

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sensori di temperatura in fibra
ottica quasi-distribuiti basati su
reticoli di Bragg



**Politecnico
di Torino**

Relatore
Prof. Alberto VALLAN

Laureanda
Ludovica DE SANCTIS

LUGLIO 2021

Indice

Elenco delle figure	IV
Elenco delle tabelle	VIII
1 Introduzione	1
2 Trattamenti termici minimamente invasivi in oncologia	6
2.1 Ablazione a radiofrequenza	7
2.2 Ablazione a microonde	8
2.3 Ablazione laser	9
2.4 Crioblazione	10
3 Fibre ottiche	11
4 Monitoraggio della temperatura nei trattamenti di ablazione termica	15
4.1 Termometria non invasiva	15
4.2 Termometria invasiva	16
4.2.1 Termocoppie	16
4.2.2 Sensori di temperatura in fibra ottica	17
5 Reticoli di Bragg	22
5.1 Fabbricazione	24
5.2 Tipologie	24
5.3 Interrogatori ottici	26
5.3.1 Rilevamento del picco	28
6 Modello termico	30
6.1 Partial Differential Equation Toolbox™	30
6.2 Distribuzione del calore in un cilindro	31
6.3 Costruzione e analisi del modello termico	32
6.3.1 Risultati	35

7	Caratterizzazione dei reticoli di Bragg in condizioni di temperatura uniforme	41
7.1	Verifica dell'affidabilità del Pt1000	42
7.2	Set-up di misura	43
7.3	Straight array	45
7.3.1	Risultati	46
7.4	High-density array	48
7.4.1	Risultati	49
7.5	Array incapsulati in ago metallico e capillari di vetro	49
7.5.1	Risultati	51
7.6	Osservazioni	52
8	Impiego dei reticoli di Bragg in presenza di una distribuzione lineare di temperatura	63
8.1	Set-up di misura	63
8.2	Prova sperimentale 1	66
8.3	Prova sperimentale 2	70
8.4	Prova sperimentale 3	75
9	Conclusioni	87
A	Modello termico - Codice Matlab[®]	90
B	Caratterizzazione FBG - Codice Matlab[®]	97
	Bibliografia	101

Elenco delle figure

1.1	Nuovi casi di cancro nel mondo nell'anno 2020, suddivisi per tipo [2].	2
1.2	Morti per cancro nel mondo nell'anno 2020, suddivisi per tipo [2].	2
1.3	Costi diretti in Europa, 1995-2018. I costi diretti degli anni 1995 e 2000 non sono suddivisi per mancanza di dati relativi ai farmaci [4].	3
1.4	Costi indiretti in Europa, 1995-2018 [4].	4
1.5	Costi totali pro capite in Europa nel 2018 [4].	4
2.1	Simulazione di a) RFA unipolare e b) RFA bipolare all'interno dell'addome. Il calore generato è proporzionale alla densità di corrente, maggiore in prossimità degli elettrodi attivi [5].	8
3.1	Schema di una fibra ottica monomodale [13].	11
3.2	Fibre ottiche multimodali e monomodali a confronto [14].	12
3.3	Riflessione interna totale.	13
3.4	Cono di accettazione di una fibra ottica [16].	14
4.1	Schema di sensori in fibra ottici estrinseci (a) ed intrinseci (b) [20].	18
4.2	Retrodiffusione della luce all'interno del core della fibra ottica [23].	20
4.3	Sensore basato su interferometria di Fabry-Pérot [24].	20
5.1	Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg[18].	22
5.2	Shift della lunghezza d'onda di Bragg λ_B causata da variazioni di strain e temperatura [25].	23
5.3	Principali strutture dei reticoli di Bragg. Adattata da [27].	25
5.4	Schematizzazione di un interrogatore ottico basato su laser tunabile [18].	27
5.5	Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies [®] [29].	27
5.6	Interfaccia utente <i>ENLIGHT Sensing Analysis Software</i> .	28
5.7	Risultato dell'applicazione del filtro derivativo al segnale acquisito.	29
5.8	Applicazione della tecnica di <i>zero-crossing</i> per la ricerca del picco.	29

6.1	Geometria del modello (<i>Simulazione 1</i>), con ingrandimento di una porzione del sistema. Sono rappresentati, a partire dall'esterno, agar, ago metallico 18G, pasta termica e fibra ottica.	34
6.2	Mesh del modello (<i>Simulazione 1</i>), ingrandimento di una porzione del sistema. Sono rappresentati, a partire dall'esterno, agar, ago metallico 18G, pasta termica e fibra ottica.	35
6.3	Temperatura lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica) nel caso di incapsulamento del sensore nell'ago 18G di acciaio inox.	36
6.4	Temperatura lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica) nel caso di incapsulamento del sensore nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, rispettivamente.	37
6.5	Temperatura in funzione del tempo (per i primi 30 s di simulazione) in corrispondenza della punta del sensore e a 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm e 2 cm da essa, lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica), nel caso di incapsulamento del sensore nell'ago 18G di acciaio inox.	38
6.6	Temperatura in funzione del tempo (per i primi 30 s di simulazione) in corrispondenza della punta del sensore e a 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm e 2 cm da essa, lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica), nel caso di incapsulamento del sensore nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm.	39
6.7	Errore di temperatura calcolato come la differenza tra la temperatura registrata dai sensori e quella che caratterizzerebbe il target se i sensori non fossero presenti.	40
7.1	Circuito di condizionamento del sensore di temperatura Pt1000.	44
7.2	Set-up sperimentale per la caratterizzazione dei reticoli di Bragg: A) Sensore di temperatura Pt1000. B) Straight array incapsulati in capillari di vetro. C) High-density array inserito in un ago metallico. D) Fornello elettrico. E) Blocco di alluminio. F) Polistirene.	46
7.3	Schema straight array.	47
7.4	Temperatura acquisita dal sensore Pt1000 durante la procedura di caratterizzazione dei reticoli di Bragg.	47
7.5	Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg nel tempo relativo allo straight array n. 2.	48
7.6	Andamento delle lunghezze d'onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000 relativo allo straight array n. 2.	49
7.7	Lunghezza d'onda di Bragg in funzione della temperatura. In nero, la retta interpolante; in giallo, i dati acquisiti sperimentalmente. Straight array n. 2, FBG 10.	50
7.8	Schema high-density array.	50

7.9	A) High-density array n. 1 in ago metallico 18G. B) Straight array n. 4. C) Straight array n. 3 in capillare di vetro (diametro esterno 2 mm). D) Straight array n. 2 in capillare di vetro (diametro esterno 1 mm).	58
8.1	Assemblaggio del dispositivo atto alla generazione di una distribuzione lineare di temperatura all'interno di un blocco di agar. A) Polisitirene. B) Termistore NTC. C) Piastra metallica.	64
8.2	Dispositivo atto alla generazione di una distribuzione lineare di temperatura all'interno di un blocco di agar.	65
8.3	Temperature-Controlled Breadboard, di Thorlabs.	66
8.4	Set-up di misura (prova sperimentale n. 1). A) Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343. B) Multimetro. C) Termistore NTC. D) Sensori di temperatura in fibra ottica. E) Sensore di temperatura Pt1000. F) PTC1/M - Temperature-Controlled Breadboard, di Thorlabs.	67
8.5	Gradiente di temperatura teoricamente imposto nel blocco di agar (prova sperimentale 1).	68
8.6	Temperatura in funzione del tempo rilevata dallo straight array n. 1 (prova sperimentale 1).	69
8.7	Temperatura in funzione del tempo rilevata dall'high-density array n. 1, inserito nell'ago 21G in acciaio inox (prova sperimentale 1). . .	70
8.8	Temperatura in funzione del tempo rilevata dall'high-density array n. 2, inserito in un capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 1).	71
8.9	Temperatura lungo lo straight array n. 1, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1). . . .	72
8.10	Temperatura lungo l'high density array n. 1 inserito nell'ago metallico 21G, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1).	72
8.11	Temperatura lungo l'high density array n. 2 inserito nel capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1).	73
8.12	Confronto tra la temperatura rilevata dai sensori e quella imposta, in funzione della profondità dell'agar (prova sperimentale 1).	74
8.13	Lunghezza d'onda di Bragg in funzione del tempo registrata dall'F-BG 13 dell'high-density array n. 1 inserito nell'ago 21G in acciaio inox (prova sperimentale 2).	75

8.14	Lunghezza d'onda di Bragg in funzione del tempo registrata dall'FBG 13 dell'high-density array n. 2 inserito nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 2).	76
8.15	Temperatura rilevata dagli FBG dell'high-density array n. 1 all'interno dell'ago metallico 21G (prova sperimentale 2).	77
8.16	Variazione di temperatura misurata dall'high density array n. 1 nell'ago 21G in acciaio inox, in seguito alle variazioni di posizione di 1 cm subite (prova sperimentale 2).	78
8.17	Temperatura rilevata dagli FBG dell'high-density array n. 2 all'interno del capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 2).	80
8.18	Variazione di temperatura misurata dall'high-density array n. 2 nel capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, in seguito alle variazioni di posizione di 1 cm subite (prova sperimentale 2).	81
8.19	Dispositivo per la realizzazione della distribuzione di temperatura, modificato per rendere nota la posizione dei sensori in fibra ottica impiegati nella misurazione.	83
8.20	Distribuzione di temperatura imposta nell'agar (prova sperimentale 3).	83
8.21	Set-up di misura (prova sperimentale n. 3). A) Termistori NTC per la rilevazione della temperatura delle piastre metalliche del dispositivo. B) Straight array n. 2, nel capillare di vetro con diametro esterno di 1 mm. C) Straight array n. 3, nel capillare di vetro con diametro esterno di 2 mm. D) Straight array n. 4. E) High-density array n. 1, nell'ago metallico 18G.	84
8.22	Temperatura misurata dallo straight array n. 2, nel capillare di vetro con diametro esterno di 1 mm, per ciascun FBG.	84
8.23	Temperatura misurata dallo straight array n. 3, nel capillare di vetro con diametro esterno di 2 mm, per ciascun FBG.	85
8.24	Temperatura misurata dallo straight array n. 4, per ciascun FBG.	85
8.25	Temperatura misurata dall'high-density array n. 1, nell'ago 18G in acciaio inox, per ciascun FBG.	86
8.26	Sovrapposizione della temperatura rilevata dagli array con la distribuzione imposta, in funzione della profondità dell'agar.	86

Elenco delle tabelle

7.1	Valori di temperatura misurati dal Pt100 e dal Pt1000, posti all'interno della camera climatica Vötsch VC 4018, settata alle temperature di 25.0 °C, 40.0 °C e 24.7 °C.	43
7.2	Range di lunghezza d'onda di Bragg e passo tra la lunghezza d'onda di Bragg di un FBG e quella del successivo, per ciascuno degli straight array.	46
7.3	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 1, per ciascun FBG.	51
7.4	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 2, per ciascun FBG.	52
7.5	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 3, per ciascun FBG.	53
7.6	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 4, per ciascun FBG.	54
7.7	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 1, per ciascun FBG.	54
7.8	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 2, per ciascun FBG.	55
7.9	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 3, per ciascun FBG.	55
7.10	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 4, per ciascun FBG.	56
7.11	Valori di k e λ_0 dell'high-density array n. 1, per ciascun FBG.	56
7.12	Valori di k e λ_0 dell'high-density array n. 2, per ciascun FBG.	57
7.13	Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 1, per ciascun FBG.	57
7.14	Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 2, per ciascun FBG.	58
7.15	Valori di k e λ_0 dell'high density array n. 1 inserito all'interno di un ago metallico 18G, per ciascun FBG.	59
7.16	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 2 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 1 mm, per ciascun FBG.	60
7.17	Valori di k e λ_0 dello straight array n. 3 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 2 mm, per ciascun FBG.	61
7.18	Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 1 inserito all'interno di un ago metallico 18G, per ciascun FBG.	61
7.19	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 2 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 1 mm, per ciascun FBG.	62

7.20	Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 3 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 2 mm, per ciascun FBG.	62
8.1	Differenza di temperatura registrata in corrispondenza delle variazioni di posizione dei reticoli di Bragg. High-density array n. 1 in ago metallico.	79
8.2	Differenza di temperatura registrata in corrispondenza delle variazioni di posizione dei reticoli di Bragg. High-density array n. 2 in capillare di vetro.	82

Capitolo 1

Introduzione

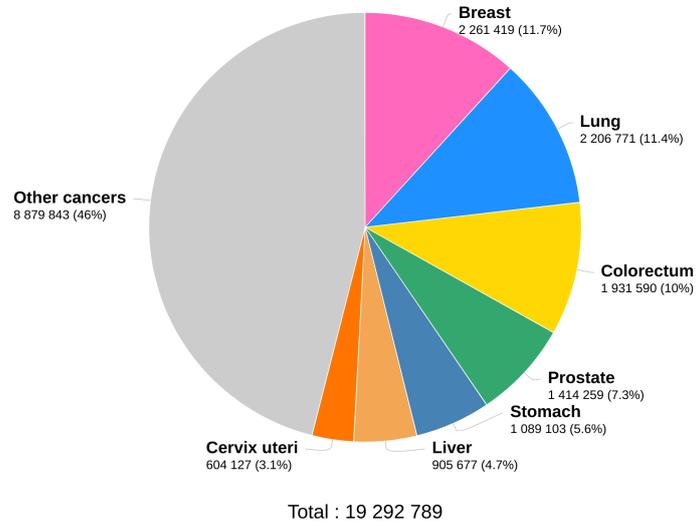
L'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) afferma che il cancro sia una delle principali cause di morte in tutto il mondo, con quasi 10 milioni di decessi nel 2020 [1]. In termini di nuovi casi di cancro, i più comuni nel 2020 hanno interessato (Fig. 1.1):

- seno, con 2.26 milioni di nuovi casi;
- polmone, con 2.21 milioni di nuovi casi;
- colon e retto, con 1.93 milioni di nuovi casi;
- prostata, con 1.41 milioni di nuovi casi;
- pelle (non melanomatosi), con 1.20 milioni di casi;
- stomaco, con 1.09 milioni di casi.

Le tipologie di cancro che più frequentemente hanno portato al decesso dei soggetti che ne erano affetti, invece, sono state: (Fig. 1.2):

- polmone, con 1.80 milioni di morti;
- colon e retto, con 935 000 di morti;
- fegato, con 830 000 di morti;
- stomaco, con 769 000 di morti;
- seno, con 685 000 di morti.

Estimated number of new cases in 2020, worldwide, both sexes, all ages

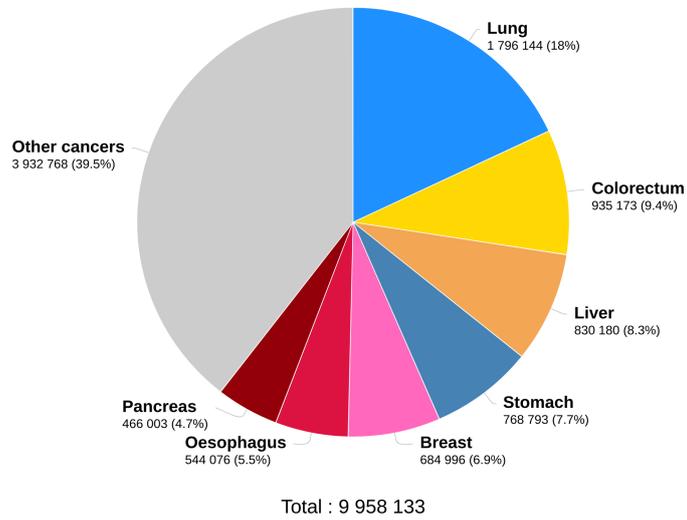


Data source: Globocan 2020
Graph production: Global Cancer
Observatory (<http://gco.iarc.fr>)

International Agency for Research on Cancer
World Health
Organization

Figura 1.1: Nuovi casi di cancro nel mondo nell'anno 2020, suddivisi per tipo [2].

Estimated number of deaths in 2020, worldwide, both sexes, all ages



Data source: Globocan 2020
Graph production: Global Cancer
Observatory (<http://gco.iarc.fr>)

International Agency for Research on Cancer
World Health
Organization

Figura 1.2: Morti per cancro nel mondo nell'anno 2020, suddivisi per tipo [2].

Gli studi effettuati durante ultimi quarant'anni hanno dimostrato in modo convincente che lo stile di vita svolga un ruolo molto importante nell'incidenza del cancro e nella mortalità da esso determinata. Al fine di limitare il rischio di sviluppare una neoplasia, è consigliabile seguire una dieta equilibrata, praticare regolarmente attività fisica, proteggersi dal sole e dalle infezioni ed evitare di consumare alcolici e tabacco [3].

Dal momento che l'incidenza del cancro è così elevata, oltre all'enorme impatto che la malattia ha a livello sociale e nella vita dei pazienti, è necessario considerare anche quello economico. Difatti, in Europa, il costo totale del cancro, nel 2018, è stato pari a 199 miliardi di euro, suddivisi tra costi diretti, costi indiretti e costi di assistenza informale. In particolare, la spesa sanitaria per la cura del cancro ammontava a 103 miliardi di euro, di cui 32 miliardi utilizzati per l'acquisto di farmaci antitumorali (Fig. 1.3). I costi di assistenza informale, ovvero quelli relativi al caregiving fornito da parenti e amici del paziente, invece, sono stati di 26 miliardi di euro. Infine, i costi indiretti ammontavano a 70 miliardi di euro, suddivisi in 50 miliardi di euro per mortalità prematura e 20 miliardi di euro per morbilità [4] (Fig. 1.4).

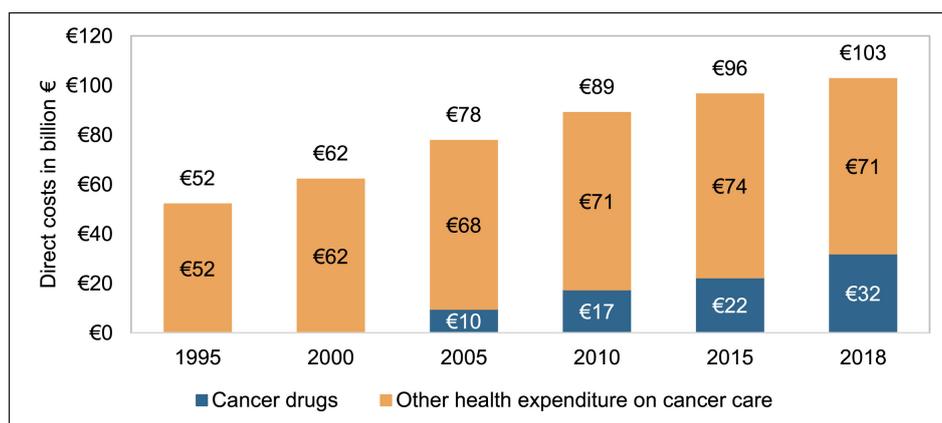


Figura 1.3: Costi diretti in Europa, 1995-2018. I costi diretti degli anni 1995 e 2000 non sono suddivisi per mancanza di dati relativi ai farmaci [4].

In Fig. 1.5 sono illustrati i costi totali pro capite, i quali variano da 160 euro (Romania), fino a 578 euro (Svizzera).

Oggi, diagnosi tempestive e trattamenti efficaci dei tumori, ulteriormente ostacolati, nel 2020, dalla pandemia di COVID-19, sono più o meno perseguibili a seconda di quale sia il distretto corporeo affetto dalla malattia. Infatti, la sopravvivenza è più alta per il cancro alla prostata (98%), melanoma della pelle (93%) e cancro al seno femminile (90%), mentre è più bassa per i tumori di pancreas (10%), fegato (20%), esofago (20%) e polmone (21%) [3].

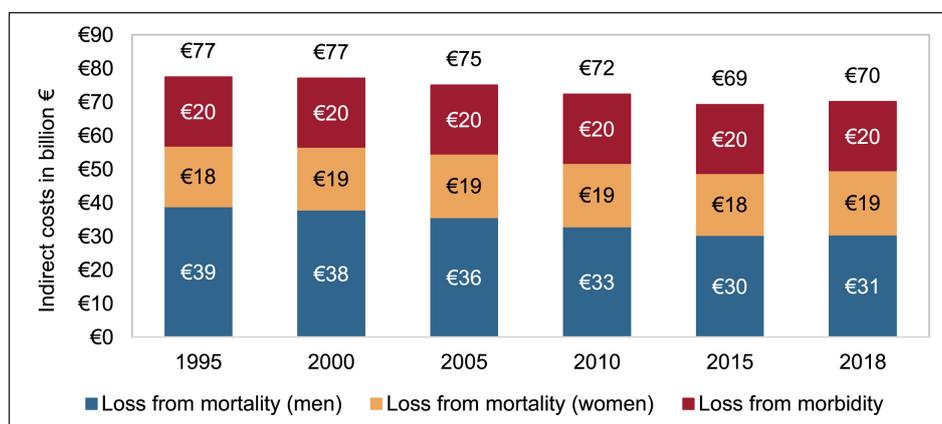


Figura 1.4: Costi indiretti in Europa, 1995-2018 [4].

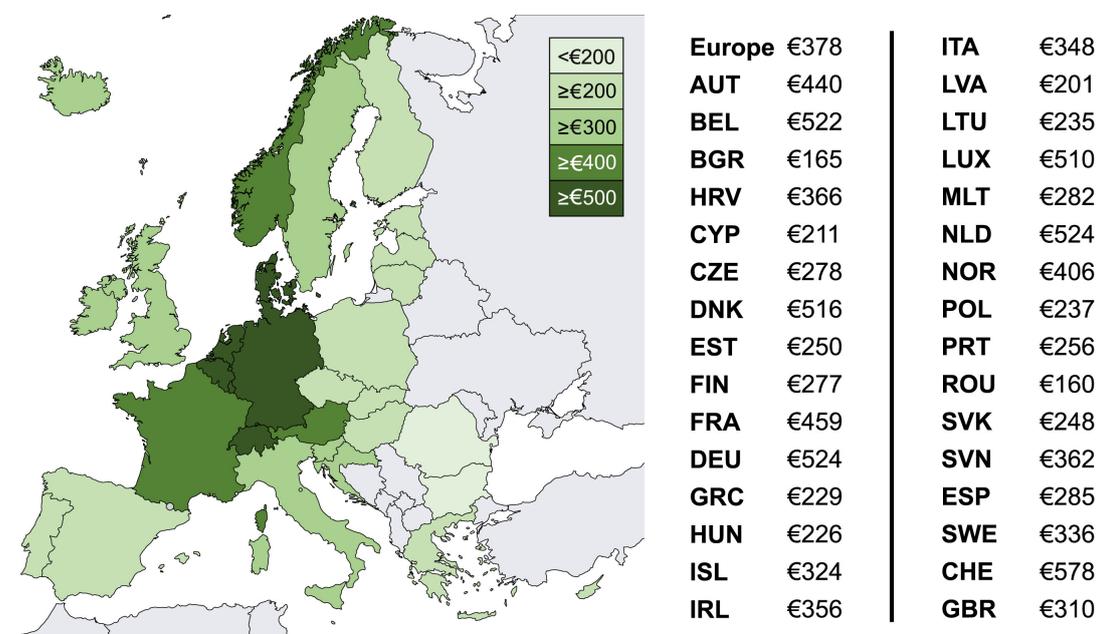


Figura 1.5: Costi totali pro capite in Europa nel 2018 [4].

In seguito alla diagnosi, la rimozione chirurgica del tumore è generalmente l'opzione principale nel caso della maggior parte dei tumori solidi. Tuttavia, tale procedura spesso richiede la somministrazione di anestetici generali, alcuni di giorni di ricovero ospedaliero e numerose sedute riabilitative, affinché il paziente sia nuovamente in grado di svolgere le principali attività quotidiane. Per queste ragioni e al fine di sviluppare dei trattamenti alternativi meno costosi, ma altrettanto efficaci,

viene introdotta l'ablazione termica del tumore [5].

I trattamenti termici minimamente invasivi disponibili si suddividono in ipertermici e ipotermici. I primi includono ablazione con radiofrequenza (RFA), ablazione con microonde (MWA) e ablazione laser (LA), mentre il principale trattamento basato su ipotermia è la crioablazione.

Durante le procedure termiche di rimozione del tumore, per ottimizzare il risultato, è necessario un monitoraggio continuo e accurato della temperatura dell'area soggetta al trattamento. È bene sottolineare, però, che, nel caso dall'ablazione laser, siano necessarie accortezze particolari, dal momento che i sensori convenzionali sono causa di artefatti importanti quando esposti alla luce laser.

Gli strumenti più promettenti per la misurazione della temperatura durante l'ablazione laser sono i sensori in fibra ottica, in quanto non soggetti a errori imputabili all'assorbimento della luce proveniente dalla sorgente laser.

Tra i sensori di temperatura in fibra ottica, risultano di particolare interesse quelli basati sui reticoli di Bragg, poiché possono essere integrati nella fibra che eroga il fascio laser, consentendo una rilevazione multi-punto della temperatura in tempo reale. Pertanto, l'operatore diviene in grado di gestire la durata del trattamento e la potenza erogata dal laser e, dunque, di ottenere risultati migliori.

In questa Tesi, è stato implementato un modello termico mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab® per simulare un andamento lineare di temperatura all'interno di una porzione di agar in presenza di un sensore in essa inserito.

Successivamente, sono state svolte attività di tipo sperimentale per l'analisi dei dati acquisiti da sensori basati sui reticoli di Bragg in condizione di distribuzione lineare di temperatura, previa caratterizzazione dei reticoli stessi finalizzata all'ottenimento della relazione matematica tra temperatura e lunghezza d'onda. Il lavoro si è concentrato sullo studio di un sensore in fibra ottica incapsulato all'interno di capillari di vetro. A titolo di confronto, sono state analizzate ulteriori configurazioni, utilizzando un ago in metallo e la fibra ottica nuda.

Capitolo 2

Trattamenti termici minimamente invasivi in oncologia

Sebbene l'asportazione chirurgica del tumore sia l'approccio più antico e la procedura maggiormente attuata, la necessità della somministrazione di anestetici generali, di alcuni di giorni di ricovero ospedaliero e di numerose sedute riabilitative hanno comportato una tendenza verso le tecniche minimamente invasive, le quali costituiscono un'interessante alternativa alla chirurgia, soprattutto per quei soggetti per i quali un intervento chirurgico costituirebbe un particolare pericolo o la chemioterapia o radioterapia hanno fallito.

L'ablazione del tumore è una procedura minimamente invasiva comunemente utilizzata nel caso di lesioni presenti nel fegato, nei reni, nelle ossa e nei polmoni ed è considerata un utile trattamento di prima linea in molti pazienti affetti da carcinomi epatocellulari di piccole dimensioni [6].

I principali vantaggi della termoablazione sono:

- minima invasività;
- preservazione delle funzionalità dell'organo;
- riduzione dei tempi di ricovero e dei costi;
- riduzione delle complicanze e della mortalità correlate agli interventi chirurgici standard.

Tuttavia, i trattamenti termici minimamente invasivi non possono essere applicati qualunque sia la lesione da trattare. Infatti, se i tumori sono caratterizzati da dimensioni estese, la termoablazione risulta meno efficace a causa della

maggior probabilità di recidiva. Ciononostante, va sottolineato che, trattandosi di una procedura poco invasiva, effettuare nuovamente il trattamento è generalmente possibile [7].

I trattamenti termici possono essere suddivisi in ipertermici (ablazione con radiofrequenza, ablazione con microonde, ablazione laser) e ipotermici (crioablazione).

L'ablazione con radiofrequenza, l'ablazione con microonde e l'ablazione laser costituiscono procedure finalizzate al riscaldamento del tessuto sino al raggiungimento di almeno 60 °C, mentre i sistemi di crioablazione raffreddano il tessuto, il quale è sottoposto a temperature inferiori a -40 °C perché venga indotta la necrosi delle cellule contenute nel target [8].

2.1 Ablazione a radiofrequenza

L'ablazione a radiofrequenza (RFA) è, ad oggi, la procedura di ablazione minimamente invasiva maggiormente impiegata e causa la morte cellulare per necrosi da termocoagulazione.

Durante la RFA, una corrente elettrica alternata, caratterizzata da una frequenza tra i 350 e i 500 kHz, viene applicata in corrispondenza del target, al fine di generare un riscaldamento resistivo. Per far ciò, si sfrutta un semplice circuito elettrico attraverso il corpo, il quale può essere completato impiegando almeno due elettrodi.

La maggior parte dei sistemi a radiofrequenza attualmente disponibili funziona in configurazione monopolare: la corrente elettrica scorre nell'area da trattare da un elettrodo posto in prossimità della lesione all'elettrodo di ritorno, molto più ampio, provocando un aumento di temperatura all'interno del tessuto. Nel caso di ablazione a radiofrequenza in modalità bipolare, gli elettrodi attivi posizionati nei pressi del tumore sono due, tra i quali la corrente alternata oscilla [5].

In Fig. 2.1 è riportata una simulazione di ablazione a radiofrequenza per entrambe le configurazioni (monopolare e bipolare): si può osservare come, in modalità bipolare, sia possibile trattare regioni di maggiori dimensioni.

Il calore che riscalda il target deriva dall'attrito causato dall'agitazione ionica, a sua volta determinata dal passaggio di corrente alternata. Dal momento che le regioni più prossime all'elettrodo sono soggette a correnti di maggiore intensità, l'aumento di temperatura ad esse associato è più elevato.

L'ablazione a radiofrequenza risulta clinicamente efficace nel caso di trattamento di tumori di ridotte dimensioni (<2 cm), ma è da considerarsi un processo auto-limitante: infatti, quando il tessuto si disidrata e carbonizza, la sua impedenza aumenta rapidamente, limitando il flusso di corrente elettrica [6].

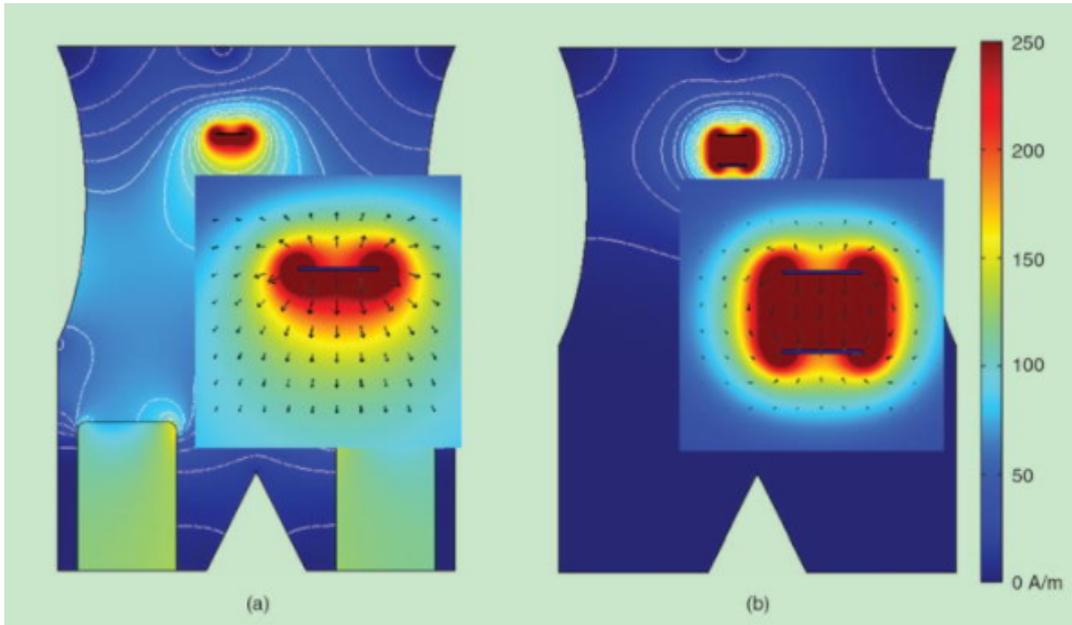


Figura 2.1: Simulazione di a) RFA unipolare e b) RFA bipolare all'interno dell'addome. Il calore generato è proporzionale alla densità di corrente, maggiore in prossimità degli elettrodi attivi [5].

2.2 Ablazione a microonde

Le microonde sono caratterizzate da frequenze tra 900 MHz e 2.45 GHz. Durante la procedura di ablazione a microonde (MWA), l'agitazione delle molecole d'acqua comporta un innalzamento della temperatura dell'area lesionata, provocando la morte cellulare mediante necrosi coagulativa. Infatti, quando si applica un campo elettromagnetico oscillante, le molecole polari, come l'acqua, tentano continuamente di allinearsi ad esso, riscaldando i tessuti. Pertanto, gli organi che contengono una maggiore quantità di acqua, come fegato e reni, si riscaldano più facilmente. Poiché, a differenza della RFA, l'ablazione a microonde impiega un campo elettromagnetico, e non una corrente elettrica alternata, è possibile ottenere buoni risultati anche nel caso di tessuti a scarsa conduttanza elettrica, come quelli di polmoni e ossa [6].

La MWA, rispetto alla RFA, offre numerosi vantaggi, quali temperature intratumorali più elevate, volumi di ablazione maggiori, tempi di ablazione più rapidi, minore effetto di dissipazione di calore da parte dei vasi sanguigni circostanti e minor dolore procedurale. Inoltre, le dimensioni dell'area soggetta a riscaldamento, nel caso di utilizzo della radiofrequenza, sono limitate a qualche millimetro attorno all'elettrodo attivo, mentre la restante area sottoposta ad ablazione termica viene

riscaldata per conduzione. Diversamente, le microonde sono in grado di produrre una zona di riscaldamento attivo molto più estesa, raggiungendo distanze di circa 2 cm dall'antenna impiegata [9].

Una delle difficoltà, nelle procedura di MWA, è costituita dal surriscaldamento dell'antenna, con importanti complicanze come la generazione di fistole. Per ovviare a tale problema, vengono utilizzati acqua o gas di raffreddamento: con un raffreddamento efficace, è possibile fornire al target più di 200 W di potenza, con conseguenti aree di ablazione molto estese (>4 cm) in tempi brevi (<10 minuti) [5].

2.3 Ablazione laser

L'ablazione laser (LA) è il trattamento termico mininvasivo dei tumori di più recente evoluzione e viene attuata mediante l'utilizzo di una sorgente laser e di un mezzo atto al trasporto della luce all'interno del target da trattare, ovvero una fibra ottica flessibile di piccolo diametro (0.2-0.8 mm).

La sorgente emette un fascio di luce monocromatica che interagisce con il tessuto in base al valore della lunghezza d'onda della luce stessa: la maggior parte dei dispositivi sfrutta lunghezze d'onda comprese tra 800 e 1100 nm [5].

Nell'interazione tra laser e tessuto, la luce viene assorbita e convertita in calore, con conseguente aumento di temperatura del target: esposizioni prolungate delle cellule a temperature tra 45 °C e 55 °C o brevi esposizioni a temperature maggiori di 60 °C danneggiano le cellule in modo irreversibile.

L'ablazione laser può avvenire in modalità continua o pulsata: nel primo caso, generalmente, si sfruttano potenze contenute (2-30 W) e tempi di esposizione estesi (da qualche minuto a più di 20); nel secondo caso, invece, si fornisce energia sotto forma di impulsi, con potenze superiori ai 100 W [10].

Il risultato dell'ablazione laser dipende da un certo numero di fattori, quali la lunghezza d'onda della luce emessa dalla sorgente, la potenza erogata, il tempo di applicazione e le proprietà fisica del tessuto trattato.

Gli applicatori laser più comunemente utilizzati impiegano una punta che distribuisce la luce in modo isotropico attorno alla punta stessa. Uno degli svantaggi dell'impiego del laser risiede nel fatto che un singolo applicatore non sia in grado di ablate aree con diametri superiori a 2 cm. Pertanto, diviene necessario utilizzare più applicatori per trattare lesioni di dimensioni più estese.

Ciononostante, gli applicatori, costituiti da fibre ottiche, presentano il grande vantaggio di essere compatibili con la risonanza magnetica, la quale consente di monitorare la temperatura del target durante il processo di ablazione [5]. Infatti, affinché il risultato della procedura sia ottimale, la temperatura dell'area contenente la lesione deve essere rilevata in tempo reale e in modo estremamente accurato.

2.4 Crioablazione

La crioablazione consiste nella distruzione dei tessuti mediante congelamento degli stessi e viene eseguita con una o più criosonde, inserite in corrispondenza della lesione mediante l'impiego dell'imaging. La procedura crioablativa prevede il congelamento del target, il suo decongelamento e, infine, un nuovo congelamento. Infatti, il tessuto, quando già danneggiato, rende più efficace il congelamento successivo, consentendo di ampliare l'area soggetta a necrosi. La durata delle fasi di congelamento e decongelamento dipende dalle dimensioni della lesione: più il target è esteso, maggiore è il tempo necessario al congelamento dello stesso [11].

La necrosi dei tessuti avviene mediante meccanismi diretti o indiretti: i primi procurano danni alle cellule indotti dalle bassissime temperature cui il target è sottoposto, mentre i secondi modificano l'ambiente cellulare e compromettono la vitalità dei tessuti. Quando la criosonda, sfruttando sostanze come azoto liquido, protossido di azoto liquido o argon compresso, assorbe calore dal tessuto, quest'ultimo si raffredda, formando, nella regione extra cellulare, cristalli di ghiaccio che assorbono l'acqua dalle cellule, disidratandole. L'aumento contestuale della concentrazione dei soluti presenti nell'ambiente intracellulare è causa del danneggiamento della membrana cellulare [12].

Capitolo 3

Fibre ottiche

Una fibra ottica è costituita da strati cilindrici concentrici di materiale dielettrico ed è in grado di guidare segnali luminosi con perdite molto basse. Il cilindro più interno è chiamato *core* (o nucleo), mentre il cilindro più esterno è detto *cladding* (o mantello). Tipicamente, il core di una fibra ottica monomodale presenta un diametro di circa $10\ \mu\text{m}$, mentre quello del cladding si attesta attorno ai $125\ \mu\text{m}$ (Fig. 3.1). Al fine di salvaguardare la fibra da eventuali danneggiamenti meccanici e deterioramenti causati da agenti esterni, vengono aggiunte delle guaine protettive (*coating*) attorno al cladding.

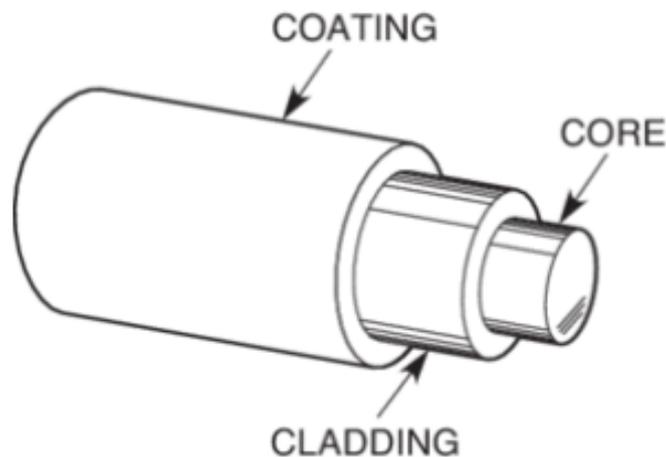


Figura 3.1: Schema di una fibra ottica monomodale [13].

È possibile distinguere fibre ottiche monomodali e multimodali. Le grandi dimensioni del nucleo dei cavi in fibra ottica multimodale, il cui core ha un diametro

di circa $50\ \mu\text{m}$, consentono la trasmissione simultanea di più segnali (“modi”) luminosi e, quindi, di più tipologie di dati. La fibra monomodale, al contrario, prevede la trasmissione di luce ad un’unica lunghezza d’onda; questo implica l’assenza di interferenze o sovrapposizioni tra le diverse lunghezze d’onda.

Le minori dimensioni di una fibra ottica single mode, rispetto a una multimode, fanno sì che il segnale in una fibra monomodale rimbalzi molto meno e quindi sia meno attenuato all’arrivo (Fig. 3.2). Per questa ragione, generalmente, mentre le fibre multimodali risultano adatte per applicazioni locali, quelle monomodali lo sono per impieghi a lungo raggio.

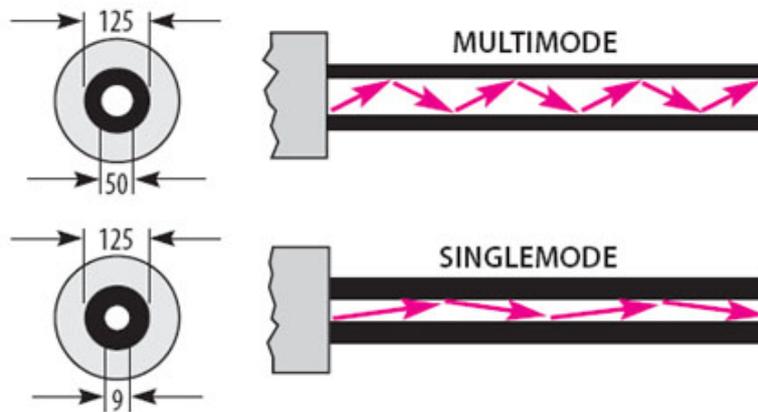


Figura 3.2: Fibre ottiche multimodali e monomodali a confronto [14].

Affinché la fibra ottica riesca a guidare la luce, è necessario che l’indice di rifrazione del core sia maggiore di quello del cladding. Infatti, alla base del funzionamento delle fibre ottiche, c’è la riflessione interna totale all’interfaccia tra nucleo e mantello.

In generale, il fenomeno della rifrazione di un fascio luminoso nella transizione tra due mezzi caratterizzati da un indice di rifrazione differente è descritto dalla legge di Snell. Quando la luce colpisce la superficie di separazione tra i mezzi, si divide in due parti: una viene riflessa con un angolo di riflessione uguale all’angolo di incidenza, mentre l’altra prosegue il proprio percorso all’interno del secondo materiale, ma con una direzione diversa rispetto a quella di incidenza. La formulazione della legge di Snell-Cartesio è la seguente:

$$n_1 \sin(\theta_1) = n_2 \sin(\theta_2) \quad (3.1)$$

dove n_1 è l’indice di rifrazione del primo mezzo, n_2 quello del secondo, θ_1 è l’angolo di incidenza e θ_2 quello del raggio rifratto.

A essere soggetti a riflessione totale sono solo i raggi che incidono la superficie del core con un angolo maggiore dell'angolo limite (o angolo critico), il quale dipende dagli indici di rifrazione dei mezzi di propagazione. Quando un raggio passa da un mezzo con indice di rifrazione maggiore n_1 (core) a uno con indice di rifrazione minore n_2 (cladding), l'angolo di rifrazione rispetto alla normale risulta essere maggiore di quello di incidenza. L'angolo limite (o angolo critico) è l'angolo di incidenza tale per cui l'angolo di rifrazione assume il massimo valore possibile, ovvero $\pi/2$. Pertanto, quando l'angolo di incidenza è superiore a quello limite, il raggio viene totalmente riflesso e resta confinato all'interno del core (Fig. 3.3).

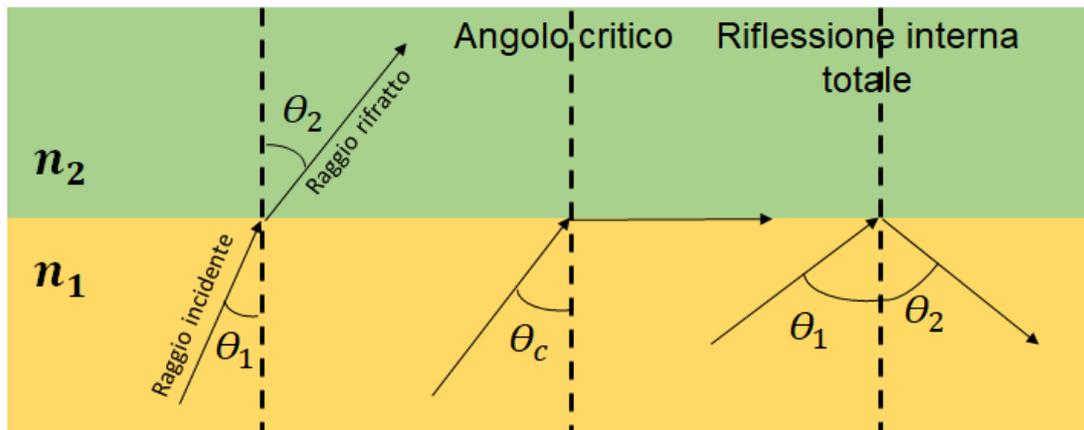


Figura 3.3: Riflessione interna totale.

Per quantificare il valore dell'angolo critico, è sufficiente applicare la legge di Snell-Cartesio. Essendo $\theta_2 = \pi/2$, ne deriva che:

$$\theta_1 = \theta_{cr} = \arcsin\left(\frac{n_1}{n_2}\right) \quad (3.2)$$

Si può definire il *cono di accettazione* della fibra ottica, il quale contiene tutti i raggi in grado di propagarsi all'interno della fibra stessa per riflessione totale ed è funzione dei valori degli indici di rifrazione di core e cladding (Fig. 3.4).

Il vertice del cono di accettazione corrisponde al centro della superficie di ingresso del core della fibra e l'angolo al vertice è il cosiddetto *angolo di accettazione* θ_a . È possibile caratterizzare il cono di accettazione mediante un parametro indicato come *apertura numerica NA*, che viene calcolato come segue:

$$NA = \sqrt{n_{\text{core}}^2 - n_{\text{cladding}}^2} = n_0 \sin(\theta_a) \quad (3.3)$$

dove n_0 è l'indice di rifrazione del mezzo in cui opera la fibra; se tale mezzo è l'aria, n_0 è circa pari a 1.

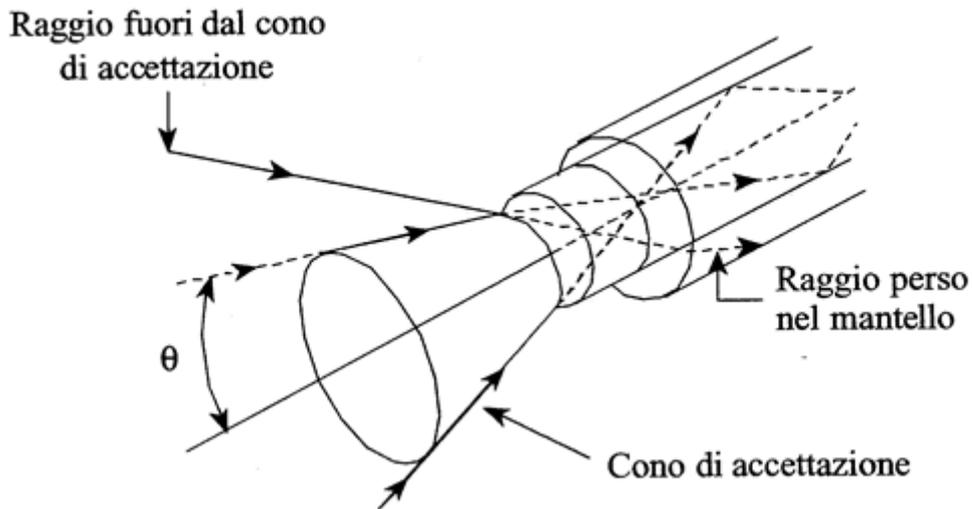


Figura 3.4: Cono di accettazione di una fibra ottica [16].

Più grande è il valore di NA, più semplice è accoppiare efficientemente una sorgente luminosa alla fibra, in quanto il cono di accettazione è più ampio [15] e, di conseguenza, è maggiore la quantità di raggi incidenti che riescono a essere riflessi totalmente; in tal caso, la dispersione di luce attraverso le pareti della fibra è ridotta.

Esistono molteplici tipologie di fibre ottiche che si distinguono tra loro per diametro del core, differenza tra gli indici di rifrazione di nucleo e mantello, caratteristiche del materiale e drogaggio. Le fibre ottiche vengono impiegate diffusamente per la fabbricazione di numerosi sensori, trattati nel Capitolo 4.

Capitolo 4

Monitoraggio della temperatura nei trattamenti di ablazione termica

Le tecniche mininvasive hanno ottenuto un ampio riconoscimento per il trattamento dei tumori. Una particolare famiglia di trattamenti minimamente invasivi è rappresentata dalle procedure di termoablazione.

Tra queste, innovativa è l'ablazione laser: si procede guidando un fascio laser mediante una fibra ottica in corrispondenza del tumore, provocando così un aumento locale di temperatura atto a generare un effetto citotossico ai danni delle cellule tumorali, preservando il tessuto sano adiacente.

Il tasso di mortalità delle cellule tumorali è funzione della temperatura e del tempo di esposizione della zona trattata. Al fine di ottimizzare i risultati dei trattamenti di ablazione, e quindi rimuovere totalmente la massa tumorale e minimizzare la probabilità di recidiva, è necessario monitorare accuratamente la temperatura dei tessuti durante la procedura.

Per far ciò, è possibile avvalersi di metodi *invasivi* o *non invasivi*.

4.1 Termometria non invasiva

Nel caso di termometria non invasiva, la misurazione viene effettuata senza che vi sia un contatto diretto tra il dispositivo di misura e la regione anatomica da investigare, sfruttando le variazioni delle proprietà tissutali dipendenti dalla temperatura, rilevate mediante tecniche di imaging (risonanza magnetica, tomografia computerizzate, ultrasuoni).

Nonostante i vantaggi dovuti alla non invasività, queste tecniche hanno delle limitazioni:

- la *risonanza magnetica* può essere adoperata unicamente in combinazione con dispositivi con essa compatibili;
- la *tomografia computerizzata* sottopone il paziente a radiazioni ionizzanti e la sua sensibilità termica dipende dal tessuto investigato;
- l'*imaging a ultrasuoni*, oltre a sembrare promettente unicamente per temperature inferiori a 50 °C, è soggetto ad artefatti dovuti alle pulsazioni cardiache e alla respirazione; bisogna, inoltre, sempre accettare un compromesso tra profondità di penetrazione e risoluzione spaziale.

4.2 Termometria invasiva

La termometria invasiva implica la necessità di porre in contatto diretto l'elemento sensibile del sensore ed il target, ma risulta più conveniente rispetto all'imaging e, in alcuni dispositivi commerciali, è possibile trovare il sensore già incorporato nella sonda di erogazione di energia, con una conseguente riduzione dell'invasività dell'operazione.

Le tecniche di termometria invasiva più comunemente utilizzate impiegano *termocoppie* o *sensori in fibra ottica*.

4.2.1 Termocoppie

Le termocoppie sono sensori metallici di temperatura molto diffusi grazie al costo molto contenuto, all'ampio range di misurazione, al tempo di risposta sufficientemente breve (inferiore al secondo [17]) e alle dimensioni ridotte, le quali le rendono compatibili con le tecniche minimamente invasive.

Le termocoppie sono trasduttori di temperatura formate da due fili di conduttore di diverso materiale uniti in un punto; tale punto è detto giunto caldo ed è quello in prossimità del quale si desidera rilevare la temperatura. C'è, poi, l'altra estremità, ovvero il cosiddetto giunto freddo, la cui temperatura è nota.

Pertanto, è presente un gradiente di temperatura che, modificando la distribuzione delle cariche all'interno dei conduttori, genera un gradiente di potenziale per *effetto Seebeck*. Tramite l'impiego di un voltmetro è possibile conoscere la tensione che si viene a creare e, di conseguenza, si può risalire alla temperatura del giunto caldo, nota quella del giunto freddo.

I sensori metallici risultano utili nella ablazioni a radiofrequenza o microonde, in quanto è possibile incorporarli all'applicatore che fornisce energia al tessuto,

dal momento che è anch'esso metallico. Tuttavia, nel caso di impiego del laser, il materiale metallico che costituisce la termocoppia risulta un enorme svantaggio. Infatti, a causa del fatto che assorbe fortemente la luce laser, la termocoppia si scalda e, di conseguenza, restituisce valori di temperatura sovrastimati e, dunque, errati. Di conseguenza, risulterebbe necessario correggere i risultati ottenuti dalla termocoppia in funzione della sua distanza dall'hotspot del laser e della potenza applicata [18].

Inoltre, i conduttori metallici generano importanti artefatti nella immagini prodotte da tomografia computerizzata o risonanza magnetica, generalmente sfruttate come guida nelle procedure di termoablazione.

4.2.2 Sensori di temperatura in fibra ottica

Nel corso degli anni, i sensori in fibra ottica hanno trovato largo impiego in molteplici ambiti: aerospaziale, automobilistico, manifatturiero, biomedicale e tanti altri. L'uso delle fibre ottiche a scopo sensoristico è oggi ampiamente diffuso, in quanto consente di beneficiare di numerosi vantaggi, quali:

- immunità ai disturbi elettromagnetici;
- leggerezza e compattezza;
- elevata capacità di moltiplicazione;
- resistenza ad alte temperature, ambienti corrosivi e condizioni climatiche ostili;
- capacità di guidare il segnale con perdite molto contenute;
- rilevamento da remoto, che permette di gestire grandi distanze tra il sensore e l'interrogatore;
- compatibilità con le tecniche di sterilizzazione biomedicale.

È possibile classificare i sensori in fibra ottica in *intrinseci* ed *estrinseci*. Nel caso dei sensori in fibra ottica intrinseci, la fibra è utilizzata unicamente per convogliare la luce da e verso un elemento sensibile esterno. Al contrario, nei sensori intrinseci, la fibra ottica viene sfruttata essa stessa come elemento sensibile che interagisce con il misurando [19] (Fig. 4.1).

Quando si sfruttano i sensori intrinseci, la grandezza fisica che si desidera misurare provoca delle variazioni nelle caratteristiche della luce guidata dalla fibra ottica, come intensità, lunghezza d'onda, polarizzazione o fase.

Uno dei maggiori vantaggi dei sensori in fibra ottica è che consentono di valutare un gran numero di grandezze fisiche, tra cui [20]:

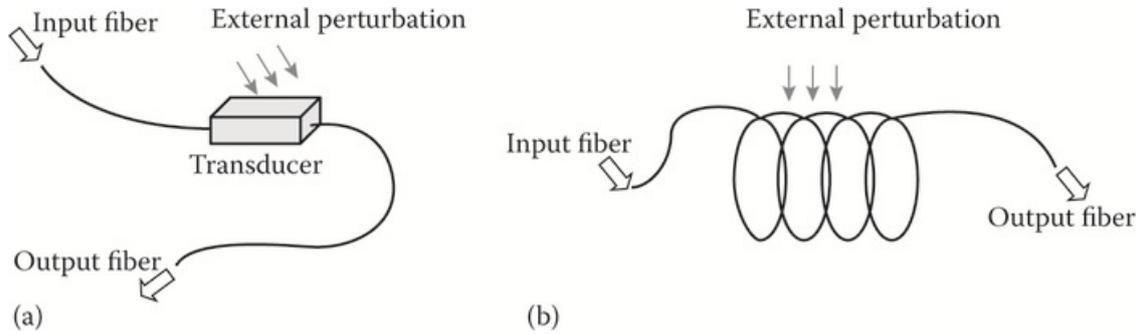


Figura 4.1: Schema di sensori in fibra ottici estrinseci (a) ed intrinseci (b) [20].

- strain;
- pressione;
- temperatura e umidità;
- campi elettrici e magnetici;
- accelerazione e rotazione;
- vibrazioni;
- pH e viscosità.

Di particolare interesse, in questa Tesi, sono i sensori in fibra ottica impiegati per la misurazione della temperatura.

Sebbene l'uso diffuso dei sensori in fibra ottica sia stato ritardato dagli alti costi della strumentazione, essi possono essere utilizzati per effettuare misurazioni di temperatura, grazie al fatto che la variazione della temperatura del misurando generi un cambiamento nella propagazione della luce all'interno della fibra.

I sensori di temperatura in fibra ottica possiedono peculiarità utili ed interessanti, come l'elevata flessibilità, le dimensioni ridotte e l'immunità ai disturbi elettromagnetici, la quale consente, pertanto, il loro utilizzo durante le procedure termiche guidate dalla risonanza magnetica [17]. Inoltre, non sono soggetti a sovrastime imputabili all'assorbimento della luce laser.

Tra i numerosi sensori in fibra ottica, i principali sensori di temperatura sono:

- *sensori a fluorescenza*: la loro tecnologia si basa sulla relazione tra temperatura e tempo di decadimento della fluorescenza di un fosforo termosensibile, situato all'estremità di un cavo in fibra ottica: il tempo di decadimento della fluorescenza del fosforo è funzione della temperatura del fosforo stesso. A

causa dell'eccitazione del fosforo mediante un segnale luminoso propagatosi attraverso la fibra ottica, viene prodotto un segnale fluorescente che torna indietro percorrendo la medesima fibra ottica. Il segnale fluorescente decade con un profilo esponenziale, in modo dipendente dalla temperatura del fosforo. Grazie alla correlazione tra il tempo di decadimento e della temperatura del fosforo, è possibile conoscere la temperatura che caratterizza l'estremità della fibra ottica utilizzata. I principali vantaggi di questa categoria di sensori risiedono nell'ampio intervallo di temperatura misurabile (tipicamente da $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $+300\text{ }^{\circ}\text{C}$), nell'elevata accuratezza, nell'inerzia, nella compatibilità biologica e nell'insensibilità ai campi elettromagnetici, caratteristica tipica dei sensori in fibra ottica. Inoltre, poiché il segnale di eccitazione e quello fluorescente percorrono la medesima fibra ottica, il dispositivo può avere dimensioni sufficientemente ridotte e tali da essere di interesse nelle applicazioni mediche. I sensori a fluorescenza sono abbastanza invasivi, perché eseguono misure di temperatura per contatto. Un altro degli svantaggi è legato agli errori di misura dovuti all'auto-riscaldamento del sensore a fluorescenza; questo artefatto crea particolari problemi quando l'elemento sensibile è incapsulato in un rivestimento pigmentato di nero [21]. È stato evidenziato che tali errori non possano essere trascurati nel caso in cui il laser impiegato e l'elemento sensibile sono posti ad una distanza minore di 4 mm [22];

- *sensori distribuiti di temperatura (o sensori a retrodiffusione di Rayleigh)*: il sensing effettuato con questa tecnica consente un rilevamento totalmente distribuito della temperatura. Il principio alla base dei sensori distribuiti è la misurazione della retrodiffusione di Rayleigh di una fibra monomodale soggetta a variazioni di temperatura. Lo scattering di Rayleigh consiste nella diffusione della radiazione dovuta alle disomogeneità presenti nel materiale della fibra; per poter parlare di diffusione di Rayleigh è necessario che la dimensione delle particelle diffondenti sia uno o più ordini di grandezza minore della lunghezza d'onda della luce incidente. Più precisamente, per backscattering si intende la diffusione di quelle particelle che, a seguito dell'interazione, si muovono lungo la stessa direzione percorsa inizialmente, ma in verso opposto (Fig. 4.2). La fibra ottica è impiegata come sensore per la sua intera lunghezza e la misurazione può essere effettuata nel dominio del tempo, con un riflettometro ottico nel dominio del tempo (OTDR), o in quello della frequenza, mediante un riflettometro ottico nel dominio della frequenza (OFDR). La risoluzione spaziale ottenibile è elevata, sub-millimetrica. Tali sensori sono sviluppati utilizzando fibre ottiche monomodali standard, il cui costo è molto basso, tuttavia risultano necessari costosissimi interrogatori per analizzare e registrare il segnale (\$50.000-\$120.000) [17];

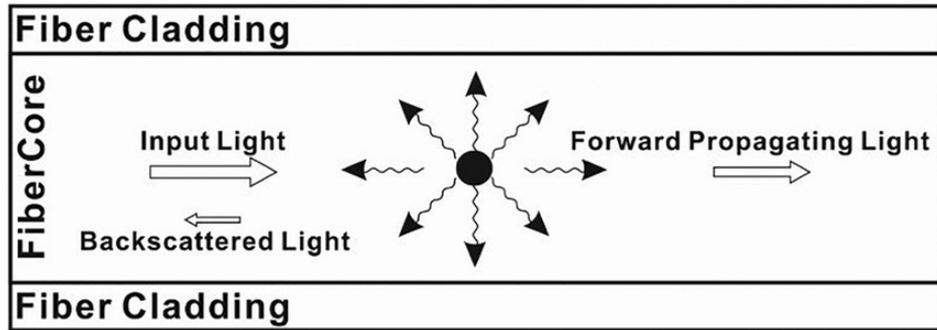


Figura 4.2: Retrodiffusione della luce all'interno del core della fibra ottica [23].

- *sensori basati su interferometria di Fabry-Pérot*: l'interferometria di Fabry-Pérot può essere sfruttata per misure puntuali di parametri fisici, quali temperatura, pressione, deformazione e spostamento. Un segnale luminoso continuo a banda larga viene iniettato in una fibra ottica e condotto verso la punta sua punta della fibra stessa, dove è presente il sensore Fabry-Pérot. L'elemento sensibile è costituito da due specchi semiriflettenti, tra loro paralleli: la luce viene riflessa un certo numero di volte tra i due specchi. La luce uscente dall'interferometro viene condotta, mediante la fibra ottica, ad un analizzatore ottico, al fine di ricostruire spazialmente il pattern di interferenza. A questo punto, si individua il picco massimo del pattern di interferenza, il quale è presente in corrispondenza della lunghezza della cavità del sensore [24] (Fig. 4.3).

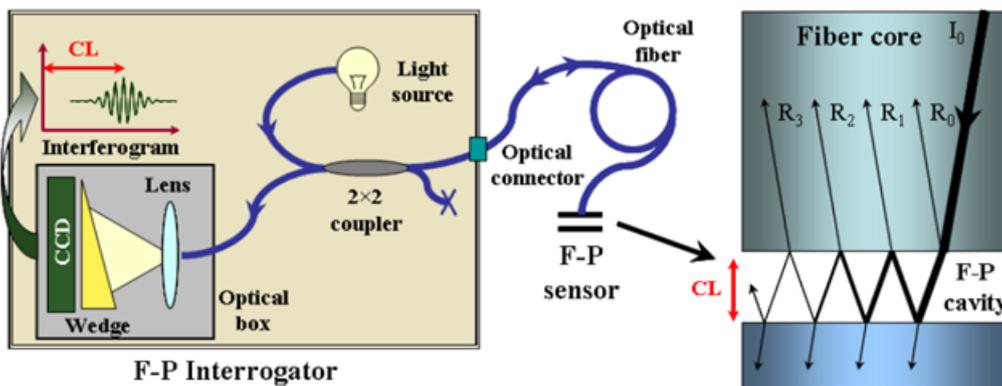


Figura 4.3: Sensore basato su interferometria di Fabry-Pérot [24].

- *reticoli in fibra di Bragg*: si tratta di un filtro notch che sfrutta fibre ottiche di

tipo monomodale; dato uno spettro luminoso, i reticoli di Bragg riflettono una particolare lunghezza d'onda, in base alla variazione di strain e temperatura cui la fibra è soggetta. È la categoria di sensori di interesse in questa tesi; il vantaggio nell'uso dei reticoli in fibra di Bragg risiede nella loro elevatissima compatibilità con le radiazioni laser, a differenza di quanto accade con i sensori a fluorescenza. Come già sottolineato per i sensori a fluorescenza, i sensori basati sui reticoli di Bragg sono invasivi, dal momento che effettuano le misurazioni per contatto. Inoltre, ulteriori punti deboli consistono nel fatto che si necessita di costosi interrogatori per rilevare il segnale ottico e che il sensore sia sensibile anche allo sforzo; ne consegue che le misure di temperatura compiute in vivo possono essere inficiate dal movimento causato dalla respirazione, pertanto è consigliabile l'inserimento del sensore all'interno di apposite guaine protettive. Gli FBG sono ampiamente utilizzati per il monitoraggio della temperatura dei tessuti durante l'ablazione laser (LA), l'ablazione a radiofrequenza (RFA) e, più recentemente, durante l'ablazione a microonde (MWA) e la crioablazione [17]. Un ulteriore vantaggio dell'impiego di FBG consiste nella possibilità di effettuare misurazioni multipunto, diversamente dai sensori a fluorescenza, i quali permettono di misurare la temperatura in un singolo punto.

Capitolo 5

Reticoli di Bragg

I reticoli in fibra di Bragg (FBG) consistono in periodiche variazioni dell'indice di rifrazione del core di una fibra ottica monomodale e si ottengono esponendo il core stesso a un pattern periodico, generato da una sorgente luminosa appropriata. Quando un fascio luminoso a larga banda viene iniettato nella fibra ed interagisce con il reticolo di Bragg, si ottiene un picco di riflessione centrato attorno alla lunghezza d'onda λ_B che soddisfa una specifica condizione, detta *condizione di Bragg*; lo spettro relativo a tutte le restanti lunghezze d'onda viene trasmesso con perdite molto contenute (Fig. 5.1). Pertanto, i reticoli di Bragg si comportano come un filtro notch.

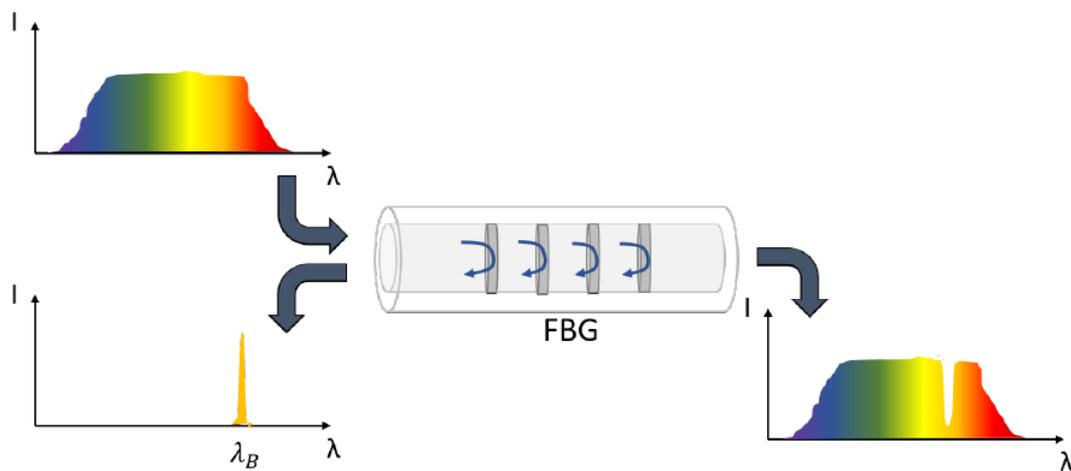


Figura 5.1: Principio di funzionamento dei reticoli di Bragg[18].

La condizione di Bragg è la seguente:

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

dove n_{eff} è l'indice di rifrazione efficace del core e Λ è il passo del reticolo.

I reticoli di Bragg sono sensibili alla temperatura e allo strain. Infatti, essendo temperatura e strain in grado di modificare l'indice di rifrazione efficace n_{eff} e la periodicità spaziale Λ , la lunghezza d'onda di Bragg λ_B subisce uno shift al variare della temperatura o delle sollecitazioni meccaniche (Fig. 5.2).

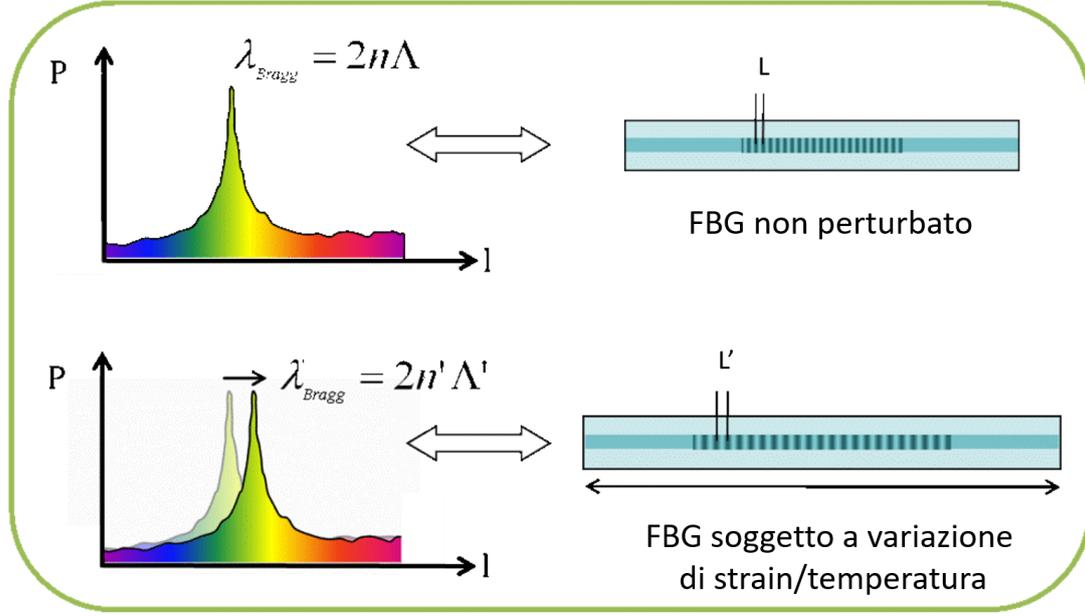


Figura 5.2: Shift della lunghezza d'onda di Bragg λ_B causata da variazioni di strain e temperatura [25].

Lo shift di λ_B , dato dalla somma degli effetti di sforzo e temperatura, è descritto dalla seguente equazione:

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

Dividendo entrambi i membri dell'Eq. 5.2 per λ_B , definita dell'Eq. 5.1, si ottiene la variazione relativa della lunghezza d'onda di Bragg:

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

La relazione che lega la variazione macroscopica di λ_B alle modificazioni di temperatura e strain è esprimibile come [26]:

$$\Delta\lambda_B = K_\varepsilon \cdot \varepsilon + K \cdot T \quad (5.4)$$

dove K_ε è sensibilità alla deformazione, circa pari a 1 pm/ $\mu\varepsilon$, e K_T è la sensibilità alla temperatura, che si attesta attorno ai 10 pm/°C.

Separando il contributo dello strain da quello della temperatura nella determinazione dello shift $\Delta\lambda_B$, diventa possibile analizzare separatamente l'effetto di ε e quello di T.

5.1 Fabbricazione

Per realizzare i reticoli di Bragg si sfrutta la fotosensibilità del core della fibra ottica. Infatti, si ottengono differenti modulazioni dell'indice di rifrazione (reticolo) al variare del pattern luminoso impiegato, il quale generalmente proviene da una sorgente laser UV. In particolare, le principali tecniche utilizzate sono le seguenti:

- *phase mask*: la luce laser UV incide sulla fibra correttamente modulata tramite l'attraversamento di una maschera di silice, caratterizzata da un pattern in grado di soddisfare la periodicità desiderata;
- *laser a femtosecondi*: il laser UV emette impulsi luminosi della durata di qualche centinaio di femtosecondi; in questo modo è possibile scrivere il reticolo punto per punto con notevole precisione, grazie all'elevata risoluzione, sia spaziale che temporale, che caratterizza il dispositivo laser a femtosecondi;
- *litografia a interferenza* (o *litografia olografica*): il fascio laser UV viene diviso in due e ricombinato al fine di formare un angolo che crea una certa periodicità spaziale dell'indice di rifrazione.

5.2 Tipologie

I reticoli di Bragg sono caratterizzati dall'indice di rifrazione e dalla periodicità spaziale.

Sulla base della periodicità spaziale con cui l'indice di rifrazione viene modificato, i reticoli di Bragg possono essere classificati in (Fig. 5.3):

- *uniformi*: la periodicità spaziale è costante e, quindi, anche la lunghezza d'onda riflessa;

- *chirped*: la modulazione dell'indice di rifrazione del core della fibra non è uniforme, bensì varia linearmente; la lunghezza d'onda di Bragg cambia con il periodo del reticolo, generando un'ampliamento dello spettro riflesso;
- *blazed* (o *tilted*): l'indice di rifrazione viene perturbato con un certo angolo rispetto all'asse longitudinale del core, non perpendicolarmente;
- *array*: vengono sfruttati allo scopo di effettuare un sensing quasi-distribuito, poiché si hanno a disposizione molteplici punti di misura sulla fibra. Infatti, ci sono più reticoli di Bragg lungo la medesima fibra ottica, ognuno caratterizzato da una propria lunghezza d'onda di riflessione. In questo caso, è necessario evitare la sovrapposizione degli spettri riflessi: le lunghezze d'onda centrali di ciascun FBG devono essere sufficientemente distanti.

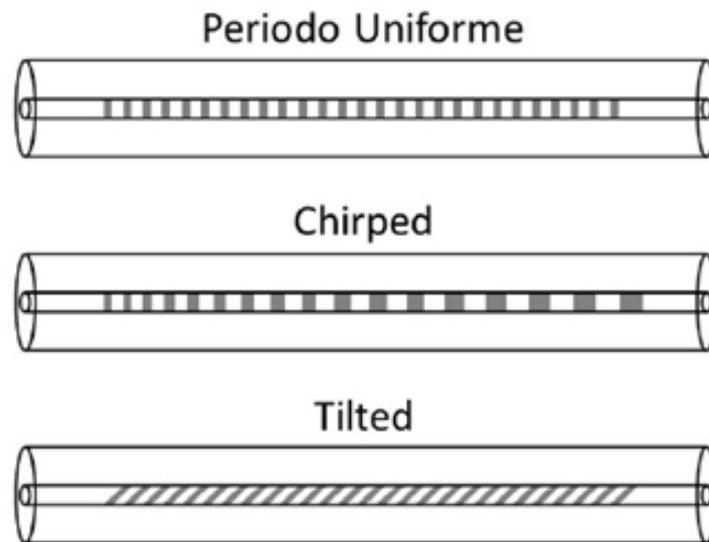


Figura 5.3: Principali strutture dei reticoli di Bragg. Adattata da [27].

Le proprietà ottiche di un reticolo sono principalmente determinate dalla tipologia di variazione dell'indice di rifrazione indotta lungo l'asse longitudinale del core [28]. Relativamente alla differente modulazione dell'indice di rifrazione, si possono distinguere reticoli di Bragg *uniformi* o *apodizzati*. La differenza risulta nel fatto che, applicando l'apodizzazione, ovvero la modulazione non costante dell'indice di rifrazione, sia possibile eliminare i lobi secondari dallo spettro riflesso.

5.3 Interrogatori ottici

Gli interrogatori ottici sono gli strumenti utilizzati per rilevare le lunghezze d'onda di Bragg associata al segnale riflesso dai reticoli e consistono, principalmente, in una sorgente luminosa e un analizzatore di spettro per il monitoraggio del picco di riflessione. È possibile, tuttavia, distinguere due tipologie di sorgenti luminose: infatti, esse possono essere a banda larga oppure a laser tunabile, il quale emette un segnale luminoso la cui lunghezza d'onda può essere variata all'interno dello spettro.

Nel caso di interrogatori caratterizzati da sorgente luminosa a banda larga, viene spesso utilizzato un LED superluminescente (SLED) che produce un segnale luminoso indirizzato verso fibra contenente i reticoli di Bragg mediante un circolatore ottico, il quale ci consente, inoltre, di convogliare il segnale riflesso dai reticoli in un filtro ottico a banda passante molto stretta che spazza tutte le componenti dello spettro. Il filtro è seguito da un fotodiodo collegato a un amplificatore di transimpedenza che converte la corrente in una tensione analogica proporzionale alla potenza ottica a quella lunghezza d'onda. A questo punto, il segnale in uscita dall'amplificatore viene convertito in digitale e memorizzato o immediatamente visualizzato [18].

La seconda possibilità (Fig. 5.4), invece, prevede la sostituzione della sorgente luminosa a banda larga con una a banda molto stretta, come un laser, capace di spazzare la gamma di lunghezze d'onda di interesse. Così facendo, si evita l'effettuazione del filtraggio del segnale in seguito alla sua riflessione, operata dai reticoli, che avviene quando la lunghezza d'onda del segnale luminoso emesso dal laser coincide con la lunghezza d'onda di Bragg. Infatti, con l'impiego di tale tipologia di interrogatori ottici, risulta possibile inviare il segnale riflesso direttamente al fotodiodo. Anche in questo caso, si impiegano l'amplificatore di transimpedenza e il convertitore da analogico a digitale.

Gli interrogatori ottici a laser tunabile risultano vantaggiosi dal momento che il segnale luminoso emesso dalla sorgente abbia la medesima intensità qualsiasi sia la lunghezza d'onda interessata, in quanto ciò produce un rapporto segnale-rumore più elevato.

L'interrogatore ottico impiegato in questa Tesi, il Micron Optics HYPERION si155 di Luna Technologies[®] (Fig. 5.5), è a laser tunabile; le principali specifiche tecniche sono le seguenti:

- Finestra di lettura: 1500 nm – 1600 nm;
- Risoluzione della lunghezza d'onda: 10 pm;
- Canali: quattro, utilizzabili parallelamente.

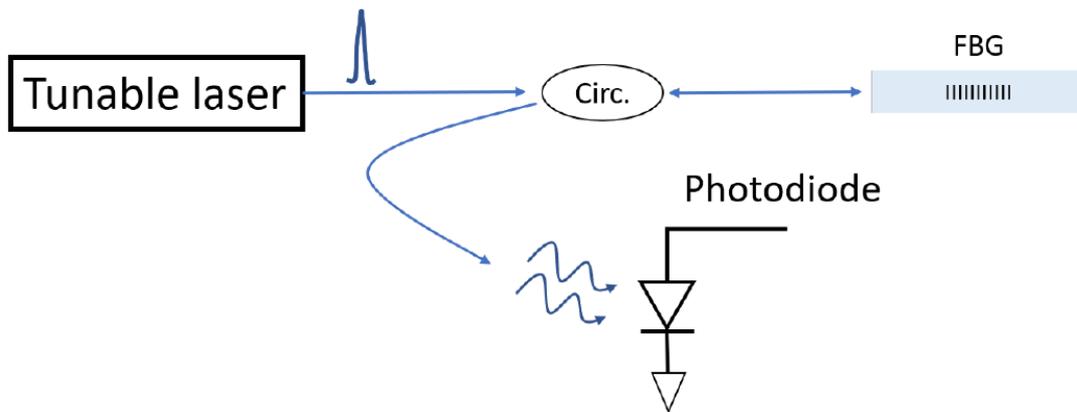


Figura 5.4: Schematizzazione di un interrogatore ottico basato su laser tunabile [18].



Figura 5.5: Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies[®] [29].

Per controllare l'interrogatore bisogna essere provvisti di rete Ethernet. Al fine di analizzare i picchi di riflessione dei reticoli di Bragg, si utilizza *ENLIGHT Sensing Analysis Software*, il quale consente di osservare quali siano i picchi di riflessione individuati dal Micron Optics HYPERION si155, di visualizzare graficamente i segnali di uno o più canali selezionati, di effettuare un tracking temporale di ciascun

picco e di salvare i dati acquisiti all'interno di un file di testo. L'interfaccia utente è riportata in Fig. 5.6.

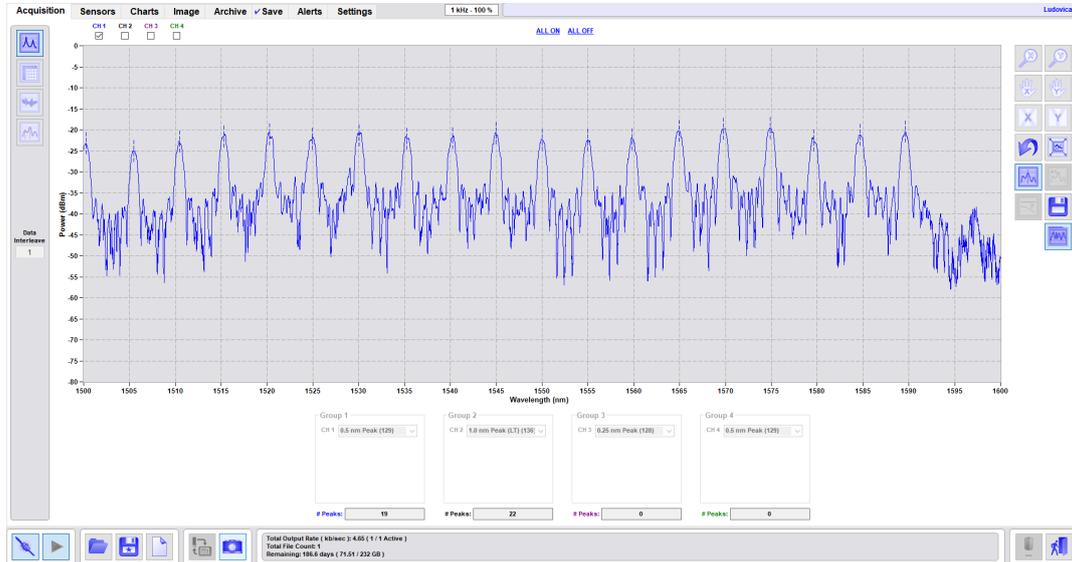


Figura 5.6: Interfaccia utente *ENLIGHT Sensing Analysis Software*.

5.3.1 Rilevamento del picco

L'interrogatore ottico consente la rilevazione automatica del picco di riflessione di ciascuno dei reticoli di Bragg impiegati.

Il segnale acquisito, precedentemente filtrato al fine di ridurre il rumore ad esso sovrapposto, viene mandato in input a un filtro di tipo derivativo, la cui uscita è la derivata del segnale in ingresso (Fig. 5.7). A questo punto, lo strumento procede con l'applicazione della tecnica di *zero-crossing*: il picco viene ricercato in corrispondenza della lunghezza d'onda per la quale la derivata del segnale si annulla.

Poiché il processo di filtraggio fa sì che la derivata del segnale risulti nulla in più di un punto, l'utente, sulla base delle necessità, seleziona un valore di soglia relativo alla larghezza del picco, determinando, di conseguenza, l'intervallo di ricerca, come illustrato in Fig. 5.8. In tal modo, il primo zero rilevato è quello in corrispondenza del quale si trova il picco di riflessione del reticolo di Bragg.

Dal momento che l'elaborazione dei dati da parte dell'interrogatore avviene contemporaneamente all'acquisizione dei dati stessi, risulta possibile visualizzare in tempo reale le variazioni delle lunghezze d'onda associate ai picchi del segnale causate da strain o temperatura.

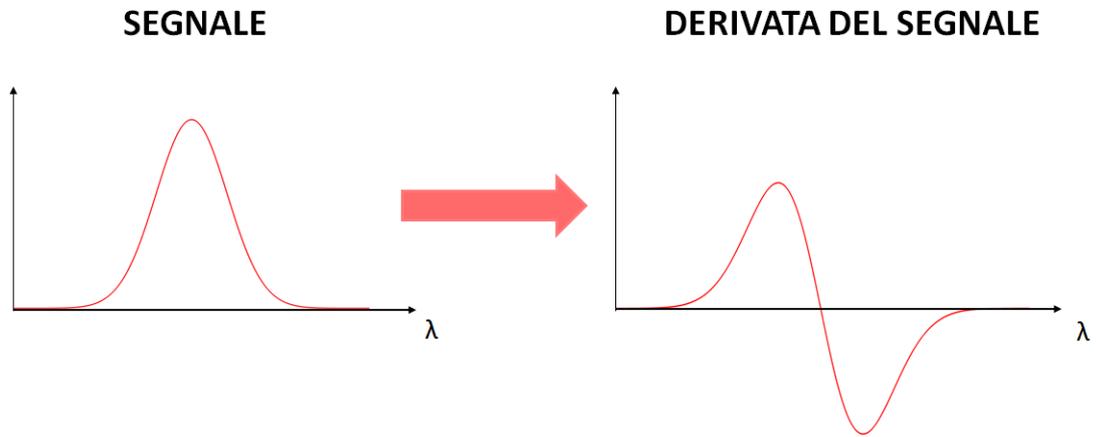


Figura 5.7: Risultato dell'applicazione del filtro derivativo al segnale acquisito.

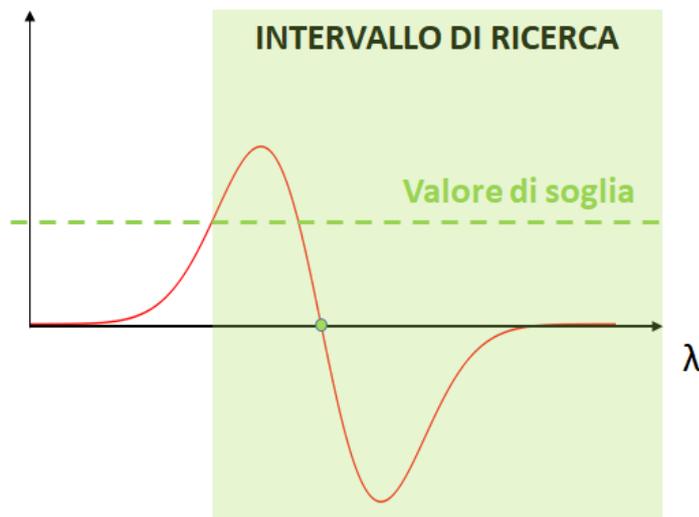


Figura 5.8: Applicazione della tecnica di *zero-crossing* per la ricerca del picco.

Capitolo 6

Modello termico

Di estrema importanza, nei processi di ablazione, è il monitoraggio della temperatura all'interno della zona coinvolta nel trattamento termico. A tal fine, è stato realizzato un modello mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab®[®], il quale fornisce funzioni per risolvere problemi espressi da PDE (Partial Differential Equations), tra cui quelli di trasferimento di calore, consentendo di valutare la distribuzione di temperatura all'interno del sistema, tramite analisi FEM (Finite Element Method).

6.1 Partial Differential Equation Toolbox™

Il percorso da seguire per la soluzione di un problema termico con il Partial Differential Equation Toolbox™ è il seguente:

1. *Definizione del modello termico*: il modello termico viene generato mediante la funzione **createpde** e contiene le informazioni relative al problema da analizzare, quali la geometria, le proprietà dei materiali, le sorgenti di calore interne al sistema, le condizioni iniziali e al contorno e la mesh. È possibile specificare la tipologia di analisi che si intende eseguire: stazionaria, stazionaria assialsimmetrica, transitoria o transitoria assialsimmetrica;
2. *Definizione della geometria 2D o 3D*: la geometria può essere ottenuta con le funzioni **importGeometry**, che importa la geometria da file STL, oppure con **geometryFromMesh**, che ricostruisce la geometria a partire da una mesh già esistente. È inoltre possibile includere nel modello la geometria desiderata disegnandola all'interno dell'app PDE Modeler;
3. *Generazione della mesh*: la funzione **generateMesh** crea una mesh triangolare o tetraedrica;

4. *Assegnazione delle proprietà termiche dei materiali:* la definizione delle proprietà termiche delle facce (modelli 2D) o delle celle (modelli 3D) del sistema avviene tramite la funzione **thermalProperties**. Nel caso di analisi stazionaria, è sufficiente specificare la conducibilità termica, a differenza delle analisi transitorie che richiedono l'assegnazione di un valore anche a calore specifico e densità;
5. *Definizione delle sorgenti di calore interne al sistema:* le eventuali sorgenti di calore interne vengono definite dalla funzione **internalHeatSource**, per l'intera geometria o per celle o facce selezionate dall'utente;
6. *Definizione delle condizioni al contorno e iniziali:* le funzioni **thermalBC** e **thermalIC** assegnano, all'intero sistema o a specifiche regioni selezionate, le condizioni al contorno e quelle iniziali, rispettivamente;
7. *Soluzione del modello:* la soluzione del modello si ottiene sfruttando la funzione **solve**; si ricavano, così, i valori di temperatura, i suoi gradienti e la potenza termica scambiata, valutati ai nodi della mesh precedentemente generata;
8. *Rappresentazione dei risultati.*

6.2 Distribuzione del calore in un cilindro

[30] Sfruttando la simmetria attorno all'asse di rotazione del sistema, un problema tridimensionale assialsimmetrico può essere semplificato, ottenendo un problema bidimensionale, il quale richiede tempi computazionali inferiori per essere risolto.

Per far ciò, è necessario che la geometria del modello, le proprietà del materiale e le condizioni al contorno siano simmetriche rispetto all'asse di rotazione. Per i modelli assialsimmetrici, il toolbox assume che l'asse di rotazione coincida con l'asse verticale passante per $r=0$.

L'equazione differenziale da risolvere è:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = q \quad (6.1)$$

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 all'interno del cilindro esaminato.

Essendo il problema assialsimmetrico, si riscrive l'equazione utilizzando le coordinate cilindriche:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (kr \frac{\partial T}{\partial r}) - \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial \theta} (k \frac{\partial T}{\partial \theta}) - \frac{\partial}{\partial z} (k \frac{\partial T}{\partial z}) = q \quad (6.2)$$

dove r , θ e z sono le coordinate cilindriche.

Data l'assialsimmetria, $\frac{\partial T}{\partial \theta}$ è pari a 0. Pertanto, l'equazione diviene:

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

Il Partial Differential Equation Toolbox™ richiede che l'equazione sia espressa mediante coordinate cartesiane; a tal proposito, si moltiplicano entrambi i membri dell'equazione per r (Eq. 6.4) e si definiscono r come x e z come y (Eq. 6.5).

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

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

L'Eq. 6.5 può essere scritta come:

$$\rho x c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (kx \nabla T) = qx \quad (6.6)$$

Tutto ciò è tenuto in conto dal Partial Differential Equation Toolbox™ se l'utente specifica che si tratti di un problema assialsimmetrico al momento della generazione del modello termico (**createpde** ('thermal', 'steadystate-axisymmetric'), per i modelli stazionari; **createpde** ('thermal', 'transient-axisymmetric'), per i modelli transitori). Il modello 2D risulta essere un rettangolo la cui dimensione x si estende dall'asse di rotazione del cilindro alla superficie più esterna e la cui dimensione y si sviluppa lungo l'altezza del cilindro.

6.3 Costruzione e analisi del modello termico

In questa Sezione, si descrivono in dettaglio la costruzione del modello e la sua analisi.

Innanzitutto, si genera il modello termico transitorio assialsimmetrico mediante la funzione **createpde**.

Si genera, poi, una porzione cilindrica di agar, con raggio e altezza pari a 2 cm e 4 cm, rispettivamente.

La geometria analizzata è un rettangolo, ovvero la sezione che, ruotata attorno all'asse di rotazione, consente di ottenere la struttura cilindrica. La dimensione x si estende da 0 a 2 cm (dall'asse di rotazione alla superficie esterna del solido), mentre la dimensione y da 0 a 4 cm.

All'interno dell'agar, è inserito il sensore di temperatura.

Vengono sviluppati due modelli differenti: nel primo, la fibra ottica è inserita all'interno di un ago in acciaio inox 18G, nel secondo, invece, in un capillare di vetro avente un diametro esterno pari a 1 mm e uno interno di 0.7 mm.

L'ago, di dimensione 18G, è caratterizzato da diametri interno ed esterno di 0.8 mm e 1.2 mm. Mentre tra la fibra ottica e il capillare di vetro è interposta aria, tra la fibra e l'ago metallico è presente della pasta termica siliconica.

Le fibre ottiche analizzate sono caratterizzate da un diametro pari a 125 μm .

In entrambi i casi, i dispositivi inseriti all'interno del phantom di agar si estendono lungo l'asse y , da $y=0$ a $y=3.5$ cm.

D'ora in avanti, per semplicità, con *Simulazione 1*, ci si riferirà alla simulazione effettuata con l'impiego dell'ago metallico, mentre, con *Simulazione 2*, a quella svolta con il capillare di vetro.

Una volta creata, la geometria viene assegnata al modello termico, utilizzando il comando **geometryFromEdges**.

Si effettua il plot della geometria, visualizzando anche le etichette di facce e bordi, utili per l'assegnazione delle proprietà termiche e delle condizioni iniziali e al contorno.

In Fig. 6.1 si riporta, a titolo di esempio, la geometria della *Simulazione 1*, con l'ingrandimento di una porzione del sistema.

Successivamente, mediante la funzione **generateMesh**, si genera la mesh triangolare, di cui è mostrato un dettaglio in Fig. 6.2.

Si procede con l'assegnazione delle proprietà termiche, ovvero conducibilità termica k , calore specifico c e densità ρ . In particolare:

- Fibra ottica:

- $k = 1.38 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $c = 703 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $\rho = 2203 \text{ kg m}^{-3}$.

- Agar:

- $k = 0.55 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $c = 4200 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $\rho = 1033 \text{ kg m}^{-3}$.

- Ago in acciaio inox:

- $k = 16.3 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $c = 502 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $\rho = 7960 \text{ kg m}^{-3}$.

- Pasta termica:

- $k = 2.9 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;

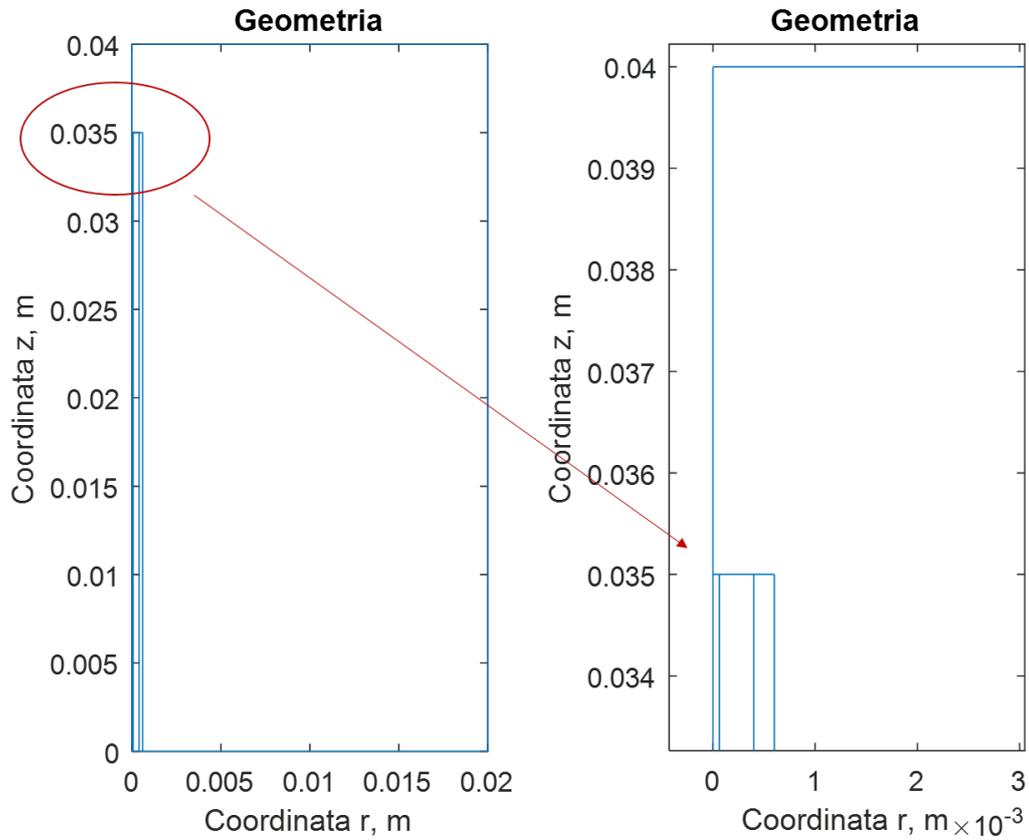


Figura 6.1: Geometria del modello (*Simulazione 1*), con ingrandimento di una porzione del sistema. Sono rappresentati, a partire dall'esterno, agar, ago metallico 18G, pasta termica e fibra ottica.

- $c = 900 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
- $\rho = 3000 \text{ kg m}^{-3}$.
- Capillare di vetro:
 - $k = 1.38 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
 - $c = 703 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
 - $\rho = 2203 \text{ kg m}^{-3}$.
- Aria:
 - $k = 0.026 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$;
 - $c = 1020 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$;

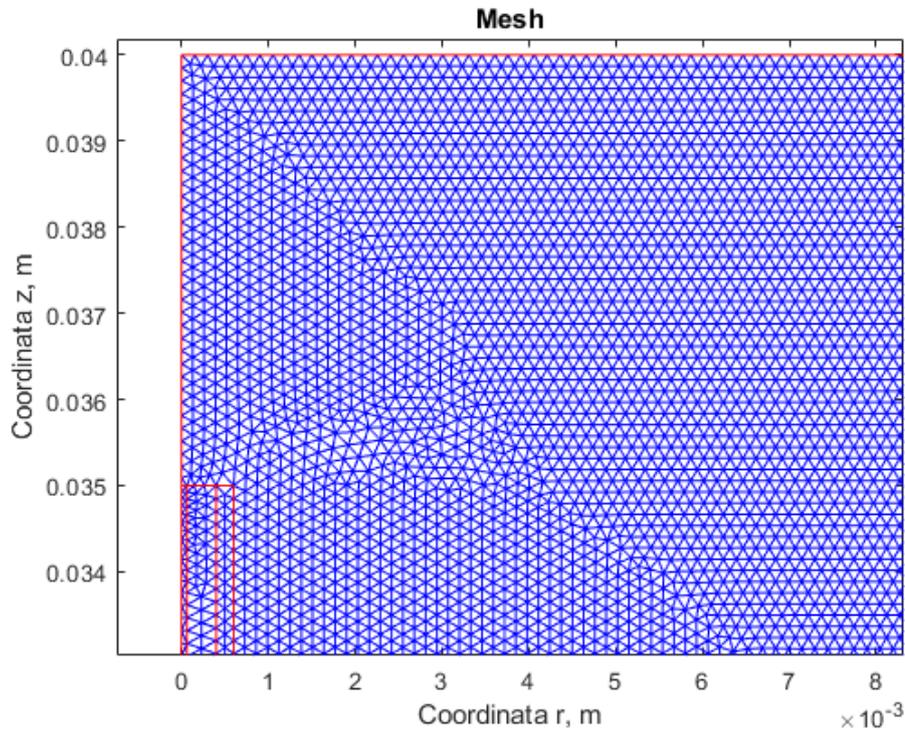


Figura 6.2: Mesh del modello (*Simulazione 1*), ingrandimento di una porzione del sistema. Sono rappresentati, a partire dall'esterno, agar, ago metallico 18G, pasta termica e fibra ottica.

$$- \rho = 1.165 \text{ kg m}^{-3}.$$

In seguito, vengono imposte le condizioni iniziali e al contorno. In particolare, ai sensori viene assegnata, con la funzione **thermalIC**, una temperatura iniziale di $25 \text{ }^\circ\text{C}$ e, all'interno del blocco costituito da agar, viene fissata (funzione **thermalBC**) una distribuzione lineare di temperatura ($T_{min} = 28 \text{ }^\circ\text{C}$; $T_{max} = 45 \text{ }^\circ\text{C}$; gradiente pari a $4.25 \text{ }^\circ\text{C cm}^{-1}$).

A questo punto, è possibile procedere con la soluzione del modello, effettuata per un tempo di 240 s.

6.3.1 Risultati

Nelle Fig. 6.3, 6.4, 6.5, e 6.6 sono illustrati i risultati della simulazione termica effettuata.

In particolare, le Fig. 6.3 e 6.4 mostrano la temperatura presente lungo la coordinata z , per $r=0$ (ovvero lungo l'asse del cilindro), nel caso di incapsulamento del sensore nell'ago metallico e nel capillare di vetro, rispettivamente.

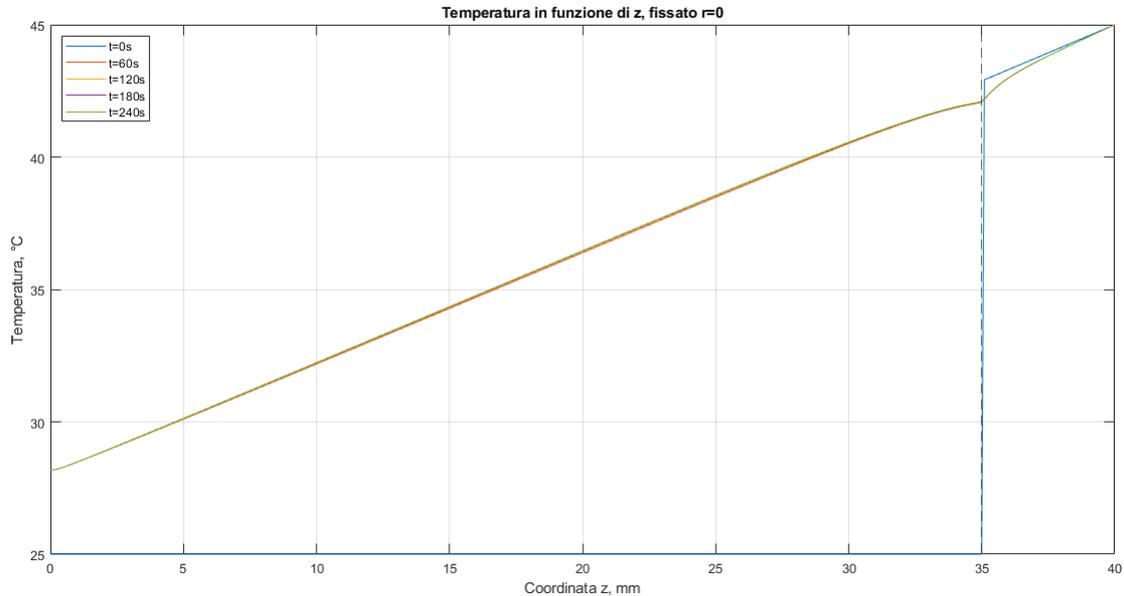


Figura 6.3: Temperatura lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica) nel caso di incapsulamento del sensore nell'ago 18G di acciaio inox.

Nelle Fig. 6.5 e 6.6, invece, nuovamente per entrambe le configurazioni, con ago metallico e capillare di vetro, sono rappresentati gli andamenti della temperatura in funzione del tempo (per i primi 30 s della simulazione), in corrispondenza della punta del sensore e a 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm e 2 cm da essa, lungo l'asse della fibra ottica.

I risultati, ottenuti dalla simulazione termica mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab®[®], mostrano che l'errore, calcolato come la differenza tra la temperatura registrata dal sensore e quella che caratterizzerebbe il target se il sensore non fosse presente, sia maggiore, in valore assoluto, nel caso in cui la fibra ottica venga inserita all'interno dell'ago di metallo, in quanto l'acciaio inox possiede un valore di conducibilità termica molto più grande rispetto a quella del tessuto circostante [18]. In questo caso, infatti, l'errore di temperatura in corrispondenza della punta del sensore incapsulato nell'ago di metallo è pari a circa 0.77 °C, mentre quello che si ottiene per il capillare di vetro risulta inferiore a 0.02 °C. In Fig 6.7, è possibile osservare che la temperatura rilevata dai reticoli di Bragg inseriti nell'ago in acciaio inox sia inferiore a quella che si avrebbe in assenza del sensore. Pertanto,

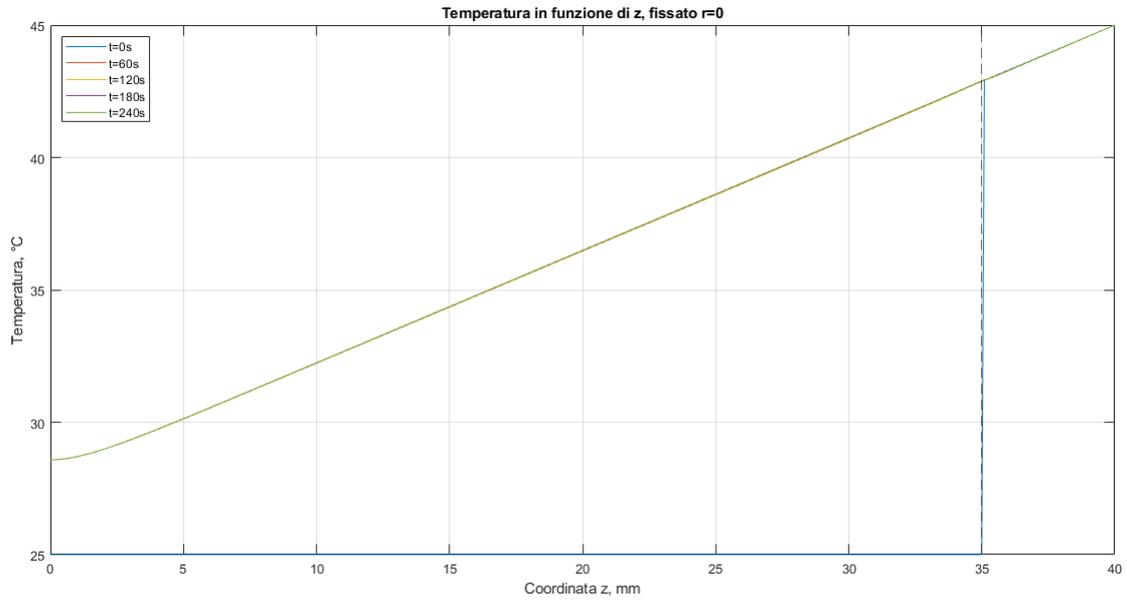


Figura 6.4: Temperatura lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica) nel caso di incapsulamento del sensore nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, rispettivamente.

si può affermare che il sensore, quando incapsulato in un rivestimento metallico, raffreddi il target.

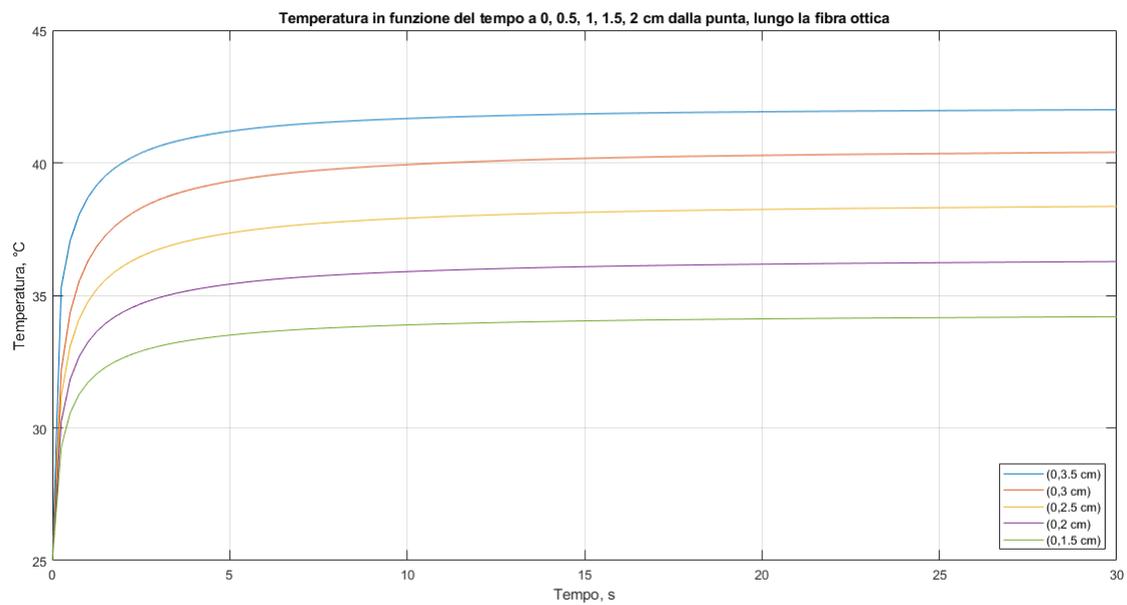


Figura 6.5: Temperatura in funzione del tempo (per i primi 30 s di simulazione) in corrispondenza della punta del sensore e a 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm e 2 cm da essa, lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica), nel caso di incapsulamento del sensore nell'ago 18G di acciaio inox.

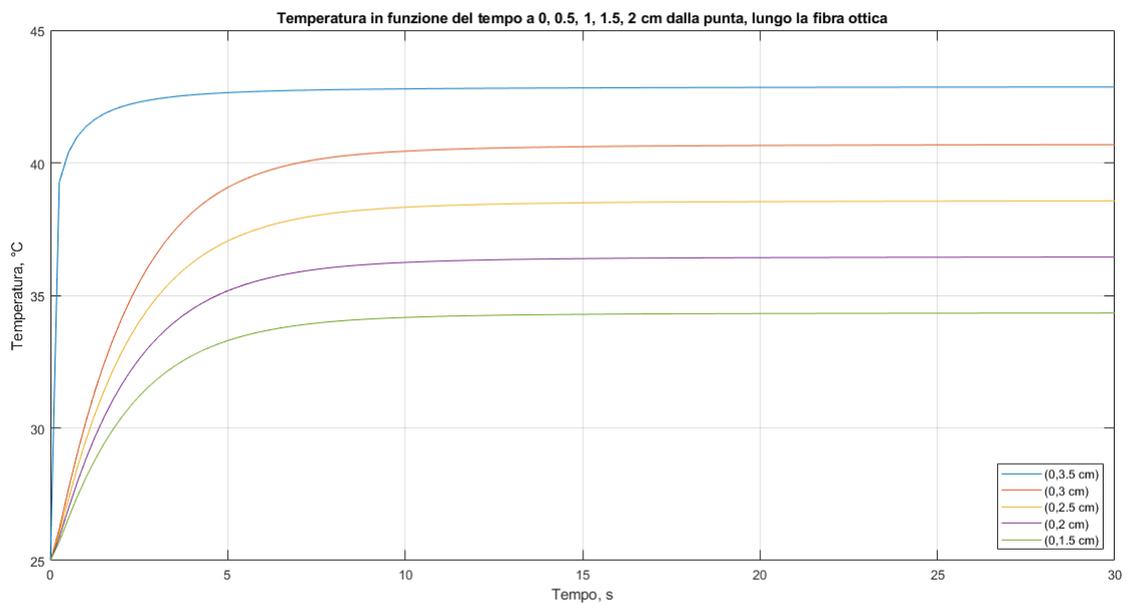


Figura 6.6: Temperatura in funzione del tempo (per i primi 30 s di simulazione) in corrispondenza della punta del sensore e a 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm e 2 cm da essa, lungo la coordinata z , per $r=0$ (asse della fibra ottica), nel caso di incapsulamento del sensore nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm.

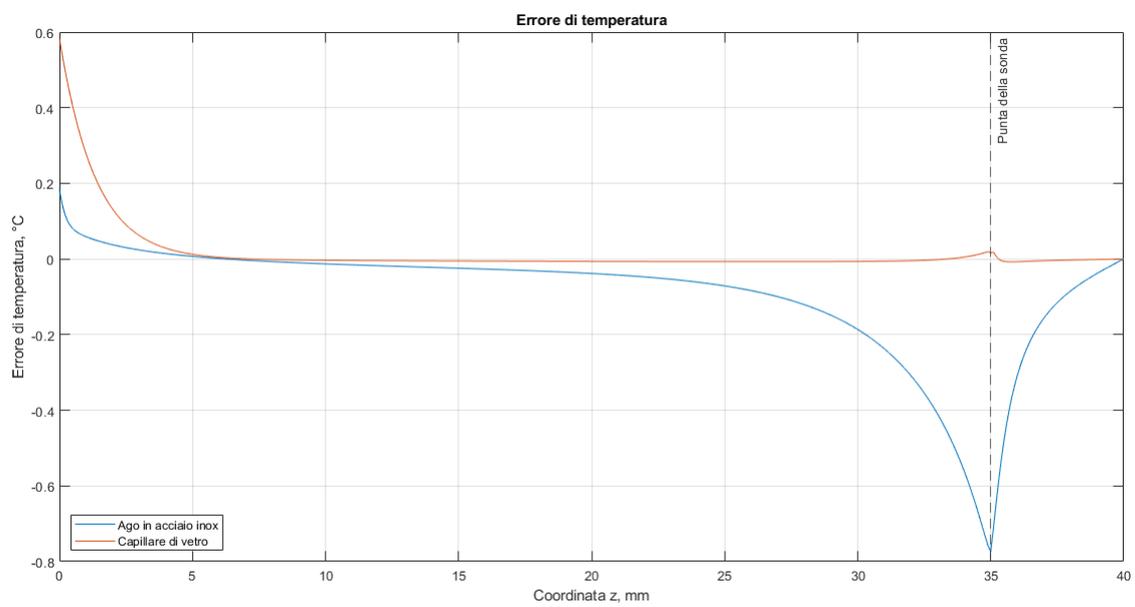


Figura 6.7: Errore di temperatura calcolato come la differenza tra la temperatura registrata dai sensori e quella che caratterizzerebbe il target se i sensori non fossero presenti.

Capitolo 7

Caratterizzazione dei reticoli di Bragg in condizioni di temperatura uniforme

Lo scopo dell'attività sperimentale consiste nel confronto delle misurazioni di temperatura effettuate mediante l'utilizzo di array di reticoli di Bragg quando la fibra viene impiegata nuda o è inserita all'interno di un ago metallico o di un capillare di vetro.

Perché i sensori possano essere utilizzati nella misurazione, è necessaria una caratterizzazione preliminare dei reticoli di Bragg scritti nella fibra ottica, il cui scopo è quello di mettere in relazione la lunghezza d'onda di Bragg, ovvero la quantità acquisita, con la temperatura, cioè la grandezza fisica d'interesse.

La relazione lineare che lega la lunghezza di Bragg con la temperatura è:

$$\lambda_B = \lambda_0 + k \cdot T \quad (7.1)$$

dove:

- T : temperatura, in °C;
- λ_B : lunghezza d'onda di Bragg rilevata, in nm;
- λ_0 : lunghezza d'onda di Bragg a $T=0$ °C, in nm;
- k : sensibilità del sensore, in $\text{nm } ^\circ\text{C}^{-1}$.

Mediante la caratterizzazione, si ottengono i valori di λ_0 e k .

7.1 Verifica dell'affidabilità del Pt1000

Per l'esecuzione della caratterizzazione dei reticoli di Bragg, viene impiegato un sensore di temperatura Pt1000, un termoresistore in platino, il cui valore di resistenza a 0 °C è pari a 1000 Ω.

Il suo principio di funzionamento si fonda sull'analisi della variazione della resistenza elettrica del platino al variare della temperatura. Per sfruttare la trasduzione temperatura-resistenza elettrica, è necessario conoscere la relazione che le lega, ovvero l'equazione di Callendar-Van Dusen (Eq. 7.2):

$$R_S = R_0 \cdot (1 + a \cdot T + b \cdot T^2) \quad (7.2)$$

dove:

- T : temperatura, in °C;
- R_S : valore della resistenza del termoresistore in platino, in Ω;
- R_0 : valore della resistenza a 0 °C, pari a 1000 Ω;
- a e b : coefficienti caratteristici del sensore; in particolare:
 - $a=3.9083 \cdot 10^{-3} \text{ °C}^{-1}$;
 - $b=-5.775 \cdot 10^{-7} \text{ °C}^{-2}$.

Per verificare la sua affidabilità, il Pt1000 è stato posto all'interno della camera climatica Vötsch VC 4018, la quale consente di creare un ambiente a temperatura controllata, insieme ad un sensore di temperatura Pt100, il cui certificato di calibrazione (ACCREDIA) riporta i seguenti valori dei coefficienti a e b :

- $a=3.91209773117 \cdot 10^{-3} \text{ °C}^{-1}$;
- $b=-5.80281276801 \cdot 10^{-7} \text{ °C}^{-2}$.

La camera climatica è stata portata alle temperature di 25 °C, 40 °C e, infine, 24.7 °C.

I valori di resistenza del sensore Pt100 sono stati misurati mediante un multimetro Fluke 8846A e poi convertiti in valori di temperatura sulla base dell'equazione di Callendar-Van Dusen (Eq. 7.2), opportunamente invertita ((Eq. 7.3)):

$$T = \frac{-a \cdot R_0 + \sqrt{a^2 \cdot R_0^2 - 4 \cdot b \cdot R_0 \cdot (R_0 - R_S)}}{2 \cdot b \cdot R_0} \quad (7.3)$$

La temperatura misurata dal Pt1000, invece, è stata ottenuta mediante una scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343.

Camera climatica Vötsch VC 4018 (°C)	Pt100 (°C)	Pt1000 (°C)
25.0	25.1	25.1
40.0	40.2	40.2
24.7	24.7	24.7

Tabella 7.1: Valori di temperatura misurati dal Pt100 e dal Pt1000, posti all'interno della camera climatica Vötsch VC 4018, settata alle temperature di 25.0 °C, 40.0 °C e 24.7 °C.

I valori di temperatura rilevati sono riportati nella Tab. 7.1.

Dai risultati ottenuti risulta evidente l'affidabilità del Pt1000, il quale può, quindi, essere impiegato per effettuare la caratterizzazione dei reticoli di Bragg.

7.2 Set-up di misura

La strumentazione utilizzata per la caratterizzazione dei reticoli di Bragg è la seguente:

- Sensore di temperatura Pt1000 [31]:
 - Range di temperatura: da -30 °C a +200 °C;
 - Tolleranza: $\pm (0.10+0.0017 \cdot |T/^\circ\text{C}|)$ °C;
 - Coefficiente di autoriscaldamento: 0.5 °C/mW;
 - TCR (*Temperature Coefficient of Resistance*), 0 °C-100 °C: 3850 ppm/°C;
- Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343;
- Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies[®];
- Capillari di vetro;
- Fornello elettrico;
- Blocco di alluminio;
- Polistirene.

Per effettuare la caratterizzazione dei reticoli di Bragg, le fibre ottiche, collegate al Micron Optics HYPERION si155, vengono inserite all'interno di capillari di vetro, assicurati poi alla superficie superiore del blocco di alluminio.

Il blocco di alluminio funge da inerzia termica, la quale, filtrando le oscillazioni di temperatura, permette di ottenere misurazioni più stabili.

La presenza dei capillari di vetro, invece, si rende necessaria poiché bisogna evitare le deformazioni meccaniche della fibra ottica: infatti, il picco di riflessione varia dipendentemente sia dalla temperatura che dallo strain.

Sul blocco di alluminio, si fissa, inoltre, il sensore di temperatura Pt1000, il quale rileva la temperatura della superficie metallica nel tempo. A tale scopo, si utilizzano la scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343 e un programma realizzato in LabVIEW™. Viene, poi, assemblato un circuito di condizionamento con partitore (Fig. 7.1): viene posta una resistenza R_1 di 1800Ω in serie a R_S , ovvero la resistenza del sensore Pt1000, e fornita una tensione E pari a 1 V , la quale consente di non generare un eccessivo autoriscaldamento del sensore Pt1000. Infatti, a $25 \text{ }^\circ\text{C}$, R_S ha un valore di approssimativamente 1100Ω e, dunque, la potenza da essa dissipata è pari a circa 0.13 mW . Essendo il coefficiente di autoriscaldamento di $0.5 \text{ }^\circ\text{C mW}^{-1}$ [31], l'errore risulta trascurabile.

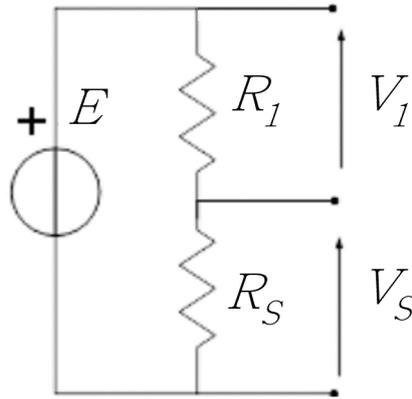


Figura 7.1: Circuito di condizionamento del sensore di temperatura Pt1000.

La tensione E si ripartisce sulle due resistenze R_1 e R_S : lette le tensioni V_1 e V_S , è possibile ricavare il valore di resistenza del sensore Pt1000, R_S , come riportato nell'Eq. 7.4:

$$R_S = R_1 \cdot \frac{V_S}{V_1} \quad (7.4)$$

Ottenuta R_S , si ricava la temperatura tramite l'Eq. 7.3.

Il blocco di alluminio viene riscaldato mediante un fornello elettrico e portato a una temperatura di circa $70 \text{ }^\circ\text{C}$. Al fine di evitare dispersioni termiche, viene adagiato, sull'alluminio, un blocco di polistirene, avente eccellenti proprietà di isolante

termico: infatti, ciò che si desidera è che l'aria in movimento o le fluttuazioni di temperatura dell'ambiente non interferiscano con la misurazione.

Una volta raggiunta la temperatura desiderata, si avvia l'acquisizione dei dati da parte del Pt1000 e dei picchi di riflessione dei reticoli di Bragg, lasciando raffreddare l'alluminio sino alla temperatura di 40°C, approssimativamente.

Per una maggiore affidabilità dei risultati, si sceglie di caratterizzare gli FBG sfruttando il raffreddamento, e non il riscaldamento, del blocco di alluminio, dal momento che avviene più lentamente.

Al termine della procedura, si dispone di due file di testo, contenenti i valori di temperatura monitorati dal sensore Pt1000 e le lunghezze d'onda di Bragg relative a ciascun FBG. Grazie alla presenza dell'orario di inizio dell'acquisizione riportato nell'intestazione dei due file, è possibile riallineare temporalmente le grandezze registrate.

I dati raccolti vengono processati mediante Matlab[®]: l'obiettivo è quello di mettere in relazione le lunghezze d'onda di Bragg con la temperatura misurata dal Pt1000. In particolare, affinché si ottengano i valori della sensibilità k (coefficiente angolare delle rette che descrivono il comportamento di ciascuno dei reticoli di Bragg) e della costante λ_0 (intercetta), si sfrutta la funzione **polyfit**. Quest'ultima richiede, in input, le temperature, le lunghezze d'onda e il grado del polinomio desiderato (1, nel caso in esame), e restituisce i coefficienti del polinomio che meglio rappresenta i dati, utilizzando il metodo dei minimi quadrati: il polinomio fornito è quello che minimizza la somma dei quadrati delle distanze tra i dati acquisiti e quelli della curva rappresentata dal polinomio stesso.

I sensori in fibra ottica selezionati sono:

- quattro straight array con 20 FBG, di cui due successivamente incapsulati in capillari di vetro e, dunque, nuovamente caratterizzati;
- due high-density array con 20 FBG, di cui uno poi inserito in un ago metallico, anch'esso nuovamente caratterizzato.

Il set-up sperimentale è riportato in Fig. 7.2.

7.3 Straight array

Gli straight array impiegati sono quattro. In tutti e quattro gli array in esame, i reticoli di Bragg sono numerati in modo decrescente a partire dalla porzione distale della fibra ottica. Gli FBG si estendono per 1 mm e i loro centri sono distanti 2 mm (Fig. 7.3). Inoltre, la lunghezza d'onda di Bragg aumenta se ci si sposta verso la parte terminale della fibra (punta della sonda). Nella Tab. 7.2, per ciascuno degli array, sono riportati i range di lunghezza d'onda di Bragg e il passo tra la lunghezza d'onda di Bragg di un FBG e quella del successivo.

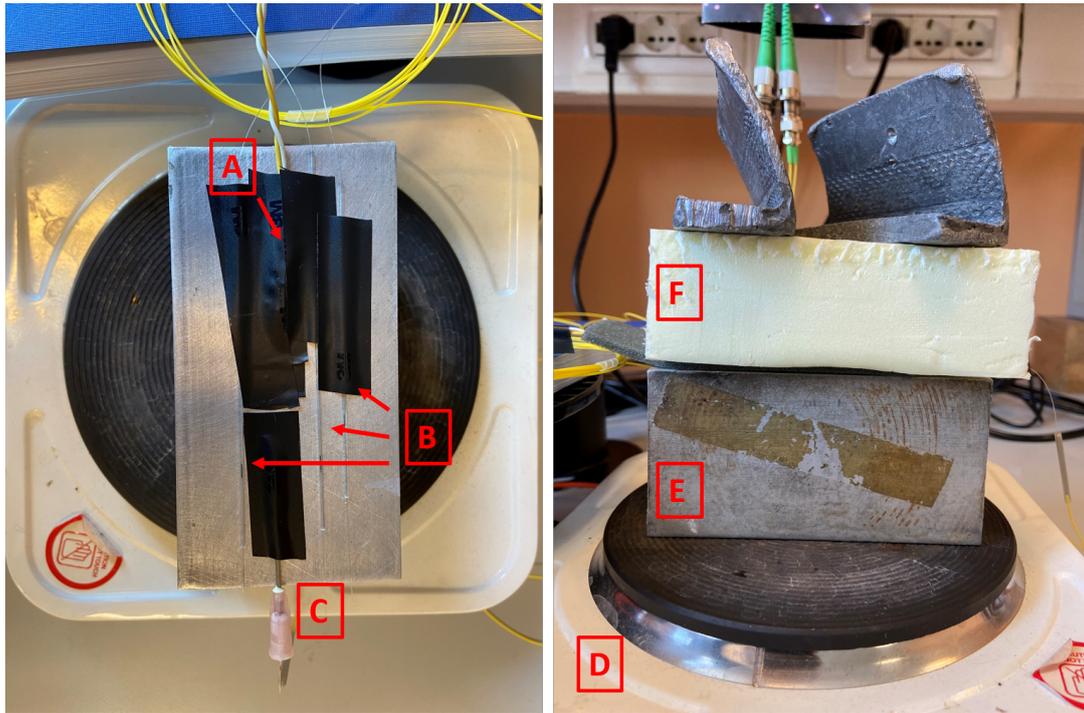


Figura 7.2: Set-up sperimentale per la caratterizzazione dei reticoli di Bragg: A) Sensore di temperatura Pt1000. B) Straight array incapsulati in capillari di vetro. C) High-density array inserito in un ago metallico. D) Fornello elettrico. E) Blocco di alluminio. F) Polistirene.

Straight array	1	2	3	4
λ_1 (nm)	1506	1505	1505	1505
λ_{20} (nm)	1582	1600	1600	1600
$\Delta\lambda$ (nm)	4	5	5	5

Tabella 7.2: Range di lunghezza d'onda di Bragg e passo tra la lunghezza d'onda di Bragg di un FBG e quella del successivo, per ciascuno degli straight array.

7.3.1 Risultati

Si riportano la temperatura misurata dal sensore Pt1000 durante la procedura (Fig. 7.4) e, a titolo esemplificativo, l'andamento delle lunghezze d'onda di Bragg nel tempo relativo allo straight array n. 2 (Fig. 7.5).

In Fig. 7.6 viene mostrato, invece, quanto ottenuto in seguito alla messa in relazione tra la lunghezza d'onda di Bragg e la temperatura, nuovamente a titolo

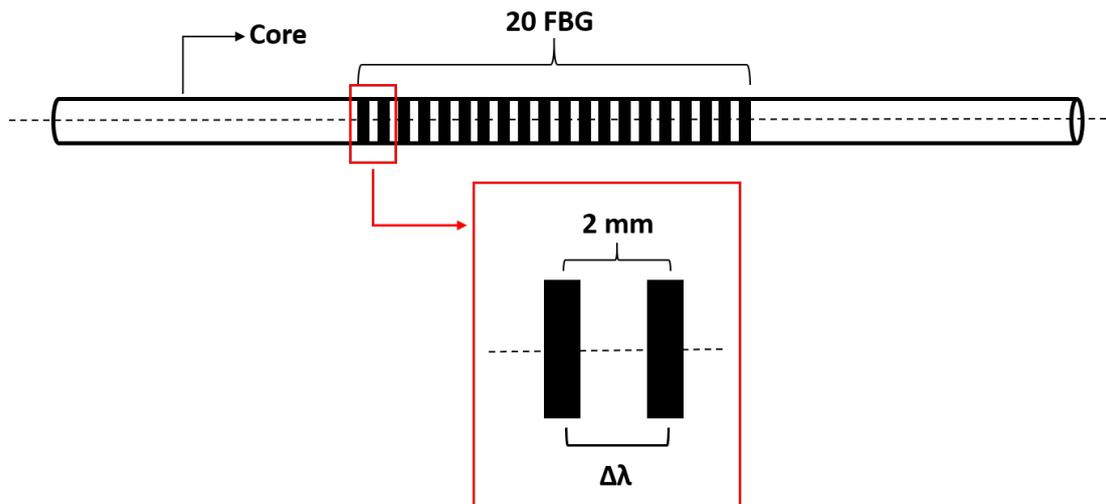


Figura 7.3: Schema straight array.

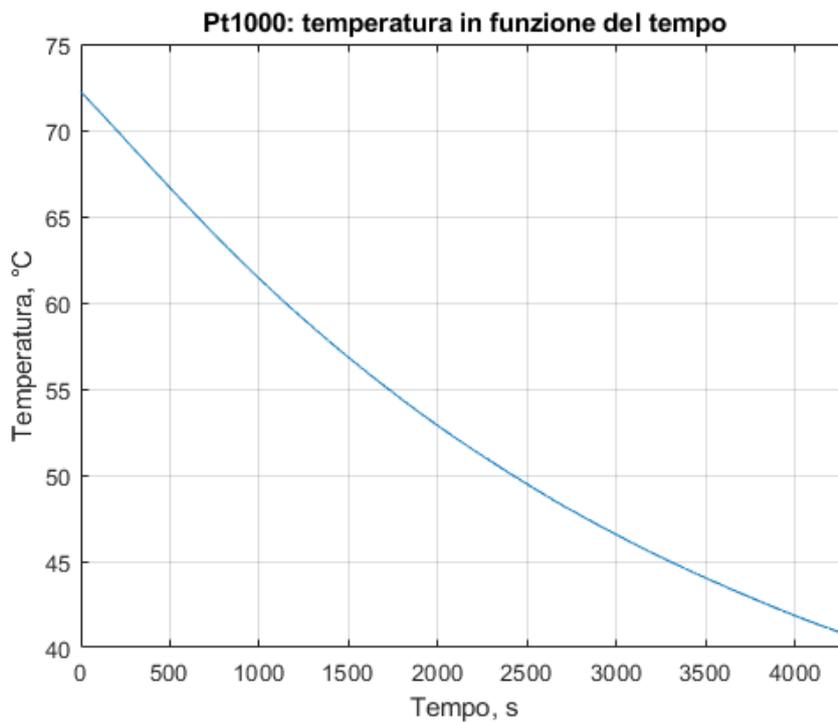


Figura 7.4: Temperatura acquisita dal sensore Pt1000 durante la procedura di caratterizzazione dei reticoli di Bragg.

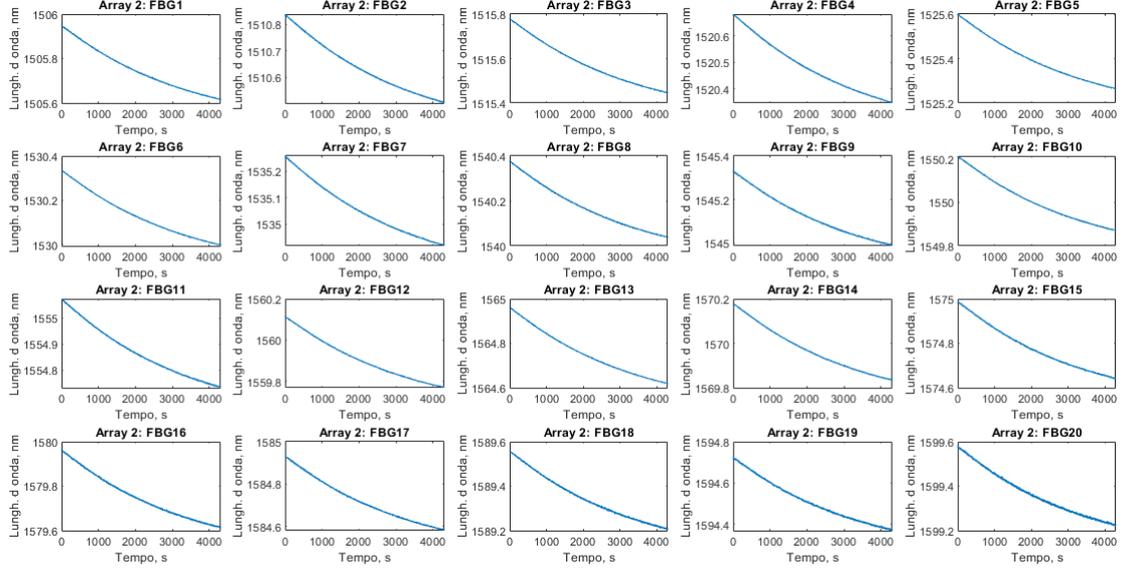


Figura 7.5: Andamento delle lunghezze d’onda di Bragg nel tempo relativo allo straight array n. 2.

di esempio, per l’array n. 2, mentre in Fig. 7.7 è riportata la retta interpolante ricavata mediante la funzione **polyfit** (array n. 2, FBG 10).

Le Tab. 7.3, 7.4, 7.5 e 7.6 raccolgono i valori di k e λ_0 ottenuti per ciascun FBG dei quattro straight array analizzati.

Nelle Tab. 7.7, 7.8, 7.9 e 7.10, per ciascuno degli FBG dei quattro straight array, viene riportato il massimo scostamento di temperatura tra i valori acquisiti sperimentalmente e quelli ottenuti mediante la retta di interpolazione. Tale scostamento, espresso in $^{\circ}\text{C}$, si ottiene dividendo lo scarto tra le lunghezze d’onda misurate e quelle individuate dalla retta interpolante (nm) per la sensibilità k ($\text{nm } ^{\circ}\text{C}^{-1}$).

7.4 High-density array

Gli high-density array (Fig. 7.8) impiegati sono due e, in ciascuno di essi, i reticoli di Bragg sono scritti su due file (10 FBG su ogni linea). L’estensione degli FBG è pari a 1 mm, così come la distanza tra i loro centri. Anche in questo caso, i reticoli sono numerati in ordine decrescente a partire dalla porzione distale della fibra ottica.

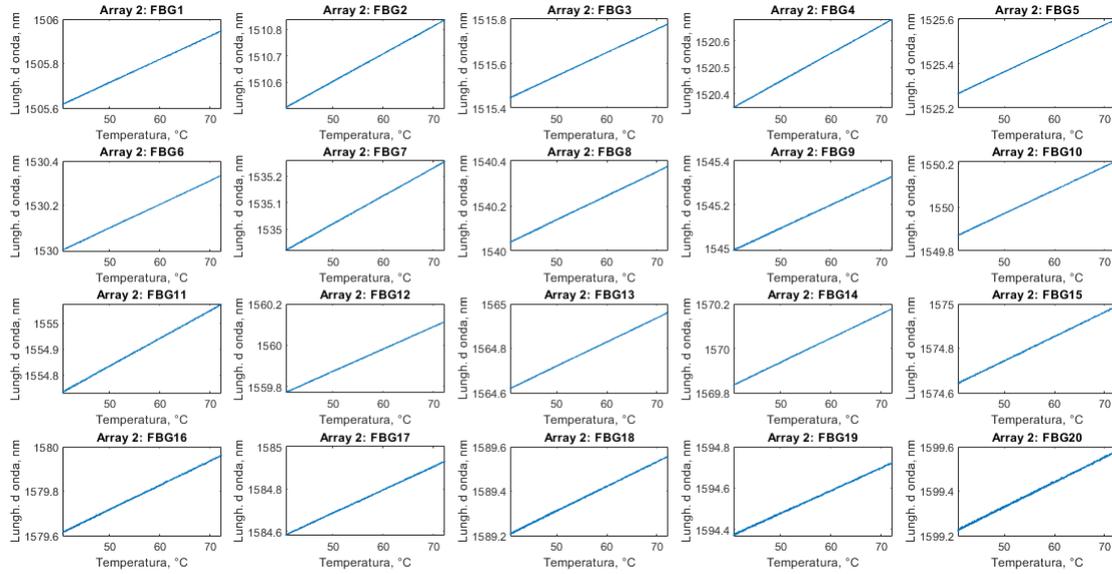


Figura 7.6: Andamento delle lunghezze d’onda di Bragg in funzione della temperatura misurata dal Pt1000 relativo allo straight array n. 2.

Per entrambi gli high-density array, il range di lunghezza d’onda è 1500-1595 nm e il passo tra la lunghezza d’onda di Bragg di un FBG e quella del reticolo successivo è di 5 nm.

7.4.1 Risultati

Nelle Tab. 7.11 e 7.12 sono riportati i valori di k e λ_0 relativi a ciascun FBG dei due high-density array caratterizzati. Nelle Tab. 7.13 e 7.14, invece, vengono mostrati i valori di ΔT_{max} .

7.5 Array incapsulati in ago metallico e capillari di vetro

Una volta caratterizzati gli array di FBG, si procede al loro incapsulamento. Infatti, l’inserimento della fibra ottica all’interno di un ago metallico o di un capillare di vetro consente di effettuare le misurazioni di temperatura in maniera più agevole, dal momento che la maggiore robustezza della struttura riduce notevolmente la difficoltà di introduzione del sensore all’interno del target. Inoltre, così facendo,

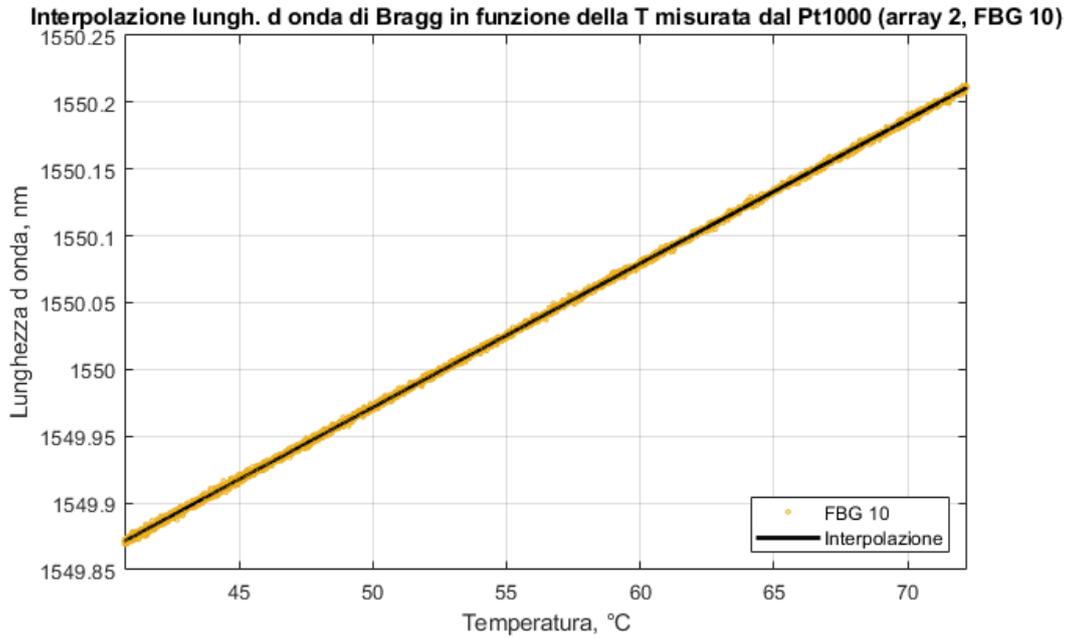


Figura 7.7: Lunghezza d'onda di Bragg in funzione della temperatura. In nero, la retta interpolante; in giallo, i dati acquisiti sperimentalmente. Straight array n. 2, FBG 10.

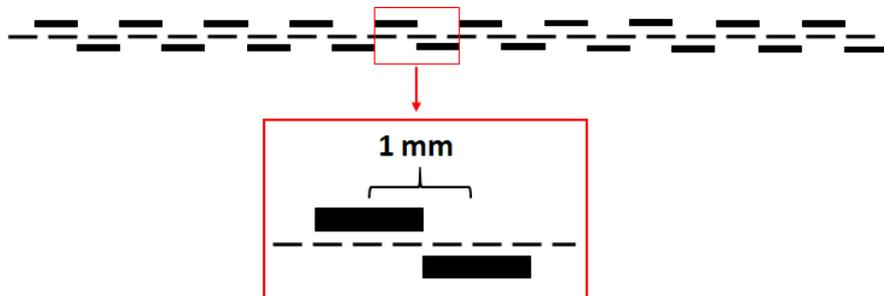


Figura 7.8: Schema high-density array.

il problema della sensibilità dei reticoli di Bragg allo strain generato da eventuali deformazioni tissutali viene meno.

Tuttavia, nell'ambito delle procedure di ablazione tumorale basate su dispositivi laser, l'idea di utilizzare un ago di acciaio inox non è perseguibile: infatti, il materiale metallico assorbirebbe fortemente la luce laser, generando grandi artefatti e inficiando i risultati delle misurazioni di temperatura.

I capillari di vetro adoperati sono due:

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0105	0.0106	0.0105	0.0106	0.0106
λ_0 (nm)	1506.064	1510.197	1514.141	1518.068	1522.035

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0107	0.0107	0.0107	0.0107	0.0108
λ_0 (nm)	1525.689	1529.917	1533.955	1537.838	1541.727

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0108	0.0108	0.0109	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1545.649	1549.600	1553.451	1557.673	1561.304

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0109	0.0110	0.0110	0.0110
λ_0 (nm)	1565.298	1569.435	1573.289	1577.445	1581.162

Tabella 7.3: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 1, per ciascun FBG.

- lo straight array n. 2 viene incapsulato all'interno di un primo capillare di vetro avente diametri esterno e interno pari a 1 mm e 0.7 mm, rispettivamente;
- lo straight array n. 3 è inserito in un capillare di vetro più grande, caratterizzato da un diametro esterno di 2 mm e da uno interno di 1 mm.

Al fine di fissare le fibre ottiche, viene depositata una goccia di resina bicomponente alle due estremità dei capillari.

Nell'ago metallico, di dimensioni 18G, invece, viene posto l'high-density array n. 1, in quanto la lunghezza degli straight array risulta eccedere quella dell'ago stesso. In questo caso, la fibra ottica viene ancorata all'ago mediante pasta termica siliconica (conducibilità termica: 2.9 W m⁻¹K⁻¹), aspirata tramite una siringa.

In Fig. 7.9 sono osservabili gli array in capsulati (straight array n. 2 e n. 3, high-density array n. 1) e lo straight array n. 4, il quale verrà impiegato nudo nelle prove sperimentali successive.

7.5.1 Risultati

Nelle Tab. 7.15, 7.16 e 7.17 sono riportati i valori di k e λ_0 , ottenuti dalla procedura di caratterizzazione, relativi all'high-density array n. 1 in ago di acciaio e agli

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0105	0.0105	0.0105	0.0106	0.0106
λ_0 (nm)	1505.190	1510.079	1515.019	1519.919	1524.834

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0106	0.0107	0.0107	0.0108
λ_0 (nm)	1529.566	1534.487	1539.603	1544.554	1549.433

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0108	0.0109	0.0108	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1554.295	1559.328	1564.178	1569.391	1574.197

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0110	0.0110	0.0111	0.0111	0.0112
λ_0 (nm)	1579.168	1584.136	1588.758	1593.924	1598.772

Tabella 7.4: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 2, per ciascun FBG.

straight array n. 2 e 3 nei capillari di vetro.

I valori di massimo scostamento di temperatura ΔT_{max} , per ciascun reticolo dei tre array incapsulati, sono contenuti nelle Tab. 7.18, 7.19 e 7.20.

7.6 Osservazioni

Si può osservare come i valori della sensibilità k si attestino tutti attorno a 10 pm °C⁻¹, in quanto essa è una caratteristica del materiale che costituisce la fibra ottica in cui gli FBG sono scritti.

Diversamente, i valori di λ_0 non sono i medesimi in tutti sensori analizzati, poiché gli array di reticoli sono stati scritti in modo tale da essere caratterizzati da diversi range di lunghezza d'onda (in particolare: high-density array n. 1 e 2: 1500-1595 nm, con $\Delta\lambda=5$ nm; straight array n. 1: 1506-1582 nm, con $\Delta\lambda=4$ nm; straight array n. 2, 3 e 4: 1505-1600 nm, con $\Delta\lambda=5$ nm).

Una stima della bontà della caratterizzazione è fornita dal calcolo dello scarto di temperatura, il quale, nel caso in esame, si limita a qualche decimo di grado centigrado (massimo scostamento ottenuto: 0.94 °C, per l'FBG 7 dello straight array n. 4) ed è, dunque, due ordini di grandezza inferiore rispetto ai valori di temperatura misurati.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0106	0.0106	0.0107	0.0107
λ_0 (nm)	1505.097	1510.113	1514.966	1519.886	1524.900

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0107	0.0108	0.0108	0.0108	0.0108
λ_0 (nm)	1529.536	1534.541	1539.686	1544.605	1549.388

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0109	0.0109	0.010	0.0110
λ_0 (nm)	1554.364	1559.188	1564.102	1569.063	1573.720

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0111	0.0111	0.0111	0.0111	0.0112
λ_0 (nm)	1578.866	1583.964	1588.929	1593.592	1598.654

Tabella 7.5: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 3, per ciascun FBG.

La caratterizzazione degli straight array n. 2 e 3 e dell'high-density array n. 1 è nuovamente effettuata in seguito all'incapsulamento nei capillari di vetro e nell'ago in acciaio inox, in quanto i valori di offset λ_0 possono subire delle modificazioni.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0107	0.0107	0.0107	0.0108
λ_0 (nm)	1505.188	1510.092	1514.983	1519.926	1524.859

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0108	0.0108	0.0109	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1529.590	1534.587	1539.641	1544.600	1549.510

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0110	0.0110	0.0110	0.0110	0.0111
λ_0 (nm)	1554.320	1559.333	1564.083	1569.271	1574.057

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0111	0.0111	0.0112	0.0112	0.0113
λ_0 (nm)	1579.104	1583.934	1588.709	1593.769	1598.510

Tabella 7.6: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 4, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.42	0.28	0.36	0.28	0.26

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.35	0.35	0.33	0.26	0.43

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.29	0.23	0.29	0.22	0.36

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.32	0.39	0.36	0.22	0.28

Tabella 7.7: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 1, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.40	0.30	0.23	0.30	0.32

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.51	0.50	0.42	0.43	0.27

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.45	0.31	0.35	0.40	0.20

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.28	0.38	0.27	0.40	0.45

Tabella 7.8: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 2, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.53	0.51	0.35	0.36	0.22

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.30	0.36	0.42	0.33	0.27

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.53	0.26	0.37	0.53	0.51

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.32	0.39	0.42	0.49	0.30

Tabella 7.9: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 3, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.56	0.61	0.44	0.67	0.56

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.61	0.94	0.65	0.53	0.54

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.50	0.42	0.51	0.47	0.59

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.36	0.62	0.50	0.43	0.54

Tabella 7.10: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 4, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0099	0.0115	0.0099	0.0103	0.0106
λ_0 (nm)	1500.522	1505.313	1510.373	1515.208	1520.162

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0110	0.0107	0.0107	0.0107	0.0108
λ_0 (nm)	1524.903	1529.873	1534.993	1539.947	1544.781

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0108	0.0108	0.0108	0.0109	0.0110
λ_0 (nm)	1549.787	1554.665	1559.585	1564.574	1569.079

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0111	0.0110	0.0110	0.0110	0.0111
λ_0 (nm)	1574.352	1579.236	1584.312	1588.973	1594.092

Tabella 7.11: Valori di k e λ_0 dell'high-density array n. 1, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0105	0.0106	0.0106	0.0107
λ_0 (nm)	1500.291	1505.334	1509.935	1515.048	1519.939

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0107	0.0107	0.0106	0.0106
λ_0 (nm)	1525.087	1529.713	1534.950	1539.712	1544.572

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0109	0.0109	0.0110	0.0110
λ_0 (nm)	1549.584	1554.549	1559.280	1564.262	1569.284

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0111	0.0110	0.0110	0.0110	0.0111
λ_0 (nm)	1574.238	1579.159	1584.004	1589.040	1593.701

Tabella 7.12: Valori di k e λ_0 dell'high-density array n. 2, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.38	0.35	0.42	0.38	0.47

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.34	0.47	0.38	0.43	0.40

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.38	0.43	0.38	0.37	0.35

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.33	0.38	0.34	0.31	0.39

Tabella 7.13: Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 1, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.43	0.36	0.52	0.46	0.48

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.34	0.53	0.54	0.42	0.56

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.36	0.52	0.48	0.54	0.52

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.34	0.40	0.44	0.39	0.40

Tabella 7.14: Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 2, per ciascun FBG.



Figura 7.9: A) High-density array n. 1 in ago metallico 18G. B) Straight array n. 4. C) Straight array n. 3 in capillare di vetro (diametro esterno 2 mm). D) Straight array n. 2 in capillare di vetro (diametro esterno 1 mm).

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0105	0.0105	0.0105	0.0105	0.0107
λ_0 (nm)	1500.491	1505.364	1510.339	1515.200	1520.155
	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0106	0.0107	0.0108	0.0109	0.0108
λ_0 (nm)	1524.921	1529.869	1534.988	1539.939	1544.773
	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0109	0.0108	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1549.783	1554.660	1559.583	1564.577	1569.081
	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0110	0.0110	0.0111	0.0112	0.0112
λ_0 (nm)	1574.354	1579.234	1584.306	1588.961	1594.078

Tabella 7.15: Valori di k e λ_0 dell'high density array n. 1 inserito all'interno di un ago metallico 18G, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0107	0.0106	0.0106	0.0107	0.0107
λ_0 (nm)	1505.178	1510.072	1515.014	1519.913	1524.829

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0108	0.0108	0.0108	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1529.559	1534.480	1539.597	1544.547	1549.426

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0110	0.0110	0.0110	0.0111
λ_0 (nm)	1554.286	1559.321	1564.169	1569.385	1574.188

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0111	0.0112	0.0112	0.0112	0.0111
λ_0 (nm)	1579.161	1584.126	1588.750	1593.915	1598.775

Tabella 7.16: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 2 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 1 mm, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
k (nm °C ⁻¹)	0.0105	0.0106	0.0106	0.0106	0.0107
λ_0 (nm)	1505.099	1510.114	1514.968	1519.887	1524.901

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
k (nm °C ⁻¹)	0.0107	0.0107	0.0108	0.0108	0.0108
λ_0 (nm)	1529.537	1534.542	1539.685	1544.604	1549.388

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
k (nm °C ⁻¹)	0.0109	0.0109	0.0109	0.0109	0.0109
λ_0 (nm)	1554.364	1559.190	1564.102	1569.066	1573.723

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
k (nm °C ⁻¹)	0.0110	0.0111	0.0111	0.0110	0.0110
λ_0 (nm)	1578.868	1583.965	1588.929	1593.594	1598.662

Tabella 7.17: Valori di k e λ_0 dello straight array n. 3 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 2 mm, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.40	0.38	0.38	0.55	0.52

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.43	0.46	0.63	0.50	0.45

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.58	0.42	0.50	0.55	0.41

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.27	0.54	0.49	0.43	0.36

Tabella 7.18: Valori di ΔT_{max} dell'high-density array n. 1 inserito all'interno di un ago metallico 18G, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.34	0.31	0.42	0.33	0.37

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.48	0.35	0.31	0.37	0.40

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.31	0.30	0.55	0.31	0.40

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.33	0.27	0.41	0.43	0.32

Tabella 7.19: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 2 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 1 mm, per ciascun FBG.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
ΔT_{max} (°C)	0.22	0.43	0.49	0.40	0.31

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
ΔT_{max} (°C)	0.36	0.37	0.38	0.52	0.42

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
ΔT_{max} (°C)	0.29	0.50	0.45	0.45	0.36

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
ΔT_{max} (°C)	0.40	0.45	0.29	0.35	0.30

Tabella 7.20: Valori di ΔT_{max} dello straight array n. 3 inserito all'interno del capillare di vetro con diametro esterno pari a 2 mm, per ciascun FBG.

Capitolo 8

Impiego dei reticoli di Bragg in presenza di una distribuzione lineare di temperatura

Una volta completata la caratterizzazione dei reticoli di Bragg, i sensori in fibra ottica vengono testati nel caso in cui la temperatura sia distribuita linearmente all'interno del target.

8.1 Set-up di misura

Al fine di effettuare le misurazioni mediante l'impiego dei reticoli di Bragg in presenza di una distribuzione lineare di temperatura, viene assemblato un dispositivo capace di riprodurre le condizioni desiderate.

In particolare, viene intagliato un blocco di materiale coibentante (polistirene), in modo tale da ottenere una cavità cubica di lato circa pari a 4 cm. In seguito, la cavità viene chiusa, in corrispondenza della faccia inferiore, mediante una piastra metallica fissata con del silicone (Fig. 8.1), il quale sigilla la struttura e impedisce la fuoriuscita dell'agar che riempirà la cavità durante le prove sperimentali. Inoltre, l'utilizzo di una piastra di materiale metallico consente di avere la superficie sul fondo caratterizzata da temperatura uniforme. Affinché sia possibile conoscere, durante la misurazione da parte dei reticoli di Bragg, della temperatura sulla piastra metallica, viene assicurato su quest'ultima un termistore NTC.

Il termistore NTC è costituito da un materiale semiconduttore sinterizzato che, a causa di una variazione di temperatura, modifica in modo significativo il valore della propria resistenza. I termistori NTC sono caratterizzati da coefficienti di

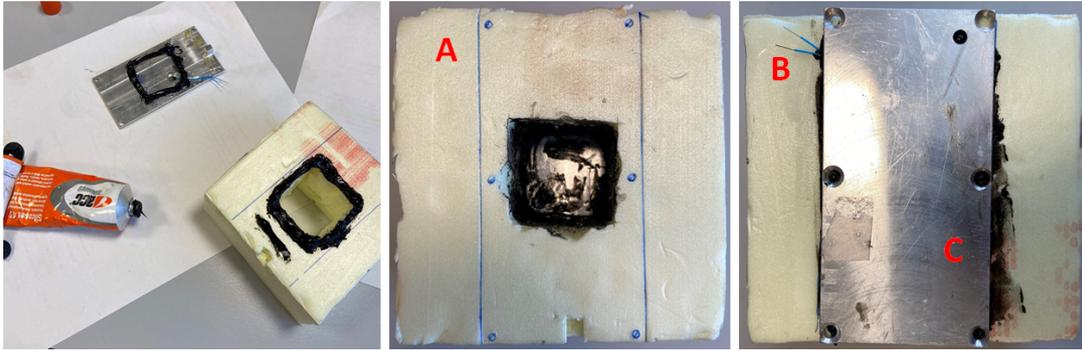


Figura 8.1: Assemblaggio del dispositivo atto alla generazione di una distribuzione lineare di temperatura all'interno di un blocco di agar. A) Polistirene. B) Termistore NTC. C) Piastra metallica.

temperatura negativi (NTC sta per *negative temperature coefficient*), per cui la resistenza del termistore diminuisce quando la temperatura cresce.

Sfruttando il modello a due parametri (anche detto equazione con parametro B), la relazione che lega la temperatura al valore di resistenza del termistore può essere espressa come mostrato nell'Eq. (8.1):

$$R_T = R_0 \cdot e^{\left(\frac{B}{T} - \frac{B}{T_0}\right)} \quad (8.1)$$

Dove R_0 è la resistenza del termistore alla temperatura T_0 , il coefficiente B è la temperatura caratteristica e R_T è il valore di resistenza del termistore, che viene letto mediante un multimetro, alla temperatura T .

Pertanto, per conoscere la temperatura, è sufficiente esplicitare la caratteristica inversa (Eq. (8.2)):

$$T = \frac{B}{\ln\left(\frac{R_T}{R_0}\right) + \frac{B}{T_0}} \quad (8.2)$$

Le temperature in gioco devono essere espresse in gradi Kelvin.

Successivamente, vengono praticati quattro fori in un'altra piastra metallica, la quale viene posta in cima al dispositivo, per avere una temperatura uniforme anche sulla faccia superiore dello stesso. I fori risultano necessari al fine di inserire i sensori in fibra ottica all'interno dell'agar. Essendo presenti, su due facce opposte del dispositivo, due piastre metalliche di cui è possibile conoscere la temperatura, si può generare una distribuzione lineare di temperatura nota all'interno dell'agar che riempie la cavità. La temperatura della piastra metallica superiore viene monitorata mediante il sensore Pt1000. Ciò che si ottiene è mostrato in Fig. 8.2, in cui è possibile osservare il dispositivo già riempito di agar.

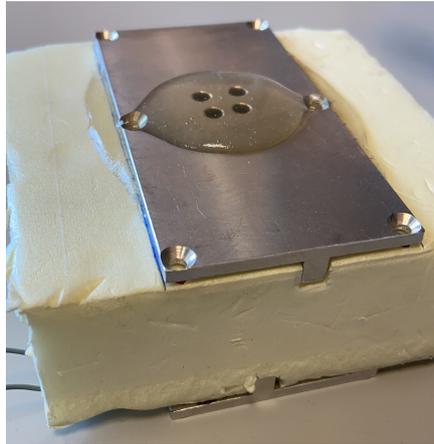


Figura 8.2: Dispositivo atto alla generazione di una distribuzione lineare di temperatura all'interno di un blocco di agar.

Il set-up di misura, pertanto, è costituito da:

- Sensore di temperatura Pt1000, con la scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343;
- Termistore NTC [32]:
 - Temperatura minima di lavoro: $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$;
 - Temperatura massima di lavoro: $+155\text{ }^{\circ}\text{C}$;
 - Tolleranza: 1%;
 - $R_0=10\text{ k}\Omega$;
 - $T_0=298.15\text{ K}$;
 - $B=3988\text{ K}$ (il costruttore fornisce un valore nominale valido nel range di temperatura 25°C - 100°C);
- Multimetro, per leggere il valore di resistenza del termistore;
- Sensori di temperatura in fibra ottica precedentemente caratterizzati;
- Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies[®];
- Agar;
- Dispositivo realizzato per ottenere una distribuzione lineare di temperatura nell'agar;

- PTC1/M - Temperature-Controlled Breadboard, di Thorlabs (Fig. 8.3), che consente di controllare la temperatura della propria superficie in un range di temperatura che si estende da 5 °C a 45 °C.



Figura 8.3: Temperature-Controlled Breadboard, di Thorlabs.

Per realizzare il phantom di agar, si scioglie la polvere di agar in un volume di acqua circa pari a quello della cavità del dispositivo da riempire e si fornisce calore mediante un fornello elettrico, agitando continuamente la soluzione. La polvere di agar, che conferisce una consistenza gelatinosa al phantom, costituisce il 5% in peso della soluzione totale.

8.2 Prova sperimentale 1

Per la prima prova sperimentale eseguita, vengono impiegati i seguenti array di reticoli di Bragg:

- Straight array n. 1 (fibra ottica nuda);
- High-density array n. 1, inserito in un ago metallico 21G;
- High-density array n.2, inserito in un capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm.

Il capillare di vetro e l'ago in acciaio inossidabile contengono aria al proprio interno.

Il set-up è riportato in Fig. 8.4.

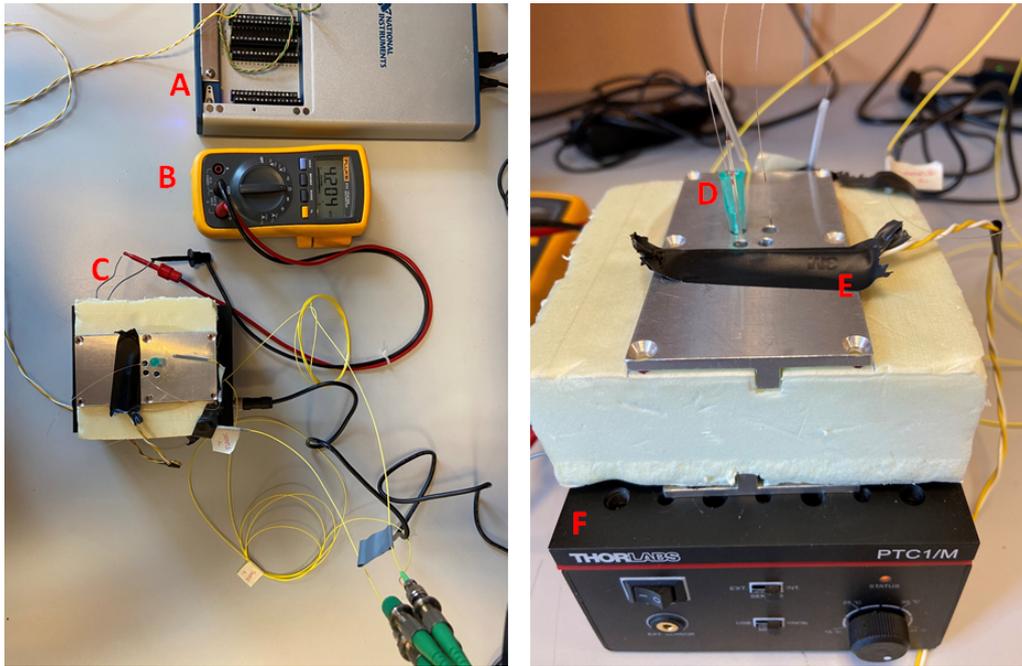


Figura 8.4: Set-up di misura (prova sperimentale n. 1). A) Scheda di acquisizione National Instruments DAQ 6343. B) Multimetro. C) Termistore NTC. D) Sensori di temperatura in fibra ottica. E) Sensore di temperatura Pt1000. F) PTC1/M - Temperature-Controlled Breadboard, di Thorlabs.

Immediatamente dopo la sua realizzazione, l'agar viene colato all'interno della cavità del dispositivo precedentemente realizzato. Per eseguire la prova, la PTC1/M - Temperature-Controlled Breadboard, sopra la quale viene poggiato il dispositivo contenente la gelatina, è settata alla temperatura di 45 °C, ovvero quella massima disponibile, in quanto si desidera ottenere il gradiente di temperatura più grande possibile. La piastra metallica superiore, invece, viene lasciata alla temperatura dell'ambiente.

A questo punto, si lasciano passare alcune ore, affinché sia resa possibile la stabilizzazione della distribuzione lineare di temperatura all'interno dell'agar, la quale si estende, approssimativamente, da 28 °C (sulla superficie superiore del blocco di agar) e 45 °C (sulla superficie inferiore).

Successivamente, dopo aver inserito i tre sensori da esaminare nel blocco di agar attraverso i fori, si procede con la rilevazione della temperatura effettiva su entrambe le piastre metalliche, ad opera del sensore Pt1000 e del termistore NTC:

- Temperatura minima, rilevata dal sensore Pt1000: 28.31 °C;
- Temperatura massima, rilevata dal termistore NTC: 45.36 °C.

Poiché l'acquisizione da parte del sensore Pt1000 avviene in modo continuo durante l'intera procedura, la temperatura riportata è ottenuta effettuando un'operazione di media.

Il gradiente teoricamente imposto, in funzione dello spessore dell'agar, è mostrato in Fig. 8.5.

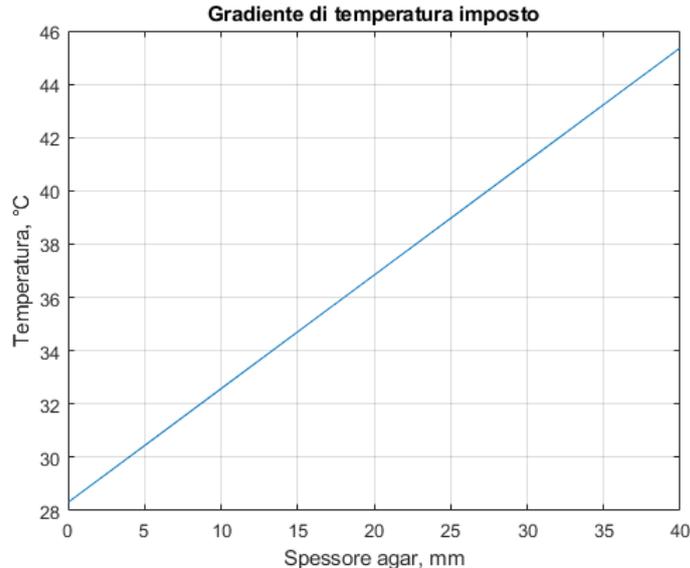


Figura 8.5: Gradiente di temperatura teoricamente imposto nel blocco di agar (prova sperimentale 1).

La temperatura all'interno del blocco di gelatina viene acquisita dai reticoli di Bragg per un tempo pari a 2000 s (circa 33 minuti). Il Micron Optics HYPERION si155 rende possibile la generazione un file di testo contenente i valori di lunghezza d'onda relativi ai picchi di riflessione di ciascun FBG dei tre sensori in fibra ottica impiegati. A partire da tali dati, mediante la retta di calibrazione ottenuta con la caratterizzazione dei reticoli, risulta possibile conoscere i valori di temperatura ad essi associata.

I due high-density array sono spinti sino, approssimativamente, a 1 mm dal fondo del blocco di agar; pertanto, gli FBG 1 di entrambi gli array si trovano a 2 cm dalla piastra metallica superiore del dispositivo contenente la gelatina, mentre gli FBG 20 a circa 1 mm da quella inferiore.

Lo straight array, invece, si estende fino a 6 mm dalla faccia inferiore del dispositivo: ne consegue che una porzione di fibra ottica resta al di fuori del blocco di agar e, di conseguenza, gli FBG 1 e 2 misurano la temperatura dell'ambiente.

I risultati dell'acquisizione sono riportati nelle Fig. 8.6 (straight array n. 1), 8.7 (high-density array n. 1, nell'ago metallico) e 8.8 (high-density array n. 2, nel capillare di vetro).

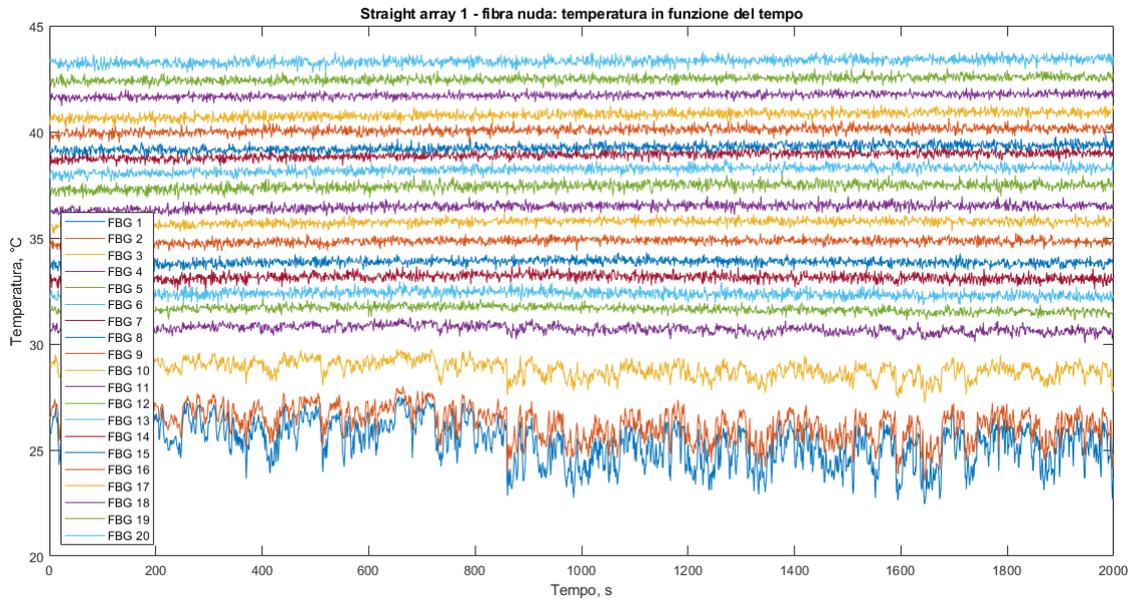


Figura 8.6: Temperatura in funzione del tempo rilevata dallo straight array n. 1 (prova sperimentale 1).

Per visualizzare l'andamento della temperatura lungo i sensori in fibra ottica, si effettua la media dei valori relativi agli ultimi 500 s di registrazione della temperatura da parte di ciascun reticolo di Bragg dei tre array in esame. Le Fig. 8.9, 8.10 e 8.11 illustrano la temperatura rilevata dagli FBG dello straight array n. 1, dell'high-density array n. 1 e dell'high-density array n. 2.

Al fine di comparare la distribuzione lineare di temperatura generata e i dati acquisiti dai reticoli di Bragg, si costruisce un grafico che, tenendo conto della posizione degli array all'interno della cavità riempita di agar, mostri l'andamento della temperatura, imposta e rilevata, in funzione della profondità dell'agar stesso (Fig. 8.12).

Questo test sperimentale è caratterizzato da alcune limitazioni relativamente alla precisione nella determinazione della posizione dei reticoli di Bragg nella gelatina. Infatti, il dispositivo non è trasparente e, dunque, non consente di visualizzare il proprio interno.

In aggiunta, lo straight array n. 1, essendo la fibra ottica impiegata nuda, è soggetto allo strain e, sebbene gli high-density array siano posti all'interno di un

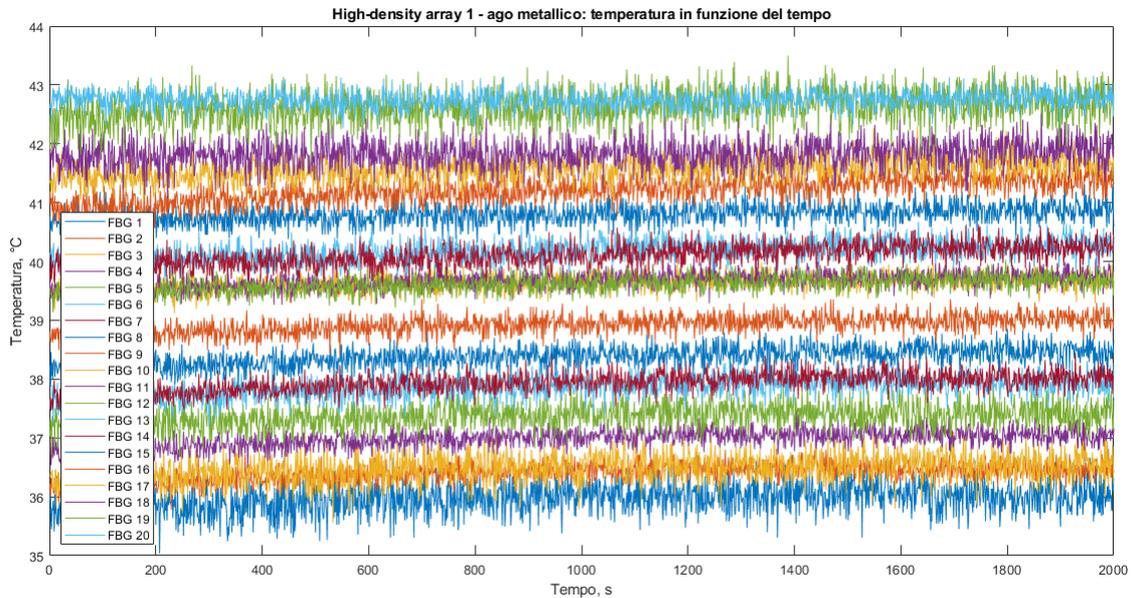


Figura 8.7: Temperatura in funzione del tempo rilevata dall'high-density array n. 1, inserito nell'ago 21G in acciaio inox (prova sperimentale 1).

ago e di un capillare di vetro, anch'essi non sono immuni alle deformazioni. Difatti, gli array non sono assicurati in alcun modo all'ago e al capillare e, per di più, questi sono aperti alle estremità, con la conseguente possibilità che l'agar entri al loro interno al momento dell'inserimento del sensore nella cavità del dispositivo realizzato per l'imposizione della distribuzione lineare di temperatura.

Per queste ragioni, il confronto tra quanto ottenuto sperimentalmente e gli errori dovuti alla presenza di ago e capillare valutati mediante il modello termico ha grossi limiti.

8.3 Prova sperimentale 2

Il secondo test sperimentale non differisce dal caso precedente relativamente al set-up di misura e alle procedure messe in atto per l'ottenimento del gradiente di temperatura noto all'interno del blocco di agar, sebbene si impieghino unicamente due sensori: l'high-density array n. 1, nell'ago di metallo, e l'high density array n. 2, nel capillare di vetro.

Una volta stabilizzatosi il gradiente di temperatura imposto, i due array da esaminare vengono inseriti nell'agar. A questo punto, l'high-density array n. 1,

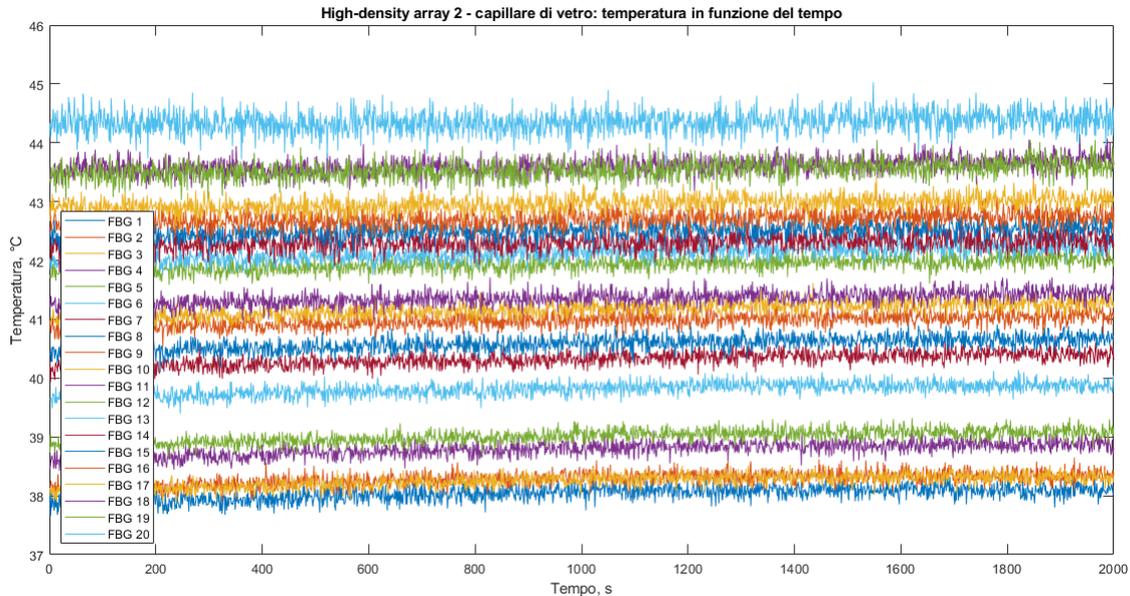


Figura 8.8: Temperatura in funzione del tempo rilevata dall'high-density array n. 2, inserito in un capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 1).

insieme all'ago all'interno del quale è collocato, viene estratto dal dispositivo di 1 cm e, dopo qualche minuto, nuovamente riportato nella sua posizione iniziale. L'high-density array n. 2, invece, con il capillare di vetro, è tirato verso l'esterno per due volte consecutive, variando, così, la propria posizione di 1 cm alla volta. Nelle Fig. 8.13 e 8.14 viene mostrata la lunghezza d'onda di Bragg in funzione del tempo registrata dal reticolo 13 dell'high-density array n. 1 e 2, rispettivamente.

Come illustrato in Fig. 8.5, anche nel caso in esame, il gradiente teoricamente imposto è pari a $3.95 \text{ }^\circ\text{C cm}^{-1}$. Quello che si desidera verificare, dunque, è se, variando di 1 cm la posizione dei reticoli di Bragg, questi registrino una variazione di temperatura pari a $3.95 \text{ }^\circ\text{C}$.

In Fig. 8.15 è riportata la temperatura misurata dai reticoli di Bragg dell'high-density array n.1 nell'ago metallico, ottenuta mediando i valori di temperatura acquisiti nel tempo, in corrispondenza di ciascuna delle tre posizioni occupate dalla fibra ottica. Ciò che risulta immediatamente evidente è che le temperature rilevate dagli FBG nelle posizioni 1 e 3 siano pressoché le medesime. Le posizioni 1 e 3, infatti, sono coincidenti, in quanto dalla posizione 1, quella iniziale, la fibra ottica viene sfilata dal dispositivo di 1 cm, per poi essere nuovamente traslata verso l'interno della stessa quantità, assumendo, ancora, la posizione che occupava

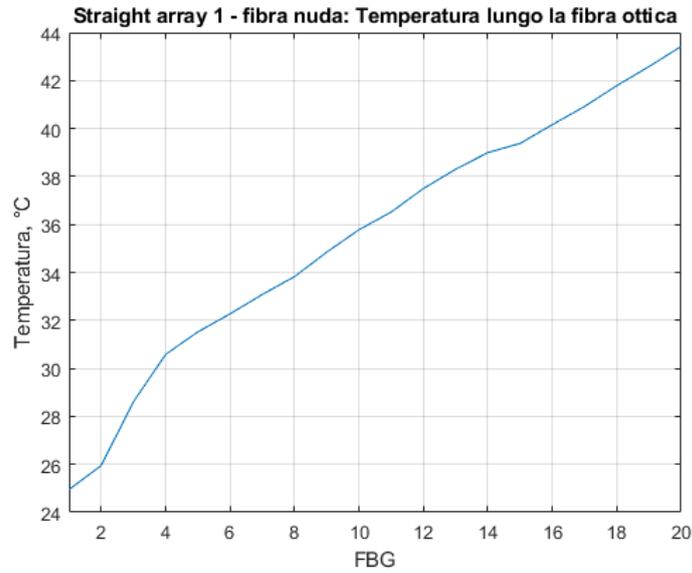


Figura 8.9: Temperatura lungo lo straight array n. 1, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1).

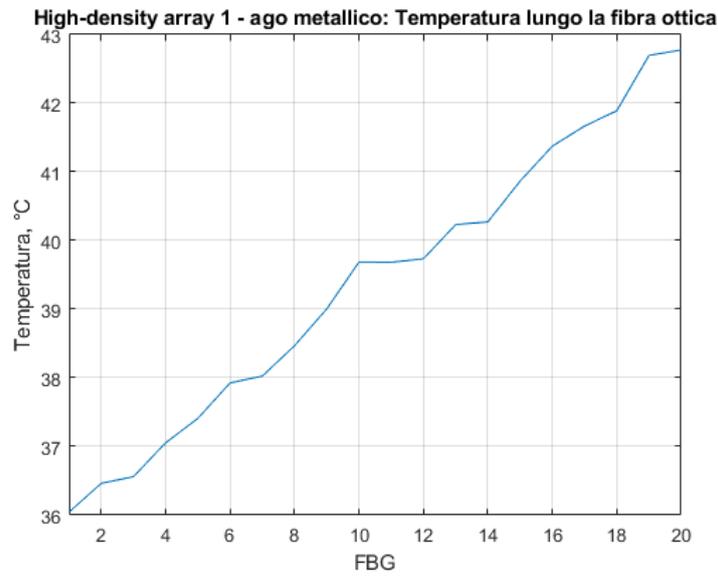


Figura 8.10: Temperatura lungo l'high density array n. 1 inserito nell'ago metallico 21G, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1).

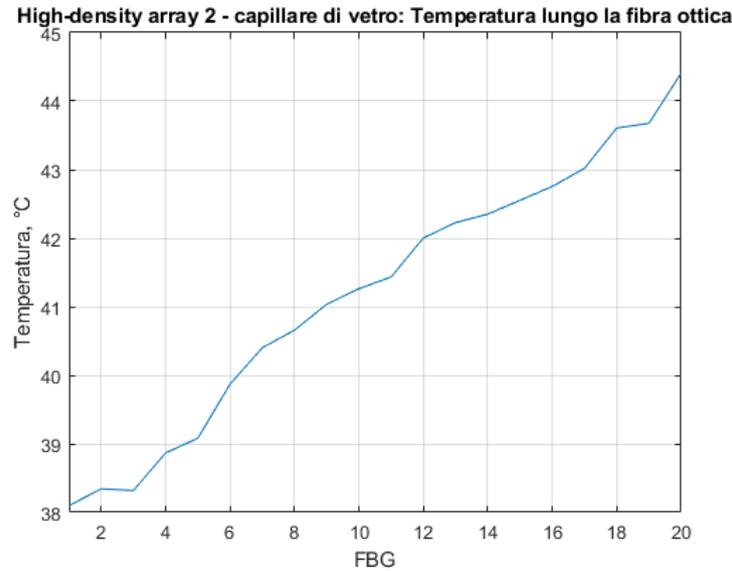


Figura 8.11: Temperatura lungo l'high density array n. 2 inserito nel capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, ottenuta mediando i valori relativi agli ultimi 500 s di acquisizione (prova sperimentale 1).

inizialmente.

Per verificare che la variazione di temperatura, in valore assoluto, che si ottiene traslando la fibra ottica di 1 cm dapprima verso l'esterno e poi verso l'interno, sia comparabile al sopraccitato valore di 3.95 °C, si calcola la differenza tra le temperature misurate dai reticoli di Bragg nelle diverse posizioni da essi assunte. I risultati ottenuti sono rappresentati graficamente in Fig. 8.16, dove le linee nere tratteggiate indicano le differenze teoriche attese, pari a 0 °C (posizione 3-1) e a 3.95 °C (posizione 1-2 e 3-2). È possibile osservare che i dati ottenuti dal calcolo della differenza delle temperature misurate nelle posizioni coincidenti 1 e 3 non si discostano da quelli attesi. Diverso è, invece, quel che avviene per i risultati delle differenze di temperatura rilevate per gli spostamenti della fibra da posizione 1 alla posizione 2 (ovvero dalla posizione iniziale a quella raggiunta estraendo la fibra ottica di 1 cm) e dalla posizione 2 alla posizione 3 (quella iniziale), in quanto la variazione di temperatura si attesta, in entrambi i casi, attorno ai 3 °C. Non è da escludere, tuttavia, una imprecisione nell'effettuazione dello spostamento dei sensori.

Le differenze di temperatura registrate dall'straight array n. 1 sono riportate in Tab. 8.1.

Allo stesso modo, la temperatura misurata dai reticoli nel capillare di vetro,

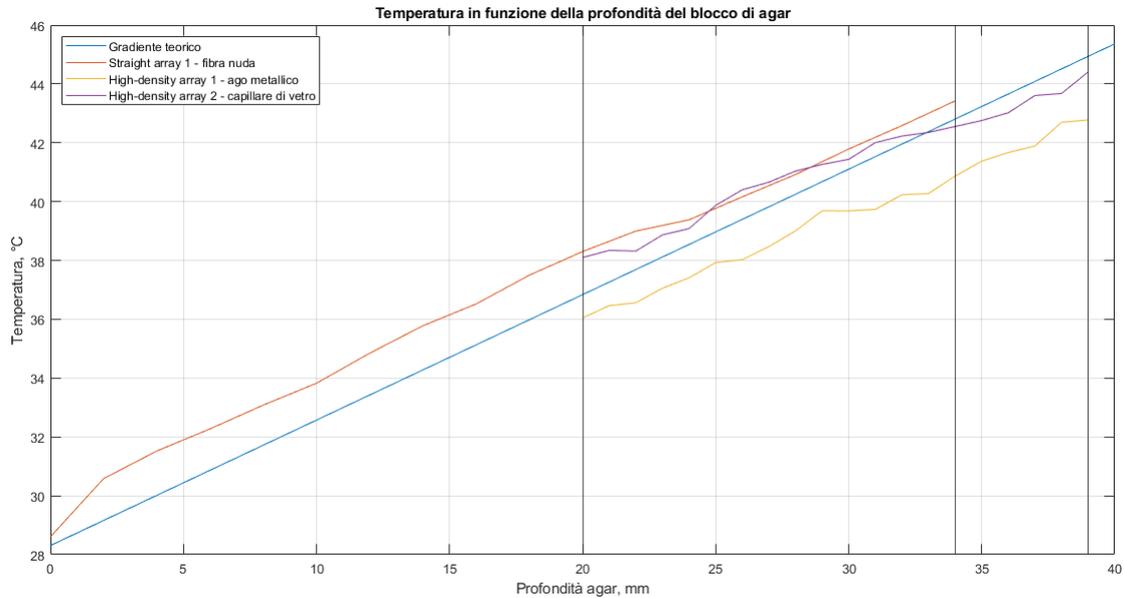


Figura 8.12: Confronto tra la temperatura rilevata dai sensori e quella imposta, in funzione della profondità dell'agar (prova sperimentale 1).

nelle tre diverse posizioni occupate, è riportata in Fig. 8.17.

Diversamente dal precedente array analizzato, l'high-density array n. 2 è stato, per due volte, estratto di 1 cm.

Nuovamente, si verifica che le differenze delle temperature rilevate, in valore assoluto, dipendente dallo spostamento subito dai reticoli di Bragg, corrispondano a quella attesa (3.95 °C). I risultati ottenuti sono consultabili in Tab. 8.2 e rappresentati graficamente in Fig. 8.18.

Anche in questo caso, la prova è soggetta a delle limitazioni sulla precisione del collocamento della fibra nella posizione desiderata, in quanto non è possibile osservare l'interno del dispositivo in cui il blocco di agar è contenuto.

Inoltre, si evidenzia una chiara anomalia in corrispondenza della punta del sensore (FBG 19 e 20) che potrebbe essere imputabile allo strain, dal momento che il capillare di vetro, essendo aperto alle estremità, rende possibile l'infiltrazione di gelatina al proprio interno: l'agar, riempiendo il capillare di vetro quando quest'ultimo viene traslato, può deformare i reticoli.

Nonostante si faccia riferimento alle posizioni 1, 2 e 3 relativamente ad entrambi i sensori analizzati, queste non coincidono: la procedura sperimentale viene svolta in due momenti differenti.

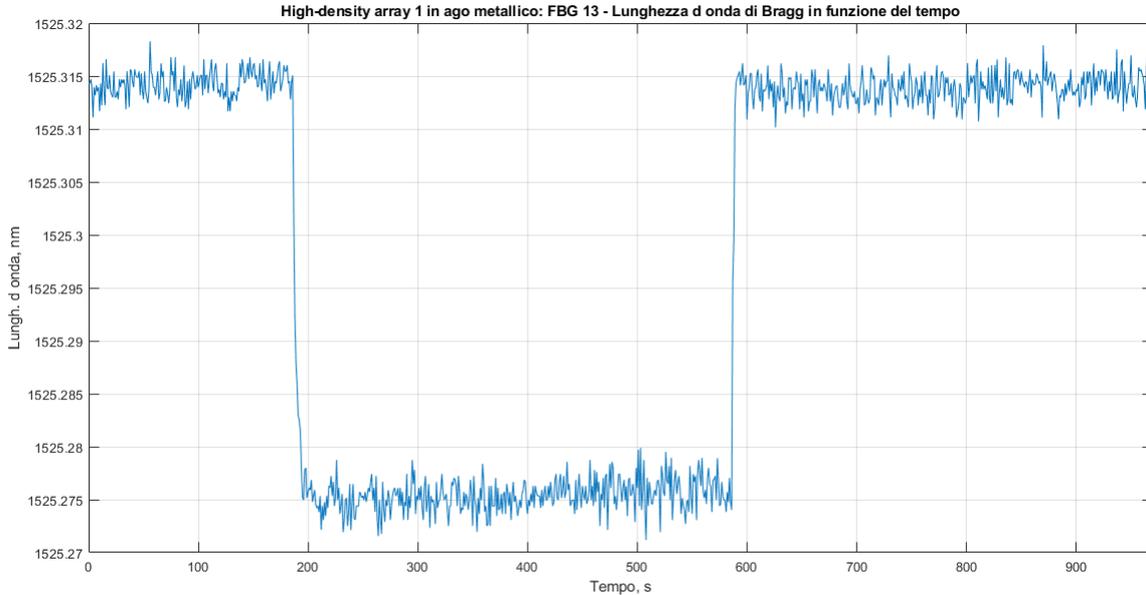


Figura 8.13: Lunghezza d'onda di Bragg in funzione del tempo registrata dall'FBG 13 dell'high-density array n. 1 inserito nell'ago 21G in acciaio inox (prova sperimentale 2).

8.4 Prova sperimentale 3

Per lo svolgimento della prova, è stato, di nuovo, impiegato il medesimo set-up ed è stata messa in atto la stessa procedura finalizzata all'ottenimento della distribuzione lineare di temperatura nell'agar che riempie la cavità del dispositivo.

Questa volta, i sensori in fibra ottica utilizzati sono i seguenti:

- Straight array n. 2, inserito in un capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm;
- Straight array n. 3, inserito in un capillare di vetro più grande, avente diametro interno di 1 mm ed esterno di 2 mm;
- Straight array n. 4, impiegato senza la presenza di alcun rivestimento;
- High-density array n. 1, posto all'interno di un ago in acciaio inox 18G (diametro interno: 0.8 mm; diametro esterno: 1.2 mm).

Al fine di evitare l'infiltrazione di agar all'interno dell'ago e dei capillari, le loro estremità, sinora aperte, vengono chiuse. In particolare, nell'ago di acciaio viene

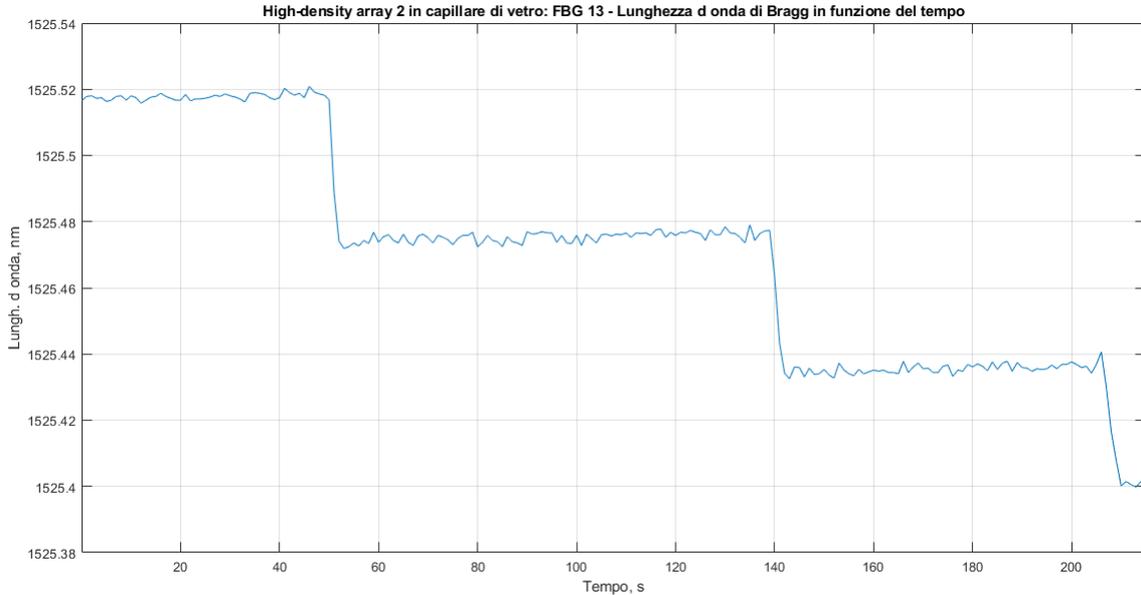


Figura 8.14: Lunghezza d'onda di Bragg in funzione del tempo registrata dall'FBG 13 dell'high-density array n. 2 inserito nel capillare di vetro con diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 2).

aspirata, per mezzo di una siringa, della pasta termica siliconica, mentre i capillari di vetro vengono resi inaccessibili all'agar mediante della resina bicomponente in corrispondenza delle sole estremità. Inoltre, le fibre ottiche, in tal modo, risultano assicurate al rivestimento dentro cui sono inserite, senza che vi sia il rischio di una loro variazione di posizione non desiderata.

Un importante problema riscontrato nello svolgimento dei test risiede nell'impossibilità di determinare con precisione la posizione dei sensori all'interno dell'agar. Per ovviare a ciò, nella cavità preposta all'accoglimento del blocco di gelatina, viene inserita, a 18 mm dal fondo del dispositivo, una piastra di metallo spessa 6 mm, anch'essa forata per consentire l'inserimento dei sensori in fibra ottica (Fig. 8.19). In tal modo, lungo lo spessore della piastra metallica, si ottiene un andamento costante della temperatura. Pertanto, risulta possibile, con questo set-up (Fig. 8.20), determinare la posizione degli array, dal momento che è noto che la porzione di fibra ottica contenente gli FBG che rilevano una temperatura costante si trova all'interno dei fori praticati nei 6 mm di spessore della piastra metallica che giace all'interno del blocco di gelatina.

Per conoscere la distribuzione di temperatura imposta, riportata in Fig. 8.21, vengono impiegati tre termistori NTC, fissati su ognuna delle tre piastre metalliche

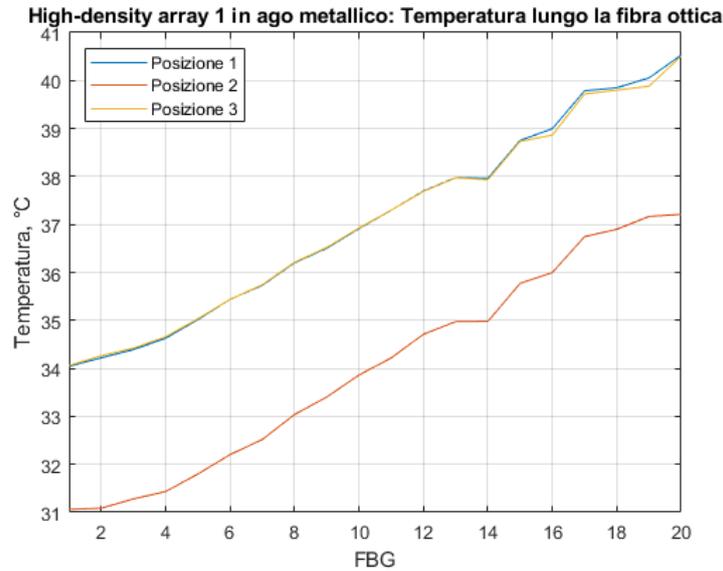


Figura 8.15: Temperatura rilevata dagli FBG dell'high-density array n. 1 all'interno dell'ago metallico 21G (prova sperimentale 2).

ora presenti. In particolare, le temperature misurate dai termistori NTC sono:

- 31.74 °C, sulla piastra metallica superiore;
- 37.57 °C, sulla piastra posta nell'agar;
- 44.75 °C, alla base del dispositivo.

Una volta stabilizzatasi la temperatura all'interno dell'agar, inizia l'acquisizione dei dati da parte dei sensori in fibra ottica.

I risultati riportati in Fig. 8.22 (straight array n. 2, nel capillare di vetro con diametro esterno di 1 mm), 8.23 (straight array n. 3, nel capillare di vetro con diametro esterno di 3 mm), 8.24 (straight array n. 4) e 8.25 (high-density array n. 1, nell'ago di acciaio 18G) sono ottenuti mediando i valori di temperatura relativi agli ultimi 500 s di acquisizione.

Grazie alla possibilità di stimare la posizione degli array, viene effettuato un plot che sovrappone i valori di temperatura rilevati dai sensori in fibra ottica alla distribuzione imposta, in funzione della profondità del blocco di agar (Fig. 8.26).

Si osserva che i valori di temperatura rilevati maggiormente sovrapponibili alla distribuzione teorica sono quelli relativi agli array rivestiti dai capillari di vetro.

Lo straight array n. 4, invece, misura valori di temperatura inferiori a quelli teoricamente imposti nell'agar. Ciò potrebbe essere dovuto al fatto che la fibra

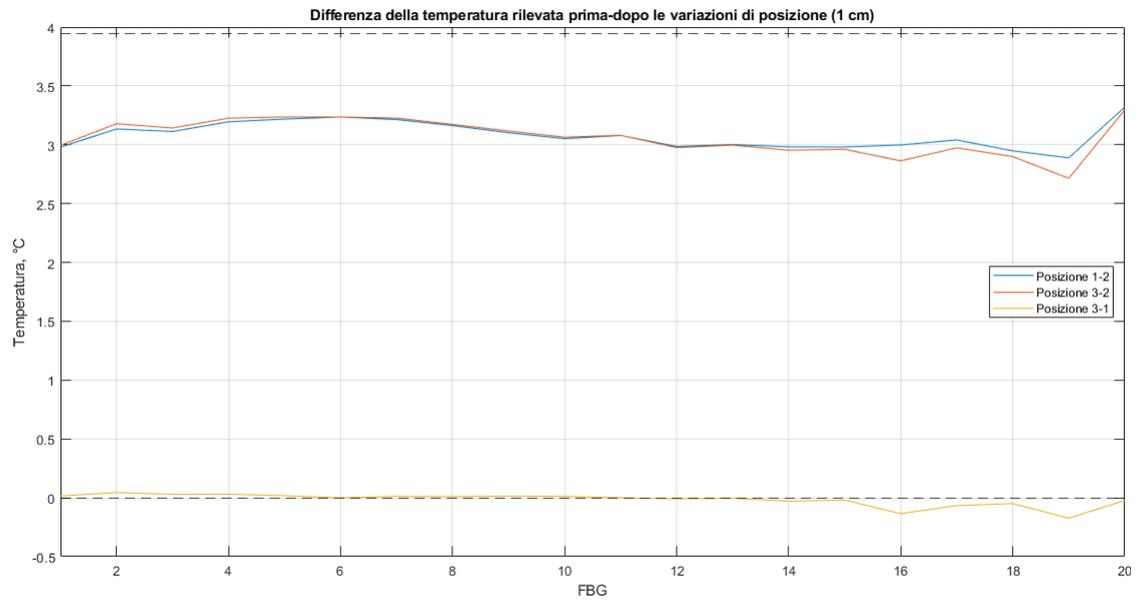


Figura 8.16: Variazione di temperatura misurata dall'high density array n. 1 nell'ago 21G in acciaio inox, in seguito alle variazioni di posizione di 1 cm subite (prova sperimentale 2).

ottica venga impiegata nuda e sia, dunque, soggetta alle deformazioni, cui i reticoli di Bragg sono sensibili.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	2.98	3.13	3.11	3.20	3.22
$ \Delta T_{3-2} $ (°C)	3.00	3.18	3.14	3.23	3.24
$ \Delta T_{1-3} $ (°C)	0.02	0.04	0.03	0.03	0.02

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	3.24	3.21	3.16	3.10	3.05
$ \Delta T_{3-2} $ (°C)	3.24	3.23	3.17	3.11	3.06
$ \Delta T_{1-3} $ (°C)	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	3.08	2.99	3.00	2.98	2.98
$ \Delta T_{3-2} $ (°C)	3.08	2.98	3.00	2.95	2.96
$ \Delta T_{1-3} $ (°C)	0.00	0.01	0.00	0.03	0.02

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	3.00	3.04	2.95	2.89	3.32
$ \Delta T_{3-2} $ (°C)	2.86	2.97	2.90	2.72	3.30
$ \Delta T_{1-3} $ (°C)	0.13	0.07	0.05	0.17	0.02

Tabella 8.1: Differenza di temperatura registrata in corrispondenza delle variazioni di posizione dei reticoli di Bragg. High-density array n. 1 in ago metallico.

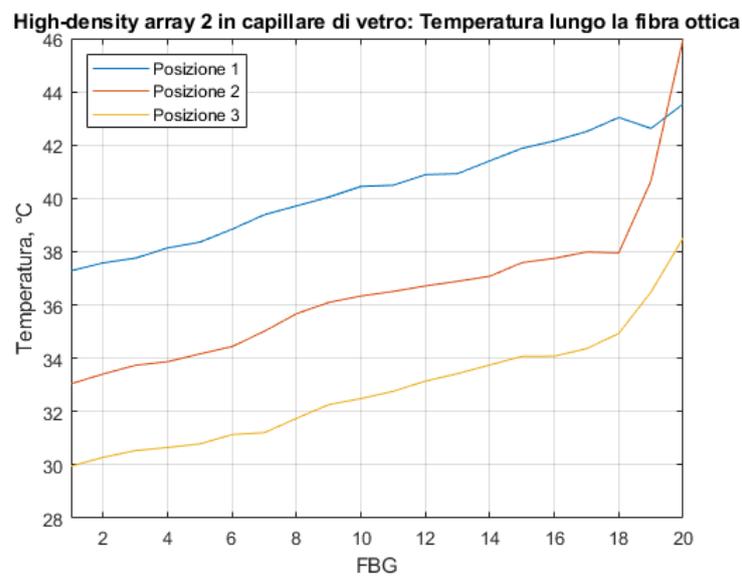


Figura 8.17: Temperatura rilevata dagli FBG dell'high-density array n. 2 all'interno del capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm (prova sperimentale 2).

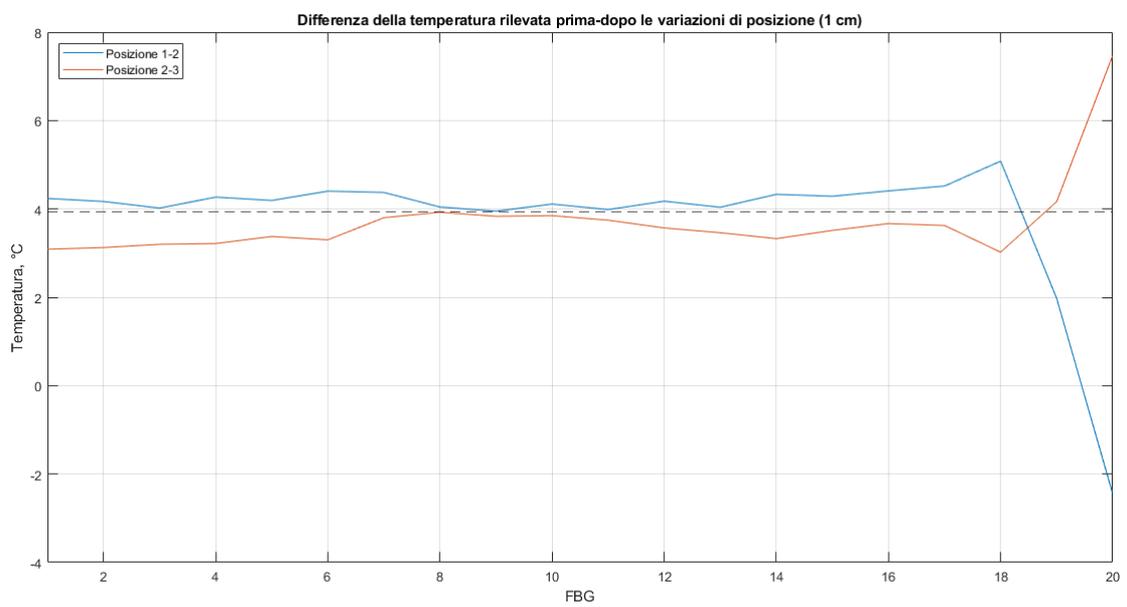


Figura 8.18: Variazione di temperatura misurata dall'high-density array n. 2 nel capillare di vetro di diametri interno ed esterno di 0.7 mm e 1 mm, in seguito alle variazioni di posizione di 1 cm subite (prova sperimentale 2).

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	4.24	4.17	4.02	4.27	4.19
$ \Delta T_{2-3} $ (°C)	3.09	3.13	3.20	3.22	3.38

	FBG 6	FBG 7	FBG 8	FBG 9	FBG 10
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	4.40	4.37	4.04	3.95	4.11
$ \Delta T_{2-3} $ (°C)	3.30	3.80	3.93	3.83	3.85

	FBG 11	FBG 12	FBG 13	FBG 14	FBG 15
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	3.99	4.18	4.04	4.33	4.29
$ \Delta T_{2-3} $ (°C)	3.75	3.57	3.46	3.33	3.52

	FBG 16	FBG 17	FBG 18	FBG 19	FBG 20
$ \Delta T_{1-2} $ (°C)	4.41	4.52	5.08	1.97	2.44
$ \Delta T_{2-3} $ (°C)	3.67	3.63	3.02	4.17	7.47

Tabella 8.2: Differenza di temperatura registrata in corrispondenza delle variazioni di posizione dei reticoli di Bragg. High-density array n. 2 in capillare di vetro.

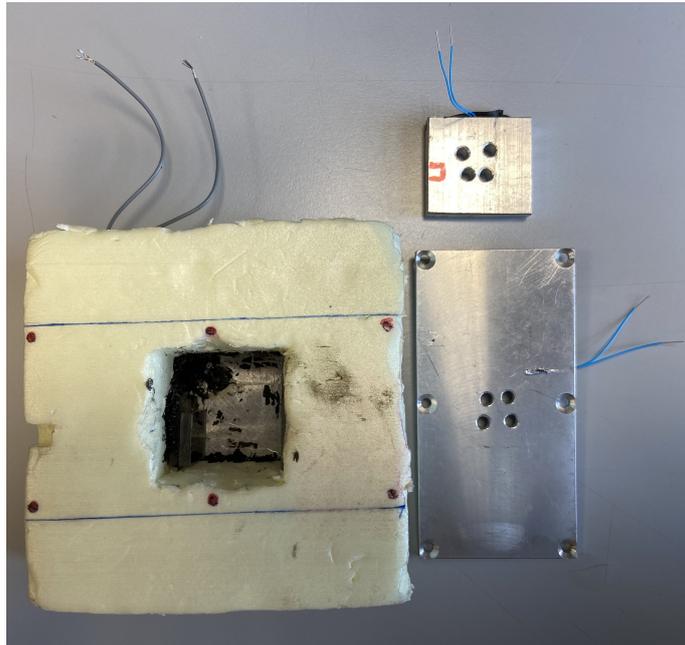


Figura 8.19: Dispositivo per la realizzazione della distribuzione di temperatura, modificato per rendere nota la posizione dei sensori in fibra ottica impiegati nella misurazione.

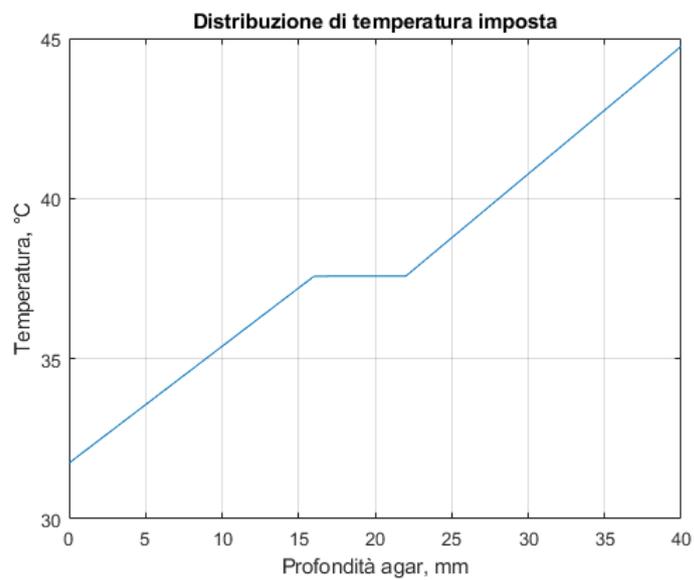


Figura 8.20: Distribuzione di temperatura imposta nell'agar (prova sperimentale 3).

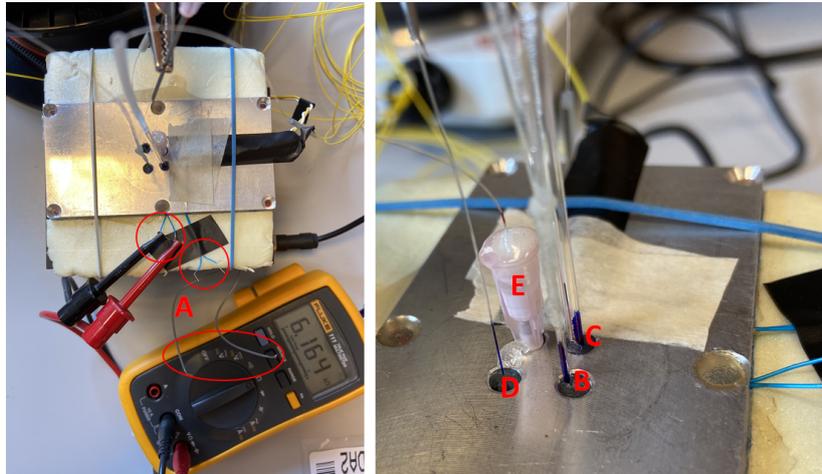


Figura 8.21: Set-up di misura (prova sperimentale n. 3). A) Termistori NTC per la rilevazione della temperatura delle piastre metalliche del dispositivo. B) Straight array n. 2, nel capillare di vetro con diametro esterno di 1 mm. C) Straight array n. 3, nel capillare di vetro con diametro esterno di 2 mm. D) Straight array n. 4. E) High-density array n. 1, nell'ago metallico 18G.

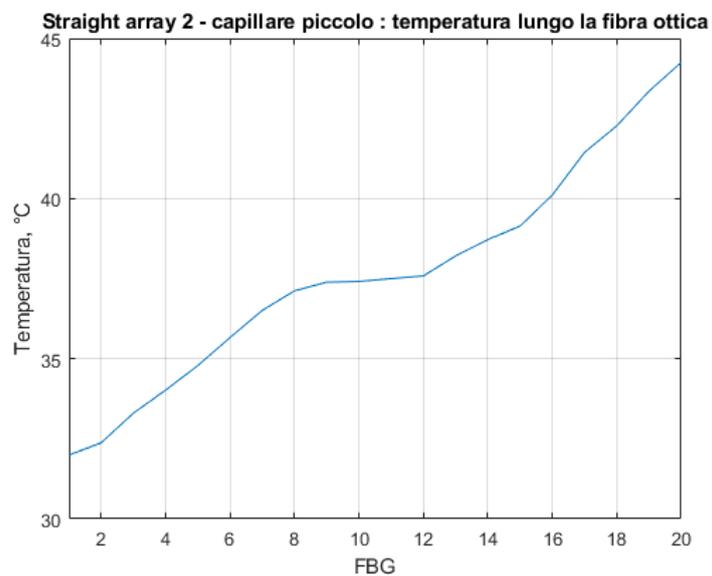


Figura 8.22: Temperatura misurata dallo straight array n. 2, nel capillare di vetro con diametro esterno di 1 mm, per ciascun FBG.

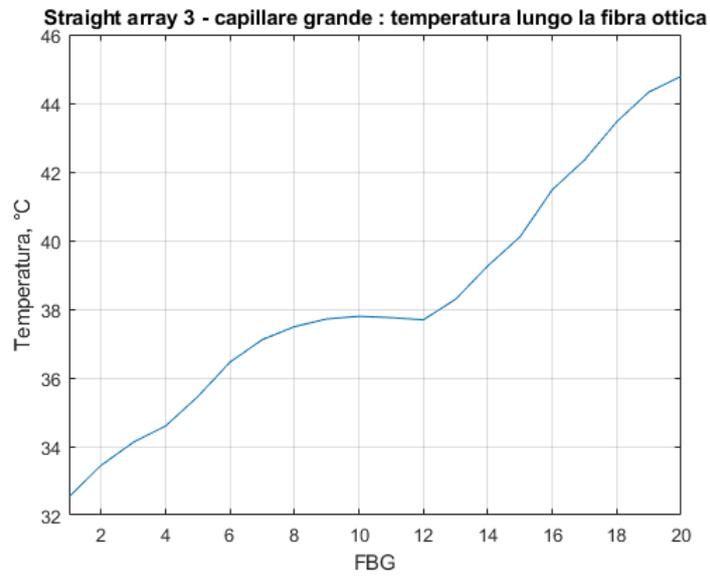


Figura 8.23: Temperatura misurata dallo straight array n. 3, nel capillare di vetro con diametro esterno di 2 mm, per ciascun FBG.

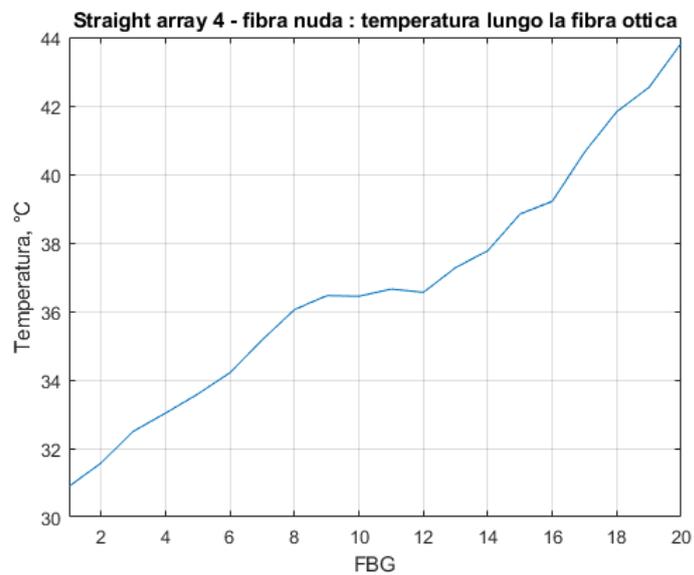


Figura 8.24: Temperatura misurata dallo straight array n. 4, per ciascun FBG.

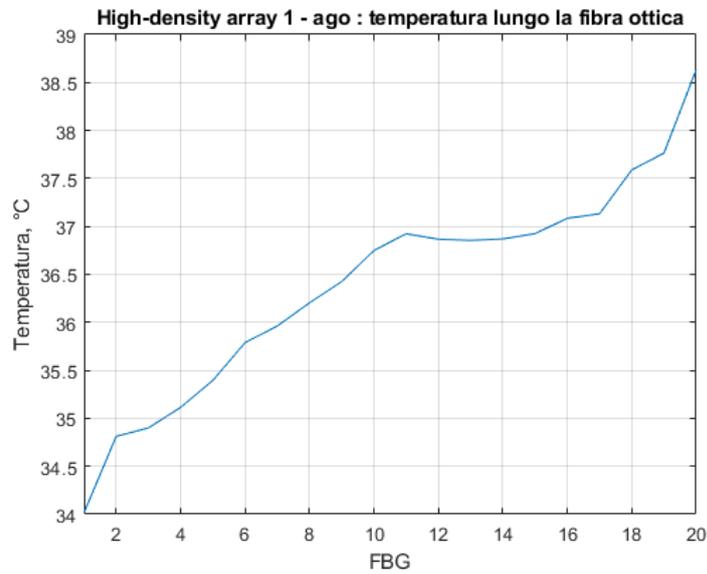


Figura 8.25: Temperatura misurata dall'high-density array n. 1, nell'ago 18G in acciaio inox, per ciascun FBG.

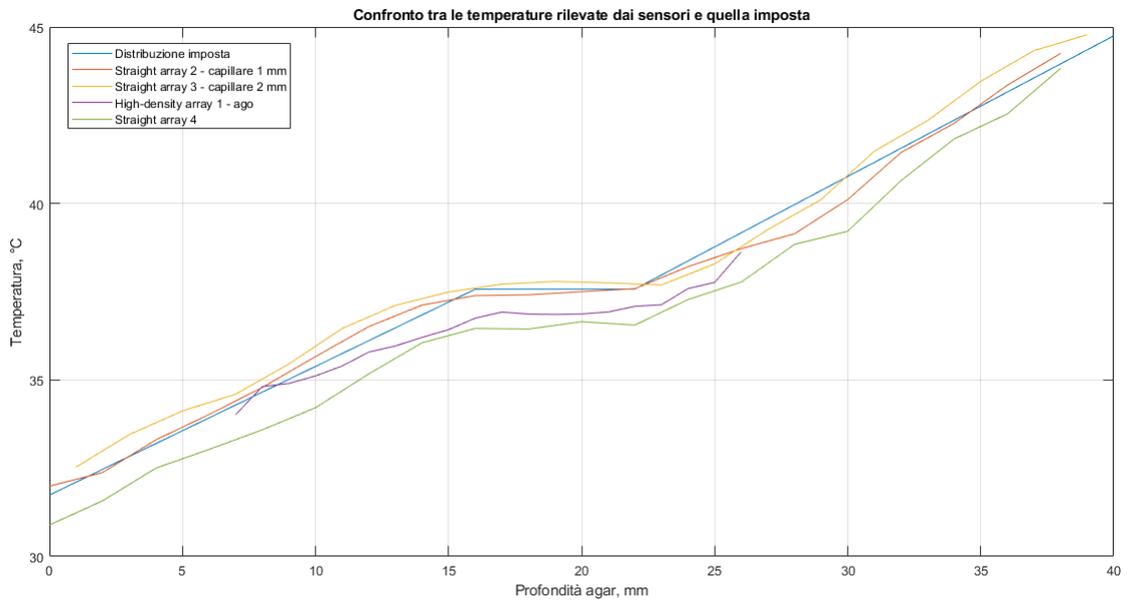


Figura 8.26: Sovrapposizione della temperatura rilevata dagli array con la distribuzione imposta, in funzione della profondità dell'agar.

Capitolo 9

Conclusioni

Il lavoro svolto in questa Tesi è stato focalizzato sull'impiego dei sensori in fibra ottica per il rilevamento della temperatura basati su reticoli di Bragg (FBG). Questa tipologia di sensori è molto promettente nell'ambito delle procedure minimamente invasive per il trattamento dei tumori mediante ablazione laser, in quanto non soggetta a errori imputabili all'assorbimento della luce emessa dalla sorgente laser.

L'importante vantaggio dei sensori di temperatura in fibra ottica basati su reticoli di Bragg consiste nella possibilità di effettuare misurazioni di temperatura multi-punto mediante la loro integrazione nella fibra che eroga il fascio laser.

Particolare attenzione è stata rivolta verso l'opportunità di incapsulare l'array di reticoli di Bragg all'interno di un capillare di vetro, sebbene, a titolo di confronto, siano state analizzate ulteriori configurazioni, utilizzando un ago in metallo e la fibra ottica nuda: nel primo caso, il dispositivo è robusto e semplifica l'inserimento del sensore di temperatura nel target, ma non può essere utilizzato in presenza di radiazione laser, mentre, nel secondo caso, i tempi di risposta sono inferiori, ma sussiste il problema della sensibilità alle eventuali deformazioni del tessuto da trattare. Infatti, l'utilizzo di supporti dentro cui inserire la fibra ottica risulta particolarmente utile per far sì che gli array non siano soggetti alle sollecitazioni meccaniche, in quanto anch'esse, come la temperatura, producono uno shift della lunghezza d'onda di Bragg.

La rilevazione di temperatura può essere effettuata unicamente previa caratterizzazione dei reticoli, la quale porta all'ottenimento di una relazione lineare nota tra la temperatura stessa e lunghezza d'onda di Bragg.

Al fine di testare i sensori in presenza di una distribuzione lineare di temperatura, è stato realizzato un phantom di agar, sottoposto a condizioni termiche controllate. A tal proposito, è stato intagliato un blocco di polistirene per creare una cavità, chiusa inferiormente e superiormente da due piastre metalliche, all'interno della quale depositare la gelatina. Per conoscere la distribuzione di temperatura generata

nel phantom, sono stati fissati dei sensori di temperatura (Pt1000 e termistori NTC) sulla superficie delle piastre di metallo che costituiscono il dispositivo. Ovviamente, perché i sensori in fibra ottica potessero essere inseriti nel target da analizzare, la piastra metallica superiore è stata forata.

Le prove sperimentali condotte erano finalizzate al confronto tra i dati acquisiti dai sensori, nelle diverse configurazioni (fibra ottica nuda, capillare di vetro, ago in acciaio inox), e i valori di temperatura di una distribuzione lineare nota. Inoltre, sono stati studiati i dati di temperatura rilevati dagli array prima e dopo una variazione della loro posizione. Nel caso esaminato, il gradiente di temperatura imposto era pari a $3.95 \text{ }^\circ\text{C cm}^{-1}$ e quindi, traslando i sensori di 1 cm, ci si aspettava una variazione di temperatura di $3.95 \text{ }^\circ\text{C}$. I risultati ottenuti dal calcolo della differenza delle temperature misurate nelle diverse posizioni si sono discostati dal valore atteso, attestandosi attorno a $3 \text{ }^\circ\text{C}$. Ciò è stato imputato a un'impresione nell'effettuazione dello spostamento dei sensori, i quali, probabilmente, sono stati traslati di meno di 1 cm, in quanto la prova era soggetta a delle limitazioni sulla precisione del collocamento della fibra ottica nella posizione desiderata, non essendo possibile osservare l'interno del dispositivo in cui il blocco di agar era contenuto.

È stato implementato, inoltre, un modello termico mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ di Matlab®, per simulare l'andamento lineare di temperatura all'interno di una porzione di agar, in presenza di un sensore in essa inserito. Per ridurre i tempi computazionali, il modello è stato costruito sfruttando la simmetria assiale del sistema e analizzato in due dimensioni. Difatti, la porzione di sistema considerata non è altro che il rettangolo che genera il cilindro mediante la propria rotazione attorno all'asse di simmetria del solido. Perché il Partial Differential Equation Toolbox™ possa risolvere il modello, è necessario fornire i dati di conducibilità e capacità termiche e la densità dei materiali che compongono il sistema da analizzare.

I risultati della modellazione termica hanno mostrato che la temperatura rilevata dai reticoli di Bragg inseriti all'interno dell'ago di acciaio inox fosse inferiore a quella a cui il target sarebbe stato sottoposto in assenza del sensore in fibra ottica. Ciò è risultato vero anche in seguito alle prove effettuate sperimentalmente, sebbene il confronto con quanto ottenuto mediante il Partial Differential Equation Toolbox™ abbia grossi limiti, soprattutto a causa della difficoltà nella determinazione della posizione dei reticoli di Bragg nella gelatina, in quanto il dispositivo non è trasparente e non consente, quindi, di visualizzare il proprio interno.

Un altro problema, riscontrato durante lo svolgimento dei primi test, risiedeva nel fatto che le fibre ottiche fossero inserite nell'ago metallico e nel capillare di vetro senza essere ad essi ancorate. Pertanto, gli array sarebbero potuti andare incontro a variazioni di posizione non desiderate e incontrollate. Inoltre, poiché inizialmente le

estremità dell'ago e del capillare erano aperte, sussisteva la non trascurabile possibilità che, durante l'inserimento dei sensori nella cavità contenente agar, quest'ultimo si infiltrasse e rendesse gli array soggetti a deformazione meccanica.

Per ovviare a queste problematiche, le fibre ottiche contenenti gli array di FBG sono state, innanzitutto, ancorate all'ago e ai capillari di vetro. Nel primo caso, è stata aspirata all'interno dell'ago, per mezzo di una siringa, della pasta termica siliconica, mentre, nel secondo caso, sono state depositate delle gocce di resina bicomponente in corrispondenza delle sole estremità. In questo modo, oltre ad assicurare le fibre ottiche ai rivestimenti selezionati, questi ultimi sono stati resi inaccessibili all'agar, evitando che gli FBG venissero sottoposti allo strain.

Al fine di riuscire a conoscere con maggiore precisione la posizione dei reticoli di Bragg nella cavità riempita di agar, è stata inserita, a 18 mm dal fondo del dispositivo, una piastra di metallo spessa 6 mm, anch'essa forata per consentire l'inserimento dei sensori in fibra ottica. Così facendo, in corrispondenza dello spessore di tale piastra metallica, si è ottenuto un andamento di temperatura costante. Di conseguenza, è risultato possibile determinare la posizione degli array, poiché era noto che la porzione di fibra ottica contenente gli FBG che rilevavano una temperatura costante si trovasse all'interno dei fori praticati nei 6 mm di spessore della piastra metallica disposta nel blocco di gelatina.

Ovviamente, è possibile attuare numerosi miglioramenti sia nel set-up di misura, sia nel modello termico, come, ad esempio, l'impiego di un dispositivo che renda nota, con precisione, la posizione degli array all'interno del target o la modellizzazione più dettagliata della geometria e delle proprietà del sistema esaminato con il Partial Differential Equation Toolbox™.

Sebbene sia stato compiuto un certo numero di approssimazioni per ridurre la complessità del problema, i risultati delle misurazioni da parte dei reticoli di Bragg non si discostano significativamente dalla distribuzione di temperatura teoricamente imposta nel phantom di agar.

Appendice A

Modello termico - Codice Matlab®

```
1      clear all
2      close all
3      clc
4
5      %% Modello termico (ago metallico)
6      thermalmodel = createpde('thermal','transient-axisymmetric');
7
8      %% Costruzione della geometria
9      gd = [3,3,3,3;4,4,4,4;0,0,0,0;0.02,0.0006,0.0004,6.25e-05;0.02,
10     0.0006,0.0004,6.25e-05;0,0,0,0;0,0,0,0;0,0,0,0;0.04,0.035,
11     0.035,0.035;0.04,0.035,0.035,0.035];
12     sf = 'R1+R2+R3+R4';
13     ns = [82,82,82,82;49,50,51,52];
14     g = decsg(gd,sf,ns);
15
16     geometryFromEdges(thermalmodel,g);
17
18     % Plot della geometria
19     figure,
20     pdegplot(g)
21     axis equal
22     title ('Geometria')
23     xlabel('Coordinata  $r$ ,  $m$ '), ylabel('Coordinata  $z$ ,  $m$ ')
24
25     %% Mesh
26     mesh=generateMesh(thermalmodel, 'Hmax', 0.00015);
27
```

```

28     % Plot della mesh
29     figure,
30     pdemesh(thermalmodel)
31     title ('Mesh')
32     xlabel('Coordinata_r, m'), ylabel('Coordinata_z, m')
33
34     %% Definizione proprieta' fisiche
35     % Agar
36     k_agar = 0.55;           % conducibilita' termica [W/m*K]
37     rho_agar = 1033;        % densita' media [kg/m^3]
38     c_agar = 4200;         % calore specifico [J/kg*K]
39     thermalProperties(thermalmodel, 'ThermalConductivity', k_agar,
40     'MassDensity', rho_agar, 'SpecificHeat', c_agar, 'Face', 1);
41     % Ago metallico (acciaio inox)
42     k_ago = 16.3;          % conducibilita' termica [W/m*K]
43     rho_ago = 7960;        % densita' media [kg/m^3]
44     c_ago = 502;           % calore specifico [J/kg*K]
45     thermalProperties(thermalmodel, 'ThermalConductivity', k_ago,
46     'MassDensity', rho_ago, 'SpecificHeat', c_ago, 'Face', 2);
47     % Pasta termica
48     k_pasta = 2.9;         % conducibilita' termica [W/m*K]
49     rho_pasta = 3000;      % densita' media [kg/m^3]
50     c_pasta = 900;         % calore specifico [J/kg*K]
51     thermalProperties(thermalmodel, 'ThermalConductivity', k_pasta,
52     'MassDensity', rho_pasta, 'SpecificHeat', c_pasta, 'Face', 3);
53     % Fibra ottica
54     k_fibra = 1.38;        % conducibilita' termica [W/m*K]
55     rho_fibra = 2203;     % densita' media [kg/m^3]
56     c_fibra = 703;        % calore specifico [J/kg*K]
57     thermalProperties(thermalmodel, 'ThermalConductivity', k_fibra,
58     'MassDensity', rho_fibra, 'SpecificHeat', c_fibra, 'Face', 4);
59
60     %% Condizioni iniziali e condizioni al contorno
61     T0_ago = 25; % temperatura iniziale ago-resina-fibra
62     T0_agar = @(location, ~) location.y.*425+28; % temperatura iniziale
63     % agar, varia linearmente al variare della coordinata y
64
65     thermalIC(thermalmodel, T0_agar, 'Face', 1);
66     thermalIC(thermalmodel, T0_ago, 'Face', [2:4]);
67     thermalIC(thermalmodel, T0_ago, 'Edge', [3:8, 10:13]);
68     thermalBC(thermalmodel, 'Edge', 9, 'Temperature', 28);
69     thermalBC(thermalmodel, 'Edge', 2, 'Temperature', 45);
70
71     %% Soluzione del modello

```

```

72     delta_t = 0.25; % [s]
73     tlist = 0:delta_t:240; % soluzione del modello per 240 s
74     results = solve(thermalmodel,tlist);
75     T = results.Temperature;
76
77     %% Rappresentazione dei risultati
78     % Andamento della temperatura lungo z, fissato r=0
79     H = 0.04; % altezza del cilindro
80     yq = 0:0.0001:H;
81     xq = zeros(size(yq));
82     p_temporale = 60; % passo temporale con cui desidero visualizzare
83     % gli andamenti di T [s]
84     Tinterp = interpolateTemperature(results, xq, yq,
85     1:p_temporale/delta_t:ncolT);
86     x = 0:0.1:40;
87     figure,
88     plot(x, Tinterp)
89     xline(35, '--')
90     title('Temperatura in funzione di z, fissato r=0'), xlabel
91     ('Coordinata z, mm'), ylabel('Temperatura')
92     legend(strcat('t=0s'), strcat('t=', num2str(p_temporale), 's'),
93     strcat('t=', num2str(2*p_temporale), 's'), strcat('t=',
94     num2str(3*p_temporale), 's'), strcat('t=', num2str(4*p_temporale),
95     's'),'Location','northwest')
96     ylim([25 45])
97     xlim([0 40])
98     grid on
99
100    % Plot della temperatura in funzione del tempo (primi 30 s di
101    % transitorio):
102    % Rappresentazione della temperatura nei punti lungo la fibra a
103    % 0 cm, 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm dalla punta
104    cm_0 = interpolateTemperature(results, [0;0.035], 1:numel(tlist));
105    % a x=0, y=3.5 cm
106    cm_05 = interpolateTemperature(results, [0;0.03], 1:numel(tlist));
107    % a x=0, y=3 cm
108    cm_1 = interpolateTemperature(results, [0;0.025], 1:numel(tlist));
109    % a x=0, y=2.5 cm
110    cm_15 = interpolateTemperature(results, [0;0.02], 1:numel(tlist));
111    % a x=0, y=2 cm
112    cm_2 = interpolateTemperature(results, [0;0.015], 1:numel(tlist));
113    % a x=0, y=1.5 cm
114
115

```

```

116     figure ,
117     plot(tlist(1:121),cm_0(1:121))
118     hold on
119     plot(tlist(1:121),cm_05(1:121))
120     hold on
121     plot(tlist(1:121),cm_1(1:121))
122     hold on
123     plot(tlist(1:121),cm_15(1:121))
124     hold on
125     plot(tlist(1:121),cm_2(1:121))
126     title ('Temperatura_in_funzione_del_tempo')
127     xlabel ('Tempo,s'), ylabel ('Temperatura')
128     legend ('(0,3.5cm)', '(0,3cm)', '(0,2.5cm)', '(0,2cm)',
129            '(0,1.5cm)', 'Location','southeast')
130     ylim([25 45])
131     grid on
132
133     %% Modello termico (capillare in vetro)
134     thermalmodel2 = createpde('thermal','transient-axisymmetric');
135     %% Modello termico transitorio assialsimmetrico
136
137     %% Costruzione della geometria
138     gd2 = [3,3,3,3;4,4,4,4;0,0,0,0;0.02,0.0005,0.00035,6.25e-05;0.02,
139           0.0005,0.00035,6.25e-05;0,0,0,0;0,0,0,0;0,0,0,0;0.04,0.035,
140           0.035,0.035;0.04,0.035,0.035,0.035];
141     sf2 = 'R1+R2+R3+R4';
142     ns2 = [82,82,82,82;49,50,51,52];
143     g2 = decsg(gd2,sf2,ns2);
144
145     geometryFromEdges(thermalmodel2,g2);
146
147     % Plot della geometria
148     figure ,
149     pdegplot(g2)
150     axis equal
151     title ('Geometria')
152     xlabel('Coordinata_r,m'), ylabel('Coordinata_z,m')
153
154     %% Mesh
155     mesh=generateMesh(thermalmodel2, 'Hmax', 0.00015);
156
157     % Plot della mesh
158     figure ,
159     pdemesh(thermalmodel2)

```

```

160     title ('Mesh')
161     xlabel('Coordinata_x [m]'), ylabel('Coordinata_z [m]')
162
163     %% Definizione proprieta' fisiche
164     % Agar
165     k_agar = 0.55; % conducibilita' termica agar [W/m*K]
166     rho_agar = 1033; % densita' media agar [kg/m^3]
167     c_agar = 4200; % calore specifico agar [J/kg*K]
168     thermalProperties(thermalmodel2,'ThermalConductivity',k_agar,
169     'MassDensity',rho_agar,'SpecificHeat',c_agar,'Face',1);
170     % Capillare di vetro
171     k_capillare = 1.38 ; % conducibilita' termica [W/m*K]
172     rho_capillare = 2203 ; % densita' media [kg/m^3]
173     c_capillare = 703; % calore specifico [J/kg*K]
174     thermalProperties(thermalmodel2,'ThermalConductivity',k_capillare,
175     'MassDensity',rho_capillare,'SpecificHeat',c_capillare,'Face',2);
176     % Aria
177     k_aria = 0.0026; % conducibilita' termica [W/m*K]
178     rho_aria = 1.165; % densita' media [kg/m^3]
179     c_aria = 1020 ; % calore specifico [J/kg*K]
180     thermalProperties(thermalmodel2,'ThermalConductivity',k_aria,
181     'MassDensity',rho_aria,'SpecificHeat',c_aria,'Face',3);
182     % Fibra ottica (silice)
183     k_fibra = 1.38; % conducibilita' termica [W/m*K]
184     rho_fibra = 2203; % densita' media [kg/m^3]
185     c_fibra = 703; % calore specifico [J/kg*K]
186     thermalProperties(thermalmodel2,'ThermalConductivity',k_fibra,
187     'MassDensity',rho_fibra,'SpecificHeat',c_fibra,'Face',4);
188
189     %% Condizioni iniziali e condizioni al contorno
190     T0_ago = 25; % temperatura iniziale ago-resina-fibra
191     T0_agar = @(location,~)location.y.*425+28; % temperatura iniziale
192     % agar, varia linearmente al variare della coordinata y
193
194     thermalIC(thermalmodel2, T0_agar, 'Face', 1);
195     thermalIC(thermalmodel2, T0_ago, 'Face', [2:4]);
196     thermalIC(thermalmodel2, T0_ago, 'Edge', [3:8, 10:13]);
197     thermalBC(thermalmodel2, 'Edge', 9, 'Temperature',28);
198     thermalBC(thermalmodel2, 'Edge', 2, 'Temperature',45);
199
200     %% Soluzione del modello
201     delta_t = 0.25; % [s]
202     tlist = 0:delta_t:240; % soluzione del modello per 240 s
203     results2 = solve(thermalmodel2,tlist);

```

```

204     T2 = results2.Temperature;
205
206     %% Rappresentazione dei risultati
207     % Andamento della temperatura lungo z, fissato r=0
208     H = 0.04; % altezza del cilindro
209     yq = 0:0.0001:H;
210     xq = zeros(size(yq));
211     p_temporale = 60; % passo temporale con cui desidero visualizzare
212     % gli andamenti di T [s]
213     Tintrp2 = interpolateTemperature(results2, xq, yq,
214     1:p_temporale/delta_t:ncolT);
215     x=0:0.1:40;
216     figure,
217     plot(x, Tintrp2)
218     xline(35, '--')
219     title('Temperatura in funzione di z, fissato r=0'), xlabel
220     ('Coordinata z, mm'), ylabel('Temperatura')
221     legend(strcat('t=0s'), strcat('t=', num2str(p_temporale), 's'),
222     strcat('t=', num2str(2*p_temporale), 's'), strcat('t=',
223     num2str(3*p_temporale), 's'), strcat('t=', num2str(4*p_temporale),
224     's'),'Location','northwest')
225     ylim([25 45])
226     xlim([0 40])
227     grid on
228
229     % Plot della temperatura in funzione del tempo (primi 30 s di
230     % transitorio):
231     % Rappresentazione della temperatura nei punti lungo la fibra a
232     % 0 cm, 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm dalla punta
233     cm_0 = interpolateTemperature(results2, [0;0.035], 1:numel(tlist));
234     % a x=0, y=3.5 cm
235     cm_05 = interpolateTemperature(results2, [0;0.03], 1:numel(tlist));
236     % a x=0, y=3 cm
237     cm_1 = interpolateTemperature(results2, [0;0.025], 1:numel(tlist));
238     % a x=0, y=2.5 cm
239     cm_15 = interpolateTemperature(results2, [0;0.02], 1:numel(tlist));
240     % a x=0, y=2 cm
241     cm_2 = interpolateTemperature(results2, [0;0.015], 1:numel(tlist));
242     % a x=0, y=1.5 cm
243
244
245     figure,
246     plot(tlist(1:121), cm_0(1:121))
247     hold on

```

```

248     plot(tlist(1:121),cm_05(1:121))
249     hold on
250     plot(tlist(1:121),cm_1(1:121))
251     hold on
252     plot(tlist(1:121),cm_15(1:121))
253     hold on
254     plot(tlist(1:121),cm_2(1:121))
255     title ('Temperatura_in_funzione_del_tempo')
256     xlabel ('Tempo,s'), ylabel ('Temperatura')
257     legend ('(0,3.5_cm)', '(0,3_cm)', '(0,2.5_cm)', '(0,2_cm)',
258            '(0,1.5_cm)', 'Location','southeast')
259     ylim([25 45])
260     grid on
261
262     %% Valutazione dell'errore
263     % Temperatura nell'agar, senza la presenza dei sensori
264     x=[0:0.1:40];
265     T_agar =0.425.*x+28;
266     xq = zeros(size(yq));
267     % Temperatura rilevata in presenza dell'ago e del capillare
268     Tintrp_inox = interpolateTemperature(results, xq, yq, ncolT)';
269     % temperatura a t=240, ago in acciaio inox
270     Tintrp_vetro = interpolateTemperature(results2, xq, yq, ncolT)';
271     % temperatura a t=240, capillare di vetro
272     % Errore dovuto alla presenza dell'ago in acciaio inox
273     errore_inox=Tintrp_inox-T_agar;
274     % Errore dovuto alla presenza del capillare di vetro
275     errore_vetro=Tintrp_vetro-T_agar;
276
277     % Plot degli errori di temperatura
278     figure,
279     plot(x,errore_inox)
280     hold on
281     plot(x,errore_vetro)
282     hold on
283     xline(35, '--', 'Punta_della_sonda')
284     legend ('Ago_in_acciaio_inox', 'Capillare_di_vetro','Location',
285            'southwest')
286     title ('Errore_di_temperatura'), xlabel ('Coordinata_z,mm'),
287     ylabel ('Errore_di_temperatura')
288     ylim([-0.8 0.6])
289     xlim([0 40])
290     grid on

```

Appendice B

Caratterizzazione FBG - Codice Matlab[®]

```
1      clear all
2      close all
3      clc
4
5      %% Caricamento file dati Pt1000 (temperatura)
6      Pt1000=importdata('Pt1000.lvm');
7
8      % Colonna 1: tempo
9      % Colonna 2: temperatura
10
11     t_Pt1000=Pt1000(:,1);
12     dati_Pt1000=Pt1000(:,2);
13
14     %% Caricamento file dati FBG (lunghezza d'onda)
15     FBG=importdata('FBG.txt');
16
17     % Colonna 1: tempo
18     % Colonne 2-5: numero di picchi rilevati di ciascun canale
19     % (Ch1, Ch2, Ch3, Ch4)
20     % Colonne 6-25: Ch1
21     % Colonne 26-45: Ch2
22     % Colonne 46-65: Ch3
23     % Colonne 66-85: Ch4
24
25     t_FBG=FBG(:,1);
26     n_picchi_Ch1=FBG(1,2);
27     n_picchi_Ch2=FBG(1,3);
```

```

28     n_picchi_Ch3=FBG(1,4);
29     n_picchi_Ch4=FBG(1,5);
30     dati_FBG_Ch1=FBG(:,6:n_picchi_Ch1+5);
31     dati_FBG_Ch2=FBG(:,n_picchi_Ch1+6:n_picchi_Ch1+n_picchi_Ch2+5);
32     dati_FBG_Ch3=FBG(:,n_picchi_Ch1+n_picchi_Ch2+6:n_picchi_Ch1+
33     n_picchi_Ch2+n_picchi_Ch3+5);
34     dati_FBG_Ch4=FBG(:,n_picchi_Ch1+n_picchi_Ch2+n_picchi_Ch3+6:end);
35
36     %% Visualizzazione dell'andamento della temperatura misurata
37     % dal Pt1000
38     figure,
39     plot(t_Pt1000, dati_Pt1000)
40     xlabel('Tempo, s'), ylabel('Temperatura')
41     title('Pt1000: temperatura in funzione del tempo')
42     xlim([t_Pt1000(1) t_Pt1000(end)])
43     grid on
44
45     %% Visualizzazione dell'andamento delle lunghezze d'onda di
46     % Bragg in funzione del tempo
47     figure,
48     for i=1:n_picchi_Ch1
49         subplot(4,5,i);
50         plot(t_FBG, dati_FBG_Ch1(:,i))
51         title(['Ch1: FBG', num2str(i)])
52         xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
53         xlabel('Tempo, s'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
54     end
55
56     figure,
57     for i=1:n_picchi_Ch2
58         subplot(4,5,i);
59         plot(t_FBG, dati_FBG_Ch2(:,i))
60         title(['Ch2: FBG', num2str(i)])
61         xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
62         xlabel('Tempo, s'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
63     end
64
65     figure,
66     for i=1:n_picchi_Ch3
67         subplot(4,5,i);
68         plot(t_FBG, dati_FBG_Ch3(:,i))
69         title(['Ch3: FBG', num2str(i)])
70         xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
71         xlabel('Tempo, s'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')

```

```

72     end
73
74     figure ,
75     for i=1:n_picchi_Ch4
76     subplot(4,5,i);
77     plot(t_FBG,dati_FBG_Ch4(:,i))
78     title(['Ch4: FBG',num2str(i)])
79     xlim([t_FBG(1) t_FBG(end)])
80     xlabel('Tempo, s'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
81     end
82
83     %% Lunghezza d'onda di Bragg in funzione della temperatura
84     figure ,
85     for i=1:n_picchi_Ch1
86     subplot(4,5,i);
87     plot(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch1(:,i))
88     title(['Ch1: FBG',num2str(i)])
89     xlim([dati_Pt1000(end) dati_Pt1000(1)])
90     xlabel('Temperatura'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
91     end
92
93     figure ,
94     for i=1:n_picchi_Ch2
95     subplot(4,5,i);
96     plot(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch2(:,i))
97     title(['Ch2: FBG',num2str(i)])
98     xlim([dati_Pt1000(end) dati_Pt1000(1)])
99     xlabel('Temperatura'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
100    end
101
102    figure ,
103    for i=1:n_picchi_Ch3
104    subplot(4,5,i);
105    plot(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch3(:,i))
106    title(['Ch3: FBG',num2str(i)])
107    xlim([dati_Pt1000(end) dati_Pt1000(1)])
108    xlabel('Temperatura'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
109    end
110
111    figure ,
112    for i=1:n_picchi_Ch4
113    subplot(4,5,i);
114    plot(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch4(:,i))
115    title(['Ch4: FBG',num2str(i)])

```

```

116     xlim([dati_Pt1000(end) dati_Pt1000(1)])
117     xlabel('Temperatura'), ylabel('Lunghezza d'onda, nm')
118     end
119
120     %% Interpolazione lunghezza d'onda di Bragg-temperatura
121     n=1; % grado del polinomio interpolante
122     for i=1:n_picchi_Ch1
123         p_Ch1(i,:) = polyfit(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch1(:,i),n);
124         lambda_fit_Ch1(i,:) = polyval(p_Ch1(i,:),dati_Pt1000);
125     end
126
127     for i=1:n_picchi_Ch2
128         p_Ch2(i,:) = polyfit(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch2(:,i),n);
129         lambda_fit_Ch2(i,:) = polyval(p_Ch2(i,:),dati_Pt1000);
130     end
131
132     for i=1:n_picchi_Ch3
133         p_Ch3(i,:) = polyfit(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch3(:,i),n);
134         lambda_fit_Ch3(i,:) = polyval(p_Ch3(i,:),dati_Pt1000);
135     end
136
137     for i=1:n_picchi_Ch4
138         p_Ch4(i,:) = polyfit(dati_Pt1000,dati_FBG_Ch4(:,i),n);
139         lambda_fit_Ch4(i,:) = polyval(p_Ch4(i,:),dati_Pt1000);
140     end
141
142     %% Si estraggono i valori di sensibilita' e offset per
143     % ciascuno dei 4 canali
144     % Sensibilita' k
145     k_Ch1=p_Ch1(:,1);
146     k_Ch2=p_Ch2(:,1);
147     k_Ch3=p_Ch3(:,1);
148     k_Ch4=p_Ch4(:,1);
149     % Offset
150     lambda0_Ch1=p_Ch1(:,2);
151     lambda0_Ch2=p_Ch2(:,2);
152     lambda0_Ch3=p_Ch3(:,2);
153     lambda0_Ch4=p_Ch4(:,2);

```

Bibliografia

- [1] <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer> (consultato il 13/06/2021)
- [2] <https://gco.iarc.fr/today/home> (consultato il 13/06/2021)
- [3] Siegel RL, Miller KD, Fuchs HE, Jemal A. Cancer Statistics, 2021. *CA Cancer J Clin.* 2021 Jan;71(1):7-33. doi: 10.3322/caac.21654. Epub 2021 Jan 12. PMID: 33433946.
- [4] Thomas Hofmarcher, Peter Lindgren, Nils Wilking, Bengt Jönsson, The cost of cancer in Europe 2018, *European Journal of Cancer*, Volume 129, 2020, Pages 41-49, ISSN 0959-8049, <https://doi.org/10.1016/j.ejca.2020.01.011>.
- [5] Brace C. Thermal tumor ablation in clinical use. *IEEE Pulse.* 2011 Sep-Oct;2(5):28-38. doi: 10.1109/MPUL.2011.942603. PMID: 25372967; PMCID: PMC4226271.
- [6] Knavel EM, Brace CL. Tumor ablation: common modalities and general practices. *Tech Vasc Interv Radiol.* 2013 Dec;16(4):192-200. doi: 10.1053/j.tvir.2013.08.002. PMID: 24238374; PMCID: PMC4281168.
- [7] <https://termoablazione.expert/termoablazione/> (consultato il 12/04/2021)
- [8] Izzo F, Granata V, Grassi R, Fusco R, Palaia R, Delrio P, Carrafiello G, Azoulay D, Petrillo A, Curley SA. Radiofrequency Ablation and Microwave Ablation in Liver Tumors: An Update. *Oncologist.* 2019 Oct;24(10):e990-e1005. doi: 10.1634/theoncologist.2018-0337. Epub 2019 Jun 19. PMID: 31217342; PMCID: PMC6795153.
- [9] Carrafiello G, Laganà D, Mangini M, Fontana F, Dionigi G, Boni L, Rovera F, Cuffari S, Fugazzola C. Microwave tumors ablation: principles, clinical applications and review of preliminary experiences. *Int J Surg.* 2008;6 Suppl 1:S65-9. doi: 10.1016/j.ijssu.2008.12.028. Epub 2008 Dec 14. PMID: 19186116.
- [10] Schena E, Saccomandi P, Fong Y. Laser Ablation for Cancer: Past, Present and Future. *J Funct Biomater.* 2017 Jun 14;8(2):19. doi: 10.3390/jfb8020019. PMID: 28613248; PMCID: PMC5492000.
- [11] Ward RC, Lourenco AP, Mainiero MB. Ultrasound-Guided Breast Cancer Cryoablation. *AJR Am J Roentgenol.* 2019 Sep;213(3):716-722. doi: 10.2214/AJR.19.21329. Epub 2019 May 23. PMID: 31120790.

- [12] Erinjeri, Joseph P, and Timothy W I Clark. "Cryoablation: mechanism of action and devices." *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR* vol. 21,8 Suppl (2010): S187-91. doi:10.1016/j.jvir.2009.12.403.
- [13] <https://www.newport.com/t/fiber-optic-basics> (consultato il 05/05/2021)
- [14] <https://www.ira.inaf.it/Computing/tecnica/FIBRE/fiber.html> (consultato il 05/05/2021)
- [15] http://www.iet.unipi.it/m.luise/com_ottiche/cap1Frm.html (consultato il 05/05/2021)
- [16] https://www.larapedia.com/ingegneria_fibre_ottiche/fibre_ottiche.html (consultato il 05/05/2021)
- [17] Schena E, Tosi D, Saccomandi P, Lewis E, Kim T. Fiber Optic Sensors for Temperature Monitoring during Thermal Treatments: An Overview. *Sensors* (Basel). 2016 Jul 22;16(7):1144. doi: 10.3390/s16071144. Erratum in: *Sensors* (Basel). 2018 Apr 17;18(4): PMID: 27455273; PMCID: PMC4970186.
- [18] Riccardo Gassino. Development of a fiber optic probe for tumor laser ablation with integrated temperature measurement capabilities. PhD Thesis. Politecnico di Torino, 2019.
- [19] Craig Michie. Test Methods, Nondestructive Evaluation, and Smart Materials, in *Comprehensive Composite Materials*, 2000.
- [20] Sengupta, Dipankar and Ginu Rajan. Introduction to Optical Fiber Sensors, in *Structural Health Monitoring of Composite Structures Using Fiber Optic Methods* ed. Ginu Rajan , B. Gangadhara Prusty and Krzysztof Iniewski.
- [21] Saccomandi P, Schena E, Silvestri S. Techniques for temperature monitoring during laser-induced thermotherapy: an overview. *Int J Hyperthermia*. 2013 Nov;29(7):609-19. doi: 10.3109/02656736.2013.832411. Epub 2013 Sep 13. PMID: 24032415.
- [22] Reid AD, Gertner MR, Sherar MD. Temperature measurement artefacts of thermocouples and fluoroptic probes during laser irradiation at 810 nm. *Phys Med Biol*. 2001 Jun;46(6):N149-57. doi: 10.1088/0031-9155/46/6/403. PMID: 11419634.
- [23] Lu, Lalam, Badar, Liu, Chorpening, Buric, Ohodnicki. Distributed optical fiber sensing: Review and perspective. United States. <https://doi.org/10.1063/1.5113955>
- [24] Pinet, Éric & Ellyson, Sébastien & Borne, Frédéric. (2010). Temperature fiber-optic point sensors: Commercial technologies and industrial applications. *Informacije MIDEM*. 40.
- [25] <https://fbgs.com/technology/fbg-principle/> (consultato il 08/03/2021)
- [26] Marcelo M. Werneck, Regina C. S. B. Allil, Bessie A. Ribeiro and Fábio V. B. de Nazaré (May 15th 2013). *A Guide to Fiber Bragg Grating Sensors*,

- Current Trends in Short- and Long-period Fiber Gratings, Christian Cuadrado-Laborde, IntechOpen, DOI: 10.5772/54682.
- [27] Panda, Tusharkant & Patra, Krishna & Barpanda, Nalini & Mishra, Padmini. (2016). Enhancing transmission performance of fiber optic link using fiber Bragg grating for effective dispersion compensation.
- [28] T. Erdogan. Fiber grating spectra. In: Journal of Lightwave Technology 15.8 (Aug. 1997), pp. 1277–1294. ISSN: 1558-2213. DOI: 10.1109/50.618322
- [29] <https://lunainc.com/product/si155-optical-sensing-instrument> (consultato il 03/06/2021)
- [30] <https://it.mathworks.com/help/pde/ug/heat-distribution-in-a-radioactive-rod.html> (consultato il 29/04/2021)
- [31] <https://docs.rs-online.com/1768/0900766b8155405d.pdf> (consultato il 22/06/2021)
- [32] https://www.tdk-electronics.tdk.com/inf/50/db/ntc/NTC_Mini_sensors_S861.pdf (consultato il 23/06/2021)