablazione del carcinoma prostatico.[6]

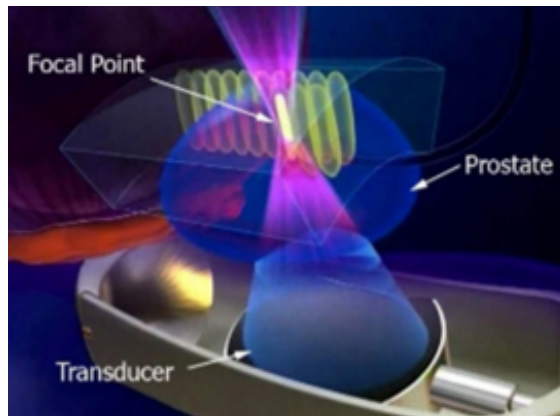


Figura 2.4. Esempio di trattamento con ultrasuoni. [12]

2.4 LA: Ablazione laser

L'ablazione laser (LA) viene eseguita utilizzando una radiazione laser trasportata all'interno del tessuto per mezzo di una fibra ottica flessibile avente piccolo diametro (0.2 mm ÷ 0.8 mm). In particolare le fibre ottiche vengono posizionate all'interno della regione da ablate attraverso il lume di aghi molto sottili inseriti per via percutanea. Attualmente la LA trova largo impiego nel trattamento dei noduli benigni della tiroide e delle lesioni tumorali del fegato. L'interazione laser-tessuto può essere descritta da tre fenomeni: dispersione, riflessione e assorbimento.

L'effetto riscaldante è ottenuto grazie al fenomeno dell'assorbimento: la maggior parte della luce assorbita, infatti, è convertita in calore provocando cambiamenti nelle proprietà ottiche del tessuto. La generazione di calore nel tessuto è influenzata da una serie di fattori: la lunghezza d'onda della luce laser, le impostazioni del laser (la potenza e il tempo di trattamento), le proprietà fisiche del tessuto e le caratteristiche di emissione dell'applicatore ottico.

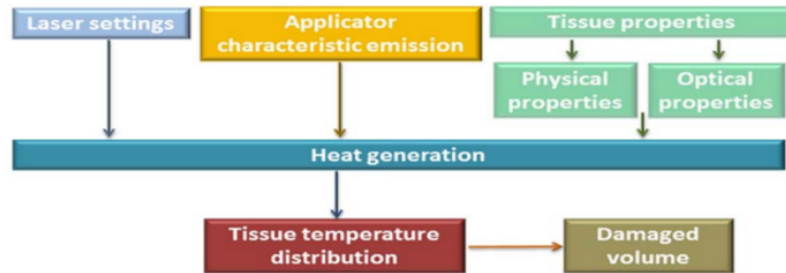


Figura 2.5. Rappresentazione schematica dei fattori che influenzano il volume del tessuto ablatato.

In particolare, un parametro molto importante utilizzato per descrivere come la luce laser viene assorbita dal tessuto è la lunghezza di assorbimento, definita come la profondità del tessuto necessaria per assorbire il 63% della luce incidente. La lunghezza di assorbimento è specifica per i diversi tipi di laser ed è anche correlata alle caratteristiche ottiche del tumore e del tessuto sano circostante: la scelta delle impostazioni del laser dipende dagli effetti specifici desiderati durante la procedura. L'ablazione laser può essere eseguita in modalità continua o in modalità pulsata dove l'energia laser ad alta potenza viene emessa in modo intermittente. Le applicazioni di termoterapia laser avvengono all'interno di un intervallo di lunghezza d'onda, detta 'finestra terapeutica', nelle quali la luce ha una buona penetrazione nei tessuti. Di conseguenza, molti laser differenti sono stati usati per ablatare i tumori, al fine di ottenere effetti differenti. La luce prodotta da un laser Nd:YAG con lunghezza d'onda di 1064 nm rappresenta un compromesso ideale per ottenere una sicura penetrazione in profondità, inversamente proporzionale alla frequenza dell'onda, e un sufficiente assorbimento tissutale, dipendente dalle proprietà ottiche del tessuto [13].

Il vantaggio di usare la luce laser per la termoterapia, rispetto agli altri metodi, risiede nell'abilità che questa ha di applicare una quantità precisa di energia in una regione ben definita. È possibile, infatti, indurre lesioni di dimensioni riproducibili. Come per le altre tecnologie ablative, la necrosi irreversibile dei tessuti irradiati da energia laser avviene grazie alla combinazione dell'aumento di temperatura prodotto localmente ed il tempo di esposizione: la morte cellulare avviene in pochi secondi per temperature che superano i 60 °C, mentre per temperature inferiori

sono necessari tempi di esposizione più lunghi. La tabella 2.1 riporta in dettaglio gli effetti della temperatura sui tessuti.

Temperatura	Effetto biologico sui tessuti	Tempo di esposizione
>300 °C	fusione	< 1 secondo
>100 °C	carbonizzazione	< 1 secondo
100 °C	formazione di bolle di vapore, rotture meccaniche	secondi
60 °C	denaturazione proteine, coagulazione del tessuto	minuti/secondi
>50 °C	riduzione attività enzimatica, disattivazione meccanismi di riparazione cellulare	minuti
42 °C - 50 °C	ipertermia, distruzione legami	ore/minuti

Tabella 2.1. Effetti biologici della temperatura sul tessuto e tempo di esposizione.

Per l'ottimizzazione delle impostazioni laser applicate durante il trattamento, dopo la localizzazione del tumore e l'identificazione delle sue caratteristiche (geometria, contorni, istologia), risulta essere molto importante conoscere in tempo reale la temperatura del tessuto. Fondamentale perciò è la termometria, discussa nel capitolo successivo.

2.5 Crioablazione

Si tratta di un trattamento localizzato per distruggere le cellule tumorali mediante congelamento alternato a disgelo. La crioablazione viene eseguita inserendo delle criosonde nel tumore sotto guida di imaging e attraverso queste vengono immessi alternativamente due tipi di gas: nella fase di congelamento l'argon mentre nella fase di disgelo l'elio. Ciascuna criosonda può congelare fino a 3 cm di tessuto ed è possibile durante l'intervento inserire più criosonde in modo tale da poter congelare masse di oltre 10 cm [14]; inoltre, nella maggior parte dei casi viene effettuata una doppia procedura di congelamento e di disgelo. La crioablazione provoca danno cellulare, morte e necrosi dei tessuti mediante meccanismi diretti, che causano danni alle cellule indotti dal freddo, e meccanismi indiretti, che causano cambiamenti nel microambiente cellulare e compromettono la vitalità del tessuto.[15]

Il danno cellulare, sia diretto che indiretto, può essere influenzato da quattro fattori:

1. Velocità di raffreddamento;
2. Velocità di scongelamento;
3. Temperatura target;
4. Tempo nel quale la temperatura target è applicata.

I vantaggi principali della crioablazione rispetto ad altre tecniche di ablazione termica è la capacità di monitorare la zona di ablazione durante la procedura in tempo reale, permettendo così avere una maggior precisione nel trattamento della lesione e una bassa percezione del dolore da parte del paziente durante l'intervento.

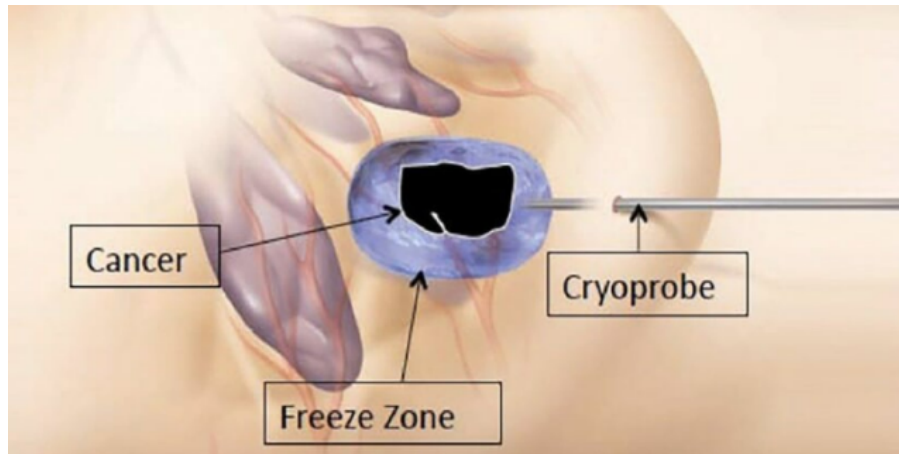


Figura 2.6. Esempio di crioablazione di un tumore al seno.

Capitolo 3

Monitoraggio della temperatura

La caratteristica comune di tutti questi approcci appena descritti è di eseguire il trattamento erogando energia nella sola zona di interesse. La dimensione e la forma del tessuto danneggiato dal calore dipendono sia dalla distribuzione della temperatura all'interno dell'organo che dal tempo di esposizione. Dal momento che i trattamenti ablativi possono essere definiti efficaci quando tutta la lesione tumorale è stata necrotizzata, più eventualmente un margine di sicurezza per evitare la comparsa di metastasi, il monitoraggio della temperatura in tempo reale può essere utile a migliorare i risultati clinici. Per tale motivo, ove possibile, si ricorre a sensori di temperatura.

Le tecniche termometriche utilizzate durante le procedure di ablazione, sia in ambito clinico che di ricerca, possono essere divise in due categorie: tecniche invasive e tecniche non invasive. Tra le tecniche non invasive, le più promettenti sono risonanza magnetica (RM), tomografia computerizzata (TC) e tecnica ultrasonografica (US). Tra le tecniche termometriche invasive, invece, i trasduttori maggiormente utilizzati sono termistori, termocoppie e sensori in fibra ottica.

3.1 Tecniche non invasive

Sono tecniche *contactless*, basate su immagine mediche. I principali vantaggi di queste tecniche non invasive sono legati alla non invasività e alla possibilità di ottenere una distribuzione tridimensionale della temperatura. I principali svantaggi invece sono: per quanto riguarda la risonanza magnetica, questi sono correlati al costo della scansione, all'allungamento dei tempi della procedura ed alla compatibilità con gli altri dispositivi; mentre per la TC il principale svantaggio è correlato all'uso delle radiazioni ionizzanti, seppur presenti una risoluzione spaziale migliore.

La tecnica ultrasonografica, invece, presenta una minor risoluzione spaziale e non risulta essere promettente quando il range di temperatura di utilizzo supera i $50^{\circ}C$. Un altro limite di queste tecniche *contactless* consiste nel fatto che la sensibilità termica dipende dalla natura del tessuto.

3.2 Tecniche invasive

- **TERMISTORI**

Un termistore è un dispositivo la cui resistenza dipende dalla temperatura. Esistono due tipi di termistori a seconda che la resistenza aumenti o diminuisca con l'aumentare della temperatura: nel primo caso si parla di termistore PTC ed ha quindi il coefficiente di temperatura positivo, mentre nel secondo si parla di termistore NTC, con coefficiente di temperatura negativo. Quest'ultimo tipo è il più utilizzato.

- **TERMOCOPPIE**

La termocoppia è un trasduttore di temperatura il cui funzionamento è basato sull'effetto Seebeck. Ogni termocoppia è formata da due fili di metallo differente che vengono uniti insieme in un punto, chiamato giunto caldo, dove viene misurata la temperatura. L'altra estremità invece, cioè quella formata dai fili liberi, è collegata ad un corpo la cui temperatura è nota ed è chiamata giunto freddo. La differenza di temperatura tra i due giunti crea una tensione all'interno del circuito proporzionale alla differenza di temperatura tra i due giunti [17].

Sono sensori utilizzati in diversi contesti, in quanto poco costosi, con buone proprietà meccaniche e buona stabilità e ripetibilità. Tuttavia, per quanto riguarda la loro applicabilità nei trattamenti termo-ablativi, potrebbero esserci errori di misurazione dovuti al forte assorbimento di luce dei fili della termocoppia e all'elevata conduttività termica: può verificarsi quindi una sovrastima della misura della temperatura a causa dell'assorbimento ed un errore di misurazione a causa dell'elevata conducibilità. Inoltre, i fili metallici possono essere causa di artefatti durante risonanza magnetica o TC.

- **SENSORI IN FIBRA OTTICA**

I sensori in fibra ottica stanno prendendo piede in diverse applicazioni ed anche in questo campo: offrono infatti diversi vantaggi, quali le dimensioni ridotte, l'elevata sensibilità, l'immunità all'interferenza magnetica, le ridotte perdite di segnale su lunghe distanze e la capacità di progettare sistemi di rilevamento multiplexati o distribuiti. Inoltre, sono in grado di sopportare alte temperature e ambienti corrosivi. I sensori in fibra ottica possono essere intrinseci o estrinseci. I primi utilizzano la fibra ottica stessa come elemento di rilevamento, mentre nei secondi si utilizza la fibra ottica per trasmettere informazioni

sulla luce da un sensore remoto ai processori elettronici: l'elemento sensibile perciò è il trasduttore che rileva le variazioni delle grandezze di interesse. Sulla base delle diverse caratteristiche della luce come lunghezza d'onda, intensità, fase o stato di polarizzazione è possibile ottenere informazioni su diverse grandezze fisiche che insistono direttamente o indirettamente sulla fibra ottica o che caratterizzano l'ambiente circostante. A tal proposito un'ulteriore classificazione di tali sensori può essere fatta in base alle grandezze che devono misurare: sensori fisici per il monitoraggio di temperatura, deformazione o pressione, e biochimici per composti organici volatili, proteine o biomarcatori. Esistono diversi tipi di sensori di temperatura in fibra ottica, basati su diverse tecnologie [18] [19] [20] [21]:

- *Sensori distribuiti*: utilizzano una fibra monomodale standard come sensore. La decodifica viene eseguita nel dominio del tempo o della frequenza, misurando il pattern di retrodiffusione di Rayleigh. Questi sensori presentano un'accuratezza spaziale inferiore al millimetro ma necessitano di un interrogatore molto costoso.
- *Sensori a fosforescenza*: sono incorporati nelle fibre ottiche e si basano sulla misurazione del tempo di decadimento della fluorescenza, indotta in un materiale fluorescente. In particolare, viene eccitato l'elemento sensibile da una sorgente luminosa e dopo questo stimolo il segnale fluorescente decade con un pattern esponenziale e viene misurato quindi il tempo di decadimento da un fotorilevatore ad alta velocità. Poiché la costante di tempo di tale pattern dipende dalla temperatura la si può misurare in maniera indiretta. I sensori hanno risposte rapide in quanto il tempo di decadimento è dell'ordine di microsecondi.
- *Sensori a reticolo di Bragg (FBG)*: sono dei filtri selettivi in lunghezza d'onda che riflettono uno spettro ristretto attorno alla lunghezza d'onda di picco, chiamata lunghezza d'onda di Bragg, mentre sono trasparenti a tutte le altre lunghezze d'onda. Attraverso la misura della lunghezza d'onda di Bragg si stima la temperatura. Questa tecnologia permette anche di distribuire più FBG in una stessa fibra ottica, ciascuno con una lunghezza d'onda centrale diversa, in modo tale da ottenere più sensori in miniatura sulla stessa fibra, amplificando la capacità di rilevamento.

In questo lavoro di tesi si sono utilizzati i sensori in fibra ottica, in particolare i reticoli di Bragg (FBG). Questa scelta è correlata ai diversi vantaggi che essi offrono rispetto alle altre tecniche termometriche elencate.

In particolare:

1. offrono la possibilità di misurare la temperatura nel tessuto in più punti inserendo una sola fibra ottica;

2. consentono misurazioni rapide e accurate;
3. sono incorporati nella fibra ottica, permettendo quindi un piccolo ingombro;
4. sono compatibili con la risonanza magnetica;
5. hanno una bassa conducibilità termica che evita il problema del sovrastimare la temperatura.

Capitolo 4

Fibra ottica

La fibra ottica, nella scienza e tecnologia dei materiali, indica un materiale costituito da filamenti vetrosi o polimerici, realizzati in modo da poter condurre al loro interno la luce, trovando importanti applicazioni in telecomunicazioni, diagnostica medica e illuminotecnica.

STRUTTURA

Ogni fibra ottica è composta da due strati concentrici di materiale trasparente estremamente puro: un nucleo cilindrico centrale, o **core**, e un mantello, o **cladding**, attorno ad esso. I due strati sono realizzati con indice di rifrazione leggermente diverso: il cladding deve avere un indice di rifrazione minore rispetto al nucleo. In particolare, nelle fibre ottiche di comune utilizzo, valori tipici per gli indici di rifrazione sono 1,475 per il cladding e 1,5 per il core [21]. È presente, inoltre, una guaina protettiva polimerica al fine di proteggere la fibra da agenti esterni e di irrobustirla meccanicamente.

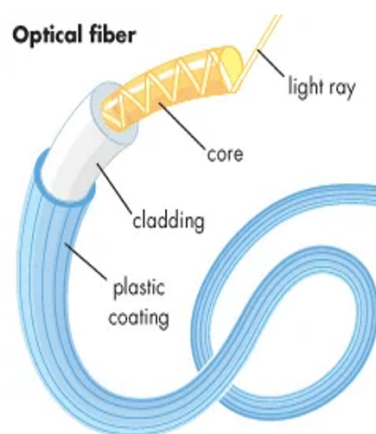


Figura 4.1. Struttura fibra ottica.

FUNZIONAMENTO

Le fibre ottiche sono classificate come guide d'onda dielettriche: queste permettono di convogliare e guidare al loro interno la luce con perdite estremamente limitate. Quando si parla di perdite nelle fibre ottiche si fa riferimento alla dispersione, che comporta una deformazione degli impulsi ottici che si propagano nella fibra, ed all'attenuazione, cioè alla riduzione di potenza. Il funzionamento, con alcune semplificazioni, è basato sul fenomeno di riflessione totale. Un raggio luminoso che incide su una superficie di interfaccia tra due mezzi di indici diversi ($n_1 > n_2$) viene in parte riflesso e in parte rifratto, secondo la legge di Snell:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2 \quad (4.1)$$

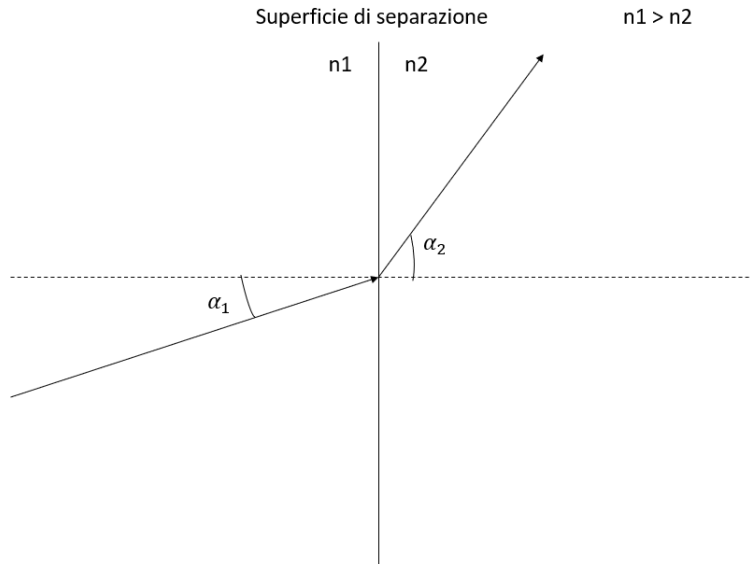


Figura 4.2. Rifrazione di un raggio luminoso che incide su una superficie di interfaccia.

dove α_1 è l'angolo di incidenza del raggio rispetto la normale alla superficie di separazione e α_2 è l'angolo che il raggio rifratto forma con la stessa normale nel secondo mezzo. Poichè $n_2 < n_1$, α_2 tende ad aumentare al crescere di α_1 sino a quando si arriva alla condizione per cui si ha $\alpha_2 = 90^\circ$, ovvero non è presente il raggio rifratto. In quest'ultima situazione si è in presenza del fenomeno di riflessione totale, non vi è rifrazione e l'angolo di incidenza viene indicato come angolo critico o limite ed è pari a:

$$\alpha_L = \arcsin \frac{n_2}{n_1} \quad (4.2)$$

Nelle fibre avviene quindi un fenomeno di riflessione totale interna, per cui la discontinuità dell'indice di rifrazione tra i materiali del nucleo e del mantello intrappola la radiazione luminosa se il fascio incide con un angolo superiore all'angolo critico; se invece l'angolazione è inferiore all'angolo limite, questo viene rifratto nel mantello e quindi perso.[22]

Affinché il generico raggio incida sempre con angolo superiore al valore critico, è necessario che esso venga introdotto ad una estremità ottica entro un certo angolo di accettazione della fibra, pari a:

$$\theta = \sqrt{\frac{n_2^2 - n_1^2}{n_0^2}} \quad (4.3)$$

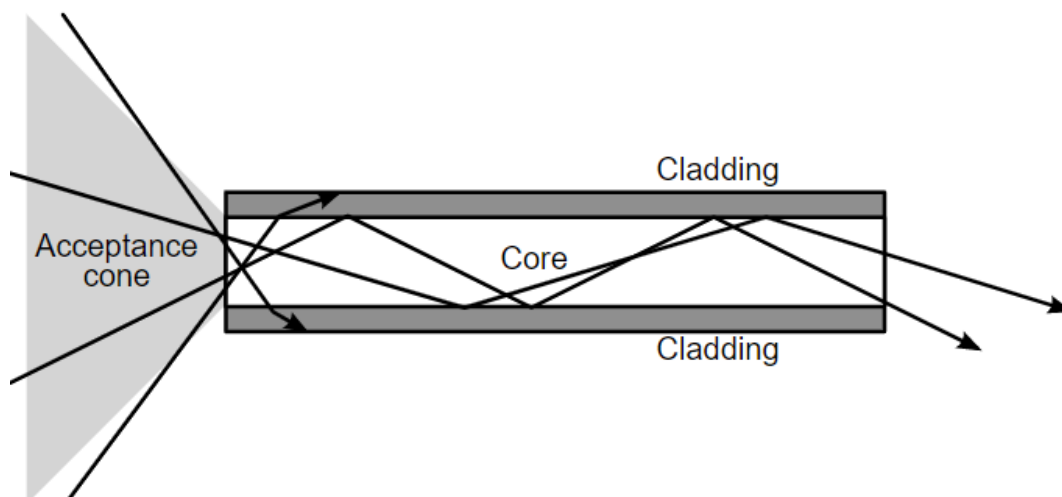


Figura 4.3. Angolazione del raggio luminoso incidente.[21]

TIPOLOGIE

Il segnale, all'interno di una fibra ottica, può propagarsi in modo rettilineo oppure essere riflesso un numero molto elevato di volte. Sulla base di questa differenza, si può distinguere tra fibre monomodali e fibre multimodali.[22]

- **Fibre monomodali:** Il core presenta un diametro molto ridotto, di circa 4-10 μm , e il diametro del cladding è in genere di 125 μm . Il termine "monomodale" deriva dal fatto che il raggio all'interno si propaga in un unico modo perché è costretto, dal diametro molto piccolo del core, a propagarsi quasi parallelamente all'asse della fibra. Il modo di propagazione rettilineo, evidenziato in figura 4.4, si dice di ordine zero. Per quantificare quanto debba essere piccolo il diametro d del core, si fa uso della seguente

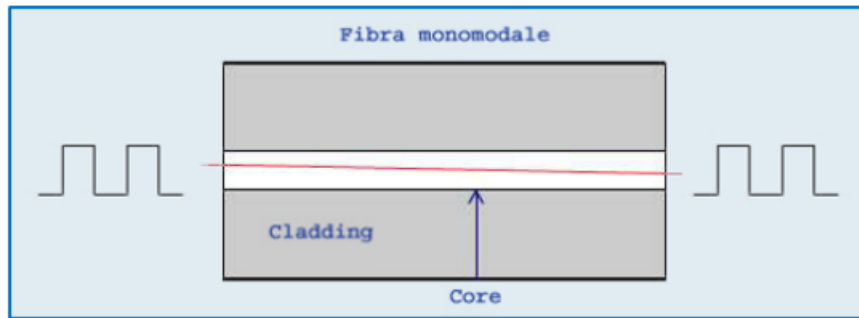


Figura 4.4. Modo di propagazione rettilineo di una fibra monomodale. [22]

relazione:

$$d = \frac{0.76\lambda}{NA} \quad (4.4)$$

dove λ è la lunghezza d'onda della radiazione utilizzata, mentre NA è l'apertura numerica ed è pari a:

$$NA = \sqrt{n_2^2 - n_1^2} \quad (4.5)$$

Viene illustrato nella figura 4.5 la sezione e il profilo dell'indice di rifrazione di una fibra monomodale.

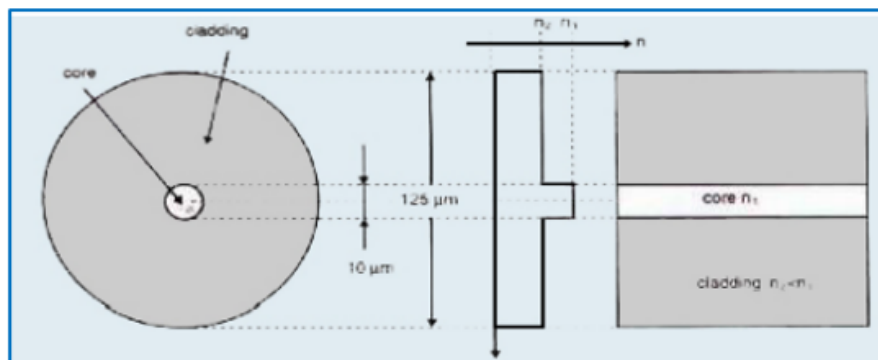


Figura 4.5. Sezione di una fibra monomodale e profilo dell'indice di rifrazione. [22]

- **Fibre multimodali:** presentano un core di dimensioni maggiore rispetto a quello delle fibre monomodali, consentendo così la propagazione di più modi.

Le fibre multimodali possono essere divise ulteriormente in:

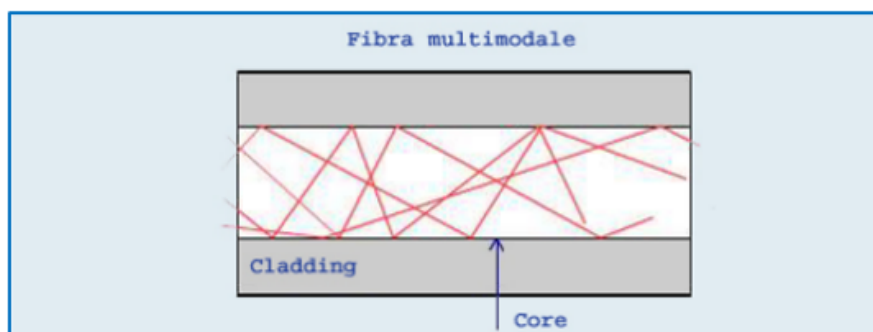


Figura 4.6. Modo di propagazione di una fibra multimodale.[22]

- fibre *step index*: l'indice di rifrazione è costante lungo tutta la sezione del core e decresce bruscamente nel cladding;
- fibre *graded index*: l'indice di rifrazione decresce gradualmente dal centro del core fino alla regione di separazione tra core e cladding.

In figura 4.7 si illustrano le differenze tra le diverse tipologie di fibre ottiche:

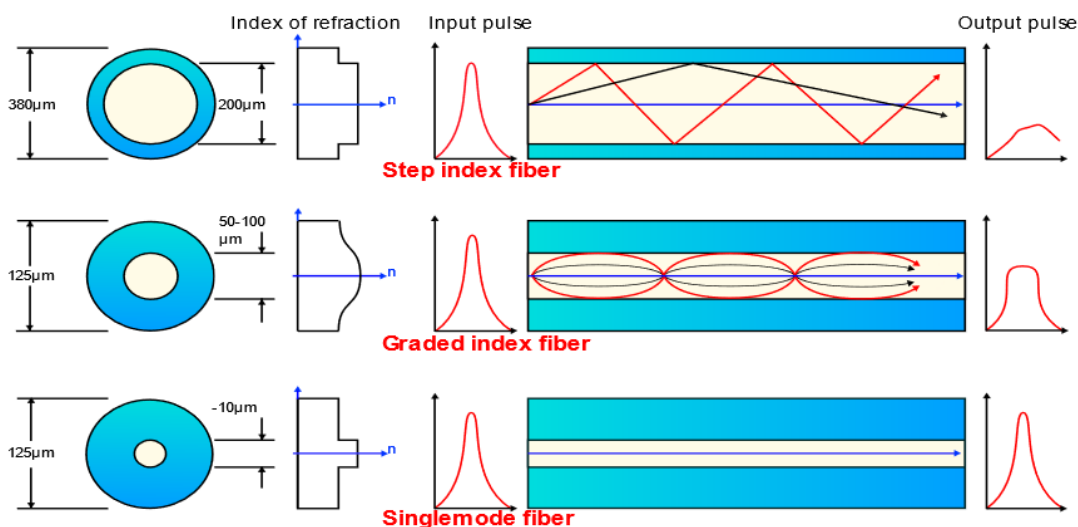


Figura 4.7. Confronto tra fibre step index, fibre graded index e fibre monomodali. [21]

Capitolo 5

Reticoli in fibra di Bragg (FBG)

I reticoli di Bragg (**FBG**), inscritti in fibre ottiche monomodali, tipicamente in vetro di silice, vengono realizzati mediante un'opportuna modulazione locale dell'indice di rifrazione del core di una fibra ottica.

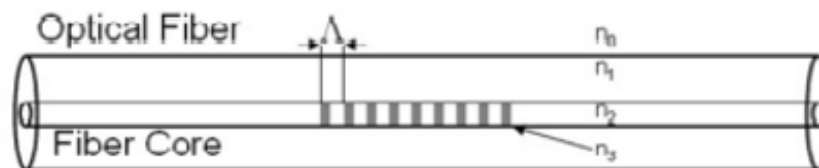


Figura 5.1. Struttura dei reticoli in fibra di Bragg.

Il tratto di fibra ottica modificato ha la funzione di filtro: permette cioè di selezionare delle particolari lunghezze d'onda. La luce viaggiando attraverso la fibra ottica viene in parte riflessa in corrispondenza di ogni piccola variazione dell'indice di rifrazione, in modo tale che per un piccolo range di lunghezze d'onda, i raggi luminosi riflessi agiscano costruttivamente percorrendo a ritroso la fibra ottica. La riflessione massima avviene per la lunghezza d'onda chiamata lunghezza d'onda di Bragg, λ_B , ricavabile attraverso l'equazione fondamentale di Bragg che la relaciona alla periodicità spaziale del reticolo (Λ) e all'indice di rifrazione effettivo (n_{eff}):

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

Tale equazione implica che la lunghezza d'onda di Bragg subisca una variazione ad ogni alterazione delle proprietà fisiche o meccaniche del reticolo. Questo è dovuto

al fatto che i parametri n_{eff} e Λ presentano una dipendenza dalla temperatura e dalla deformazione, comportando di conseguenza una variazione della lunghezza d'onda del componente riflesso in funzione della temperatura e/o della deformazione. Per tale motivo, i reticoli di Bragg trovano applicazione nella sensoristica, in quanto monitorando lo spostamento della lunghezza d'onda si possono monitorare le variazioni di queste grandezze. Ad esempio, quando la fibra viene tirata o compressa, la FBG misurerà delle deformazioni poiché la deformazione della fibra ottica provoca il cambiamento del periodo della microstruttura e, di conseguenza, della lunghezza d'onda di Bragg. A causa dell'effetto fotoelastico, si ha anche un certo contributo della variazione dell'indice di rifrazione. Per quanto riguarda la temperatura, invece, il contributo principale al cambiamento della lunghezza d'onda è la variazione dell'indice di rifrazione della silice, indotta dall'effetto termo-ottico; anche la dilatazione termica altera la periodicità spaziale, effetto però che si può considerare marginale dato il basso coefficiente termico della silice.[23]

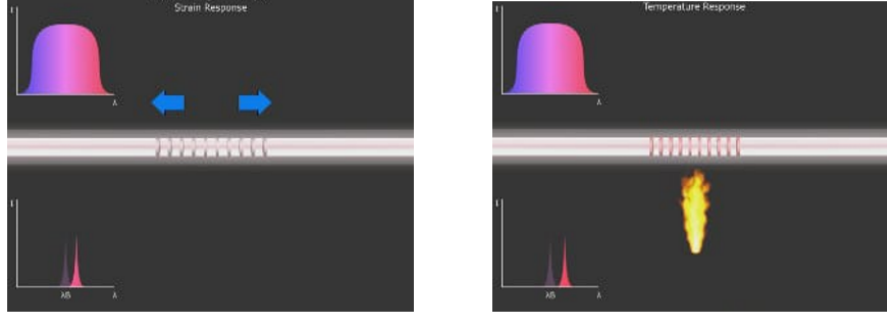


Figura 5.2. Variazione della lunghezza d'onda di Bragg a seguito di uno stress meccanico e di una variazione di temperatura.[23]

La variazione infinitesima della lunghezza d'onda di Bragg con la deformazione e la temperatura può essere ricavata derivando l'espressione della lunghezza d'onda:

$$d\lambda_B = \left[\frac{\delta}{\delta\epsilon} 2n_{\text{eff}}\Lambda \right] d\epsilon + \left[\frac{\delta}{\delta T} 2n_{\text{eff}}\Lambda \right] dT = \left[2n_{\text{eff}} \frac{\delta\Lambda}{\delta\epsilon} + 2\Lambda \frac{\delta n_{\text{eff}}}{\delta\epsilon} \right] d\epsilon + \left[2n_{\text{eff}} \frac{\delta\Lambda}{\delta T} + 2\Lambda \frac{\delta n_{\text{eff}}}{\delta T} \right] dT \quad (5.2)$$

Esprimendola come variazione relativa della lunghezza d'onda di Bragg, si divide per λ_B , ottenendo:

$$\frac{d\lambda_B}{\lambda_B} = \left[\frac{1}{\Lambda} \frac{\delta\Lambda}{\delta\epsilon} + \frac{1}{n_{\text{eff}}} \frac{\delta n_{\text{eff}}}{\delta\epsilon} \right] d\epsilon + \left[\frac{1}{\Lambda} \frac{\delta\Lambda}{\delta T} + \frac{1}{n_{\text{eff}}} \frac{\delta n_{\text{eff}}}{\delta T} \right] dT \quad (5.3)$$

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

$$\Delta\lambda_B = k_\epsilon \epsilon + k_T T \quad (5.4)$$

dove:

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

Dalla relazione appena ricavata si evince come tali sensori siano sensibili sia ad uno stress meccanico che ad una variazione di temperatura: bisogna perciò porre attenzione sul discriminare i due diversi contributi per evitare un errore di misura della grandezza interessata, a seguito dell'influenza dell'altro contributo.

In questo lavoro di tesi, si è cercato di rendere la fibra meno sensibile possibile allo strain così da studiare esclusivamente la variazione della lunghezza d'onda a causa di una variazione di temperatura.

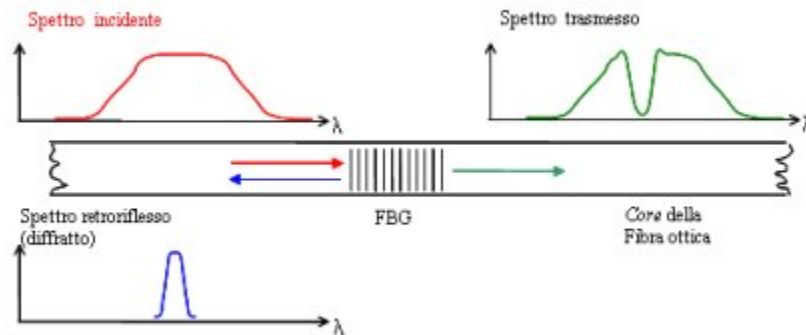


Figura 5.3. Principo di funzionamento FBG.

5.1 Fabbricazione

I reticoli di Bragg sono fabbricati con tecniche che rientrano in due categorie:

1. tecniche olografiche: si divide in due un singolo raggio UV in ingresso, interferendo con la fibra e generando così il pattern desiderato;
2. tecniche non interferometriche: sono basate sull'esposizione periodica di una fibra a sorgenti pulsate.

- **BULK INTERFEROMETRY**

L'interferometro fa parte dell'olografia standard. In particolare, il raggio UV in input viene diviso in due per incontrarsi di nuovo per formare un modello di

interferenza sulla fibra da inscrivere, grazie alla presenza di due specchi UV. La lunghezza d'onda di Bragg è data da:

$$\lambda_B = \frac{n_{\text{eff}} \lambda_{\text{uv}}}{n_{\text{uv}} \sin \frac{\theta}{2}} \quad (5.5)$$

Dove n_{eff} è l'indice di rifrazione della fibra, λ_{uv} è la lunghezza d'onda della radiazione di scrittura, n_{uv} è l'indice di rifrazione della silice nell'UV e θ è l'angolo reciproco dei due raggi UV.

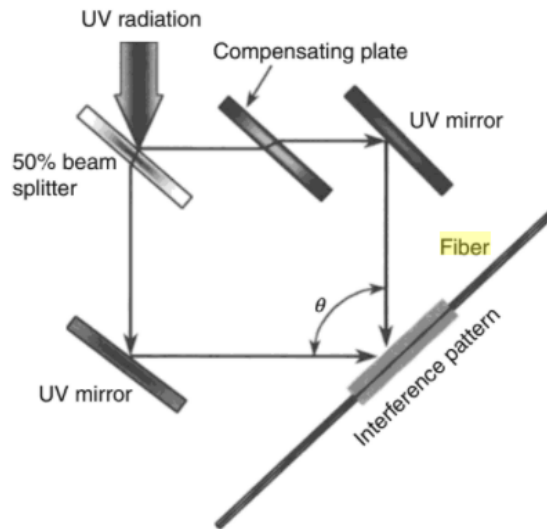


Figura 5.4. Bulk Interferometry.

- *PHASE-MASK*

La *phase mask* è un elemento ottico diffrattivo che modula spazialmente il fascio UV, utilizzata come divisore di raggio UV ad alta precisione in un interferometro per l'iscrizione di reticoli di fibre. Una *phase mask* è un wafer di silice fusa di diversi millimetri di spessore con una griglia binaria su una delle due superfici: la fibra ottica viene posta a contatto o in prossimità della *phase mask* e il periodo dell'FBG risultante è esattamente la metà del periodo del reticolo binario sulla *phase-mask*.

- *POINT-BY-POINT*

Vengono focalizzati impulsi laser nella fibra, che viene mossa lungo la direzione assiale a velocità costante, per indurre un cambiamento localizzato dell'indice di rifrazione. Solitamente vengono utilizzati impulsi luminosi ad alta energia e della durata dell'ordine di femtosecondi. In questo lavoro di tesi, i reticoli nelle fibre utilizzate sono stati iscritti con questa tecnica.

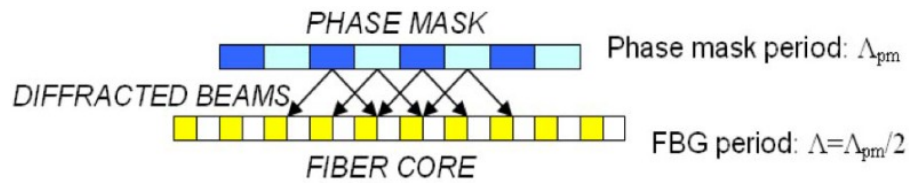


Figura 5.5. Phase-mask.

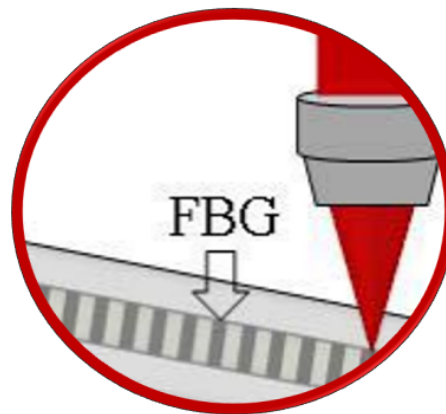


Figura 5.6. Point-by-point.

5.2 Tipologie

A seconda della periodicit  spaziale presente nel reticolo, esistono diverse tipologie di reticolo: [25]

1. **uniforme**: presenta una modulazione costante dell'indice di rifrazione e quindi permette la riflessione di una sola lunghezza d'onda luminosa, ottenendo cos  uno spettro di riflessione stretto e centrato in corrispondenza della lunghezza d'onda di Bragg;
2. **chirped**: presenta una modulazione non uniforme dell'indice di rifrazione. Vengono modificate sia la periodicit  spaziale sia l'indice di rifrazione del core, ottenendo cos  uno spettro di riflessione pi  ampio;
3. **tilted**: la variazione dell'indice di rifrazione   inclinata rispetto la normale alla fibra;
4. **superstructure**: la variazione dell'indice   distribuita in superstrutture lungo la fibra.

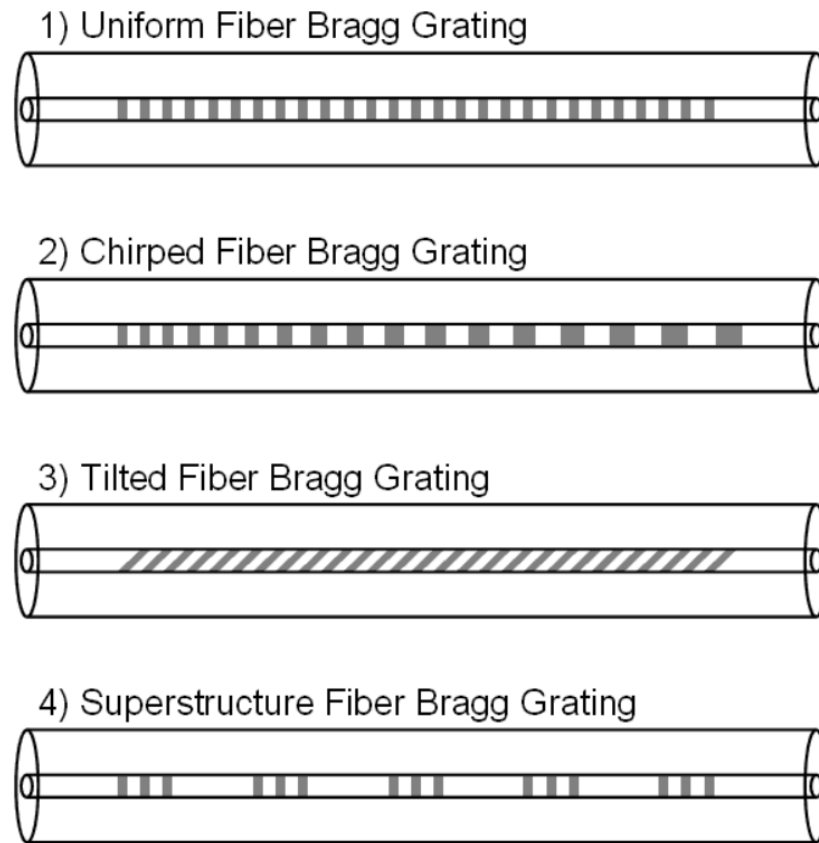


Figura 5.7. Tipologie FGB.

Inoltre, a seconda del diverso profilo dell'indice di rifrazione, i reticoli di Bragg possono essere *uniformi* o *apodizzati*. Con l'apodizzazione, in particolare, si ha un miglioramento sull'eliminazione dei lobi secondari. Il profilo dell'indice di rifrazione si può distinguere in:

1. *uniforme*: costante per ogni periodo, con offset positivo;
2. *gaussiana apodized*: ha una forma longitudinale gaussiana, con offset positivo;
3. *raised-cosine-apodized*: ha una forma longitudinale a coseno rialzato, con offset nullo;
4. *discrete phase shift*: le due metà della struttura sono in opposizione di fase, con offset positivo.

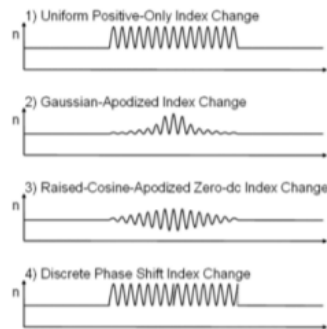


Figura 5.8. Profili dell'indice di rifrazione e offset.

5.3 Interrogatore Ottico

Per monitorare le variazioni di temperatura, bisogna prima rilevare le variazioni di lunghezza d'onda di Bragg. Gli interrogatori ottici sono gli strumenti che eseguono questa misura. Esistono diversi interrogatori ottici che sfruttano differenti tecnologie. In questo lavoro di tesi è stato utilizzato il Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies[®].

MICRON OPTICS HYPERION si155 di Luna Technologies[®]



Figura 5.9. Micron Optics HYPERION si155.

PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

Il Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies[®] è un interrogatore a laser sintonizzabile, cioè in grado di variare rapidamente la lunghezza d'onda di emissione. La sorgente a laser spazia sulla gamma spettrale da analizzare, incluso quindi il picco spettrale FBG: quando la lunghezza d'onda del laser coincide con la

lunghezza d'onda di Bragg, si ottiene un segnale riflesso che viene inviato dall'interrogatore ottico direttamente ad un rivelatore di intensità generalmente basato su fotodiode. La potenza ottica viene poi convertita in una tensione analogica grazie ad un amplificatore di transimpedenza ed infine viene trasformata in digitale. Si differenzia da altri interrogatori che utilizzano, invece, una sorgente a banda larga, solitamente un LED superluminescente, in quanto non necessita del filtro ottico a banda passante molto stretta. Rispetto a questi ultimi, presenta un rapporto segnale/rumore migliore [27].

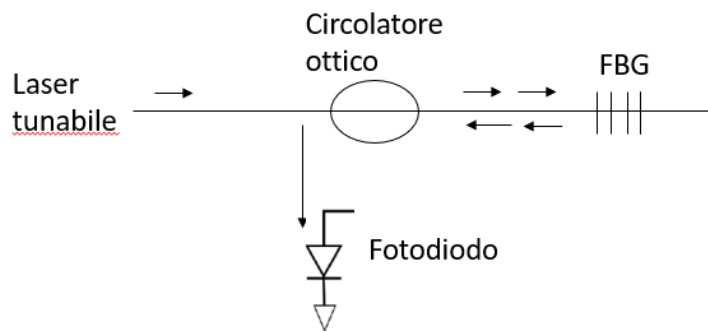


Figura 5.10. Principio di funzionamento.

SPECIFICHE TECNICHE

Di seguito vengono riportate le specifiche tecniche del Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies[®]: [28]

- Finestra di lettura: 1500 nm – 1600 nm;
- Risoluzione: 10 pm;
- Frequenza di acquisizione: fino a 1 kHz per il monitoraggio del picco e 10 Hz per l'acquisizione dell'intero spettro;
- Canali: quattro, utilizzabili parallelamente.

Per controllare l'interrogatore, bisogna collegarlo alla stessa linea di rete Ethernet del dispositivo con l'interfaccia utente e attraverso il software *ENLIGHT Sensing Analysing Software* è possibile visualizzare il segnale di ciascun sensore collegato al Micron Optics HYPERION. L'interfaccia mostra per ciascun canale la lunghezza d'onda del picco di Bragg rilevata e per ciascuno di essi dà la possibilità di settare

la soglia per la rilevazione del picco. Inoltre, tale software permette anche di visualizzare il tracking temporale di ogni picco, di impostare la frequenza di acquisizione e salvare i dati in un file di testo.

La rilevazione del picco di Bragg è automatica, basata sul metodo dello *zero-crossing*: il segnale viene filtrato con un filtro derivativo e successivamente il sistema utilizza la tecnica dello *zero-crossing* per trovare lo zero della derivata prima che corrisponde al picco di riflessione del reticolo di Bragg.

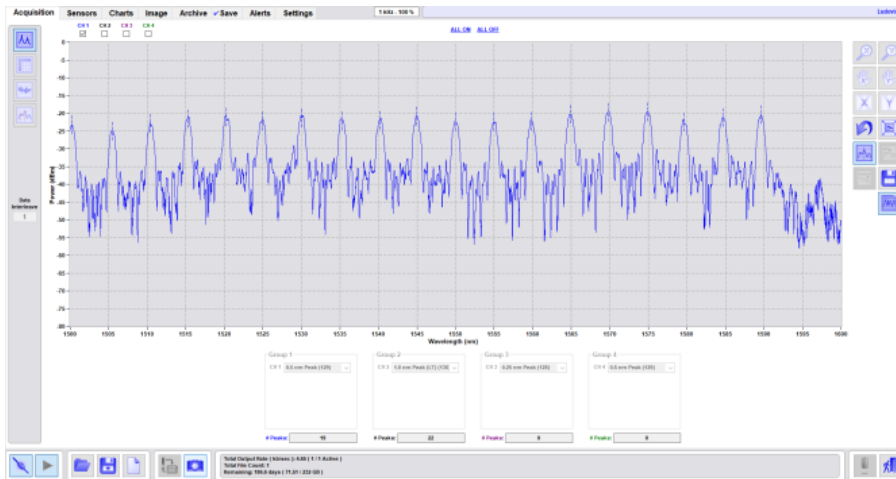


Figura 5.11. Interfaccia utente *ENLIGHT Sensing Analysing Software*.

Capitolo 6

Modello termico

I sensori di temperatura in fibra ottica basati sui reticoli di Bragg necessitano di essere inseriti in una struttura più rigida, quale un capillare per evitare che deformazioni meccaniche influiscano sulla misura della temperatura. Il capillare deve essere di piccole dimensioni, in quanto non deve risultare un ingombro durante il monitoraggio della temperatura nei trattamenti tumorali minimamente invasivi.

È stato realizzato un modello termico tramite il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab® per studiare come il capillare di protezione possa influenzare la misura di temperatura. L'analisi è stata svolta nell'ipotesi di una distribuzione di temperatura lineare.

Sono state studiate due diverse conformazioni:

- capillare pieno, immerso in agar;
- capillare cavo, con aria all'interno, immerso in agar.

In entrambi i casi la presenza della fibra è stata ignorata avendo una massa ridotta. Oltre a queste due differenti geometrie, sono stati presi in considerazione diversi materiali con proprietà termiche differenti: vetro, PEEK, acciaio inox e ferro, in modo da valutare gli errori introdotti.

È stato preso come riferimento un ipotetico capillare di agar riempito di agar, immerso in un blocco di agar. Tale capillare non introduce alcun errore.

Di seguito si procede prima con la descrizione del Toolbox e poi dello specifico modello.

6.1 MATLAB[®]PDE Toolbox

Risolve equazioni differenziali alle derivate parziali (PDE) utilizzando il metodo degli elementi finiti (FEM). In particolare, il metodo degli elementi finiti descrive una geometria complicata come una raccolta di sottodomini utilizzando una mesh sulla geometria, così da approssimare il problema PDE originale su ogni sottodominio. Il Partial Differential Equation Toolbox consente di importare geometrie 2D e 3D da dati STL, utilizzati nella prototipazione attraverso software CAD con la funzione **importGeometry** oppure è possibile ricostruire la geometria da mesh già esistenti con la funzione **geometryFromMesh**. Un'altra possibilità è includere nel modello la geometria desiderata disegnandola nell'app **PDE Modeler**.

Il Partial Differential Equation Toolbox risolve equazioni scalari della forma:

$$m \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} + d \frac{\partial u}{\partial t} - \nabla(c \nabla u) + au = f \quad (6.1)$$

permettendo di svolgere:

- Analisi strutturale, inclusa l'analisi statica lineare, dinamica e modale;
- Analisi del trasferimento di calore;
- Problemi che modellano i campi elettrici e magnetici;
- PDE lineari e non lineari generali per problemi stazionari o dipendenti dal tempo;

In questo lavoro di tesi ci si occupa della trasmissione di calore.

L'equazione da risolvere che descrive la distribuzione della temperatura in una particolare regione, in un dato tempo, è:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla(k \nabla T) = q \quad (6.2)$$

dove T è la temperatura, ρ è la densità, c è la capacità termica, k è la conducibilità termica e q è il calore generato nel corpo. Per prima cosa, perciò, bisogna adattare questa equazione al Toolbox.

Nel modello realizzato si sfrutta la rotazione intorno all'asse per ridurre un problema assialsimmetrico 3-D in un problema bidimensionale. Ciò permette di considerare il caso più semplice di distribuzione del calore in un cilindro, modellizzandolo

con un rettangolo.[29] L'asse di rotazione è l'asse verticale passante per $r=0$ e la rotazione intorno ad esso ricostruisce il volume del modello.

Esprimendo l'equazione in coordinate cilindriche, si ottiene:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(kr \frac{\partial T}{\partial r} \right) - \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(k \frac{\partial T}{\partial \theta} \right) - \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) = q \quad (6.3)$$

Sfruttando la simmetria quindi il termine $\frac{\partial T}{\partial \theta}$ è nullo e moltiplicando per r entrambi i membri l'equazione diventa come nella forma richiesta 6.1:

$$\rho r c \frac{\partial T}{\partial t} - \frac{\partial}{\partial r} \left(kr \frac{\partial T}{\partial r} \right) - \frac{\partial}{\partial z} \left(kr \frac{\partial T}{\partial z} \right) = qr \quad (6.4)$$

In maniera compatta, perciò, l'equazione da risolvere diventa, definendo r come x :

$$\rho x c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (kx \nabla T) = qx \quad (6.5)$$

La risoluzione di un problema di trasferimento di calore include i seguenti passaggi:

1. Creare un modello termico, stazionario o transitorio, con la funzione **createpde**;
2. Definire la geometria 2D o 3D come precedentemente illustrato e creare la mesh con **generateMesh**: la mesh può essere triangolare o tetraedica;
3. Assegnare le proprietà termiche del materiale con **thermalProperties**, come la conduttività termica k , il calore specifico c e la densità ρ ;
4. Impostare le condizioni al contorno o i flussi di calore attraverso i bordi con la funzione **thermalBC**;
5. Impostare una temperatura iniziale o una condizione iniziale attraverso il comando **thermalIC**;
6. Impostare, se è presente, una fonte di calore interna al sistema, includendola nel modello con **internalHeatSource**;
7. Risolvere il sistema attraverso la funzione **solvepde**: è possibile così visualizzare temperature, gradienti di temperatura, flussi di calore e velocità di riscaldamento.

6.2 Realizzazione del modello termico

Come primo step, si è generato il modello termico assialsimmetrico (*createpde('thermal','transient-axisymmetric')*). Sono state realizzate due geometrie differenti:

1. Capillare pieno immerso in un blocco di agar.
2. Capillare cavo con aria interposta tra diametro interno ed esterno, in un blocco di agar.

Con questa geometria sono stati presi in esame diversi materiali:

- vetro
- PEEK
- rame
- acciaio inox

Sia i capillari sia il blocco di agar sono stati quindi modellizzati da rettangoli.

L'asse z si estende da 0 cm a 16 cm: i capillari sono lunghi 8 cm e sono posizionati al centro del blocco di agar, in modo tale che sia dalla punta che dall'estremità opposta vedono 4 cm di agar.

L'asse x invece si estende da 0 a 8 cm, ricostruendo così , con la rotazione intorno all'asse, un blocco di agar di 16 cm x 16 cm.

Sono state svolte otto simulazioni con le due diverse geometrie:

1. *Simulazione 1*: capillare pieno in vetro di diametro di 2 mm immerso completamente in agar;
2. *Simulazione 2*: capillare pieno in vetro di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1 mm, con aria nel mezzo, immerso completamente in agar;
3. *Simulazione 3*: capillare cavo in vetro di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1,5 mm, con aria nel mezzo, immerso completamente in agar;
4. *Simulazione 4*: capillare pieno in PEEK di diametro di 2 mm immerso completamente in agar;
5. *Simulazione 5*: capillare cavo in PEEK di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1 mm, con aria nel mezzo, immerso completamente in agar;

6. *Simulazione 6*: capillare cavo in acciaio inox di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1 mm, con aria nel mezzo, immerso completamente in agar;
7. *Simulazione 7*: capillare cavo in rame di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1 mm, con aria nel mezzo, immerso completamente in agar;
8. *Simulazione 8*: capillare pieno in agar, immerso in agar, a titolo di confronto.

Le geometrie sono state incluse nel modello tramite il comando **geometryFromEdges**.

La figura 6.1 mostra la prima geometria: il capillare pieno immerso in agar. Nella figura 6.2 si visualizza invece la geometria del capillare cavo.

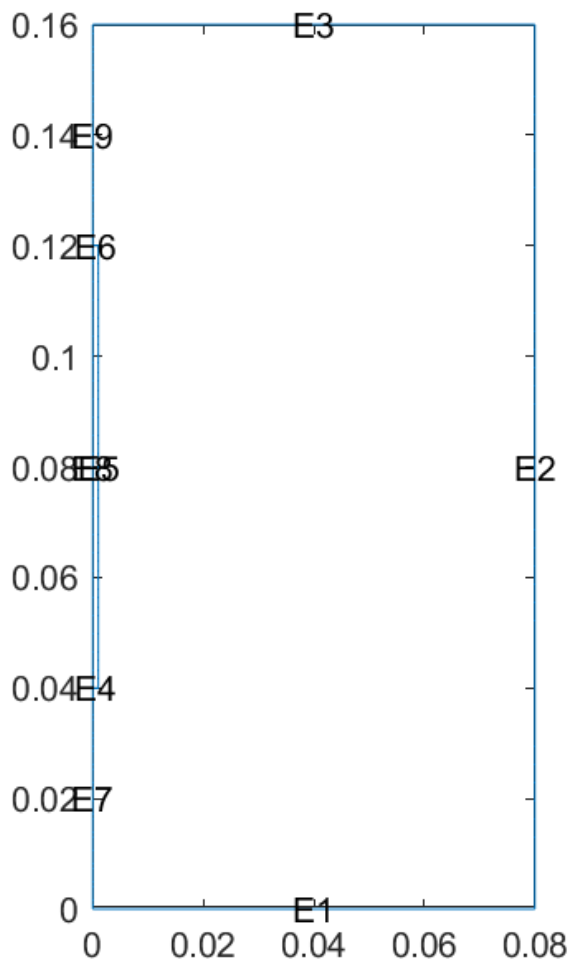


Figura 6.1. Modello 1: Geometria del capillare pieno.

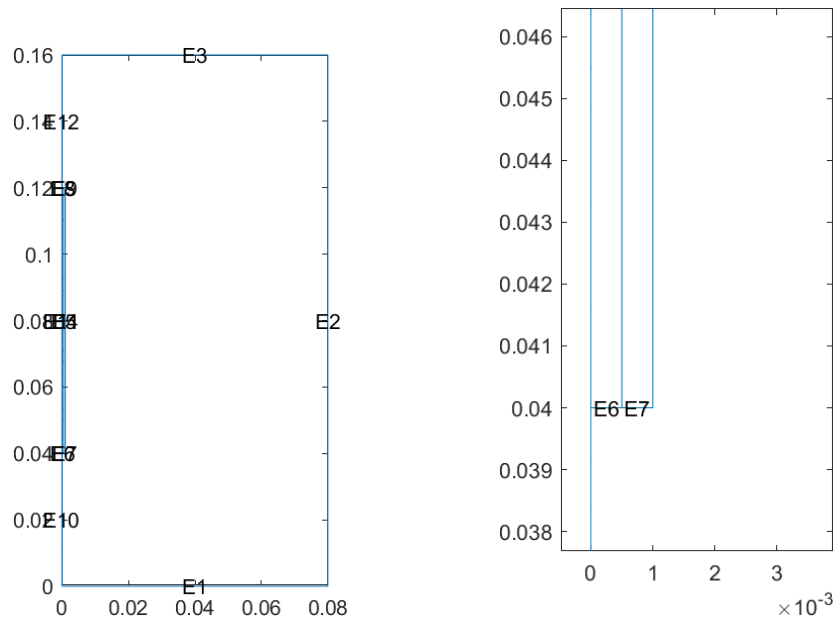


Figura 6.2. Modello 2: Geometria del capillare cavo e zoom in corrispondenza della punta.

Successivamente è stata creata una mesh triangolare ed è stata affinata il più possibile compatibilmente con il tempo di risoluzione del modello. Entrambe le geometrie hanno le stesse dimensioni della mesh.

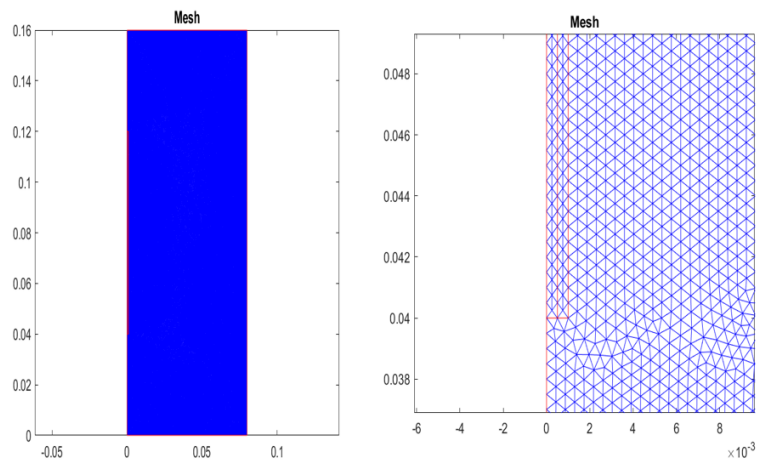


Figura 6.3. Mesh costruita sul capillare cavo e zoom sulla mesh triangolare in corrispondenza della punta.

Vengono incluse le proprietà termiche, come segue:

- Conducibilità termica k
 - Agar: $0.55 (W/(m \cdot K))$
 - Aria: $0.0026 (W/(m \cdot K))$
 - Vetro: $1.38 (W/(m \cdot K))$
 - PEEK: $0.25 (W/(m \cdot K))$
 - Acciaio Inox: $16.3 (W/(m \cdot K))$
 - Rame: $390 (W/(m \cdot K))$

- Densità media ρ
 - Agar: $1033 (kg/m^3)$
 - Aria: $1.165 (kg/m^3)$
 - Vetro: $2203 (kg/m^3)$
 - PEEK: $1320 (kg/m^3)$
 - Acciaio Inox: $7960 (kg/m^3)$
 - Rame: $8930 (kg/m^3)$

- Calore specifico c
 - Agar: $4200 (J/(kg \cdot K))$
 - Aria: $1020 (J/(kg \cdot K))$
 - Vetro: $703 (J/(kg \cdot K))$
 - PEEK: $1060 (J/(kg \cdot K))$
 - Acciaio Inox: $502 (J/(kg \cdot K))$
 - Rame: $385 (J/(kg \cdot K))$

Infine, vengono impostate le condizioni al contorno e le condizioni iniziali, le medesime per ogni simulazione.

Come ipotesi iniziale, viene assegnata una temperatura di $25^\circ C$ al capillare.

Viene applicato, invece, come condizione al contorno, al blocco di agar una distribuzione lineare di temperatura: sul fondo è presente una temperatura di $50^\circ C$, in corrispondenza di $z=0$, mentre sulla superficie opposta una temperatura di $20^\circ C$, provocando così un gradiente di $1.875 \text{ }^\circ C/cm$.

Non è stata impostata nessuna sorgente interna al modello.

A questo punto si è potuto procedere alla risoluzione del sistema.

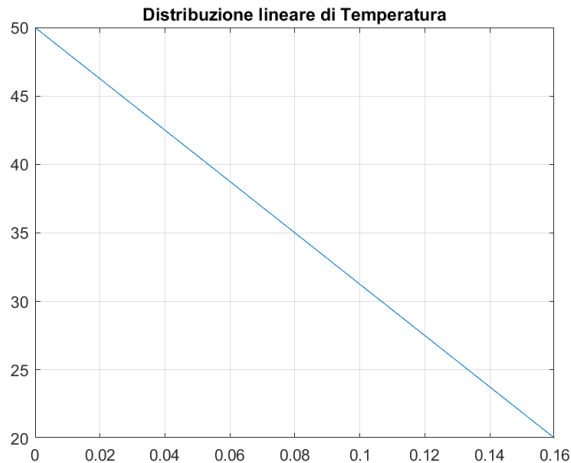


Figura 6.4. Condizione al contorno: distribuzione lineare di temperatura.

6.3 Risultati

In questa sezione si illustrano i risultati delle simulazioni effettuate, precedentemente descritte, e le relative considerazioni.

Per ogni simulazione sono mostrati:

- La temperatura in funzione dell'asse z , per ogni minuto di tempo fino alla fine del transitorio (300 s);
- **Errore di temperatura** in funzione dell'asse z : è stato calcolato, alla fine del transitorio, come il valore della temperatura in presenza del capillare meno quello in sua assenza, cioè il solo gradiente di temperatura applicato al blocco di agar.

Si evidenzia che il capillare presenta la punta a 0,04 m e si estende fino a 0,12 m: il centro del capillare, quindi, si trova a 0,08 m a partire dall'origine.

La tabella 6.1 mostra gli errori di temperatura introdotti dai capillari in vetro, PEEK, acciaio inox, rame e dal capillare in agar di riferimento, in corrispondenza della punta della sonda e ad 1 cm dalla punta: quest'ultimo è un punto significativo in quanto i sensori in fibra ottica vengono posizionati ad 1 cm circa dall'estremità del capillare.

Si evince che i capillari in vetro e in PEEK presentano errori minori rispetto gli altri. Il capillare in acciaio inox, tuttavia, introduce un errore sempre al di sotto di $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, attestandosi sui $0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ dove è presente la fibra. Il capillare in rame, invece, supera il grado: in particolare questo raggiunge un massimo di $3,686\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Errore di Temperatura in presenza del capillare ($^{\circ}C$)		
	punta della sonda	1 cm dalla punta
vetro pieno (\varnothing 2 mm)	0,10	0,008
vetro cavo (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1 mm)	0,01	0,005
vetro cavo (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1,55 mm)	0,08	0,001
PEEK pieno (\varnothing 2 mm)	0,06	$2,7 \cdot 10^{-5}$
PEEK cavo (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1 mm)	0,11	$6,1 \cdot 10^{-4}$
acciaio inox (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1 mm)	0,52	0,15
rame (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1 mm)	4,2	2,86
agar (\varnothing_{ext} 2 mm \varnothing_{int} 1 mm)	0,003	0,004

Tabella 6.1. Errore introdotto dal capillare, espresso in $^{\circ}C$.

Si è valutato, inoltre, l'effetto della presenza dell'aria nei capillari cavi: in quelli in vetro questa diminuisce l'errore di temperatura, mentre si riscontra un comportamento opposto per il capillare in PEEK, come si evince nella figura 6.15.

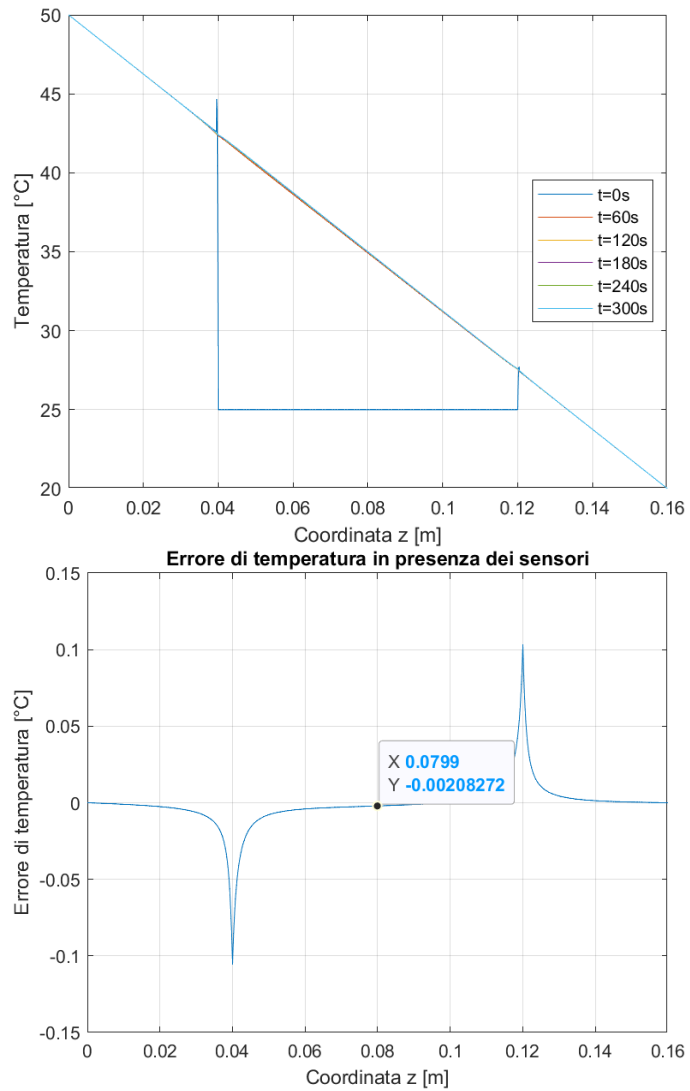


Figura 6.5. **Simulazione 1 (vetro pieno \varnothing : 2 mm)**. Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell' asse z , evidenziando il centro del capillare.

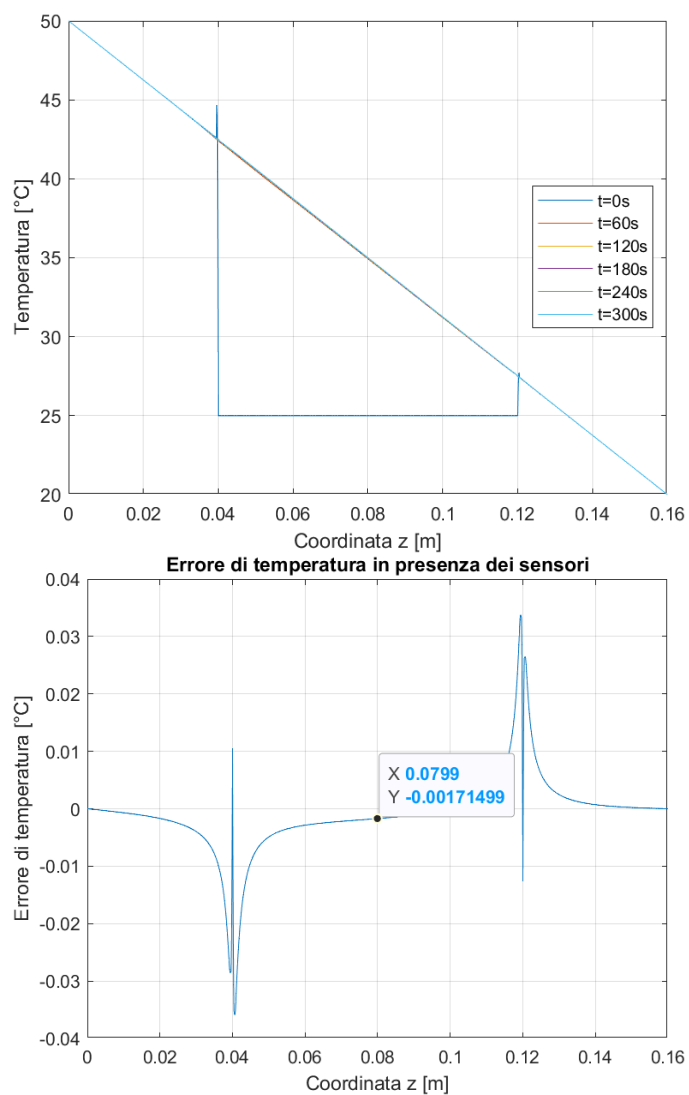


Figura 6.6. **Simulazione 2 (vetro cavo \varnothing_{ext} : 2 mm \varnothing_{int} : 1 mm)** . Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell' asse z , evidenziando il centro del capillare.

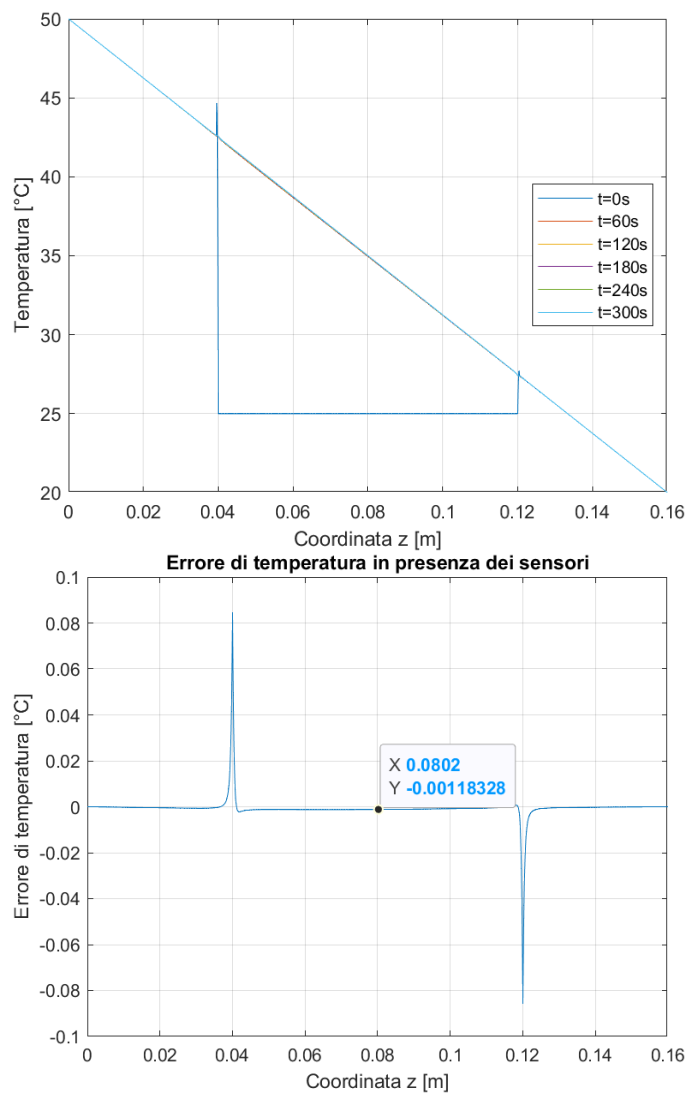


Figura 6.7. **Simulazione 3 (vetro cavo \varnothing_{ext} : 2 mm \varnothing_{int} : 1.5 mm).** Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell'asse z , evidenziando il centro del capillare.

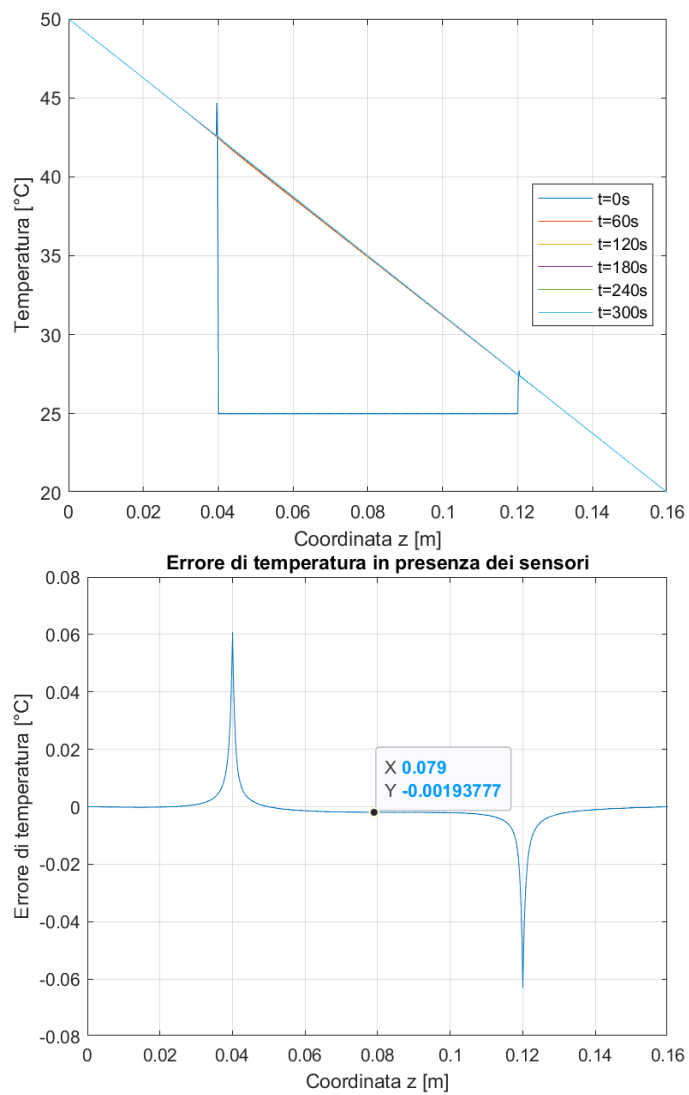


Figura 6.8. **Simulazione 4 (PEEK pieno \varnothing : 2 mm)**. Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell' asse z , evidenziando il centro del capillare.

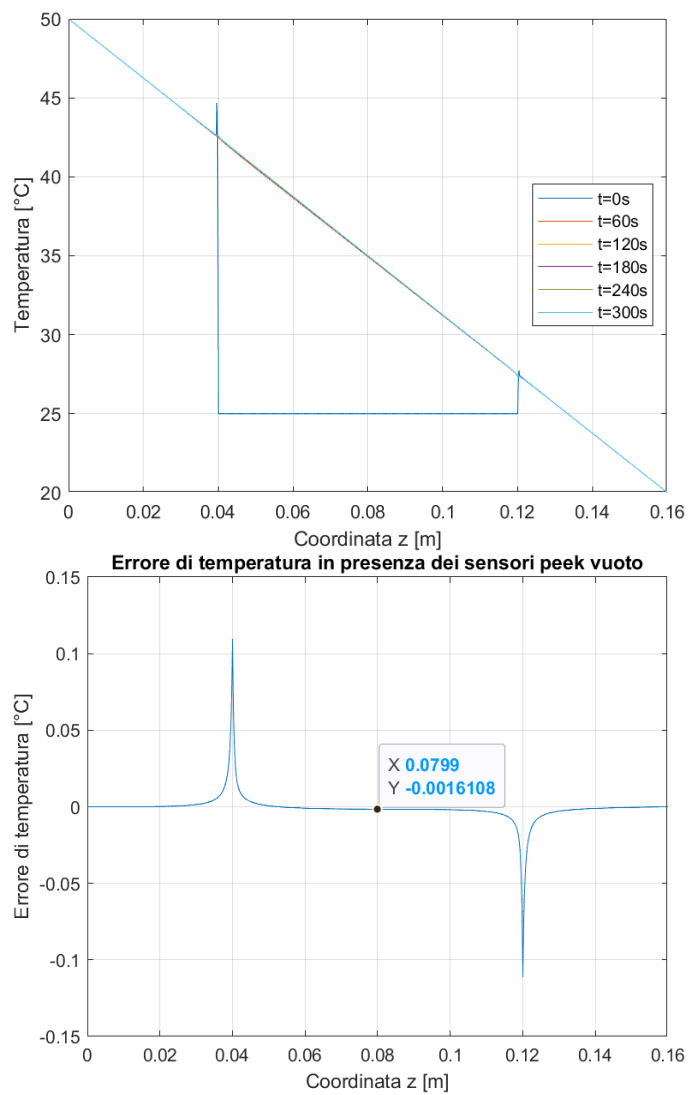


Figura 6.9. **Simulazione 5 (PEEK cavo \varnothing_{ext} : 2 mm \varnothing_{int} : 1 mm).** Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell'asse z , evidenziando il centro del capillare.

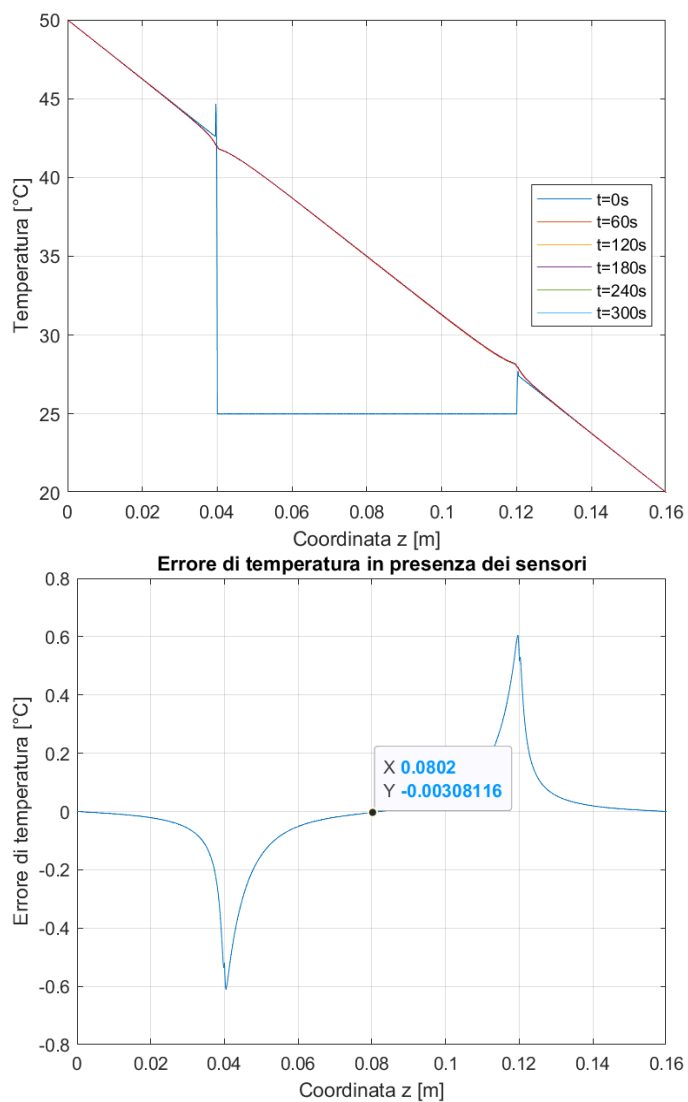


Figura 6.10. **Simulazione 6 (acciaio inox cavo \varnothing_{ext} : 2 mm \varnothing_{int} : 1 mm).** Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell'asse z , evidenziando il centro del capillare.

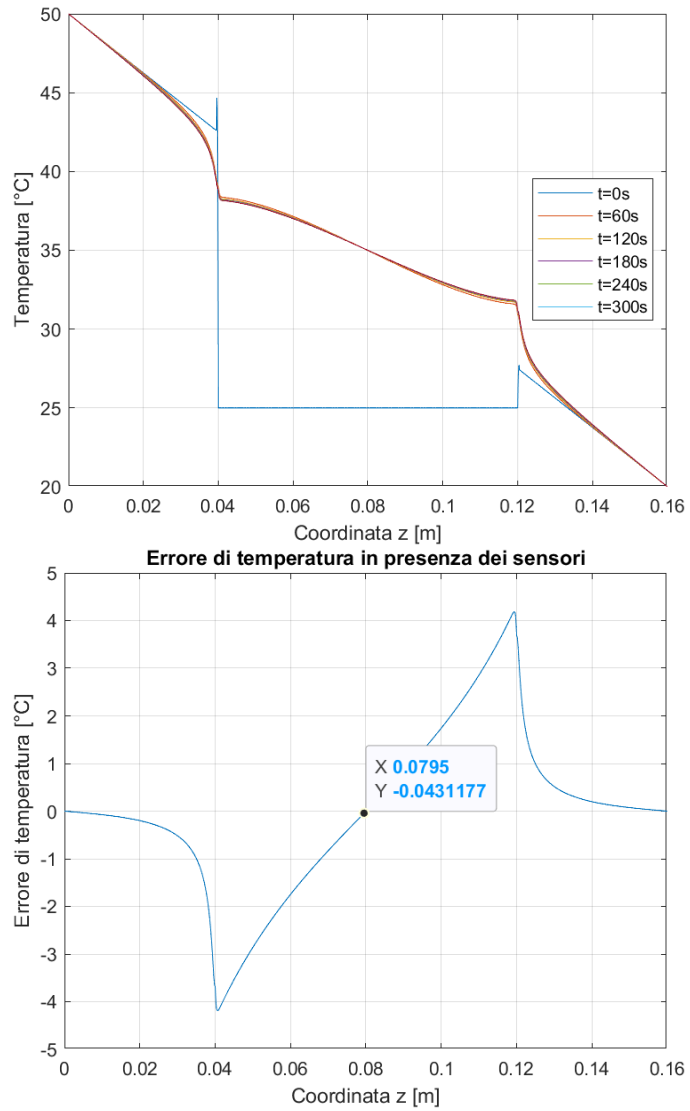


Figura 6.11. **Simulazione 7** (rame cavo \varnothing_{ext} : 2 mm \varnothing_{int} : 1 mm). Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell' asse z , evidenziando il centro del capillare.

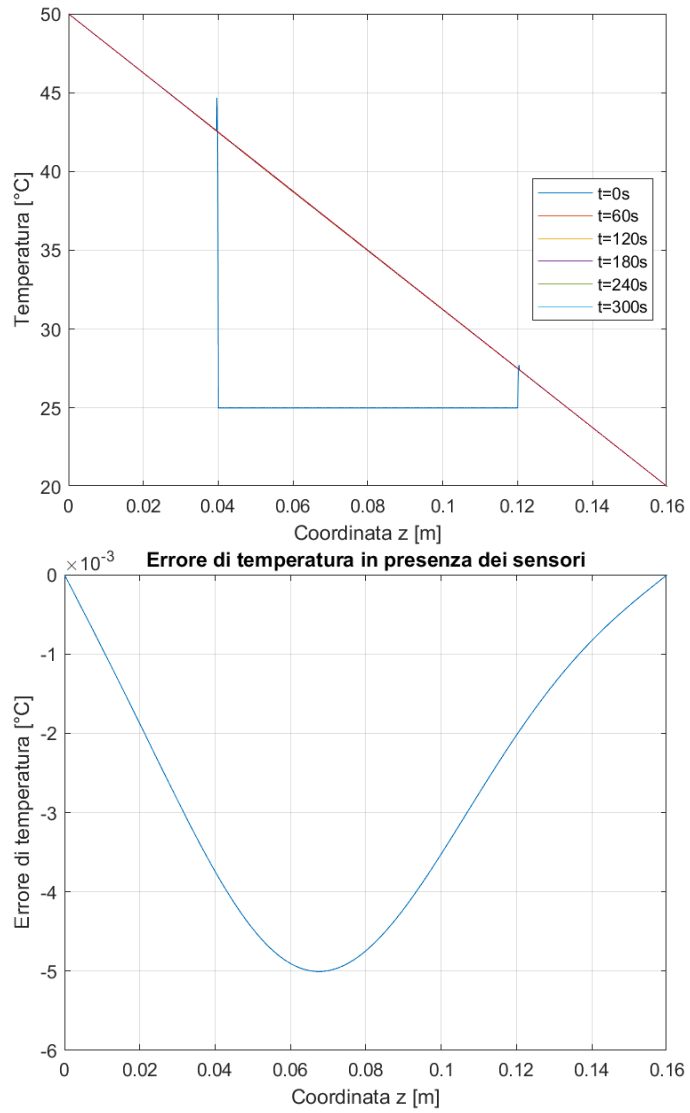


Figura 6.12. **Simulazione 8 (agar pieno \varnothing : 2 mm)**. Distribuzione di temperatura ed errore di temperatura in funzione dell' asse z .

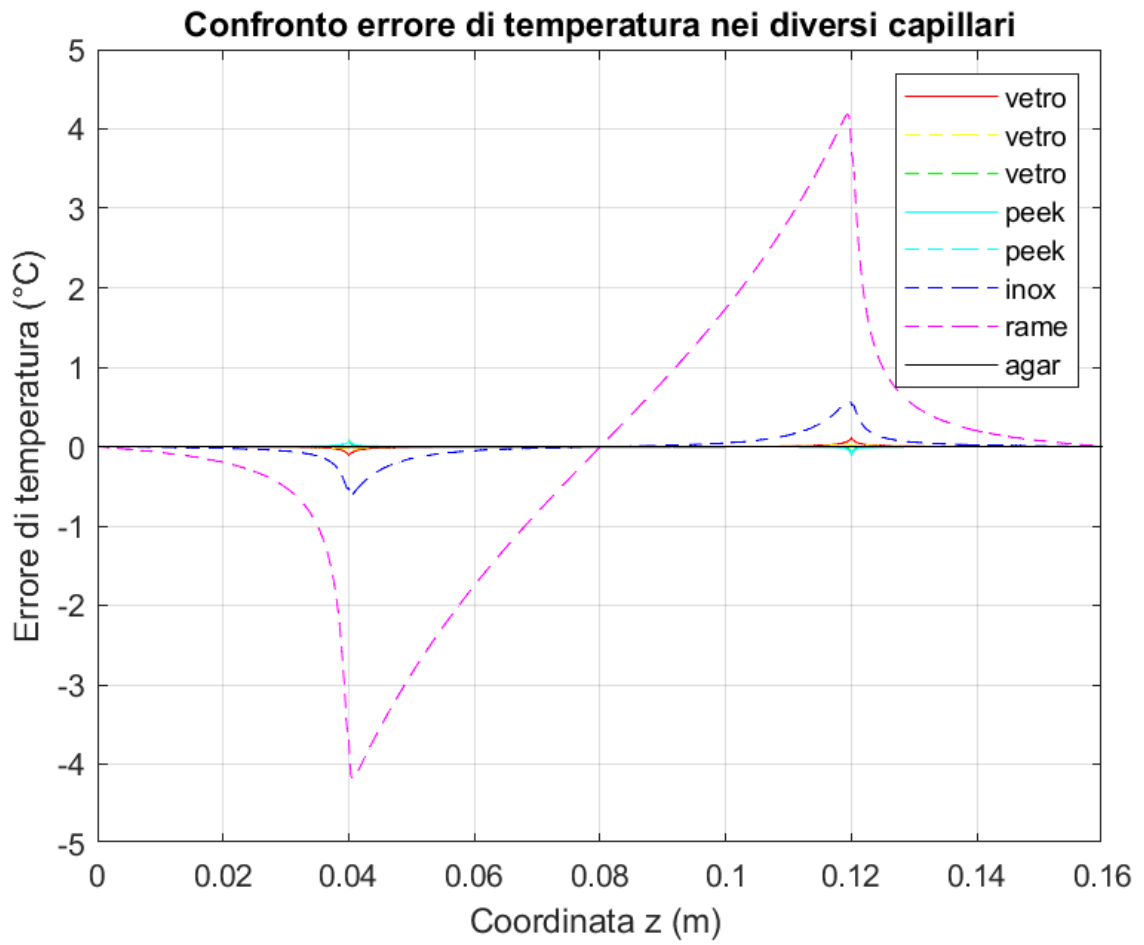


Figura 6.13. **Confronto tra tutti i capillari:** le rette tratteggiate fanno riferimento alla presenza dell'aria nel capillare, le rette continue ai capillari pieni.

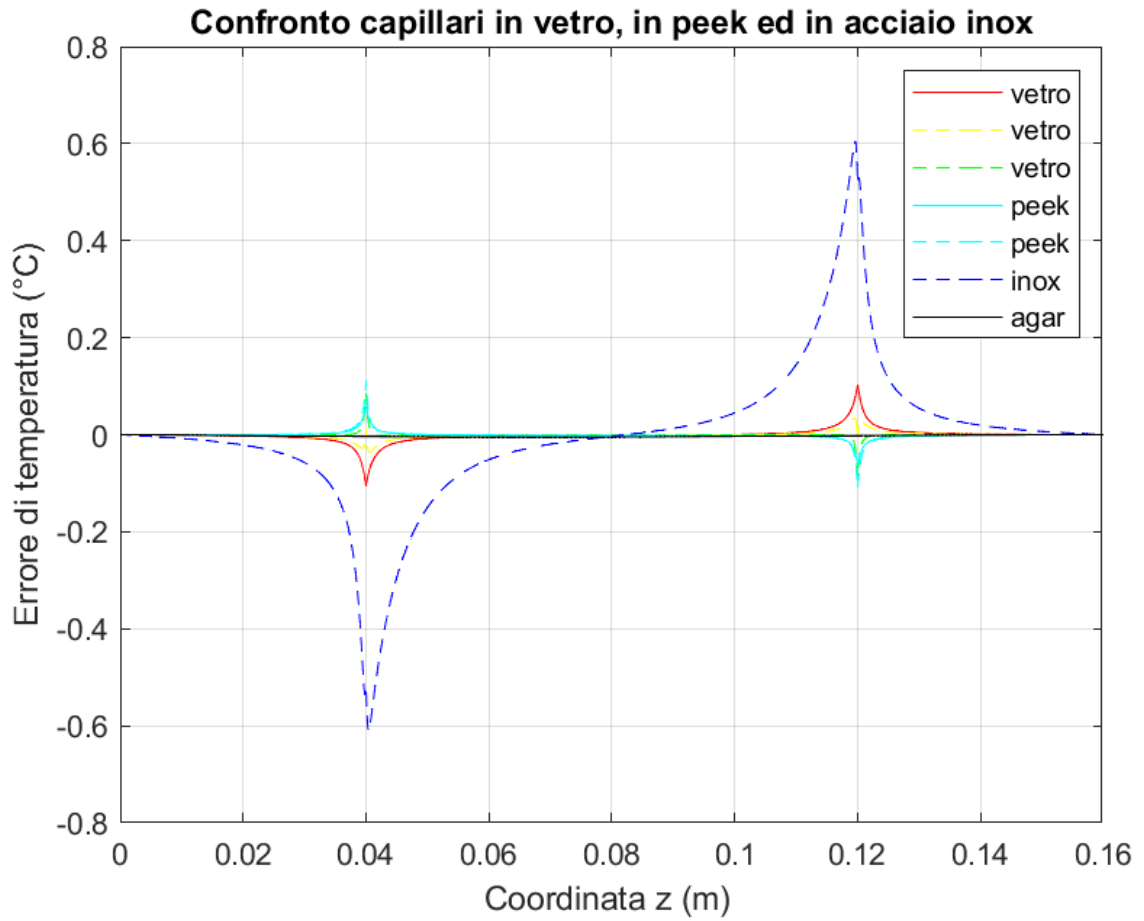


Figura 6.14. **Confronto tra capillare di vetro, peek e acciaio inox:** le rette tratteggiate fanno riferimento alla presenza dell'aria nel capillare, le rette continue ai capillari pieni

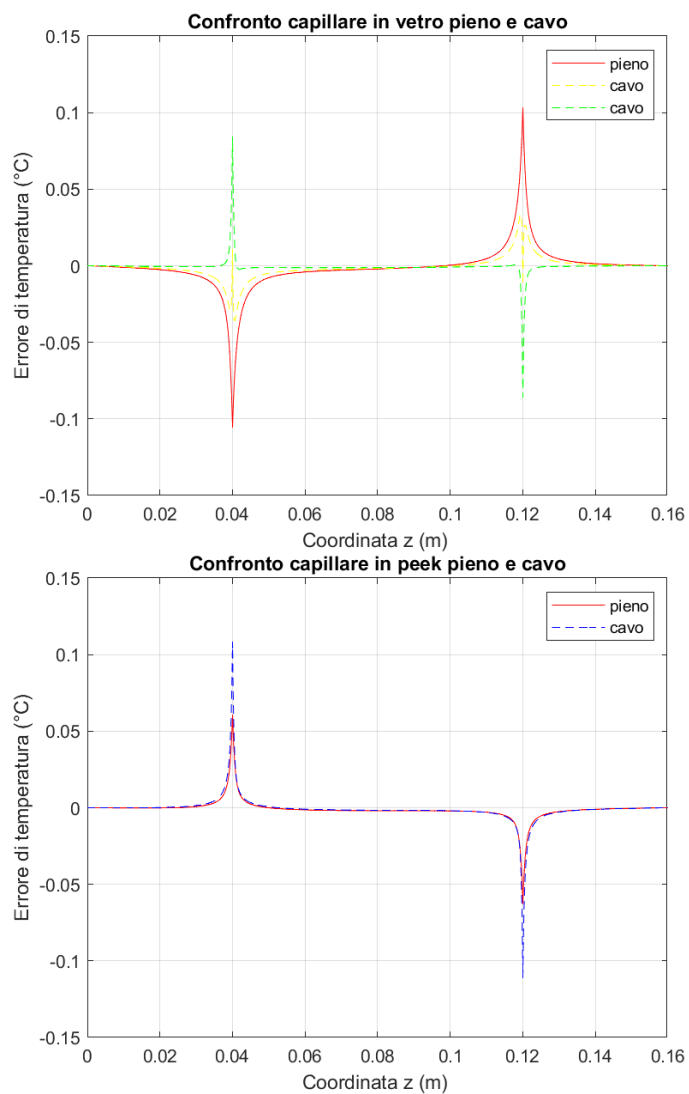


Figura 6.15. **Influenza della presenza dell' aria sull' errore di temperatura nel capillare in vetro ed in PEEK.**

Capitolo 7

Caratterizzazione dei reticoli di Bragg

La prima procedura da svolgere per poter utilizzare questi tipi di sensori è la loro caratterizzazione.

Il fine è quello di mettere in relazione le lunghezza d'onda acquisite mediante il Micron Optics HYPERION si155 e la grandezza fisica di interesse, in tal caso la temperatura, mediante l'equazione:

$$\lambda_B = \lambda_0 + kT \quad (7.1)$$

dove

- λ_B è la lunghezza d'onda di Bragg, misurata dal Micron Optics in nm
- λ_0 è la lunghezza d'onda di Bragg, espressa in nm a $T=0$ °C
- k è la sensibilità del sensore, espressa in $\frac{pm}{^\circ C}$
- T è la temperatura, espressa in °C

Con la caratterizzazione, si ottengono i due parametri: k e λ_0 .

I sensori in fibra ottica caratterizzati, i quali vengono descritti più dettagliatamente nelle sezioni seguenti, sono:

1. *Array 1*;
2. *Array 2*;
3. *Array singolo*.

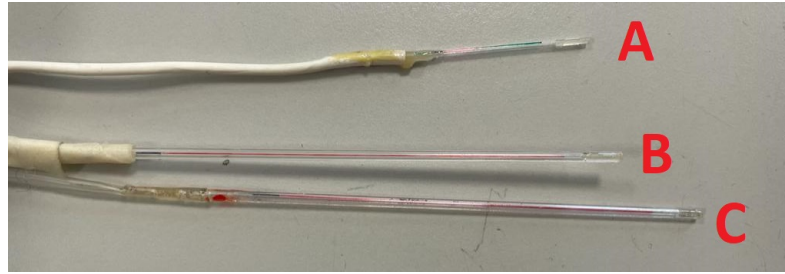


Figura 7.1. Array incapsulati in un capillare di vetro: **A**: Array singolo
B: Array 2 **C**: Array 1.

7.1 Set-up di misura

Il set-up di misura per la caratterizzazione dei tre array consiste in:

- Fornello elettrico;
- Blocco di alluminio;
- Capillari di vetro;
- Blocco di polistirene;
- Sensore di temperatura Pt1000: [30]
 - Range di temperatura: da $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+200\text{ }^{\circ}\text{C}$;
 - Tolleranza: $\pm (0.10+0.0017\cdot|T/^{\circ}\text{C}|)\text{ }^{\circ}\text{C}$;
 - Coefficiente di autoriscaldamento: $0.5\frac{^{\circ}\text{C}}{\text{mW}}$;
 - TCR (Temperature Coefficient of Resistance), $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ - $100\text{ }^{\circ}\text{C}$: $3850\frac{\text{ppm}}{^{\circ}\text{C}}$;
- Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343;
- Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies[®].

Viene posizionato sul fornello elettrico il blocco di alluminio: questo ha un'alta inerzia termica in modo tale da filtrare le oscillazioni di temperatura e ottenere misurazioni più stabili.

Su tale blocco vengono fissate le fibre ottiche, incapsulate nei capillari di vetro, con nastro adesivo: insieme ai sensori viene posizionato anche il sensore di temperatura Pt1000. L'intero allestimento poi viene ricoperto con una calotta di polistirene: un blocco isolante per far sì che una variazione di temperatura nella stanza o il movimento dell'aria non influisca nella misura.

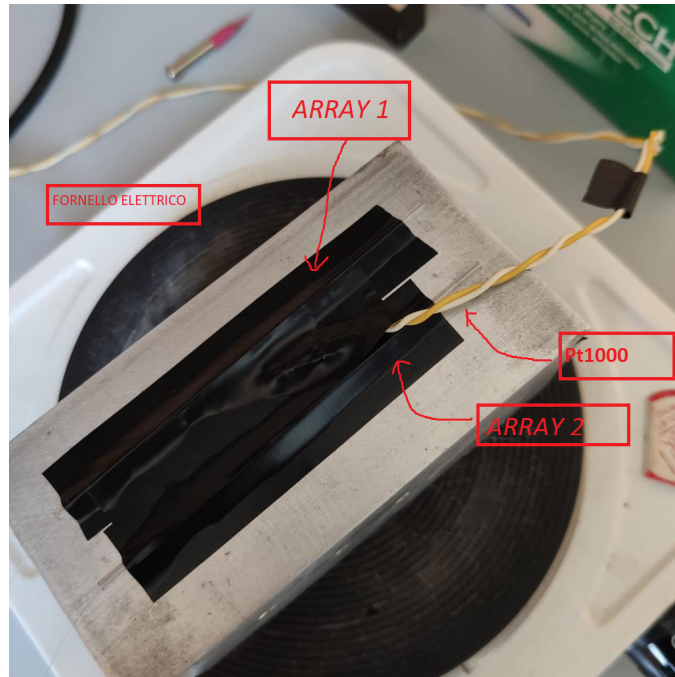


Figura 7.2. Set-up di misura per le prove di caratterizzazione.

Il sensore Pt1000 misura la temperatura sul blocco di alluminio nel tempo. Questo è un termoresistore in platino e il suo principio di funzionamento si fonda sull'analisi della variazione della resistenza elettrica del platino al variare della temperatura.

La trasduzione temperatura-resistenza elettrica è legata dalla relazione, espressa dall'equazione di Callendar-Van Dusen:

$$R_s = R_0(1 + aT + bT^2) \quad (7.2)$$

dove:

- T è la temperatura, in $^{\circ}C$;
- R_s è il valore della resistenza del termoresistore in platino, in Ω ;
- R_0 è il valore della resistenza a $0^{\circ}C$, pari a 1000Ω ;
- a e b sono coefficienti caratteristici del sensore ed in particolare:
 - $a=3.908310^{-3} \text{ }^{\circ}C^{-1}$;
 - $b=-5.77510^{-7} \text{ }^{\circ}C^{-2}$;

La misura di temperatura viene ottenuta mediante la scheda di acquisizione e un programma LabVIEW™. Viene assemblato il circuito di condizionamento, illustrato in figura 7.3,

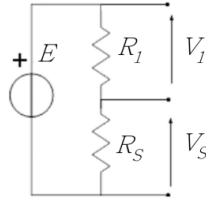


Figura 7.3. Circuito di condizionamento del sensore Pt1000.

dove $E=1\text{ V}$ ed $R_1=1821\ \Omega$

Lette V_1 e V_2 , si ricava il valore della resistenza del termistore, pari a :

$$R_s = \frac{V_2}{V_1} R_1 \quad (7.3)$$

da cui poi ottenere la misura di temperatura, tramite l'equazione 7.2.

Si riscalda mediante il fornello il blocco di alluminio fino ad una temperatura all'incirca di $80\text{ }^\circ\text{C}$ e si lascia raffreddare fino a $40\text{ }^\circ\text{C}$ circa.

Per la caratterizzazione si prende in considerazione il solo processo di raffreddamento in quanto essendo più lento, i risultati sono più affidabili.

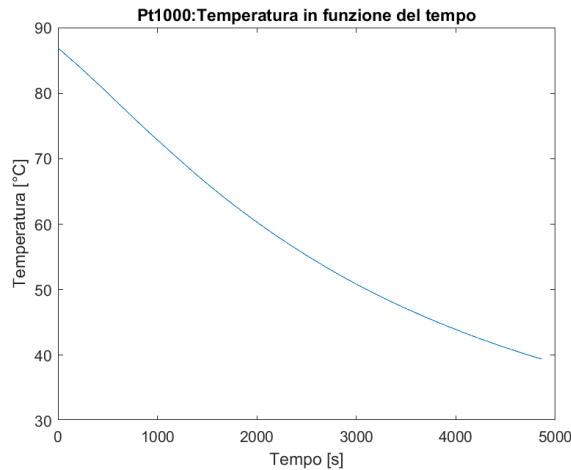


Figura 7.4. Temperatura acquisita dal sensore Pt1000 durante la procedura di una prova di caratterizzazione dei reticoli di Bragg.

Si rileva la temperatura con il Pt1000 ad una frequenza di 1 Hz; mentre la lunghezza d'onda misurata dal Micron Optics viene salvata ogni 0,1 s.

I dati raccolti, espressi in due file di testo, vengono processati mediante Matlab®. Come primo step, si riallineano nel tempo i valori di lunghezza d'onda con quelli di temperatura, andando a mediare ogni secondo i dieci valori di lunghezze d'onda rilevate, operando così anche da filtraggio.

Si utilizza la funzione **polyfit**, la quale dando in input i valori delle temperature, lunghezze d'onda e il grado del polinomio desiderato restituisce in output le costanti λ_0 e k .

7.2 Array 1

L'*Array 1* viene inserito all'interno di un tubo di capillare di vetro, a poco meno di 1 cm dal fondo del capillare per isolarlo il più possibile dalle sollecitazioni meccaniche.

Gli FBG si estendono per 1 mm e i loro centri distano 3 mm.

La lunghezza d'onda di Bragg diminuisce se ci si sposta verso la punta del sensore e gli FBG sono numerati partendo dalla fine della fibra ottica.

Inoltre, le lunghezze d'onda di Bragg sono nel range 1502-1592 nm, con un passo di 4 nm.

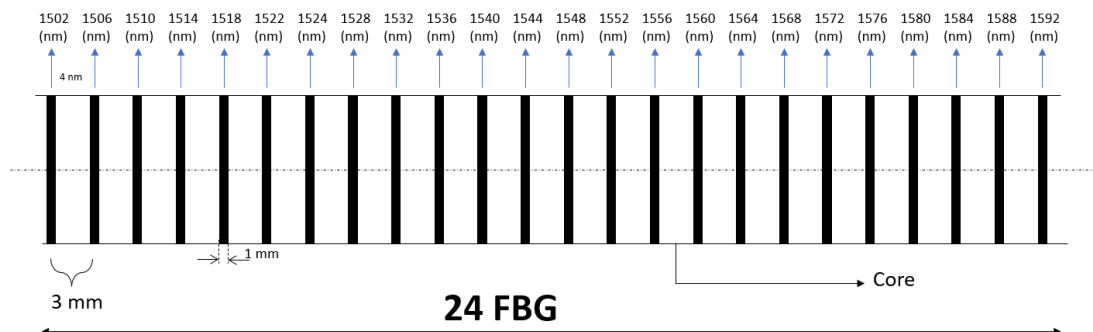


Figura 7.5. Schema *Array 1*.

La procedura di caratterizzazione è stata ripetuta quattro volte con lo stesso set-up di misura al fine di valutare la stabilità del sensore e le incertezze di taratura.

Per ciascuna prova si sono ottenuti quindi:

- la lunghezza d'onda λ_0 , espressa in nm ;
- la sensibilità k , espressa in $(\frac{pm}{^\circ C})$;
- l'errore di linearità, espresso in $^\circ C$.

L'errore di linearità è stato calcolato dividendo la differenza tra la lunghezza d'onda misurata e quella calcolata per la sensibilità dell'Array, ottenendo un errore in °C. Di seguito, per ogni caratterizzazione, si illustrano l'andamento delle lunghezze d'onda di Bragg misurate in funzione della temperatura. Inoltre, per determinare la qualità di ogni prova, queste vengono confrontate con le rette di calibrazione.

7.2.1 Caratterizzazione 1

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
$\lambda_0(\text{nm})$	1502,323	1506,262	1510,217	1513,878	1517,973	1522,081
$k (\frac{\text{pm}}{\text{°C}})$	10,604	10,425	10,570	10,660	10,702	10,727
	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
$\lambda_0(\text{nm})$	1526,022	1529,856	1533,687	1537,828	1542,102	1545,976
$k (\frac{\text{pm}}{\text{°C}})$	10,734	10,797	10,823	10,857	10,863	10,902
	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
$\lambda_0(\text{nm})$	1549,921	1553,600	1557,667	1561,724	1565,685	1569,526
$k (\frac{\text{pm}}{\text{°C}})$	10,941	10,968	10,982	11,007	11,062	11,0745
	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
$\lambda_0(\text{nm})$	1573,359	1577,497	1581,563	1585,464	1589,284	1593,123
$k (\frac{\text{pm}}{\text{°C}})$	11,097	11,123	11,143	11,190	11,193	11,223

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

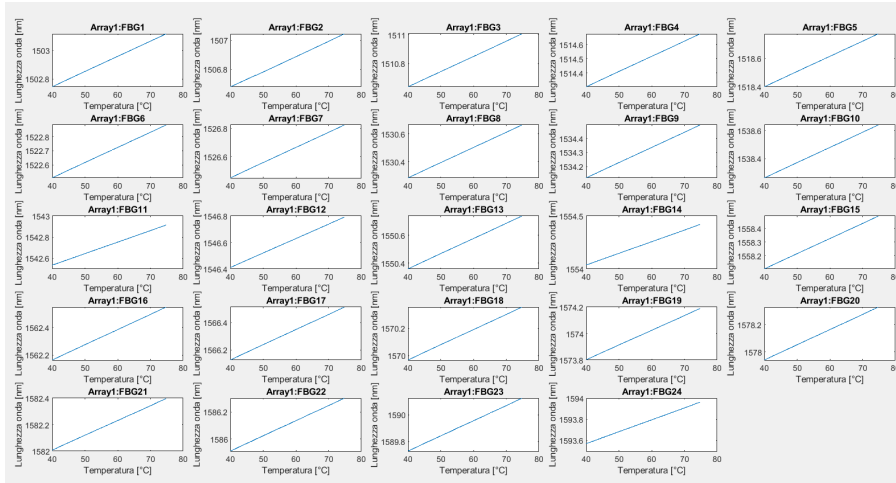


Figura 7.6. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

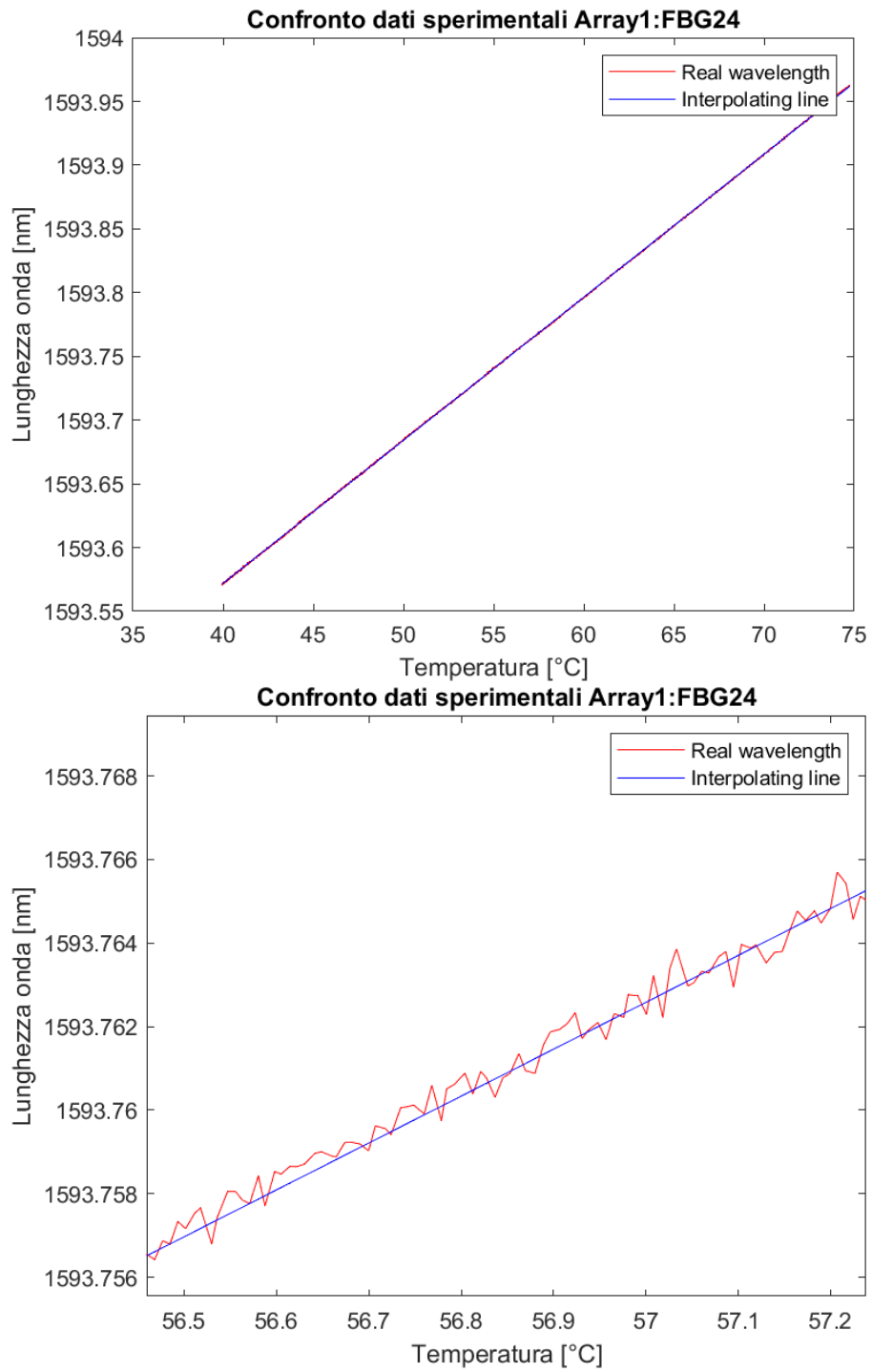


Figura 7.7. in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e relativo zoom.

7.2.2 Caratterizzazione 2

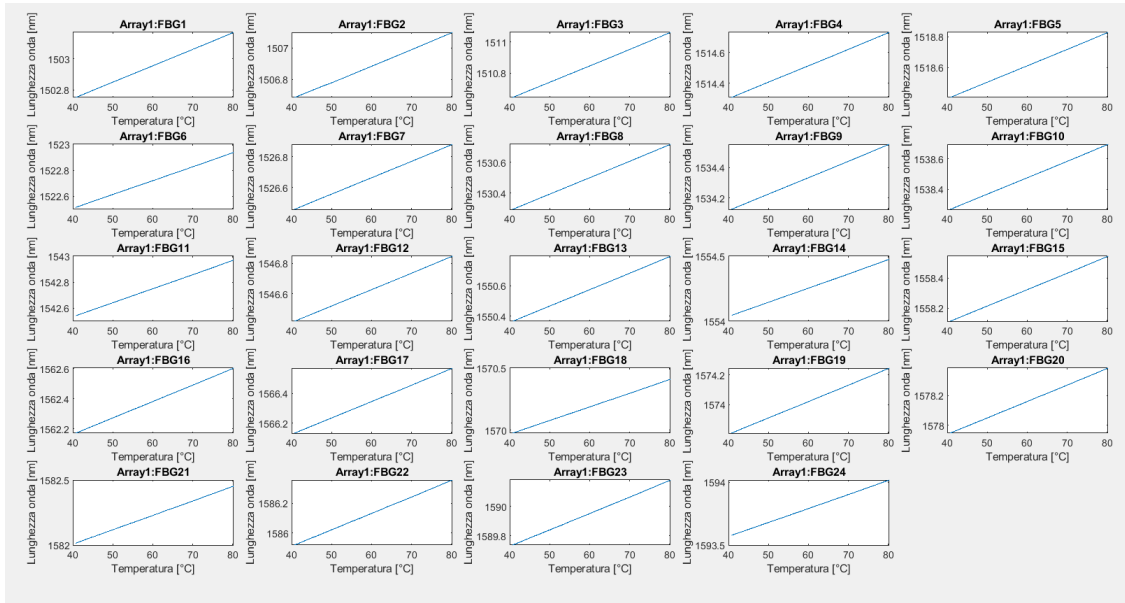


Figura 7.8. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

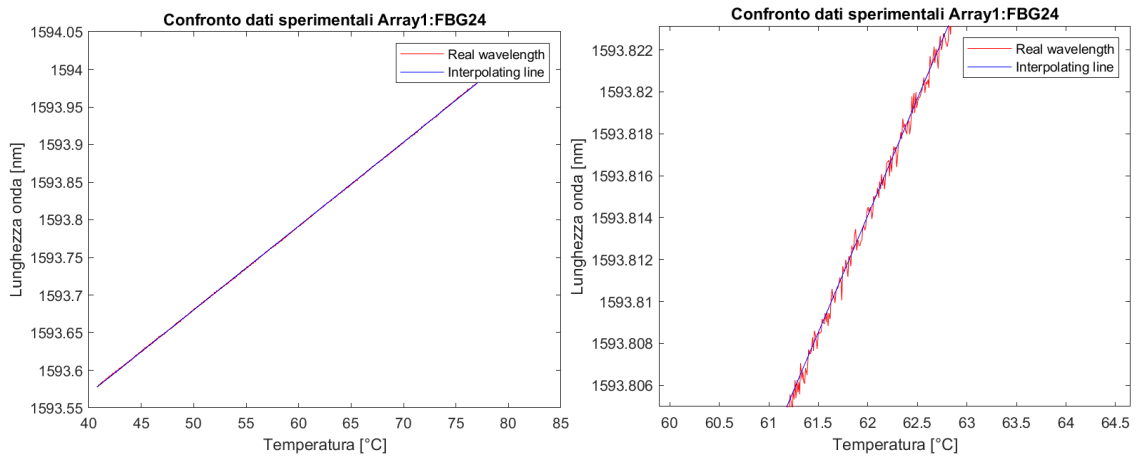


Figura 7.9. in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti con zoom nella figura a destra.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
$\lambda_0(\text{nm})$	1502,322	1506,260	1510,216	1513,878	1517,973	1522,081
$k \left(\frac{\text{pm}}{\text{°C}}\right)$	10,562	10,404	10,523	10,590	10,636	10,659

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1526,0232	1529,856	1533,688	1537,829	1542,102	1545,976
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,665	10,727	10,753	10,790	10,800	10,834

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1549,922	1553,600	1557,667	1561,725	1565,686	1569,526
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,874	10,904	10,921	10,935	10,995	11,008

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1573,360	1577,497	1581,564	1585,465	1589,285	1593,123
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	11,031	11,058	11,070	11,115	11,109	11,148

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

7.2.3 Caratterizzazione 3

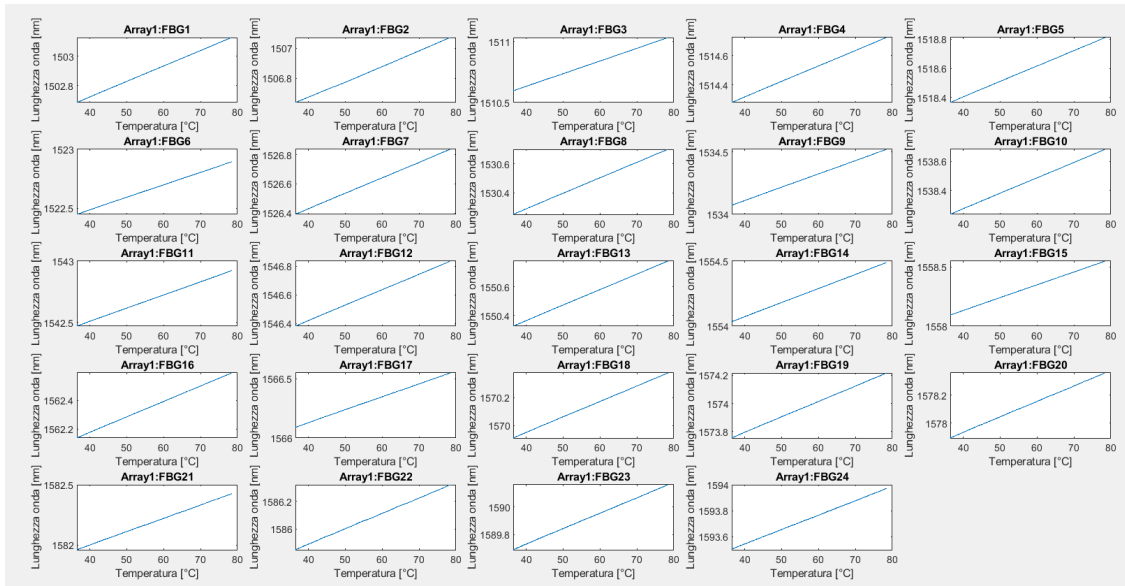


Figura 7.10. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1502,306	1506,265	1510,217	1513,897	1517,984	1522,065
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,451	10,234	10,400	10,520	10,540	10,579

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1526,006	1529,866	1533,684	1537,844	1542,081	1545,991
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,590	10,656	10,677	10,711	10,727	10,753

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1549,933	1553,640	1557,699	1561,740	1565,692	1569,514
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,808	10,832	10,849	10,898	10,935	10,960

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1573,356	1577,494	1581,560	1585,450	1589,288	1593,101
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,977	11,014	11,033	11,064	11,097	11,088

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

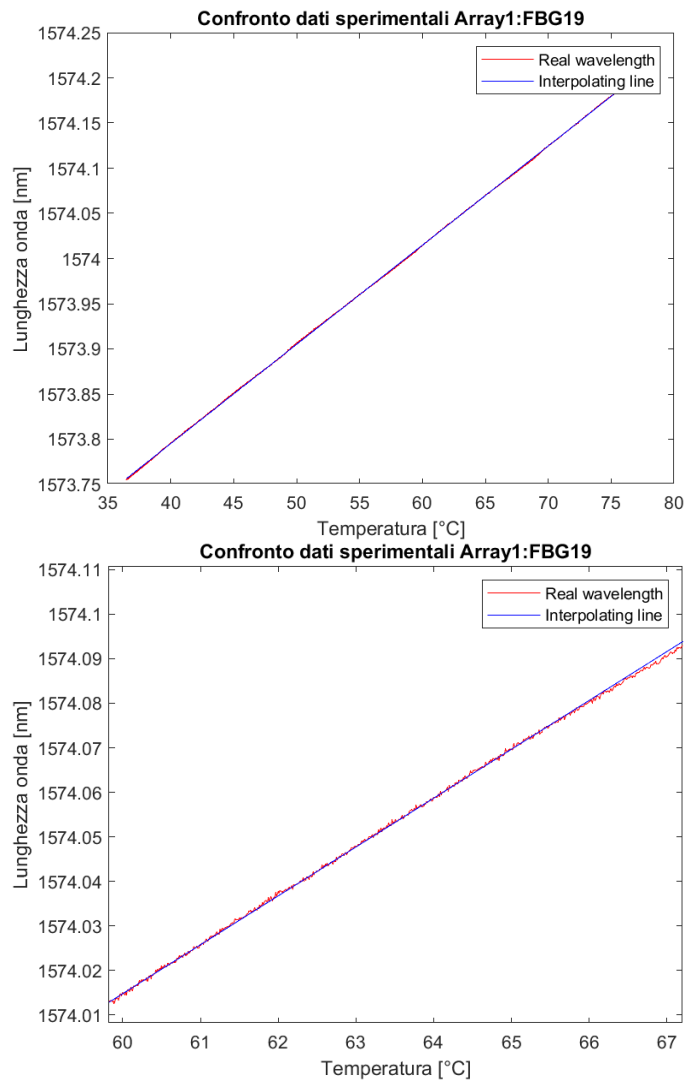


Figura 7.11. In blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e relativo zoom.

7.2.4 Caratterizzazione 4

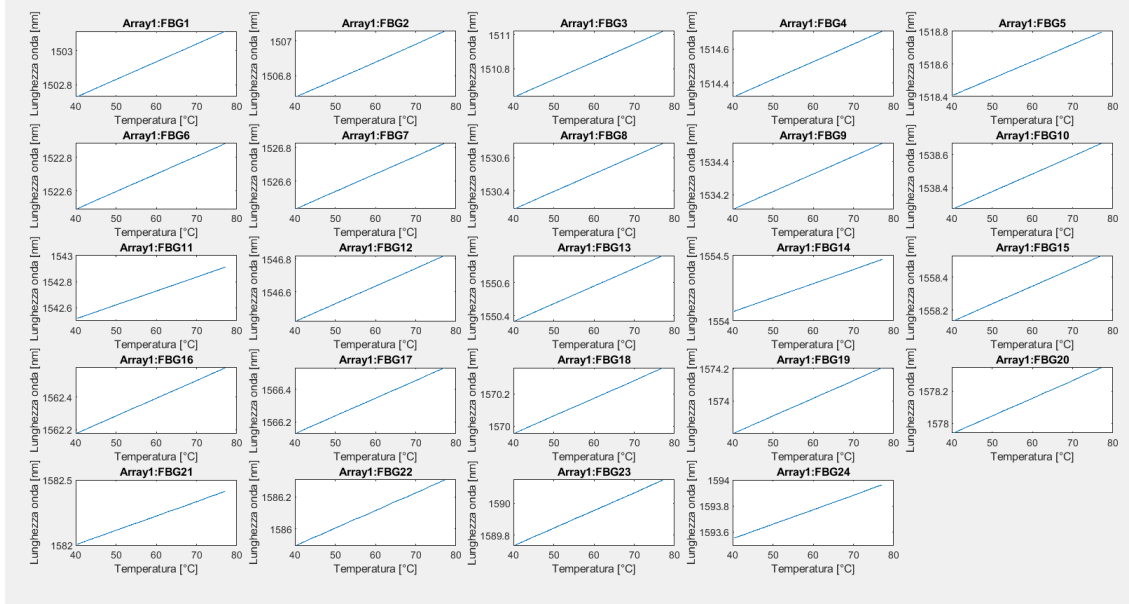


Figura 7.12. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1502,311	1506,264	1510,217	1513,898	1517,985	1522,071
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,393	10,247	10,383	10,456	10,491	10,511

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1526,010	1529,866	1533,687	1537,843	1542,087	1545,992
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,552	10,612	10,641	10,674	10,691	10,721

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1549,933	1553,637	1557,697	1561,742	1565,692	1569,517
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,771	10,803	10,823	10,862	10,905	10,923

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1573,358	1577,496	1581,563	1585,452	1589,290	1593,105
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,959	10,983	11,010	11,049	11,059	11,101

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

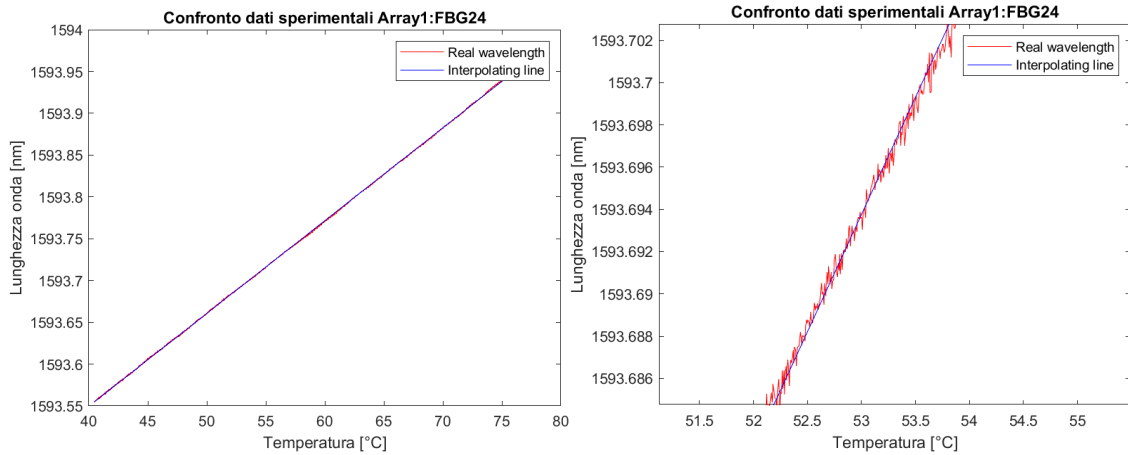


Figura 7.13. in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti con zoom nella figura a destra.

A seguito delle quattro prove si sono calcolati:

- la lunghezza d'onda media $\lambda_{0\text{mean}}$, ottenuta dalla media di λ_0 delle diverse caratterizzazioni;
- la sensibilità media k_{mean} , ottenuta dalla media delle diverse caratterizzazioni;
- l'errore $E_T(\lambda_0)$, in $^{\circ}C$: è stato calcolato come la differenza tra la lunghezza d'onda misurata e la lunghezza d'onda media, dividendo per la sensibilità così da ottenere un errore di temperatura;
- l'errore $E_T(k)$, in $^{\circ}C$: è ottenuto come differenza tra la sensibilità misurata e la sensibilità media ad una temperatura di $100^{\circ}C$.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1502,316	1506,263	1510,217	1513,888	1517,979	1522,074
k_{mean} ($\frac{pm}{^{\circ}C}$)	10,502	10,322	10,467	10,555	10,592	10,618

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1526,0156	1529,861	1533,687	1537,836	1542,093	1545,984
k_{mean} ($\frac{pm}{^{\circ}C}$)	10,633	10,697	10,721	10,756	10,769	10,801

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1549,927	1553,619	1557,683	1561,740	1565,689	1569,521
k_{mean} ($\frac{pm}{^{\circ}C}$)	10,846	10,874	10,891	10,924	10,973	10,989

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1573,359	1577,496	1581,563	1585,458	1589,287	1593,113
k_{mean} ($\frac{\text{pm}}{\text{°C}}$)	11,014	11,042	11,061	11,103	11,112	11,136

Parametri di caratterizzazione $\lambda_{0\text{mean}}$ e k_{mean} , ottenuti mediando le prove svolte

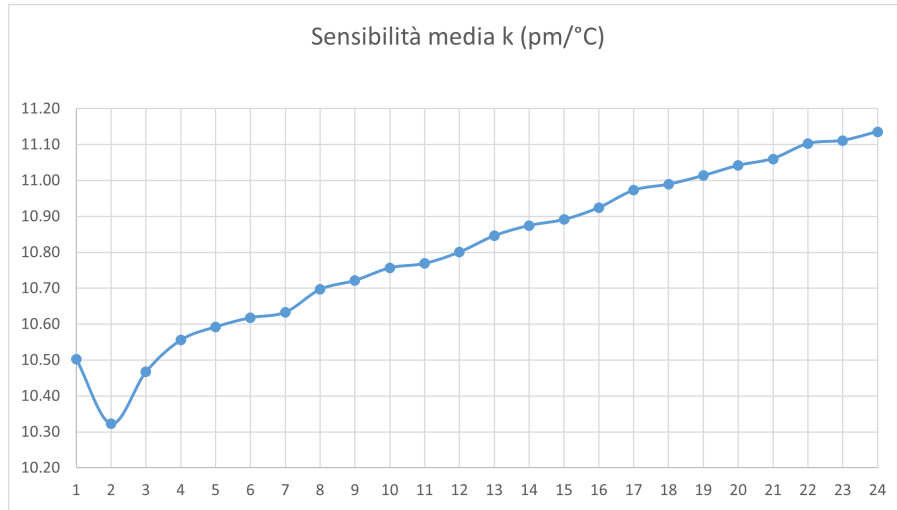


Figura 7.14. Sensibilità k, mediata sulle quattro prove di caratterizzazione.

Si evidenzia che la sensibilità k_{mean} si attesta tra 10 – 11 ($\frac{\text{pm}}{\text{°C}}$) e presenta, come si evince dalla figura 7.14 l'andamento della proporzionalità attesa: la sensibilità, infatti, aumenta all' aumentare della lunghezza d'onda di Bragg. Si nota, però, che i primi reticoli, in corrispondenza della punta della sonda, sono sensibili anche alle deformazioni meccaniche.

Di seguito si riportano le incertezze di taratura, evidenziandone i relativi valori massimi e infine la loro somma.

$E_T(\lambda_0)$ (°C)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	0,675	0,107	0,041	0,949	0,571	0,598
caratterizzazione 2	0,581	0,286	0,083	0,892	0,526	0,625
caratterizzazione 3	0,880	0,208	0,030	0,869	0,489	0,917
caratterizzazione 4	0,376	0,185	0,094	0,973	0,608	0,307

$E_T(\lambda_0)$ (°C)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	0,631	0,511	0,057	0,719	0,845	0,727
caratterizzazione 2	0,715	0,446	0,082	0,662	0,833	0,693
caratterizzazione 3	0,887	0,441	0,250	0,712	1,140	0,665
caratterizzazione 4	0,458	0,516	0,112	0,669	0,539	0,755

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	0,565	1,806	1,419	0,774	0,319	0,455
caratterizzazione 2	0,516	1,750	1,399	0,730	0,277	0,478
caratterizzazione 3	0,501	1,891	1,477	0,680	0,283	0,637
caratterizzazione 4	0,580	1,665	1,341	0,824	0,313	0,296

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	0,079	0,059	0,050	0,552	0,252	0,854
caratterizzazione 2	0,107	0,090	0,120	0,623	0,158	0,861
caratterizzazione 3	0,225	0,212	0,223	0,734	0,106	1,073
caratterizzazione 4	0,039	0,063	0,053	0,441	0,304	0,641

$E_T(\lambda_0)$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

Ad eccezione di FBG 11, FBG 14, FBG 15 e FBG 24, dove l'errore raggiunge circa $1^{\circ}C$, negli altri punti di misura questo rimane al di sotto.

$E_T(k)$ ($^{\circ}C$)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	0,975	0,996	0,985	0,989	1,040	1,027
caratterizzazione 2	0,576	0,796	0,541	0,326	0,414	0,389
caratterizzazione 3	0,480	0,854	0,634	0,331	0,494	0,360
caratterizzazione 4	1,071	0,938	0,892	0,983	0,959	1,057

$E_T(k)$ ($^{\circ}C$)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	0,954	0,945	0,954	0,933	0,881	0,936
caratterizzazione 2	0,715	0,446	0,082	0,662	0,833	0,693
caratterizzazione 3	0,399	0,380	0,409	0,419	0,385	0,444
caratterizzazione 4	0,855	0,852	0,838	0,830	0,786	0,802

$E_T(k)$ ($^{\circ}C$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	0,873	0,866	0,835	0,757	0,890	0,776
caratterizzazione 2	0,256	0,269	0,273	0,103	0,207	0,176
caratterizzazione 3	0,348	0,390	0,384	0,239	0,348	0,269
caratterizzazione 4	0,781	0,746	0,725	0,620	0,669	0,683

$E_T(k)$ ($^{\circ}C$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	0,755	0,739	0,746	0,790	0,734	0,782
caratterizzazione 2	0,160	0,151	0,077	0,113	0,017	0,107
caratterizzazione 3	0,329	0,248	0,256	0,350	0,131	0,429
caratterizzazione 4	0,586	0,642	0,567	0,553	0,586	0,460

$E_T(k)$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

Il massimo raggiunto dall'incertezza di taratura $E_T(k)$ è pari $1,071\text{ }^\circ C$ per il primo FBG.

$E_T(\text{nl})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	0,146	0,264	0,153	0,132	0,159	0,156
caratterizzazione 2	0,167	0,342	0,220	0,161	0,185	0,192
caratterizzazione 3	0,182	0,373	0,186	0,180	0,209	0,178
caratterizzazione 4	0,115	0,277	0,183	0,147	0,150	0,174

$E_T(\text{nl})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	0,144	0,116	0,137	0,134	0,148	0,124
caratterizzazione 2	0,215	0,158	0,181	0,171	0,215	0,178
caratterizzazione 3	0,177	0,173	0,146	0,166	0,182	0,167
caratterizzazione 4	0,178	0,151	0,138	0,120	0,147	0,150

$E_T(\text{nl})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	0,131	0,166	0,154	0,143	0,171	0,145
caratterizzazione 2	0,178	0,203	0,196	0,195	0,228	0,179
caratterizzazione 3	0,184	0,171	0,190	0,183	0,214	0,182
caratterizzazione 4	0,137	0,148	0,173	0,151	0,182	0,196

$E_T(\text{nl})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	0,138	0,185	0,201	0,177	0,239	0,204
caratterizzazione 2	0,194	0,207	0,223	0,219	0,220	0,279
caratterizzazione 3	0,198	0,248	0,250	0,317	0,289	0,234
caratterizzazione 4	0,227	0,334	0,291	0,290	0,278	0,282

$E_T(\text{nl})$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

L'errore di linearità in tutte le prove di caratterizzazione si attesta su $0,2\text{ }^\circ C$, raggiungendo un massimo di $0,373\text{ }^\circ C$ per il secondo FBG.

Si procede sommando i valori massimi di tutte e tre le incertezze di calibrazione, in $^\circ C$, ottenendo:

$E_T(\text{tot})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
somma	2,133	1,655	1,309	2,141	1,857	2,165

$E_T(\text{tot})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
somma	2,056	1,634	1,385	1,823	2,235	1,869

$E_T(\text{tot})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
somma	1,637	2,961	2,509	1,775	1,357	1,610

$E_T(\text{tot})\text{ (}^\circ C\text{)}$	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
somma	1,207	1,285	1,259	1,841	1,327	2,137

Somma delle tre incertezze di taratura, espressa in $^\circ C$

7.3 Array 2

L'Array 2 presenta la stessa struttura dell' Array 1: anch' esso, infatti, viene inserito all'interno di un tubo di capillare di vetro, a poco meno di 1 cm dal fondo del capillare e gli FBG presentano la stessa estensione e la stessa distanza dai centri. Le lunghezze d'onda di Bragg sono nel range 1506-1599 nm, sempre con un passo costante di 4 nm.

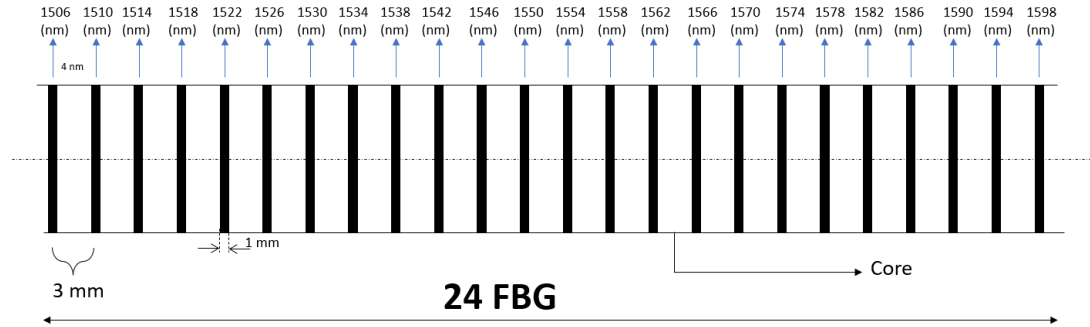


Figura 7.15. Schema Array 2.

Anche per l' Array 2 sono mostrate, per ciascuna caratterizzazione, i valori di λ_0 e k , e l' andamento delle lunghezza d'onda acquisite in funzione della temperatura, confrontandole con la retta interpolante.

7.3.1 Caratterizzazione 1

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1506,127	1510,057	1513,781	1517,802	1521,851	1525,741
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,629	10,525	10,855	10,896	10,717	10,911
	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1529,691	1533,584	1537,812	1541,732	1545,533	1549,504
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,987	10,905	10,986	11,001	11,028	10,903
	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1553,299	1557,390	1561,256	1565,322	1569,221	1573,085
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	11,013	11,132	11,121	11,070	11,061	11,081
	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1577,118	1581,313	1585,223	1589,217	1593,019	1597,080
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	11,192	11,158	11,198	11,235	11,270	11,344

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

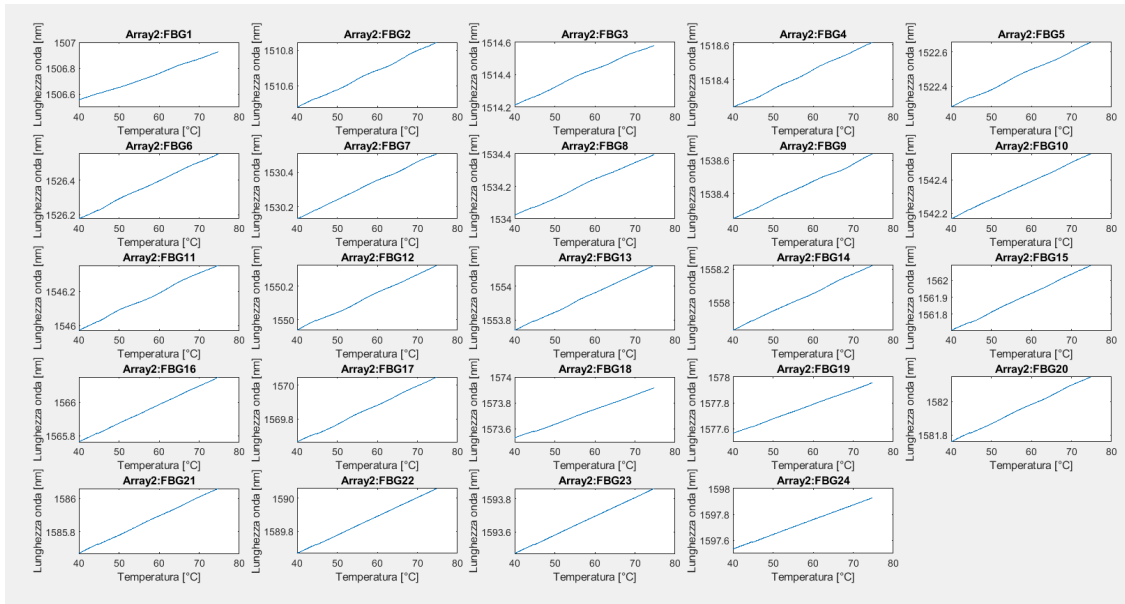


Figura 7.16. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

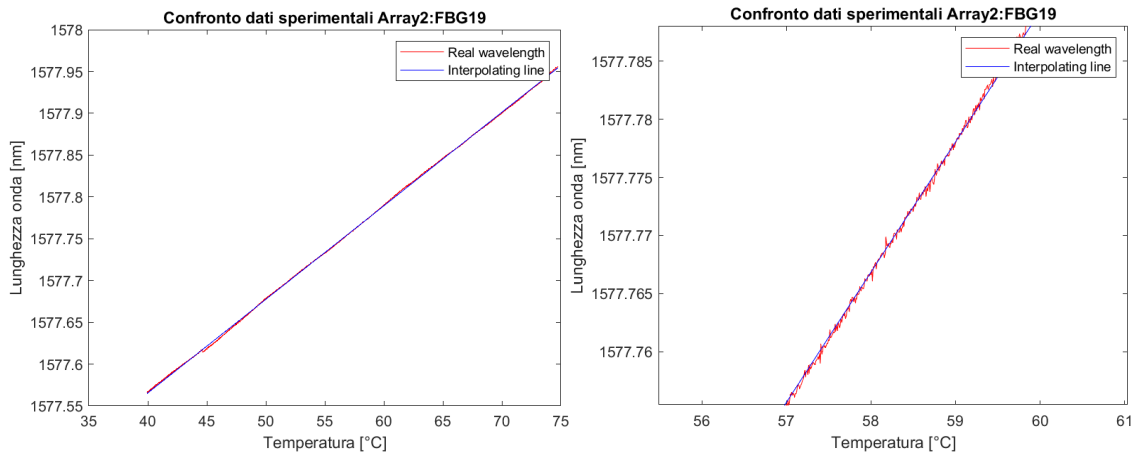


Figura 7.17. in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e zoom delle due rette nella figura a destra.

7.3.2 Caratterizzazione 2

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1506,132	1510,057	1513,790	1517,808	1521,854	1525,747
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,492	10,486	10,650	10,740	10,616	10,749

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1529,700	1533,589	1537,814	1541,740	1545,543	1549,509
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,788	10,764	10,903	10,824	10,809	10,786

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1553,304	1557,399	1561,262	1565,325	1569,223	1573,090
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,878	10,936	10,969	10,957	10,953	10,962

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1577,122	1581,318	1585,228	1589,223	1593,024	1597,078
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	11,066	11,005	11,060	11,089	11,135	11,290

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

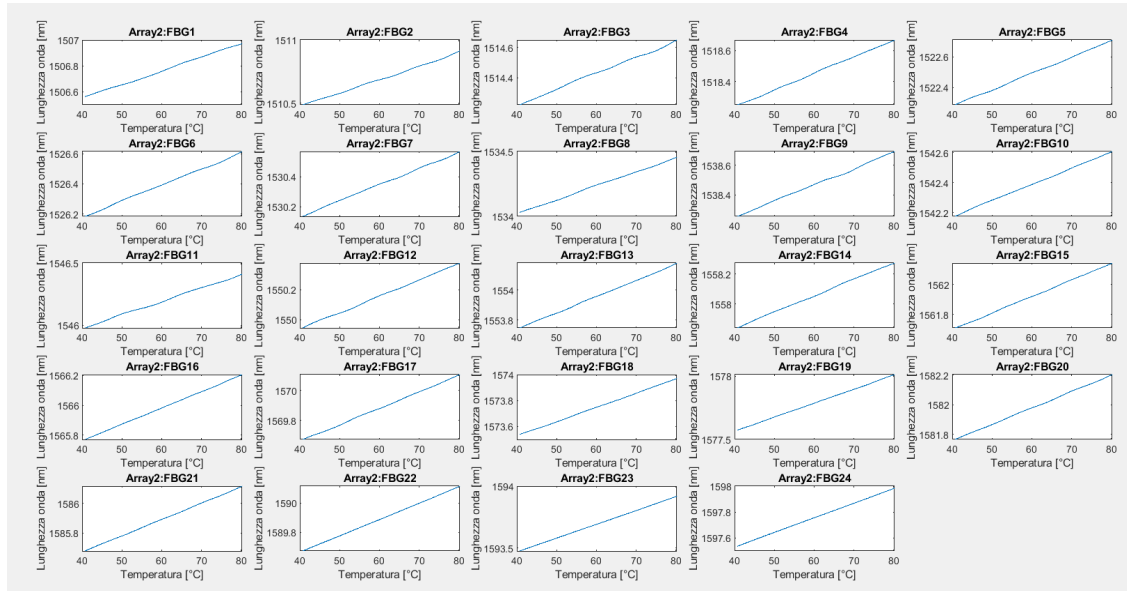


Figura 7.18. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

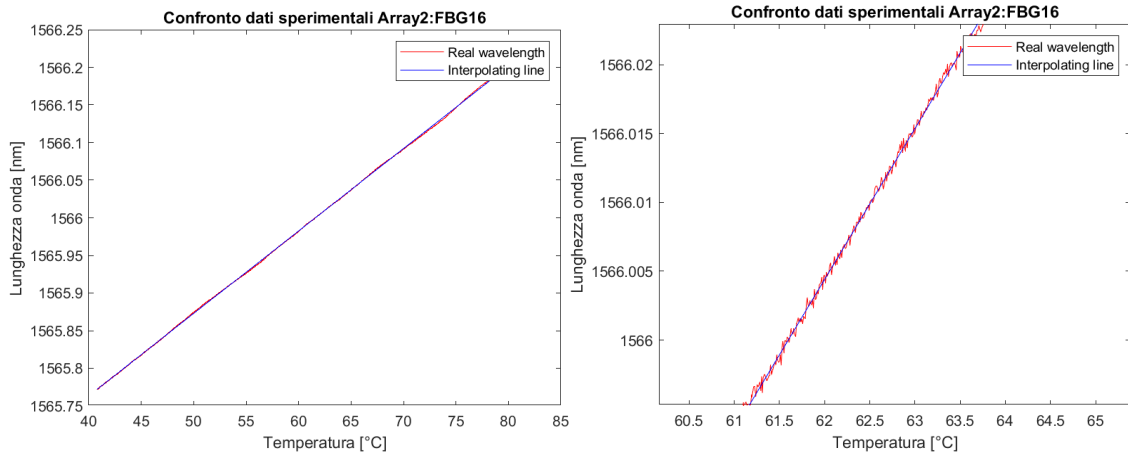


Figura 7.19. In blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e relativo zoom.

7.3.3 Caratterizzazione 3

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1506,136	1510,065	1513,781	1517,817	1521,857	1525,757
k ($\frac{pm}{°C}$)	10,435	10,365	10,741	10,603	10,609	10,601

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1529,696	1533,597	1537,819	1541,738	1545,539	1549,501
k ($\frac{pm}{°C}$)	10,796	10,620	10,817	10,821	10,846	10,855

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1553,309	1557,393	1561,268	1565,328	1569,227	1573,089
k ($\frac{pm}{°C}$)	10,764	10,964	10,842	10,905	10,882	10,880

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1577,127	1581,320	1585,228	1589,225	1593,023	1597,075
k ($\frac{pm}{°C}$)	10,951	10,980	11,029	11,042	11,063	11,256

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

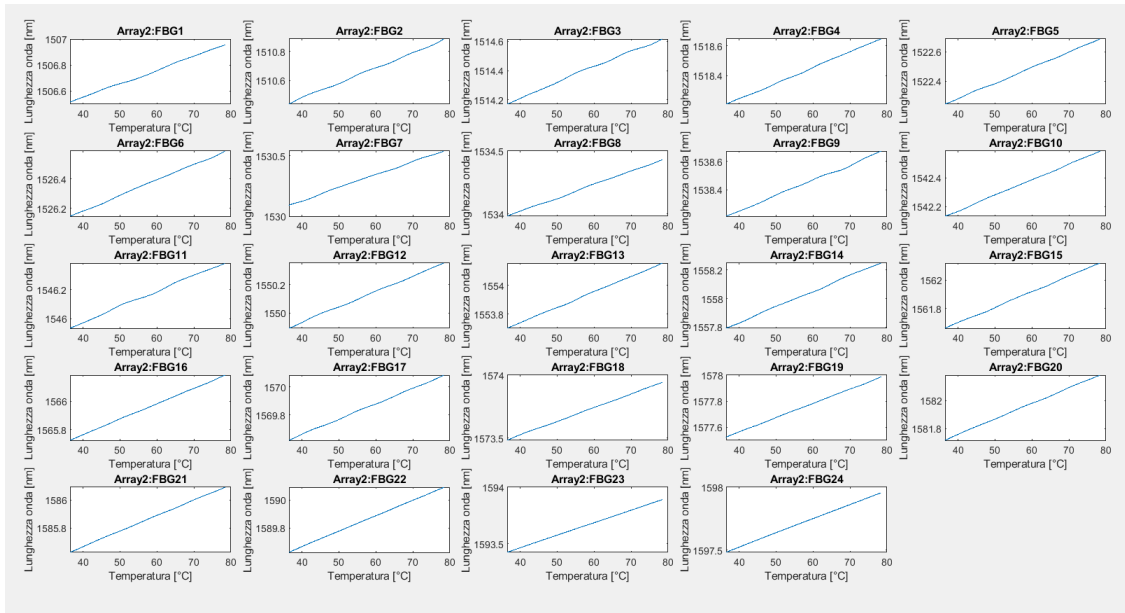


Figura 7.20. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

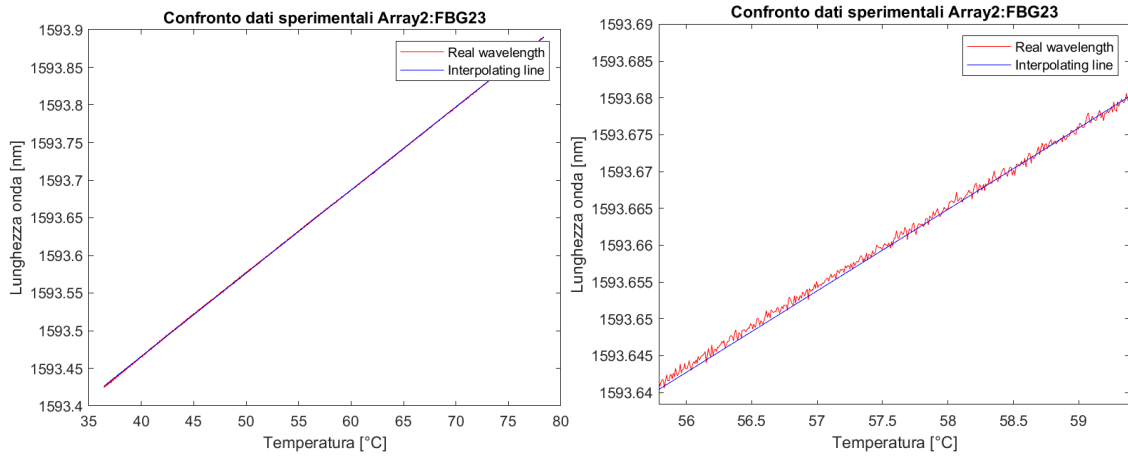


Figura 7.21. In blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e relativo zoom.

7.3.4 Caratterizzazione 4

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	1506,134	1510,068	1513,789	1517,810	1521,857	1525,753
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,604	10,425	10,570	10,660	10,702	10,727
	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1529,700	1533,596	1537,819	1541,740	1545,542	1549,511
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,734	10,797	10,823	10,857	10,863	10,902
	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1553,310	1557,399	1561,264	1565,328	1569,230	1573,094
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	10,941	10,968	10,982	11,007	11,062	11,074
	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1577,129	1581,320	1585,232	1589,227	1593,028	1597,083
k ($\frac{pm}{\circ C}$)	11,097	11,123	11,143	11,190	11,193	11,223

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

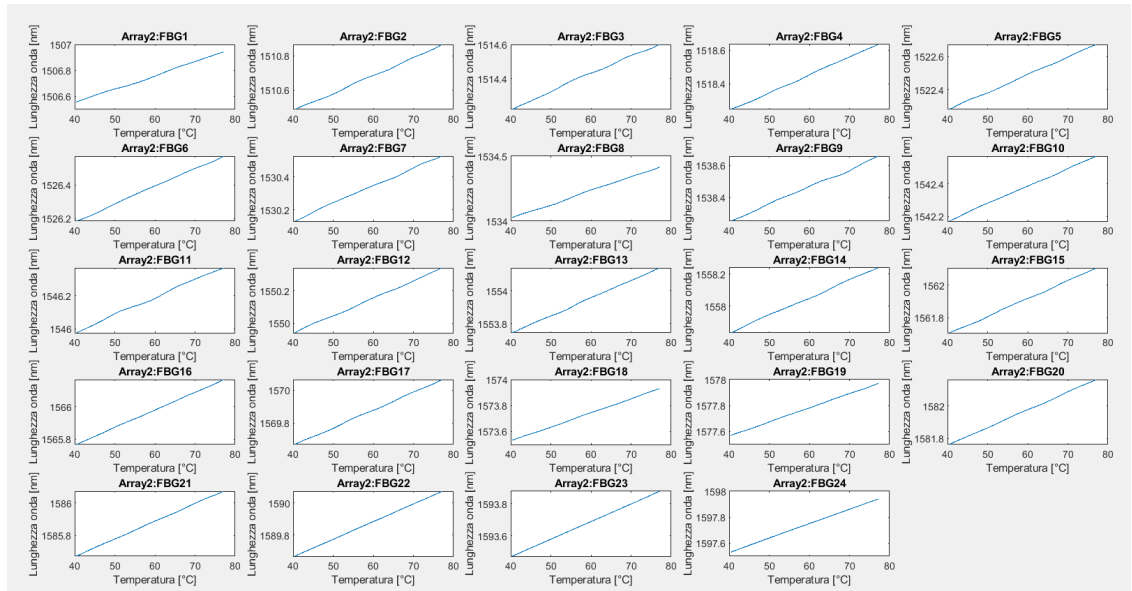


Figura 7.22. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

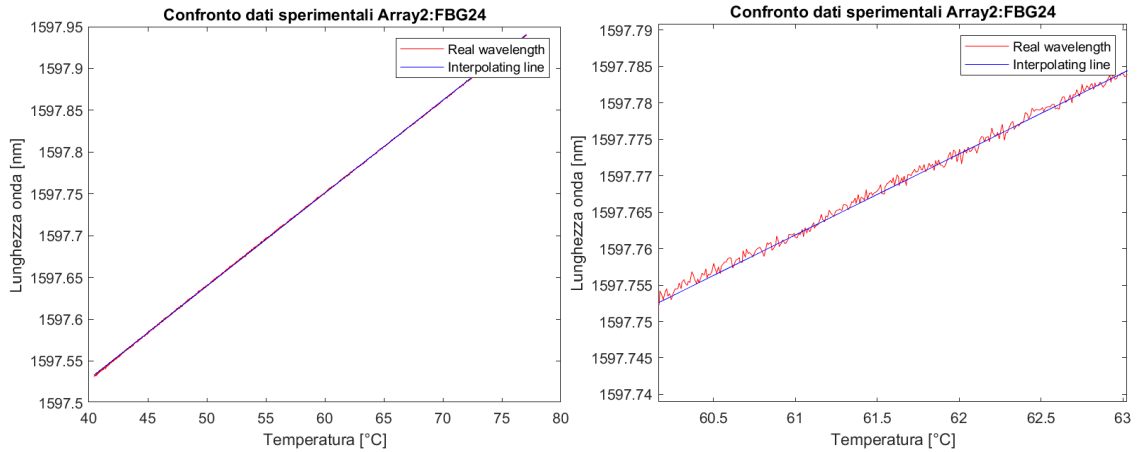


Figura 7.23. In blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti e relativo zoom.

Anche per l' *Array 2* sono state calcolate la media dei valori di λ_0 e della sensibilità k sulle quattro caratterizzazioni e le incertezze di taratura.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1506,133	1510,062	1513,784	1517,809	1521,855	1525,749
k_{mean} ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,498	10,410	10,744	10,739	10,623	10,741

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1529,696	1533,591	1537,817	1541,737	1545,539	1549,507
k_{mean} ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,843	10,739	10,865	10,859	10,884	10,803

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	11553,306	1557,395	1561,263	1565,326	1569,225	1573,090
k_{mean} ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,851	10,987	10,954	10,949	10,925	10,935

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
$\lambda_{0\text{mean}}$ (nm)	1577,124	1581,318	1585,228	1589,223	1593,024	1597,079
k_{mean} ($\frac{pm}{^\circ C}$)	11,026	11,019	11,059	11,077	11,114	11,255

Parametri di caratterizzazione $\lambda_{0\text{mean}}$ e k_{mean}

Anche per questo array la sensibilità k_{mean} si attesta tra 10 – 11 ($\frac{pm}{^\circ C}$) e presenta la stessa proporzionalità, come atteso.

Di seguito si riportano le incertezze di taratura $E_T(\lambda_0)$, $E_T(k)$ e $E_T(nl)$ espresse in $^\circ C$, ottenute come precedentemente descritto.

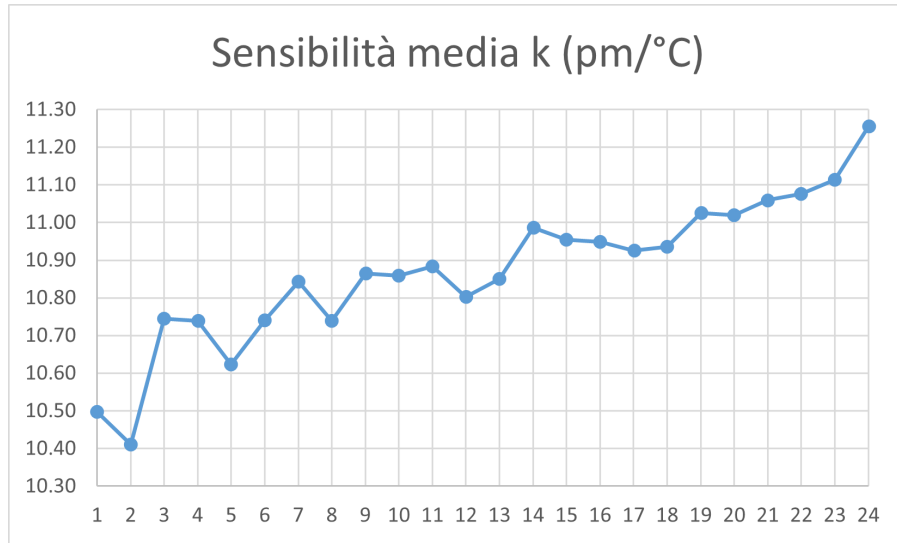


Figura 7.24. Sensibilità k , mediata sulle quattro prove di caratterizzazione

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	0,529	0,489	0,305	0,641	0,349	0,741
caratterizzazione 2	0,036	0,475	0,542	0,106	0,062	0,145
caratterizzazione 3	0,318	0,280	0,267	0,728	0,149	0,771
caratterizzazione 4	0,247	0,684	0,029	0,019	0,262	0,116

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	0,496	0,678	0,445	0,470	0,496	0,229
caratterizzazione 2	0,345	0,177	0,204	0,219	0,389	0,156
caratterizzazione 3	0,021	0,562	0,252	0,028	0,017	0,508
caratterizzazione 4	0,173	0,293	0,397	0,222	0,089	0,581

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	0,574	0,423	0,578	0,360	0,413	0,398
caratterizzazione 2	0,119	0,329	0,087	0,062	0,170	0,025
caratterizzazione 3	0,285	0,158	0,484	0,180	0,166	0,049
caratterizzazione 4	0,408	0,252	0,181	0,242	0,417	0,472

$E_T(\lambda_0)$ ($^{\circ}C$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	0,559	0,453	0,393	0,530	0,422	0,070
caratterizzazione 2	0,156	0,041	0,031	0,033	0,065	0,069
caratterizzazione 3	0,248	0,213	0,051	0,150	0,052	0,339
caratterizzazione 4	0,467	0,198	0,311	0,413	0,409	0,338

$E_T(\lambda_0)$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

Si evince che $E_T(\lambda_0)$ è minore rispetto all' *Array 1*: raggiunge, infatti, un massimo di $0,771\text{ }^\circ\text{C}$ per l' FBG 6, attestandosi su $0,5\text{ }^\circ\text{C}$.

$E_T(k)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	1,248	1,105	1,030	1,464	0,879	1,589
caratterizzazione 2	0,050	0,730	0,871	0,011	0,064	0,076
caratterizzazione 3	0,601	0,436	0,029	1,268	0,131	1,302
caratterizzazione 4	0,597	1,399	0,130	0,206	0,684	0,363

$E_T(k)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	1,324	1,543	1,114	1,309	1,329	0,930
caratterizzazione 2	0,511	0,229	0,343	0,322	0,690	0,157
caratterizzazione 3	0,436	1,104	0,444	0,347	0,347	0,483
caratterizzazione 4	0,377	0,667	1,013	0,640	0,292	1,256

$E_T(k)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	1,498	1,326	1,525	1,109	1,247	1,336
caratterizzazione 2	0,250	0,457	0,139	0,073	0,257	0,251
caratterizzazione 3	0,798	0,207	1,024	0,340	0,397	0,505
caratterizzazione 4	0,950	0,663	0,640	0,783	1,107	1,081

$E_T(k)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	1,512	1,262	1,254	1,426	1,401	0,791
caratterizzazione 2	0,371	0,128	0,006	0,105	0,185	0,311
caratterizzazione 3	0,677	0,355	0,270	0,310	0,457	0,003
caratterizzazione 4	1,205	0,780	0,990	1,221	1,129	1,106

$E_T(k)$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

$E_T(k)$, invece, è pari a un $1,3\text{ }^\circ\text{C}$ circa, maggiore rispetto all' *Array 1*.

$E_T(nl)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
caratterizzazione 1	0,795	0,647	1,156	0,642	0,730	0,651
caratterizzazione 2	0,816	1,411	1,087	0,624	0,639	0,764
caratterizzazione 3	1,028	0,929	1,277	0,545	0,572	0,687
caratterizzazione 4	0,953	0,669	1,093	0,507	0,587	0,785

$E_T(nl)$ ($^\circ\text{C}$)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
caratterizzazione 1	0,535	0,738	0,868	0,405	0,762	0,777
caratterizzazione 2	0,542	0,748	1,034	0,562	0,900	0,721
caratterizzazione 3	0,684	0,863	1,143	0,507	1,077	0,673
caratterizzazione 4	0,757	0,810	1,014	0,506	0,962	0,603

$E_T(\text{nl})$ ($^{\circ}C$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
caratterizzazione 1	0,527	0,543	0,580	0,293	0,616	0,497
caratterizzazione 2	0,578	0,579	0,452	0,291	0,441	0,334
caratterizzazione 3	0,577	0,692	0,678	0,370	0,458	0,469
caratterizzazione 4	0,617	0,686	0,565	0,346	0,462	0,406

$E_T(\text{nl})$ ($^{\circ}C$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
caratterizzazione 1	0,380	0,467	0,385	0,315	0,303	0,352
caratterizzazione 2	0,326	0,417	0,346	0,272	0,221	0,254
caratterizzazione 3	0,389	0,433	0,346	0,283	0,268	0,290
caratterizzazione 4	0,310	0,452	0,332	0,194	0,177	0,258

$E_T(\text{nl})$ delle quattro prove di caratterizzazione ed in grassetto il **valore massimo**

L'errore di linearità in tutte le prove di caratterizzazione si attesta su $0,6$ $^{\circ}C$ circa, raggiungendo un massimo di $1,411$ $^{\circ}C$ per il secondo FBG.

Si procede sommando i valori massimi di tutte e tre le incertezze di taratura, in $^{\circ}C$, ottenendo:

$E_T(\text{tot})$ ($^{\circ}C$)	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
somma	2,805	3,494	2,850	2,834	1,959	3,145

$E_T(\text{tot})$ ($^{\circ}C$)	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
somma	2,578	3,084	2,702	2,341	2,901	2,615

$E_T(\text{tot})$ ($^{\circ}C$)	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
somma	2,689	2,442	2,780	1,840	2,280	2,304

$E_T(\text{tot})$ ($^{\circ}C$)	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
somma	2,460	2,182	2,032	2,272	2,126	1,796

Somma delle tre incertezze di taratura, espressa in ($^{\circ}C$)

L' *Array 2* presenta delle incertezze leggermente maggiori rispetto l' *Array 1*, come si evince dalla somma dei valori massimi degli errori.

7.4 Array singolo

L' *Array singolo* presenta un solo FBG alla lunghezza d'onda di Bragg pari a 1550 nm.

La fibra ottica, anche in questo caso, è stata introdotta in un capillare in vetro. Si mostrano i valori di λ_0 e k ottenuti per ogni prova di caratterizzazione e la loro media sulle tre prove. Vengono riportate, inoltre, le diverse incertezze di taratura.

	$\lambda_0(nm)$	$k (pm/^\circ C)$
caratterizzazione 1	1549,582	10,634
caratterizzazione 2	1549,580	10,656
caratterizzazione 3	1549,578	10,776
media	1549.580	10.689

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

	$E_T(\lambda_0) (^\circ C)$	$E_T(k) (^\circ C)$	$E_T(nl) (^\circ C)$
caratterizzazione 1	0,149	0,511	0,152
caratterizzazione 2	0,003	0,307	0,149
caratterizzazione 3	0,153	0,818	0,150
max	0,153	0,818	0,152

$E_T(\lambda_0)$, $E_T(k)$ e $E_T(nl)$, espressi in $^\circ C$ e relativi **massimi**

L' errore di linearità raggiunge un massimo di $0,152 (^\circ C)$.
 La somma dei massimi delle tre incertezze è pari a $1,123 (^\circ C)$.

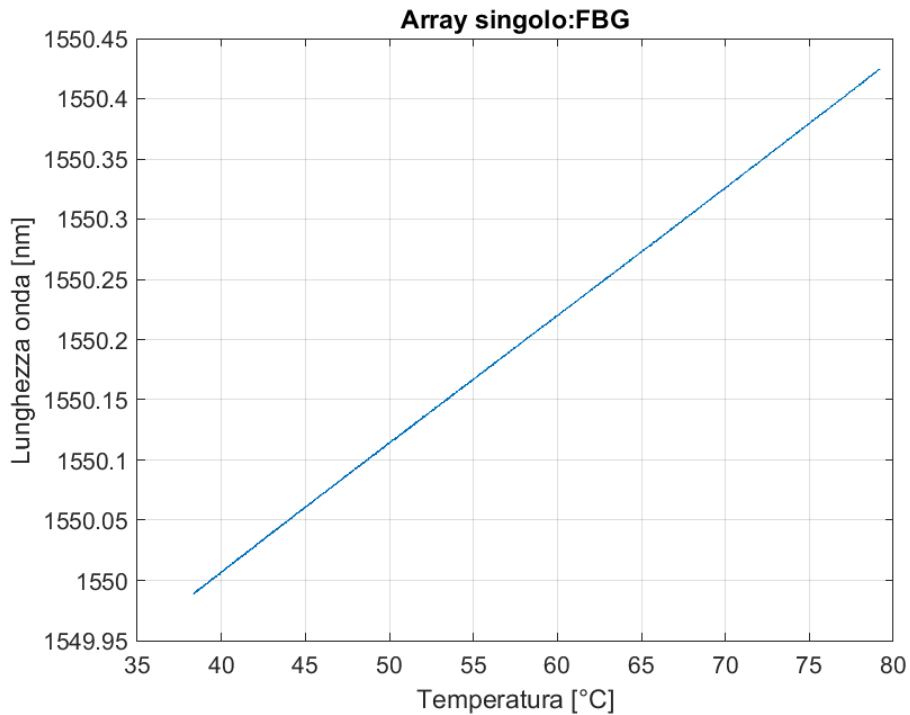


Figura 7.25. **CARATTERIZZAZIONE 1.** Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

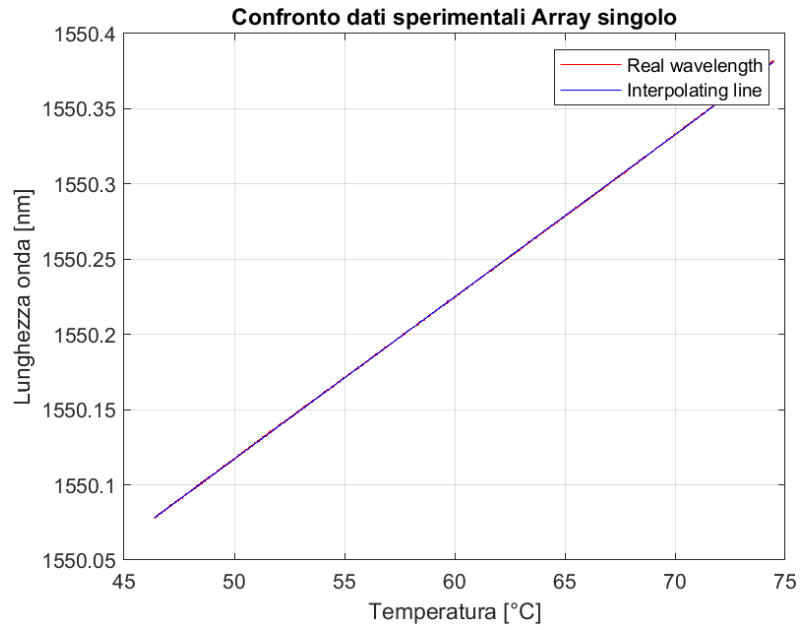


Figura 7.26. **CARATTERIZZAZIONE 1:** in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti.

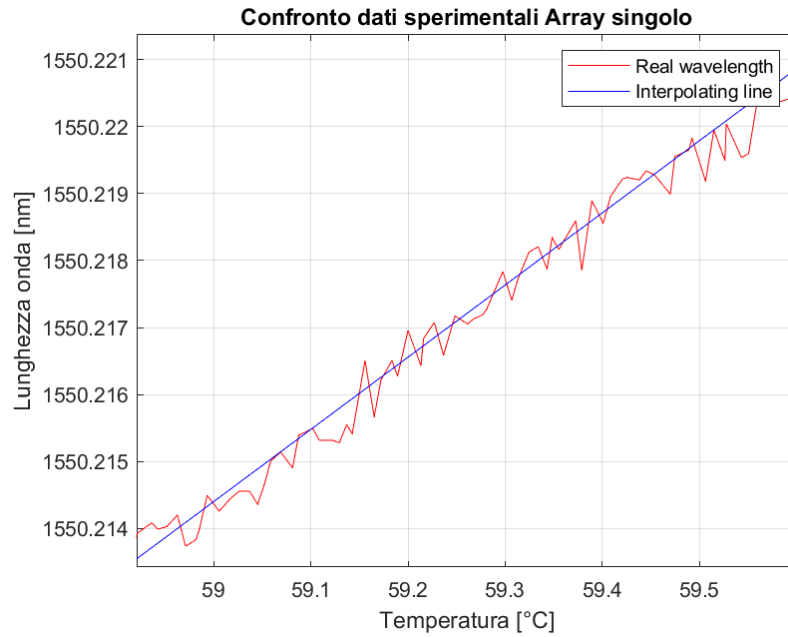


Figura 7.27. **CARATTERIZZAZIONE 1:** zoom, in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti.

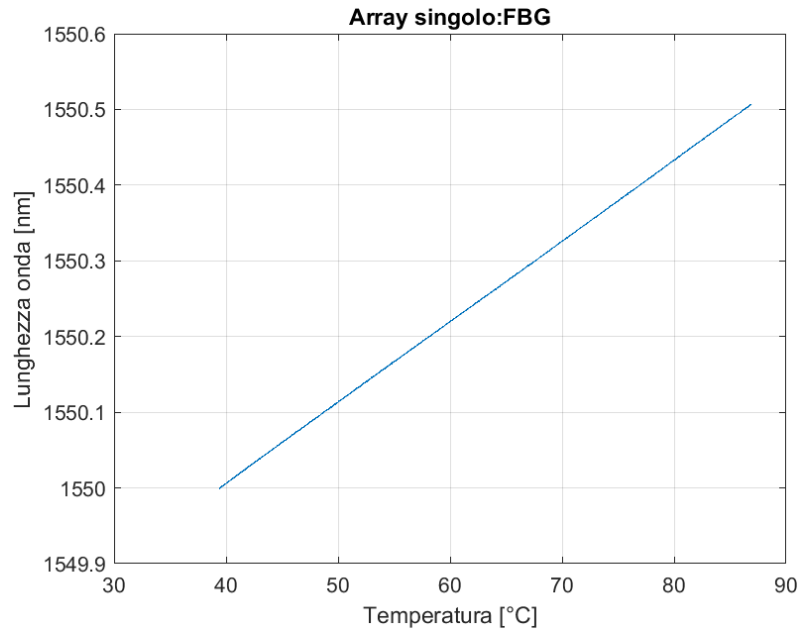


Figura 7.28. **CARATTERIZZAZIONE 2.** Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

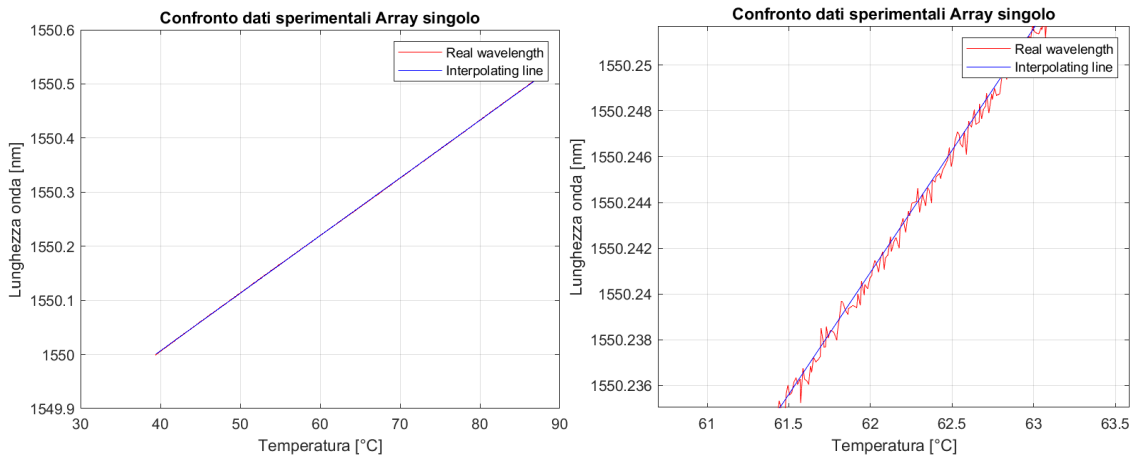


Figura 7.29. **CARATTERIZZAZIONE 2:** in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione `polyfit`, in rosso i dati acquisiti con zoom del confronto nella figura a destra.

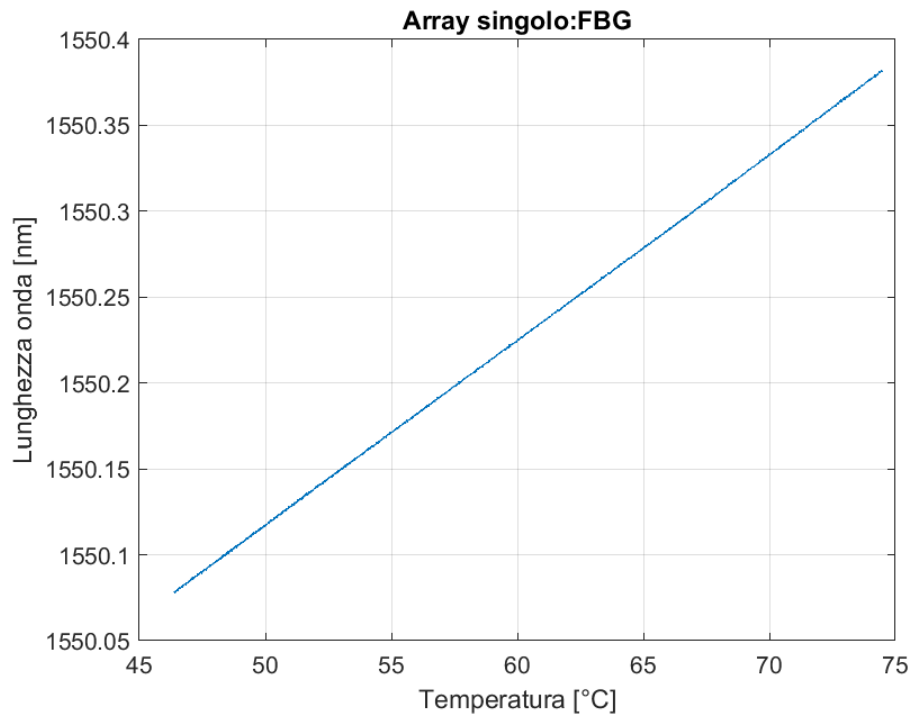


Figura 7.30. **CARATTERIZZAZIONE 3.** Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000.

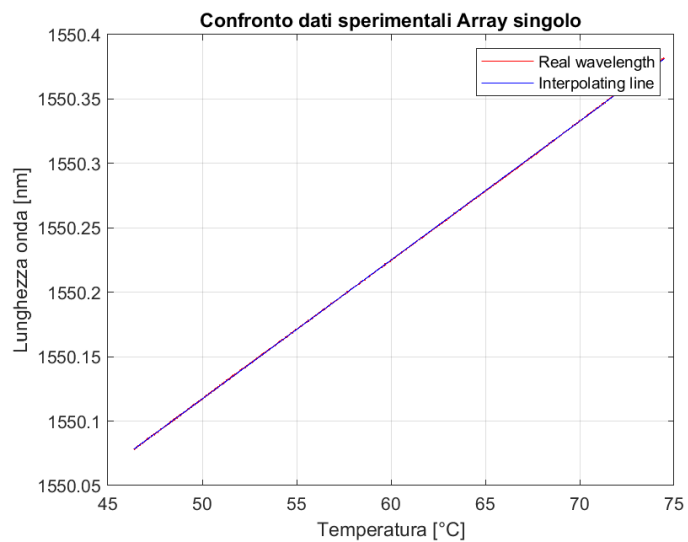


Figura 7.31. **CARATTERIZZAZIONE 3:** in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti.

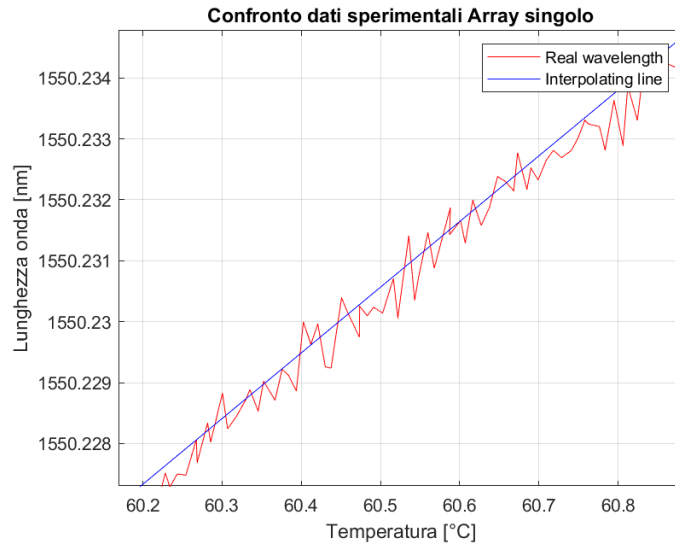


Figura 7.32. **CARATTERIZZAZIONE 3:** zoom, in blu la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit**, in rosso i dati acquisiti.

7.5 Caratterizzazione dei reticoli di Bragg in capillare in PEEK

È stato caratterizzato un ulteriore *Array*, incapsulato in un capillare in PEEK, un polimero termoplastico con eccellenti proprietà meccaniche e chimiche, resistente anche alle alte temperature.

L'*Array* è costituito da 24 FBG, ognuno di estensione di 1 mm con una spaziatura di 3 mm tra i centri. Il range delle lunghezza d'onda è 1506-1598 nm, a passo di 4 nm: le lunghezze d'onda più piccole sono in corrispondenza della punta della sonda e gli FBG sono numerati, in ordine crescente, dalla lunghezza d'onda più bassa.

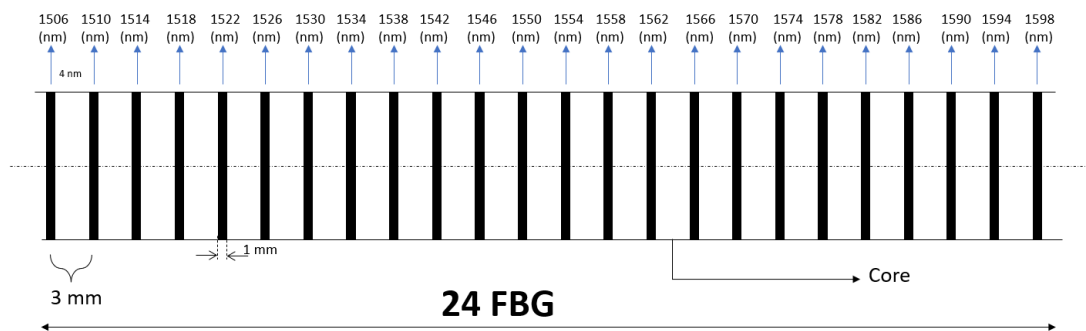


Figura 7.33. Schema *Array* in PEEK.

7.5.1 Set-up di misura

Consiste in:

- capillare in PEEK;
- cilindro metallico;
- Micron Optics HYPERION si155;
- termocoppia tipo J con il dispositivo di misura USB-TC01, dotato della tecnologia InstantDAQ. Questa tecnologia include un software integrato per la visualizzazione e la registrazione dei dati di temperatura in un file txt. È possibile collegare l'USB-TC01 a qualsiasi porta USB per utilizzare il PC come display e monitorare i dati in tempo reale.
 - Risoluzione: $0.0625\text{ }^{\circ}\text{C}$;
 - Errore di temperatura: $1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$
 - Massima frequenza di risposta: $4\frac{\text{S}}{\text{s}}$
 - Risoluzione ADC: 20 bits.
- camera climatica Vötsch VC 4018;

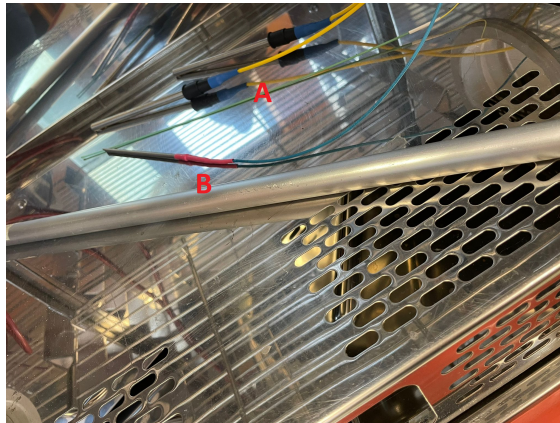


Figura 7.34. **A:** Array, **B:** cilindro metallico, sul ripiano inferiore della camera climatica Vötsch VC 4018.

All'interno della camera climatica Vötsch VC 4018 è stata settata una discesa di temperatura da $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $27\text{ }^{\circ}\text{C}$ circa, ad umidità costante, in un arco temporale di tre ore e mezza, nella quale è stato posto il cilindro metallico con all'interno l'Array e la termocoppia. Il cilindro metallico evita che la misura di temperatura, rilevata dal sensore, sia erroneamente influenzata dal flusso di aria presente nella

camera climatica.

I due file di testo, uno comprendente i dati di temperatura ogni secondo e l'altro comprendente i dati di lunghezze d'onda misurate ogni 0,1 s sono stati processati in Matlab[®]. Come primo step, sono stati filtrati mediante la funzione **filtfilt** i segnali di ogni reticolo per abbassare il rumore presente e successivamente sono stati riallineati nel tempo, mediandoli ogni secondo, con i dati di temperatura misurati dalla termocoppia.

Successivamente si è applicata la funzione Matlab[®] **polyfit** per ottenere i parametri della caratterizzazione λ_0 e la sensibilità k .

Sono stati esclusi FBG1, FB2, FBG10 in quanto non significativi.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
λ_0 (nm)	-	-	1513,951	1518,114	1522,131	1525,975
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	-	-	11,074	10,613	11,003	11,219

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
λ_0 (nm)	1529,928	1533,744	1537,976	-	1545,654	1549,555
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	10,851	11,024	11,067	-	11,085	11,160

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
λ_0 (nm)	1553,608	1557,573	1561,387	1565,298	1569,161	1573,368
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	11,040	11,056	11,142	11,305	11,262	11,259

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
λ_0 (nm)	1577,214	1581,149	1584,980	1588,991	1592,706	1596,802
k ($\frac{pm}{^\circ C}$)	11,274	11,322	11,157	11,171	11,207	11,227

Parametri di caratterizzazione λ_0 e k

La sensibilità k si attesta sugli 11 $^\circ C$ circa.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6
$E_T(nl)$ ($^\circ C$)	-	-	2,620	3,418	4,154	3,160

	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10	FBG 11	FBG 12
$E_T(nl)$ ($^\circ C$)	2,619	2,246	2,632	-	2,453	2,173

	FBG 13	FBG 14	FBG 15	FBG 16	FBG 17	FBG 18
$E_T(nl)$ ($^\circ C$)	2,009	2,259	2,569	2,346	2,126	2,012

	FBG 19	FBG 20	FBG 21	FBG 22	FBG 23	FBG 24
$E_T(nl)$ ($^\circ C$)	1,971	2,221	3,522	3,774	4,025	4,066

Errore di non linearità $E_T(nl)$

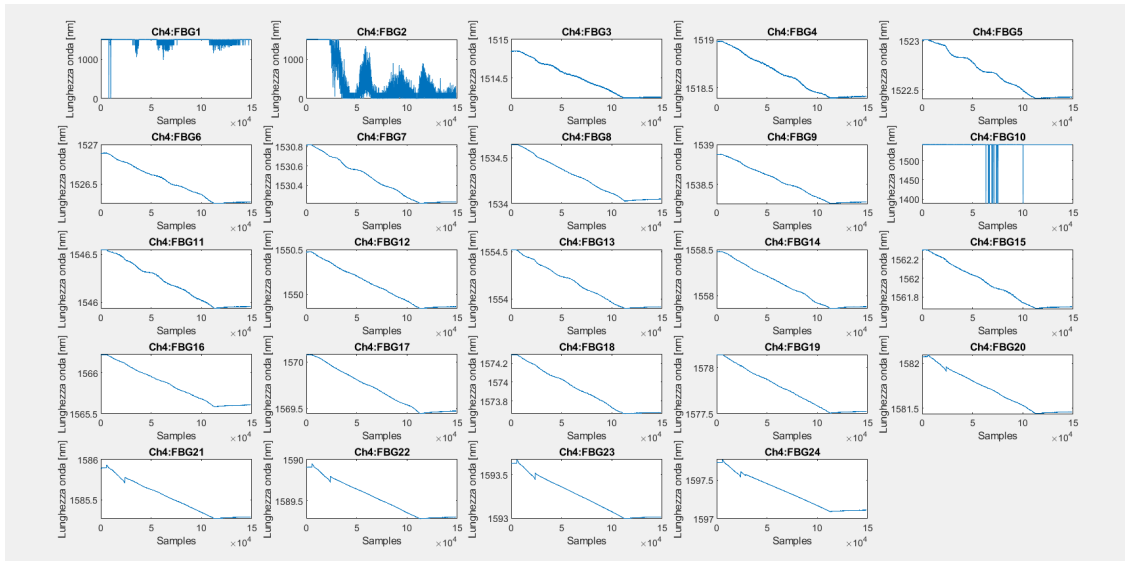


Figura 7.35. Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg durante la prova.

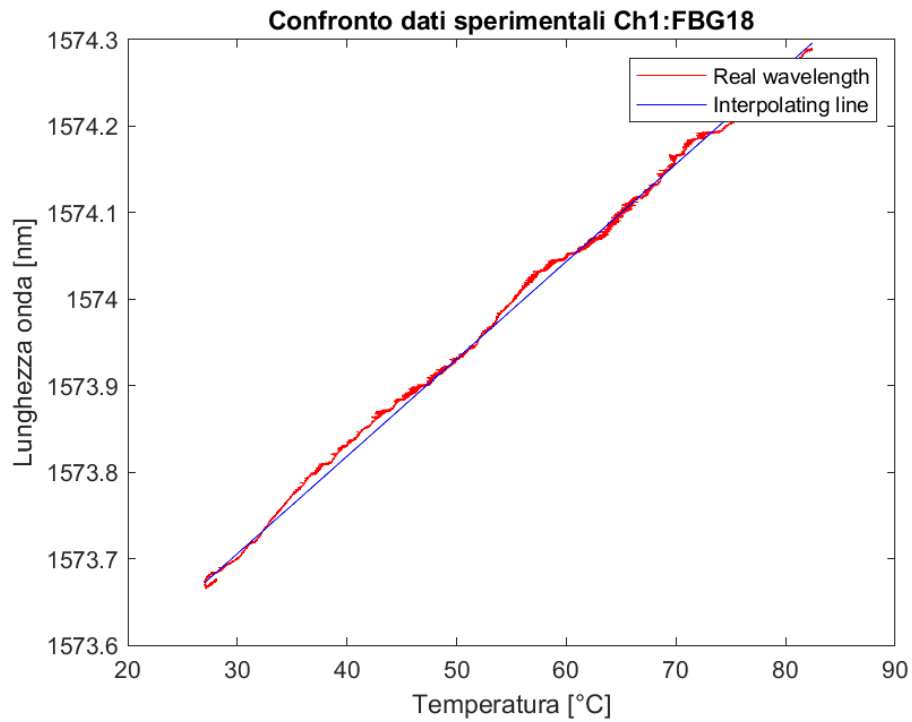


Figura 7.36. In blu la retta interpolante ricavata dalla funzione **polyfit**, in rosso i dati di temperatura acquisiti.

Capitolo 8

Prove sperimentali su phantom

I sensori in fibra ottica, una volta caratterizzati, sono stati utilizzati in una prova di ipertermia a microonde.

8.1 Ipertermia in oncologica

L'ipertermia è un trattamento estremamente selettivo, in quanto mira a danneggiare esclusivamente le cellule tumorali che sono sottoposte a riscaldamento di circa $45\text{ }^{\circ}\text{C}$. A tali temperature, queste cellule, più sensibili al calore rispetto a quelle sane, tendono a subire un danno che gradualmente ne provoca la morte mediante un meccanismo, noto come apoptosi. Durante l'apoptosi la cellula morente va incontro ad una serie di cambiamenti morfologici evidenti: in particolare vi è una riduzione di volume a causa dell'espulsione di acqua e successivamente la cellula si rompe in piccole vescicole chiuse che vengono poi inglobate e distrutte dai fagociti circostanti. Questo meccanismo perciò si differenzia dalla necrosi, indotta invece dai trattamenti termoablativi. Il fenomeno di necrosi è anch'esso responsabile della morte cellulare ma la cellula morente per necrosi va incontro ad un rigonfiamento rapido ed incontrollato fino a scoppiare: il suo nucleo si distrugge, la membrana cellulare si disgrega velocemente, riversando il contenuto intracellulare nell'ambiente esterno.[31]

Il trattamento di ipertermia si effettua con apparati a microonde o radiofrequenza che generano onde elettromagnetiche a potenze e frequenze adeguate al raggiungimento dell'ipertermia nel volume bersaglio.

- Tumori profondi: si utilizzano array di antenne a frequenze tra i 70 MHz e i 144 MHz, come per il carcinoma dell' utero o del retto;
- Tumori superficiali: si utilizzano apparati a microonde con frequenze maggiori, tra i 434 MHz ed i 915 MHz. Esempi di lesioni tumorali poste in superficie sono i melanomi, le recidive dei tumori del seno e i tumori del testa/collo.

Il trattamento ipertermico è ben tollerato e viene utilizzato quando il paziente non può essere sottoposto ai trattamenti tradizionali, oppure in associazione con quest'ultimi per favorirne l'efficacia.[32]

8.2 Set-up

In questa sezione si illustra l'allestimento del sistema al fine di misurare una prova di ipertermia a microonde su fantoccio in agar, utilizzando le fibre ottiche.

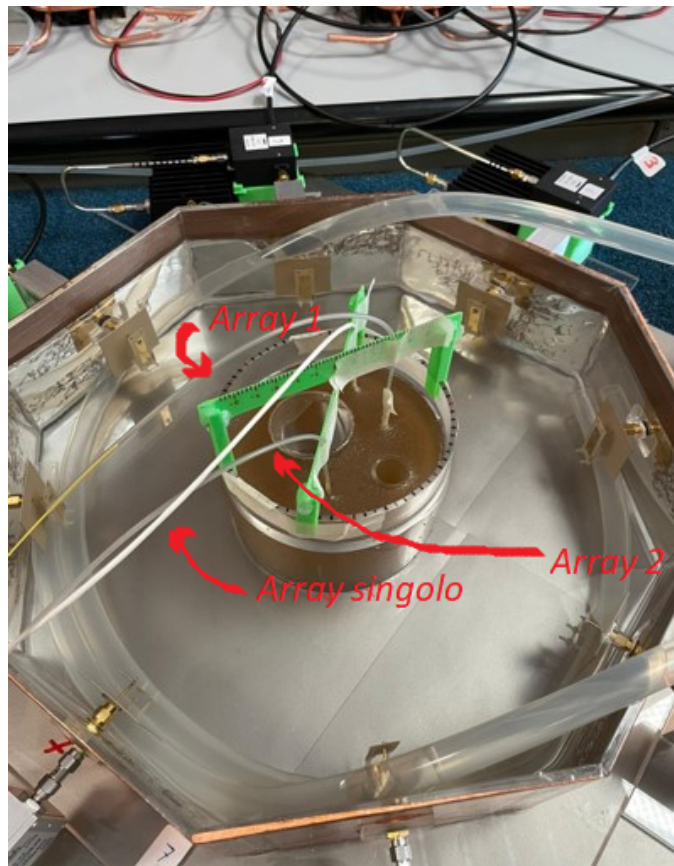


Figura 8.1. Set-up della prova di ipertermia e posizionamento dei tre sensori.

Il sistema contiene otto antenne per il riscaldamento di circa $45\text{ }^{\circ}\text{C}$ nella zona target, acqua ed un cilindro contenente agar, simulante il collo, nel quale a sua volta sono presenti due cilindri: il cilindro con diametro maggiore rappresenta la trachea, mentre quello più piccolo la colonna vertebrale. Le tre sonde sono state posizionate nel cilindro di agar ed in particolare:

- *Array 2*: è stato posizionato nella zona target di riscaldamento;
- *Array 1*: è stato posizionato vicino all'*Array 2*, ma a destra della 'trachea';
- *Array singolo*: è stato posizionato simmetricamente opposto all'*Array 2*.

Gli array sono stati posizionati a 1,5 cm dal fondo del cilindro di agar.

La prova ha avuto una durata di circa cinque ore e mezza e comprende la fase di pre-riscaldamento, la fase di riscaldamento e la fase successiva allo spegnimento delle antenne. Durante tutto lo svolgimento della prova, sono state acquisite le lunghezze d'onda di Bragg mediante il Micron Optics HYPERION in modo da ottenere le misure di temperatura, attraverso i coefficienti $\lambda_{0\text{mean}}$ e k_{mean} , ottenuti durante le prove di caratterizzazione. I dati acquisiti sono stati poi rielaborati in Matlab.

Il **post-processing** consiste in:

1. Filtraggio: è stato utilizzato un filtro a media mobile su tutti i segnali di temperatura;
2. Rimozione dell'offset: è stata rimossa la media dei primi dieci valori di temperatura all'istante zero di ogni reticolo dei tre array, ottenendo così una misura di differenza di temperatura.

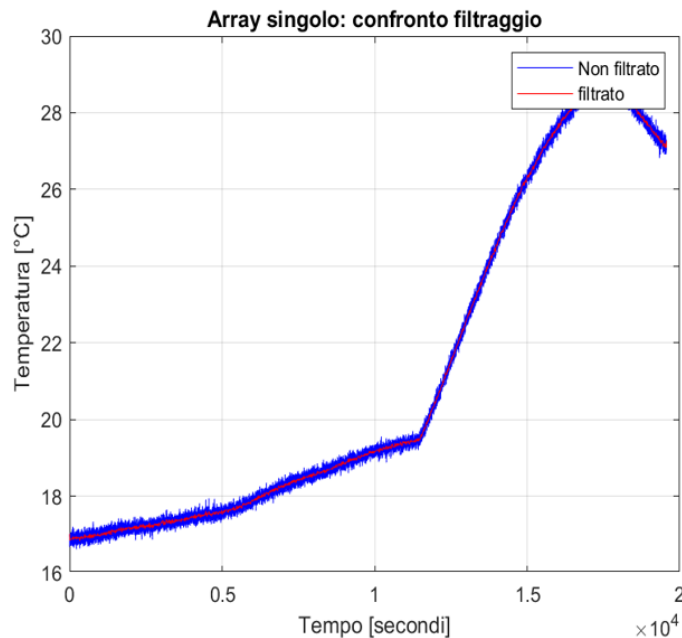


Figura 8.2. Effetto del filtraggio sulla temperatura rilevata dall' *Array singolo*.

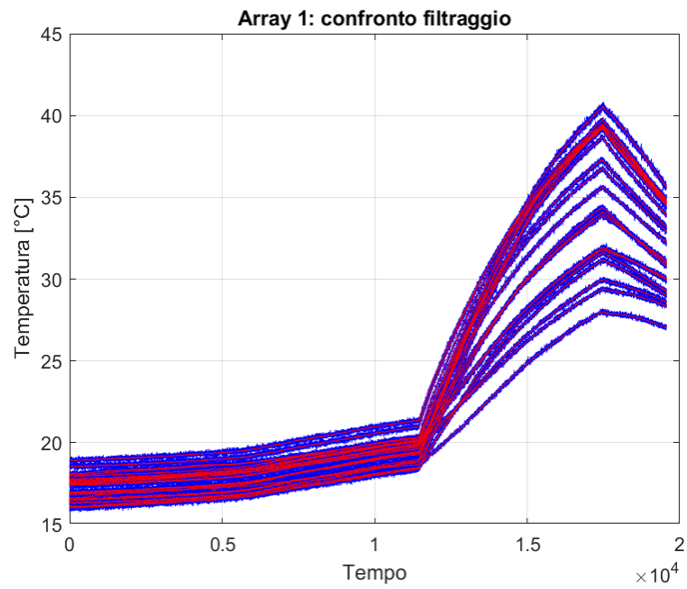


Figura 8.3. Effetto del filtraggio sulla temperatura rilevata dall'Array 1: in rosso il segnale filtrato ed in blu il segnale non filtrato.

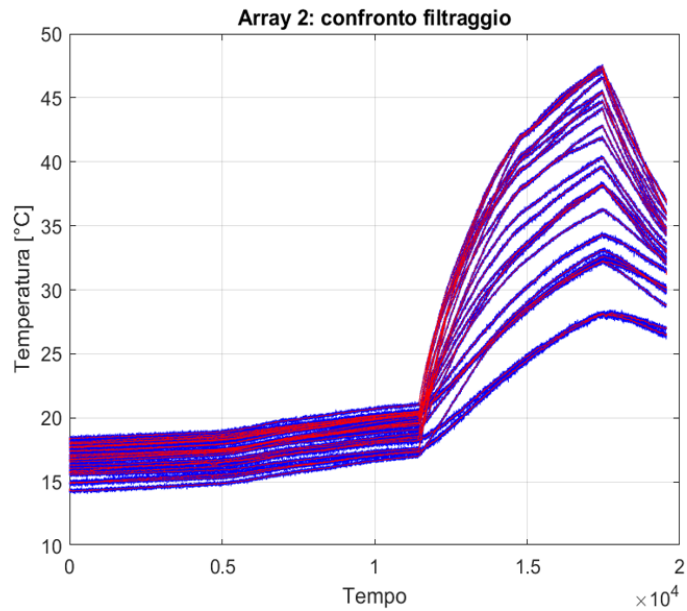


Figura 8.4. Effetto del filtraggio sulla temperatura rilevata dall'Array 2: in rosso il segnale filtrato ed in blu il segnale non filtrato.

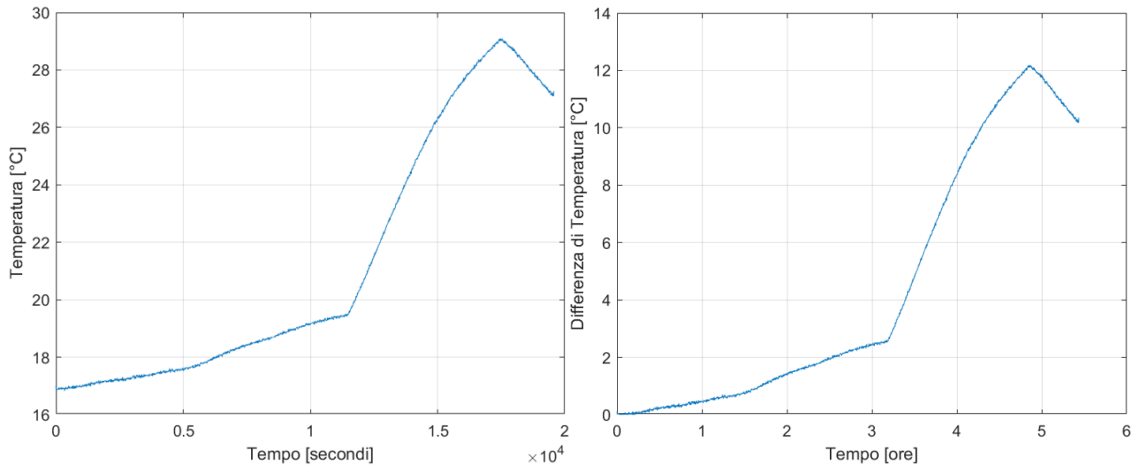


Figura 8.5. Esempio di rimozione dell'offset sul segnale di temperatura rilevato dall' *Array singolo*.

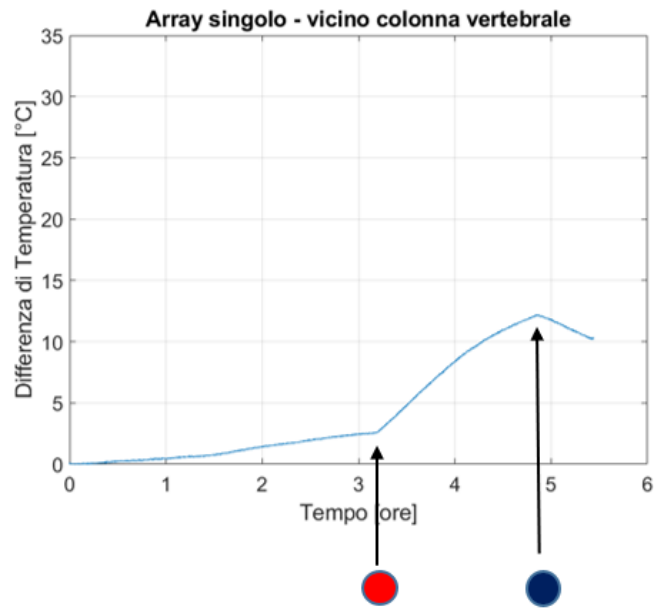


Figura 8.6. **Differenza di Temperatura** ($^{\circ}C$) dall'inizio della prova in funzione del tempo (ore) rilevata dall' *Array singolo*: il pallino **rosso** indica il momento di accensione delle antenne, quello **blu** il loro spegnimento.

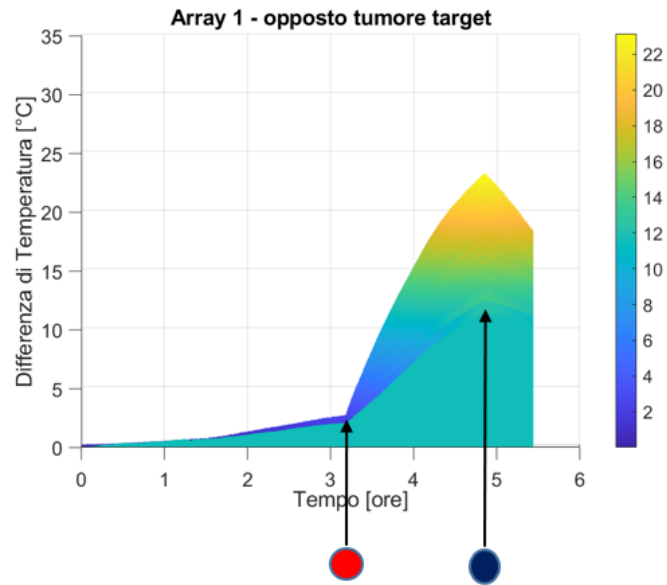


Figura 8.7. **Differenza di Temperatura** ($^{\circ}C$) dall'inizio della prova in funzione del tempo (ore) rilevata dall' *Array 1*: il pallino **rosso** indica il momento di accensione delle antenne, quello **blu** il loro spegnimento.

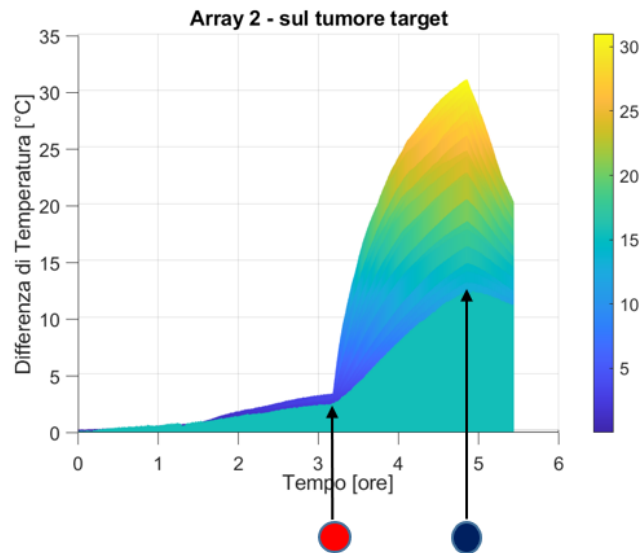


Figura 8.8. **Differenza di Temperatura** ($^{\circ}C$) dall'inizio della prova in funzione del tempo (ore) rilevata dall' *Array 2*: il pallino **rosso** indica il momento di accensione delle antenne, quello **blu** il loro spegnimento.

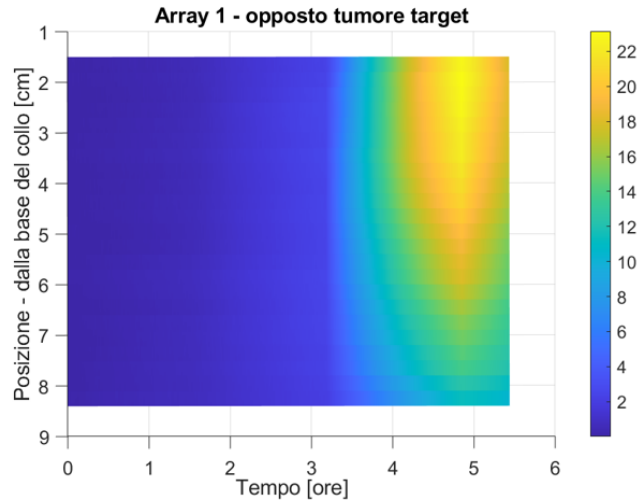


Figura 8.9. Array 1: il colore è indice della variazione di temperatura. La posizione aumenta partendo dal fondo del prototipo (collo).

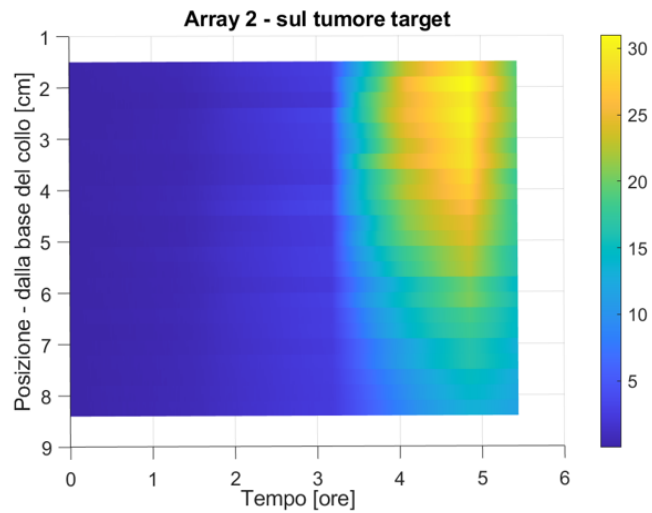


Figura 8.10. Array 2: il colore è indice della variazione di temperatura. La posizione aumenta partendo dal fondo del prototipo (collo).

Capitolo 9

Conclusioni

In questo lavoro di tesi lo studio si è focalizzato sulla realizzazione e caratterizzazione dei sensori in fibra ottica basati sui reticoli di Bragg per il rilevamento della temperatura.

Essi, infatti, rappresentano una tecnologia promettente nell'ambito della termometria in ambito clinico, importante per il monitoraggio della temperatura durante i trattamenti di ablazione termica.

I sensori in fibra ottica basati sui reticoli di Bragg (FBG) sono sensibili sia alle variazioni di temperatura che a stress meccanici: entrambe le grandezze fisiche, infatti, provocano uno shift della lunghezza d'onda di Bragg.

È stato, quindi, necessario rendere i sensori il meno possibile sensibili alle eventuali deformazioni meccaniche durante il loro utilizzo per evitare errori di misura.

A tal fine la fibra è stata rivestita con un capillare di vetro, di diametro esterno di 2 mm ed interno di 1 mm. Inoltre, per far sì che gli array all'interno del capillare non fossero soggetti a possibili spostamenti, alle estremità del capillare stesso, è stata inserita una piccola quantità di resina biocomponente così da fissarli, posizionando la fibra a circa un centimetro dalla punta del capillare.

Sono stati caratterizzati tre diversi sensori, incapsulati nel capillare in vetro, e sono stati ricavati per via sperimentale i parametri λ_0 e k della relazione lineare tra la lunghezza d'onda di Bragg e la temperatura.

Per ogni sensore di temperatura sono state svolte diverse prove, ottenendo una media dei parametri di caratterizzazione ($\lambda_{0_{\text{mean}}}$ e k_{mean}) e le incertezze di taratura, espresse in °C ($E_T(\lambda_0)$, $E_T(k)$ e $E_T(\text{nl})$).

In particolare, l'errore di linearità per l'*Array 1* si attesta sui 0,2 °C circa, per l'*Array 2* sui 0,6 °C mentre per l'*Array singolo* raggiunge un massimo di 0,15 °C. Successivamente sono stati calcolati e poi sommati i valori massimi delle tre incertezze delle diverse prove di caratterizzazione.

È stata presa in considerazione un'ulteriore configurazione: è stato incapsulato un array in un capillare in PEEK. Questo è stato caratterizzato con un setup di misura diverso: il sensore, collegato al Micron Optis e all'interno di un tubo metallico

con la termocoppia, è stato posto nella camera climatica che è stata riscaldata e successivamente lentamente raffreddata. Tuttavia da questa prova di caratterizzazione, si sono ottenuti risultati peggiori rispetto alle caratterizzazioni dei sensori incapsulati nel capillare di vetro. L' errore di linearità, infatti, raggiunge un massimo di $4\text{ }^{\circ}\text{C}$ probabilmente dovuto a spostamenti della fibra all'interno del capillare.

È stato implementato, inoltre, un modello termico mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab® per valutare l'errore introdotto dal capillare di protezione della fibra in una distribuzione lineare di temperatura ($1,875\frac{^{\circ}\text{C}}{\text{cm}}$).

Si sono presi in esame diversi capillari con proprietà termiche differenti.

Dalle simulazioni effettuate, si evince come la presenza del capillare in vetro e in PEEK generi errori di temperatura al massimo di $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ sulla punta della sonda e al di sotto di $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}$ dove è presente la fibra. Il capillare in acciaio inox presenta errori leggermente maggiori, raggiungendo $0,52\text{ }^{\circ}\text{C}$ in corrispondenza della punta e $0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ ad un centimetro da essa.

A fronte degli errori ottenuti, questi materiali potrebbero essere dei possibili rivestimenti della fibra, ad eccezione, però, del capillare in rame il quale errore di temperatura si attesta al di sopra del grado, raggiungendo $4,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ nella punta della sonda.

Infine, gli *Array 1*, *Array 2* e l'*Array singolo*, incapsulati nel capillare di vetro, sono stati utilizzati in una prova di ipertermia a microonde: questi sono stati inseriti in un blocco di agar in tre diverse posizioni per monitorarne la temperatura.

Questo a dimostrazione della fattibilità e delle potenzialità dell'approccio proposto. Miglioramenti sono possibili sia nel set-up di caratterizzazione dei sensori, utilizzando forni di calibrazione usati in ambito metrologico, sia nel modello termico, imponendo condizioni più vicine a quelle incontrate nelle prove sperimentali.

Appendice A

Modello termico - Codice Matlab

```
1 clear all
   close all
3  clc

5  %% Creazione della geometria e della mesh del modello termico

7  thermalModelT = createpde('thermal','transient-axisymmetric');

9  %Geometria 1: capillare pieno
   %gd=[3,3;4,4;0,0;0.08,0.001;0.08,0.001;0,0;0,0.04;
11 %0,0.04;0.16,0.12;0.16,0.12];
   %sf='R1 +R2'; %1=agar 2=capillare
13 %ns=[82,82;49,50];
   %g=decsd(gd,sf,ns);
15

17 %Geometria 2: capillare cavo
   %diametro esterno 2 mm diamentro interno 1,55mm
19 %gd=[3,3,3;4,4,4;0,0,0;0.08,0.001,0.000775;0.08,0.001,0.000775;
   0,0,0;0,0.04,0.04;0,0.04,0.04;0.16,0.12,0.12;0.16,0.12,0.12];
21 %diametro esterno 2 mm diamentro interno 1 mm
   gd=[3,3,3;4,4,4;0,0,0;0.08,0.001,0.0005;0.08,0.001,
23 0.0005;0,0,0;0,0.04,0.04;0,0.04,0.04;0.16,0.12,0.12;0.16,0.12,0.12];
   sf='R1+R2+R3';
25 ns=[82,82,82;49,50,51];
   g=decsd(gd,sf,ns);
27
   geometryFromEdges(thermalModelT,g);
29
```

```

31 %Plot della geometria
figure
33 pdegplot(thermalModelT,'EdgeLabels','on')
axis equal
35
%Creazione della mesh
37 mesh = generateMesh (thermalModelT,'Hmax',0.0005);

39 %plot della mesh
figure
41 pdemesh(thermalModelT)
title('Mesh')
43
%%
45 %Caratteristiche termiche

47 % Agar      %assimilabile all'acqua
k_agar = 0.55; % conducibilita      termica agar [W/m*K]
49 rho_agar = 1033; % densita      media agar [kg/m^3]
c_agar = 4200; % calore specifico agar [J/kg*K]
51 thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',
k_agar,'MassDensity',rho_agar , 'SpecificHeat',c_agar , 'Face',1);
53
%%A seconda del materiale preso in considerazione
55 % Capillare di vetro
k_capillare = 1.38 ; % conducibilita      termica [W/m*K]
57 rho_capillare = 2203 ; % densita      media [kg/m^3]
c_capillare = 703; % calore specifico [J/kg*K]
59 thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',k_capillare,
'MassDensity',rho_capillare , 'SpecificHeat',c_capillare , 'Face',2);
61
% Capillare di peek
63 %k_peek = 0.25 ; % conducibilita e termica [W/m*K]
%rho_peek = 1320 ; % densita media [kg/m^3]
65 %c_peek = 1060; % calore specifico [J/kg*K]
%thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',k_peek,
67 %'MassDensity',rho_peek , 'SpecificHeat',c_peek , 'Face',2);

69 % Capillare di inox
%k_inox = 16.3 ; % conducibilita r termica [W/m*K]
71 %rho_inox = 7960; % densita media [kg/m^3]
%c_inox = 502; % calore specifico [J/kg*K]
73 %thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',
%k_inox, 'MassDensity',rho_inox , 'SpecificHeat',c_inox, 'Face',2);
75

```

```

% Capillare di rame
77 %k_rame = 390 ; % conducibilita r termica [W/m*K]
%rho_rame = 8930; % densita r media [kg/m^3]
79 %c_rame = 385; % calore specifico [J/kg*K]
%thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',
81 %k_rame, 'MassDensity',rho_rame , 'SpecificHeat',c_rame,'Face',2);

83
% Aria %per la Geometria 2
85 k_aria = 0.0026; % conducibilita termica [W/m*K]
rho_aria = 1.165; % densita media [kg/m ^3]
87 c_aria = 1020 ; % calore specifico [J/kg*K]
thermalProperties (thermalModelT,'ThermalConductivity',
89 k_aria, 'MassDensity',rho_aria , 'SpecificHeat',c_aria , 'Face',3);

91 %% Condizioni iniziali e condizioni al contorno
%imposto il gradiente
93 T0_agar = @(location,~) location.y .*(-187.5)+50;
T0=25;
95 %

97 %Geometria 1
%thermalIC(thermalModelT, T0_agar, 'Face',1);
99 %thermalIC(thermalModelT,T0,'Face',2);
%thermalIC(thermalModelT,T0 , 'Edge',[4,6,8]);
101 %thermalBC(thermalModelT , 'Edge',1, 'Temperature',50);
%thermalBC(thermalModelT, 'Edge',3, 'Temperature',20);

103
%Geometria 2
105 thermalIC(thermalModelT, T0_agar, 'Face',1);
thermalIC(thermalModelT,T0,'Face',2);
107 thermalIC(thermalModelT,T0,'Face',3);
thermalIC(thermalModelT,T0 , 'Edge',[8,9,4,6,7]);
109 thermalBC(thermalModelT , 'Edge',1, 'Temperature',50);
thermalBC(thermalModelT, 'Edge',3, 'Temperature',20);

111
%% Soluzione modello
113 %
tlist = 0: 10: 4000; % soluzione del modello per 40000 s
115
results = solve(thermalModelT ,tlist);
117 T = results.Temperature;

119 figure
pdeplot(thermalModelT,'XYData',T,'Contour','on','ColorMap','hot')
121 %% Plot della temperatura in funzione dell'altezza fissati r=0

```

```

H=0.16;                                     %coordinata z, altezza
123 yq = 0:0.0001: H;
      xq = zeros( size (yq ));
125 p_temporale=60; %passo temporale

127 Tintrp = interpolateTemperature(results,xq,yq,1:10:length(tlist));

129
      figure
131 plot(yq,Tintrp)
      xlabel('Coordinata_z[m]')
133 ylabel('Temperatura[ C ]')
      legend ( strcat ('t=0s'), strcat ('t=', num2str(p_temporale),'s'),
135 strcat ('t=', num2str (2*p_temporale ), 's'),
      strcat ('t=',num2str (3* p_temporale ), 's'),
137 strcat ('t=', num2str (4*p_temporale ), 's'),
      strcat ('t=',num2str (5* p_temporale ), 's'),'Location','east')
139 grid on

141 %% Valutazione errore di temperatura
      % Gradiente di temperatura imposto nel blocco di agar
143
      T_agar =(-187.5).*yq +50;
145
      figure
147 plot(yq,T_agar)
      title('Distribuzione_lineare_di_Temperatura')
149 grid on

151 xq = zeros( size (yq ));

153 Tintrp_vetro = interpolateTemperature(results,xq,yq,length(tlist));

155
      % Errore dovuto alla presenza del capillare di vetro
157 errore_vetro = Tintrp_vetro- T_agar' ;

159 figure
      plot(yq,errore_vetro')
161 title('Errore_di_temperatura_in_presenza_dei_sensori')
      grid on
163 xlabel('Coordinata_z[m]')
      ylabel('Errore_di_temperatura[ C ]')
165
      %%
167 %%Errore di temperatura calcolato

```

```
169 %in corrispondenza della punta del
    %capillare e ad 1 cm dalla punta.
    %Sulla punta
171 T_punta_vetro_vuoto=interpolateTemperature(results,[0;0.04],
    length(tlist));
173 %1 %cm dalla punta
    T_1_vetro_vuoto=interpolateTemperature(results,[0;0.05],length(tlist));
175 T_agar_punta=(-187.5).*0.04+50;
    T_1_agar=(-187.5).*0.05+50;
177 errore_punta_vetro_vuoto=T_punta_vetro_vuoto-T_agar_punta'
    errore_1_vetro_vuoto=T_1_vetro_vuoto-T_1_agar'
```

Appendice B

Caratterizzazione FBG - Codice Matlab

B.1 Caratterizzazione Array 1, Array 2, Array singolo

```
1 clear all
3 close all
  clc
5
  %%
7 %Dati Temperatura
9 %Caricamento file dati temperatura Pt1000
  [filename,path]=uigetfile('*.lvm','Load');
11 Pt1000=importdata(filename);
13 %Colonna 1:tempo
  %Colonna 2:temperatura
15
  t_Pt1000=Pt1000(:,1); %dati tempo
17 dati_Pt1000=Pt1000(:,2); %dati temperatura
19 %Visualizzazione dei dati di temperatura del Pt1000
  %in funzione del tempo
21
  figure
23 plot(t_Pt1000,dati_Pt1000),xlabel('Tempo [s]'),
  ylabel('Temperatura [ C ]'),
```

```

25 title('Pt1000:Temperatura_in_funzione_del_tempo')
27 %%
   % Dati lunghezze d'onda misurate dal Micron Optics
29
   [file,path]=uigetfile('*.txt','Load');
31 t_p=readtable(file,'Delimiter','\t');

33 %Tempo
   time_FBG=t_p(:,1);
35 t_FBG=table2array(time_FBG);

37 %Numero picchi rilevati
   channel=t_p(:,2:5);
39 ch_array=table2array(channel);
   row=length(ch_array);
41 col_1=max(ch_array(:,1));
   col_2=max(ch_array(:,2));
43 col_3=max(ch_array(:,3));
   col_4=max(ch_array(:,4));
45 peaks=t_p(:,6:end);
   peaks=table2array(peaks);
47
   %Medio ogni secondo
49 i=1;
   j=1;
51 while i<(length(peaks)-10)
       peaks_med(j,:)=mean(peaks((i:i+9),:));
53     i=i+10;
       j=j+1;
55 end

57
   channel1=peaks_med(:,1:24);
59 channel3=peaks_med(:,25:48);

61 %%
   %ARRAY 1
63
   %CANALE 1
65
   %Plot delle lunghezze d'onda
67 figure
   for i=1:col_1
69     subplot(5,5,i)
       plot(channel1(:,i))

```



```

71     title(['Ch1:FBG',num2str(i)])
       %xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
73     xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
end
75
76     %Definisco l'intervallo di temperatura preso in considerazione
77     T=dati_Pt1000(1000:(end-5));
       channel1=channel1(1000:end,:);
79
80     %Visualizzazione delle lunghezze d'onda in funzione della temperatura
81     figure
       for i=1:col_1
82         subplot(5,5,i)
83         plot(T,channel1(:,i))
84         title(['Array1:FBG',num2str(i)])
85         xlabel('Temperatura_[ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
86     end
87
88     %Interpolazione lunghezza d'onda di Bragg-Temperatura
89     n=1;                                     %grado del polinomio interpolante
90
91     for i=1:col_1
92         p_Ch1(i,:)=polyfit(T,channel1(:,i),n);
93         lambda_fit_Ch1(i,:)=polyval(p_Ch1(i,:),T);
94     end
95
96     %Valore di k e lambda0
97     k_Ch1=p_Ch1(:,1);
98
99     %Plot della sensibilit
100
101     figure
102     plot(k_Ch1,'or')
103     grid on
104     title('Sensibilit ')
105
106     lambda0_Ch1=p_Ch1(:,2);
107
108     %Plot di lambda0
109
110     figure
111     plot(lambda0_Ch1,'or')
112     grid on
113     title('Lambda0_[nm]')
114
115     %Visualizzazione del confronto tra dati sperimentali

```

```

117 %e retta interpolante

119 for i=1:col_1
    figure(i)
121     plot(T,channel1(:,i),'r')
        xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
123     hold on
        plot(T,lambda_fit_Ch1(i,:),'b')
125     xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
        legend('Real_wavelength','Interpolating_line')
127     title(['Confronto_dati_sperimentali_Array1:FBG',num2str(i)])
    end
129

131 %Deviazione massima:(lunghezza d'onda misurata - lunghezza d'onda
    %calcolata)* sensibilit k
133
135 %Plot dell' errore di linearit
137 for i=1:col_1
    dev_Ch1(:,i)=((channel1(:,i)-lambda_fit_Ch1(i,:)))/k_Ch1(i);
    end
139
141 %massimo dell' errore di linearit
    dev_max_Ch1=max(dev_Ch1);

143 % Visualizzazione errore di linearit
    figure
145 for i=1:col_1
        subplot(5,5,i)
147         plot(T,dev_Ch1(:,i))
            title(['Ch1:FBG',num2str(i)])
149         xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Errore_di_linearit [ C ]')
            grid on
151     end

153
155 %%
157
159 % ARRAY 2
161 %CANALE 3
    figure
    for i=1:col_3
        subplot(5,5,i)
        plot(channel3(:,i))
    end

```

```

163     title(['Ch3:FBG',num2str(i)])
        %xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
165     xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
end
167
169
        %Visualizzazione delle lunghezze d'onda in funzione della temperatura
171
173     %Definisco l'intervallo preso in considerazione della temperatura
175     T=dati_Pt1000(1346:(end-3));
        channel3=channel3(1000:end,:);
177
179     figure
        for i=1:col_3
181         subplot(5,5,i)
            plot(T,channel3(:,i))
183         title(['Array2:FBG',num2str(i)])
            xlabel('Temperatura_[ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
185     end
187
189     %Interpolazione lunghezza d'onda di Bragg-Temperatura
191     n=1;      %grado del polinomio interpolante
193     for i=1:col_3
        p_Ch3(i,:)=polyfit(T,channel3(:,i),n);
195         lambda_fit_Ch3(i,:)=polyval(p_Ch3(i,:),T);
        end
197
        %Valore di k e lambda0
199
        k_Ch3=p_Ch3(:,1);
201
        figure
203     plot(k_Ch3,'or')
        grid on
205     title('Sensibilit ')
207
        lambda0_Ch3=p_Ch3(:,2);

```

```

209
211 figure
    plot(lambda0_Ch3,'or')
213 grid on
    title('Lambda0 [nm]')
215
217
219 for i=1:col_3
    figure(i)
    plot(T,channel3(:,i),'r')
221 xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
    hold on
223 plot(T,lambda_fit_Ch3(i,:),'b')
    xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
225 legend('Real_wavelength','Interpolating_line')
    title(['Confronto_dati_sperimentalii Array2:FBG',num2str(i)])
227 end
229
    %Deviazione massima:(lunghezza d'onda misurata - lunghezza d'onda
231 %calcolata)/K
    %Dimensionalmente una temperatura
233
235 for i=1:col_3
    dev_Ch3(:,i)=((channel3(:,i)-lambda_fit_Ch3(i,:)))/k_Ch3(i);
    end
237
    figure
239 for i=1:col_3
    subplot(5,5,i)
241 plot(T,dev_Ch3(:,i))
    title(['Ch3:FBG',num2str(i)])
243 xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Errore_di_linearit [ C ]')
    grid on
245 end
247 dev_max_Ch3=max(dev_Ch3);
249 %%
    % Array singolo
251 clear all
    close all
253 clc

```

```

255 %%
257 %Dati Temperatura

259 %Caricamento file dati temperatura Pt1000
[filename,path]=uigetfile('*.lvm','Load');
261 Pt1000=importdata(filename);

263 %Colonna 1:tempo
%Colonna 2:temperatura
265
267 t_Pt1000=Pt1000(:,1);
dati_Pt1000=Pt1000(:,2);

269
%Visualizzazione dei dati di temperatura del Pt1000
271 %in funzione del tempo

273 figure
plot(t_Pt1000,dati_Pt1000),xlabel('Tempo [s]'),
275 ylabel('Temperatura [ C ]'),
title('Pt1000:Temperatura in funzione del tempo')
277 %%
%Dati lunghezze d'onda
279
[file,path]=uigetfile('*.txt','Load');
281 t_p=readtable(file,'Delimiter','\t');

283 %Tempo
time_FBG=t_p(:,1);
285 t_FBG=table2array(time_FBG);

287
%Numero picchi rilevati
289 channel=t_p(:,2:5);
ch_array=table2array(channel);
291 row=length(ch_array);
col_1=max(ch_array(:,1));
293 col_2=max(ch_array(:,2));
col_3=max(ch_array(:,3));
295 col_4=max(ch_array(:,4));

297 peaks=t_p(:,6:end);
peaks=table2array(peaks);
299
%Media

```

```

301 i=1;
    j=1;
303 while i<(length(peaks)-10)
        peaks_med(j,:)=mean(peaks((i:i+9),:));
305     i=i+10;
        j=j+1;
307 end

309 channel1=peaks_med(:);

311 figure
    plot(channel1)
313 title('Ch1')
    %xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
315 xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')

317 %Viualizzazzione delle lunghezze d'onda in funzione della temperatura
    %Definisco l'intervallo preso in considerazione della temperatura
319
    T=dati_Pt1000(2000:end);
321 channel1=channel1(2000:end-3);

323 figure
    plot(T,channel1)
325 title('Ch1:FBG')
    xlabel('Temperatura_[ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
327
    %Interpolazione lunghezza d'onda di Bragg-Temperatura
329
    n=1;      %grado del polinomio interpolante
331

333 p_Ch1=polyfit(T,channel1,n);
    lambda_fit_Ch1=polyval(p_Ch1,T);
335
    %Valore di k e lambda0
337
    k_Ch1=p_Ch1(1)
339 figure
    plot(k_Ch1,'or')
341 grid on
    title('Sensibilit ')
343

345 lambda0_Ch1=p_Ch1(2);
    figure

```

```

347 plot(lambda0_Ch1,'or')
    grid on
349 title('Lambda0 [nm]')

351
    figure
353 plot(T,channel1,'r')
    xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
355 hold on
    plot(T,lambda_fit_Ch1','b')
357 xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
    legend('Real_wavelength','Interpolating_line')
359 title('Confronto_dati_sperimental_i_Ch1')

361 dev_Ch1=((channel1-lambda_fit_Ch1))./k_Ch1; %errore di linearit

363 dev_max_Ch1=max((abs(dev_Ch1))); %valore assoluto del massimo

365 figure
    plot(T,dev_Ch1)
367 title('Ch1')
    xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Errore_di_linearit [ C ]')
369 grid on

```

B.2 Caratterizzazione FBG in peek

```

clear all
2 close all
    clc
4

6 [file,path]=uigetfile('*.txt','Load');
    t_p=readtable(file,'Delimiter','\t');
8
    % Colonna 1: tempo
10 % Colonna 2-5: rilevazione picchi di ciascun canale

12 %Tempo
    time_FBG=t_p(:,1);
14 t_FBG=table2array(time_FBG);

16 %
    % Numero picchi rilevati
18 channel=t_p(:,2:5);

```

```

    ch_array=table2array(channel);
20 row=length(ch_array);

22 peaks=t_p(:,6:end);
    peaks=table2array(peaks);
24

26 j=find(ch_array(:,1)==2,1);
    channel1=zeros(size(peaks,1),3);
28 channel2=zeros(size(peaks,1),3);
    channel3=zeros(size(peaks,1),3);
30 channel4=zeros(size(peaks,1),24);

32 channel1(1:j,:)=peaks(1:j,1:3);
    channel2(1:j,:)=peaks(1:j,4:6);
34 channel3(1:j,:)=peaks(1:j,7:9);
    channel4(1:j,:)=peaks(1:j,10:end);
36

    channel1(j+1:end,2:3)=peaks(j+1:end,1:2);
38 channel2(j+1:end,:)=peaks(j+1:end,3:5);
    channel3(j+1:end,:)=peaks(j+1:end,6:8);
40 channel4(j+1:end,:)=peaks(j+1:end,9:end-1);

42
    %%
44 %Prendo in considerazione il canale 4,
    %dove collegato il sensore di interesse
46

    soglia=channel4(1,:) ;
48 A=zeros(size(peaks,1),24);
    tol=1 ; %tolleranza
50 tol2=3 ;

52 for i=1:size(channel4,1)
    for j=1:(size(channel4,2))
54         for k=1:length(soglia)
                delta=abs(channel4(i,j)-soglia(k));
56                 if delta<tol
                        A(i,k)=channel4(i,j);
58                 if delta>tol2
                        A(i,k)=0;
60                 end
            end
62         end
    end
64 end

```



```

66
68 for i=1:24
    subplot(5,5,i)
70     plot(A(:,i))
    title(['Ch4:FBG',num2str(i)])
72     %xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
    xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
74 end

76     %segnale filtrato
78 n=10;
    a = 1 ;
80 b = ones(1,n)/n;

82 col_A=24;
    %filtraggio
84 for i=1:col_A
    peaks_filt(:,i)=filtfilt(b,a,A(:,i));
86 end

88 %Visualizzazione dell' effetto del filtraggio
for i=1:col_A
90     figure(i)
    plot(peaks_filt(:,i),'r')
92     hold on
    plot(A(:,i),'k')
94     title(['Ch1:FBG',num2str(i)])
    xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
96     legend('segnale_filtrato','segnale_non_filtrato')
    grid on
98 end

100
for i=1:24
102     subplot(5,5,i)
    plot(peaks_filt(:,i))
104     title(['Ch4:FBG',num2str(i)])
    %xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
106     xlabel('Samples'),ylabel('Lunghezza_onda_[nm]')
end
108

110 %%

```

```

112 % Medio ogni dieci
113 %
114 i=1;
115     j=1;
116     while i<(length(peaks_filt)-10)
117         peaks_med(j,:)=mean(peaks_filt((i:i+9),:));
118         i=i+10;
119         j=j+1;
120     end
121
122 %%
123 % Dati di temperatura da Termocoppie
124
125 [file,path]=uigetfile('*.log','Load');
126 T_p=readtable(file,'Delimiter','\t');
127 T_p=T_p(8:end,2);
128 T=table2array(T_p);
129
130 channel4=peaks_med(1:size(T,1),:);
131
132 % Interpolazione lunghezza d'onda di Bragg-Temperatura
133
134 n=1;      % grado del polinomio interpolante
135
136 for i=1:24
137     p_Ch4(i,:)=polyfit(T,channel4(:,i),n);
138     lambda_fit_Ch4(i,:)=polyval(p_Ch4(i,:),T);
139 end
140
141 % Valore di k e lambda0
142
143 k_Ch4=p_Ch4(:,1);
144 figure
145 plot(k_Ch4,'or')
146 grid on
147 title('Sensibilit ')
148
149 lambda0_Ch4=p_Ch4(:,2);
150 figure
151 plot(lambda0_Ch4,'or')
152 grid on
153 title('Lambda0_ [nm] ')
154
155
156

```

```

for i=1:24
158     figure(i)
        plot(T,channel4(:,i),'r')
160     xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
        hold on
162     plot(T,lambda_fit_Ch4(i,:),'b')
        xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Lunghezza_onda [nm]')
164     legend('Real_wavelength','Interpolating_line')
        title(['Confronto_dati_sperimentalii_Ch1:FBG',num2str(i)])
166 end

168 %Errore di linearit
for i=1:24
170 dev_Ch4(:,i)=((channel4(:,i)-lambda_fit_Ch4(i,:)))/k_Ch4(i);
        end
172 dev_max_Ch4=max(dev_Ch4)'
174
176 figure
for i=1:24
        subplot(5,5,i)
178     plot(T,dev_Ch4(:,i))
        title(['Ch4:FBG',num2str(i)])
180     xlabel('Temperatura [ C ]'),ylabel('Errore_di_linearit [ C ]')
        grid on
182 end

```

Bibliografia

- [1] <https://www.airc.it/cancro/informazioni-tumori/cose-il-cancro/numeri-del-cancro>
- [2] https://www.aiom.it/wp-content/uploads/2020/10/2020_Numeri_Cancro-operatori_web.pdf
- [3] Hyuna Sung PhD, Jacques Ferlay MSc, ME, Rebecca L. Siegel MPH, Mathieu Laversanne MSc, Isabelle Soerjomataram MD, MSc, PhD, Ahmedin Jemal DMV, PhD, Freddie Bray BSc, MSc, PhD, Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries, 04 February 2021
- [4] https://www.salute.gov.it/imgs/C_17_notizie_5681_0_file.pdf
- [5] <https://www.aiom.it/>
- [6] <https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/7.pdf>
- [7] Curley, S.A. Radiofrequency Ablation of Malignant Liver Tumors. *Ann Surg Oncol* 10, 338–347 (2003).
- [8] Vogl TJ, Nour-Eldin NA, Hammerstingl RM, Panahi B, Naguib NNN. Microwave Ablation (MWA): Basics, Technique and Results in Primary and Metastatic Liver Neoplasms - Review Article. *Rofo*. 2017 Nov;189(11):1055-1066. English.
- [9] <https://radiologiainterventisticaroma.it/ablazione-dei-tumori/>
- [10] New Approaches to the Treatment of Hepatic Malignancies Radiofrequency Ablation of Malignant Liver Tumors Steven A. Curley, MD, FACS
- [11] <http://www.fegatochirurgia.com/index.php/terapie-offerte/tecniche-termoablative/item/333-tecniche-termoablative>
- [12] Hashim Uddin Ahmed, Caroline Moore, Mark Emberton, Minimally-invasive technologies in uro-oncology: The role of cryotherapy, HIFU and photodynamic therapy in whole gland and focal therapy of localised prostate cancer, *Surgical Oncology*, Volume 18, Issue 3, 2009, Pages 219-232, ISSN 0960-7404.
- [13] Schena, E.; Saccomandi, P.; Fong, Y. Laser Ablation for Cancer: Past, Present and Future. *J. Funct. Biomater.* 2017, 8, 19.
- [14] <https://biomedicalcue.it/congelare-tumore-crioterapia/33436/>
- [15] Cryoablation: Mechanism of Action and Devices, Joseph P. Erinjeri, MD, PhD, and Timothy W.I. Clark, MD, FSIR, *J Vasc Interv Radiol* 2010; 21:S187–S191

- [16] <https://it.wikipedia.org/wiki/Termistore>
- [17] <https://it.rs-online.com/web/generalDisplay.html?id=idee-suggerimenti/guida-completa-termocoppie>
- [18] Daniele Tosi, Emiliano Schena, Carlo Molardi, Sanzhar Korganbayev, Fiber optic sensors for sub-centimeter spatially resolved measurements: Review and biomedical applications, *Optical Fiber Technology*, Volume 43, 2018, Pages 6-19, ISSN 1068-5200.
- [19] A. Ukil, H. Braendle and P. Krippner, "Distributed Temperature Sensing: Review of Technology and Applications," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, no. 5, pp. 885-892, May 2012.
- [20] M. Plümpe, M. Beckers, V. Mecnika, G. Seide, T. Gries, C.-A. Bunge, 9 - Applications of polymer-optical fibres in sensor technology, lighting and further applications, Editor(s): Christian-Alexander Bunge, Thomas Gries, Markus Beckers, *Polymer Optical Fibres*, Woodhead Publishing, 2017, Pages 311-335, ISBN 9780081000397.
- [21] https://it.wikipedia.org/wiki/Fibra_ottica
- [22] Andrea Macella: «Fibre Ottiche». 2002/2003 url: <http://www.antonio.licciulli.unisalento.it/tesine2003/Fibre%20otticeword.pdf>
- [23] <https://www.hbm.com/it/4596/cose-la-fibra-a-griglia-di-bragg/>
- [24] A Guide to Fiber Bragg Grating Sensors | IntechOpen
- [25] https://en.wikipedia.org/wiki/Fiber_Bragg_grating
- [26] Shuo Yang, Di Hu, and Anbo Wang, "Point-by-point fabrication and characterization of sapphire fiber Bragg gratings," *Opt. Lett.* 42, 4219-4222 (2017).
- [27] stato dell' arte dei sistemi optoelettronici per acquisizione ed elaborazione di segnali URL: http://www.progetto-sentinel.it/pdf/D2_4.pdf
- [28] <https://lunainc.com/product/si155-optical-sensing-instrument>
- [29] Heat Transfer. <https://it.mathworks.com/help/pde/ug/heat-distribution-in-a-circular-cylindrical-rod.html>
- [30] <https://docs.rs-online.com/1768/0900766b8155405d.pdf>
- [31] https://www.treccani.it/enciclopedia/apoptosi-morte-cellulare-programmata_%28Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica%29/
- [32] https://it.wikipedia.org/wiki/Ipertermia_oncologica
- [33] Aurora Bellone. «Optical fibre sensors for distributed temperature monitoring during mini-invasive tumour treatments with laser ablation». 2019-2020. url: <https://webthesis.biblio.polito.it/13759/>
- [34] Alessandra Beccaria. «Studio teorico e sperimentale del comportamento termo-ottico di tessuti biologici per il trattamento di tumori mediante ablazione laser = Theoretical and experimental study of thermo-optical behaviour of biological tissues for tumours treatment with laser ablation». 20182019. url: <http://webthesis.biblio.polito.it/12255/>

- [35] Ludovica De Sanctis. «Sensori di temperatura in fibra ottica quasi-distribuiti basati su reticoli di Bragg». Luglio. 2021. url:<https://webthesis.biblio.polito.it/19628/>
- [36] Alessandra Balestrino. «Study of a thermal model for cancer treatment with laser ablation Development of a feedback system to optimize optical and thermal liver parameters using an integrated temperature monitoring technique». 2020-2021. url:<https://webthesis.biblio.polito.it/17605/>