

POLITECNICO DI TORINO



**Politecnico
di Torino**

**CORSO DI LAUREA IN
INGEGNERIA BIOMEDICA**

ELABORATO DI LAUREA

**SENSORI DIELETTRICI DI FORZA E
ACCELERAZIONE IN FIBRA OTTICA PER
APPLICAZIONI BIOMEDICALI**

**RELATORE
PROF. ALBERTO VALLAN**

**CANDIDATO
FILOMENA GUIDA CIARAMELLA
MATR. S262717**

ANNO ACCADEMICO 2020/2021

*“Dum loquimur fugerit invidia aetas:
carpe diem, quam minimum credula postero.”*

-Orazio-

ABSTRACT

Le fibre ottiche sono molto usate in ambito medicale poiché veicolano energia e segnali senza impiegare cavi elettrici. Le principali applicazioni riguardano i sistemi di visione e di illuminazione e i sistemi laser per chirurgia, qui la fibra guida un fascio laser di elevata intensità e di caratteristiche ottiche ben definite.

Recentemente le fibre ottiche sono state usate come sensori poiché permettono di sviluppare sensori miniaturizzati, utili in approcci minimamente invasivi.

Tra le varie tecnologie disponibili, per realizzare i sensori in fibra ottica, i reticoli di Bragg presentano il più elevato grado di maturità e la più ampia disponibilità di dispositivi ottici. Gli FBG sono sensibili alla deformazione e alla temperatura ma possono essere utilizzati per misurare altre grandezze se integrati con un opportuno trasduttore, in letteratura sono presenti esempi di sensori di forza e di pressione che sfruttano questo approccio. Questi sensori sono collegati al sistema di acquisizione tramite fibra ottica e quindi sono immuni ai campi elettromagnetici e non veicolano corrente elettrica, ma essendo realizzati con materiali metallici perdono le proprietà dielettriche delle fibre ottiche, ossia la “trasparenza” sia ai campi elettromagnetici sia alle radiazioni ionizzanti. Quindi i sensori FBG accoppiati a trasduttori metallici non sono compatibili con la risonanza magnetica o con la Tac.

Il lavoro di tesi si è concentrato sull'uso di FBG per misurare forze e accelerazioni e ha valutato la fattibilità di sistemi di trasduzione completamente dielettrici.

La parte più rilevante del lavoro ha portato ad un primo prototipo di accelerometro strutturato con un cantilever in PLA, stampato con tecniche di prototipazione rapida, sul quale è stata incollata un FBG. Si sono utilizzati i seguenti materiali col fine di realizzare un accelerometro compatibile con l'ambiente di risonanza magnetica che riuscisse a monitorare la frequenza respiratoria e cardiaca. Il monitoraggio di questi parametri, durante la scansione, è importante per prevenire gli attacchi di panico/iperventilazione. Il prototipo è stato analizzato con tecniche agli elementi finiti ed è stato validato tramite prove di vibrazione su shaker elettrodinamico. Si è ottenuto un accelerometro FBG con frequenza di risonanza naturale e smorzamento adeguate alle applicazioni ma con sensibilità ancora troppo limitata per il monitoraggio dei parametri vitali.

Durante la scansione è importante l'immobilità del paziente al fine di ottenere una buona qualità dell'immagine. Il monitoraggio dei movimenti può essere effettuato tramite il posizionamento di sensori di forza/pressione nel letto o sotto i piedi di esso. Si è quindi realizzato un secondo prototipo, per la misurazione di forze, in materiali compatibili con l'mri. Si è realizzata una bilancia, di struttura simile alle bilance pesapersone, dove sono stati integrati dei sensori FBG in supporti di silicone. Questo agisce da materiale elastico e la sua deformazione è rilevata dagli FBG. Il sensore permette sia il monitoraggio statico che dinamico poiché all'applicazione del carico, in una determinata posizione, segue una variazione di lunghezza d'onda che resta costante finché non è variata la posizione del carico. Tramite prove sperimentali si è evinto che l'approccio proposto è fattibile ma è necessaria una compensazione di temperatura, non studiata nel lavoro di tesi, poiché il sensore è molto sensibile alla variazione di temperatura.

SOMMARIO

1. INTRODUZIONE	1
2. FBG (FIBER BRAGG GRATING)	5
2.1. PROPAGAZIONE NELLE FIBRE OTTICHE	5
2.2. FBG.....	8
2.2.1. CLASSIFICAZIONE	9
2.2.2. FABBRICAZIONE – SCRITTURA DEI RETICOLI	11
2.2.3. BASE TEORICA.....	14
2.2.4. APPLICAZIONI	17
2.3. SISTEMA DI INTERROGAZIONE	19
3. ACCELEROMETRO	23
3.1. PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO	23
3.2. TIPI DI ACCELEROMETRO.....	26
4. ACCELEROMETRO FBG.....	30
4.1. TEORIA DELLA TRAVE	31
CASO I. TRAVE INCASTRATA E FORZA APPLICATA NELL’ESTREMO LIBERO	32
CASO II. TRAVE INCASTRATA E FORZA APPLICATA NELL’ESTREMO LIBERO	33
4.2. PROTOTIPO TRAVE.....	34
4.2.1. MODELLO MATEMATICO	35
4.2.2. MODELLO SOLIDWORK.....	37
4.2.3. RISULTATI	43
4.3. PROTOTIPO ACCELEROMETRO	44
4.3.1. MODELLO MATEMATICO	45
4.2.2. MODELLO SOLIDWORK.....	46
4.2.3. RISULTATI	48
4.2.4. REALIZZAZIONE DEL PROTORIPO	49
4.2.4. TEST PROTORIPO	52
5. SENSORI DI FORZA.....	59
5.1. ESTENSIMETRI	59
5.2 CELLE DI CARICO	62
5.3 NUOVE TECNOLOGIE.....	64
6. BILANCIA	66

6.1. MODELLO MATEMATICO	67
6.2. PRIMO PROTOTIPO	70
6.2.1. ANALISI MATEMATICA	70
6.2.2. SIMULAZIONE	72
6.2.3. RISULTATI	75
6.2.4. PROTOTIPO E TEST	76
6.3. PROTOTIPO BILANCIA	82
6.3.1. ANALISI MATEMATICA	82
6.3.2. SIMULAZIONE	83
6.3.3. RISULTATI	87
6.3.4. REALIZZAZIONE PROTOTIPO	89
<u>7. CONCLUSIONI</u>	<u>94</u>
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	<u>97</u>

INDICE FIGURE

FIGURA 2.1. SCHEMA DELLA SEZIONE DI UNA FIBRA OTTICA [2]	6
FIGURA 2.2. CONFINAMENTO DELLA LUCE IN UNA FIBRA CON PROFILO D'INDICE A GRADINO [5]	6
FIGURA 2.3. STRUTTURA DI UN FBG [54]	8
FIGURA 2.4. PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO DI UN FBG [54]	9
FIGURA 2.5. CLASSIFICAZIONE IN BASE ALLA VARIAZIONE DEL PERIODO DEL RETICOLO [54]	11
FIGURA 2.6. CLASSIFICAZIONE IN BASE ALLA VARIAZIONE DELL'INDICE DI RIFRAZIONE [54]	11
FIGURA 2.7. SCRITTURA DI UN FBG TRAMITE OLOGRAFIA [11]	12
FIGURA 2.8 SCRITTURA DI UN FBG TRAMITE PHASE MASK [12]	13
FIGURE 2.9. SCRITTURA DI UN FBG TRAMITE TECNICA POINT-BY-POINT [14]	13
FIGURA 2.10. ILLUSTRAZIONE A RAGGI OTTICI DELLA RIFLESSIONE DI BRAGG PER MEZZO DI UN FBG [15]	15
FIGURA 2.11 PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO DEGLI FBG [16]	15
FIGURA 2.12. PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO DELL'INTERROGATORE A LASER TUNABILE [18]	20
FIGURA 2.13 MICRON OPTICS HYPERION si155 [18]	20
FIGURA 2.14. ENLIGHT SENSING ANALYSIS SOFTWARE. SOPRA LA SCHERMATA DI VISUALIZZAZIONE, SOTTO LA SCHERMATA DI SALVATAGGIO. [19]	22
FIGURA 3.1. SCHEMA DI UN GENERICO ACCELEROMETRO. [22]	24
FIGURA 3.2. GENERICO DIAGRAMMA DI BODE DI UN SISTEMA MASSA-MOLLA-SMORZATORE [23]	25
FIGURA 3.3 DIAGRAMMA DI BODE [22]	26
FIGURA 3.4 SCHEMA FUNZIONALE ACCELEROMETRO CAPACITIVO [20]	27
FIGURA 3.5. ACCELEROMETRO PIEZOELETTRICO [22]	28
FIGURA 3.6. GEOMETRIA DELL'ACCELEROMETRO FBG [25]	29
FIGURA 4.1. TRAVE INCASTRATA [32]	32
FIGURA 4.2. MENSOLA CON FORZA CONCENTRATA NELL'ESTREMO LIBERO [32]	33
FIGURA 4.3. MENSOLA CON CARICO DISTRIBUITO [32]	34
FIGURA 4.4. MODELLO DELLA TRAVE	35
FIGURA 4.5 TRAVE CON MASSA M	37
FIGURA 4.6 MESH DELLA TRAVE SOTTOPOSTA ALLA FORZA DI GRAVITÀ	38
FIGURA 4.7 MODELLO DELLA TRAVE INCASTRATO	39
FIGURA 4.8 MODELLO DELLA TRAVE INCASTRATO A CUI È APPLICATA LA FORZA DI GRAVITÀ	39
FIGURA 4.9. GRAFICO DELLO SPOSTAMENTO DELLA TRAVE, IN MM	40
FIGURA 4.10. GRAFICO DELLO STRAIN DELLA TRAVE	40
FIGURA 4.11 MESH DELLA TRAVE CARICATA CON MASSA	41
FIGURA 4.12 MODELLO VINCOLATO DELLA TRAVE CON LA MASSA	41
FIGURA 4.13 MODELLO DELLA TRAVE INCASTRATA CON MASSA A CUI È APPLICATA LA FORZA DI GRAVITÀ	42
FIGURA 4.15. GRAFICO DELLO SPOSTAMENTO DELLA TRAVE CON MASSA, IN NM	42
FIGURA 4.16. GRAFICO DELLO STRAIN DELLA TRAVE CON MASSA	43
FIGURA 4.17 PROTOTIPO DI CANTILEVER CON MISURE	45
FIGURA 4.18 MESH DEL CANTILEVER	46
FIGURA 4.19 MODELLO VINCOLATO CANTILEVER	47
FIGURA 4.20 MODELLO CANTILEVER INCASTRATO CON GRAVITÀ	47
FIGURA 4.21. GRAFICO DELLO SPOSTAMENTO DEL CANTILEVER, IN MM	48
FIGURA 4.22. GRAFICO DELLO STRAIN DEL CANTILEVER	48
FIGURA 4.23. MODELLO SRL DEL PROTOTIPO DA STAMPARE	49
FIGURA 4.24. PROTOTIPO OTTENUTO DALLA STAMPA 3D	50
FIGURA 4.25 IMMAGINE IMPORTATA DALL'OSCILLOSCOPIO, MOSTRA LA RISPOSTA DEL PROTOTIPO	51
FIGURA 4.26 IMMAGINE IMPORTATA DALL'OSCILLOSCOPIO, MOSTRA IL CALCOLO DELLA FREQUENZA DELLE OSCILLAZIONI	51
FIGURA 4.28 SENSORE FBG INCOLLATO AL PROTOTIPO	52
FIGURA 4.29 DISPOSIZIONE DEGLI FBG NELL'ARRAY	52
FIGURA 4.30 SEGNALE REGISTRATO DALLE SINGOLE LUNGHEZZE D'ONDA DI BRAGG	53
FIGURA 4.31 SOTTRAZIONE DEL SEGNALE RISPETTO AL PRIMO VALORE DELLO STESSO	53
FIGURA 4.32 SEGNALE REGISTRATO DAL PICCO V, 1521 NM	54
FIGURA 4.33 SET-UP DEL TEST ESEGUITO CON LO SHAKER	55

FIGURA 4.34 RISPOSTA REGISTRATA DAL PICCO V QUANDO IL PROTOTIPO È SOTTOPOSTO AD UNA VIBRAZIONE LA CUI FREQUENZA VARIA DA 0HZ A 200HZ CON ACCELERAZIONE DI 1G	55
FIGURA 4.35 ZOOM DELLA RISPOSTA REGISTRATA DAL PICCO V QUANDO IL PROTOTIPO È SOTTOPOSTO AD UNA VIBRAZIONE LA CUI FREQUENZA VARIA DA 0HZ A 200HZ CON ACCELERAZIONE DI 1G	56
FIGURA 4.36 RISPOSTA IN FREQUENZA DEL SEGNALE MISURATO DAL PICCO V	56
FIGURA 4.37 SEGNALE DEL BATTITO “CAROTIDEO” REGISTRATO DAL QUANDO L’ACCELEROMETRO È POSTO A CONTATTO CON LA PELLE.	57
FIGURA 5.1 PONTE DI WHEATSTONE COMPLETO [22].....	61
FIGURA 5.2 A SINISTRA TROVIAMO IL CASO CON DUE STRAIN DI CUI UNO ATTIVO E UNO PASSIVO. A DESTRA IL CASO CON DUE STRAIN ATTIVI. [22]	62
FIGURA 5.3 ESEMPIO DI CELLA DI CARICO ESTENSIMETRICA [22]	62
FIGURA 5.4 TIPI DI CELLE DI CARICO ESTENSIMETRICHE [49]	63
FIGURA 6.1 SISTEMA ASSIMILABILE AD UNA PICCOLA BILANCIAC.....	67
FIGURA 6.2 GENERICO SISTEMA MASSA MOLLA SMORZATORE	67
FIGURA 6.3 PROTOTIPO	70
FIGURA 6.4 PROTOTIPO MODELLIZZA CON APPLICATO IL CARICO, GRAVITÀ, E VINCOLO.....	73
FIGURA 6.5 MESH DEL PROTOTIPO.....	74
FIGURA 6.6 GRAFICO DI SPOSTAMENTO DEL PROTOTIPO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 100G, CASO III CARICO DI 1KG	74
FIGURA 6.7 GRAFICO DI STRAIN DEL PROTOTIPO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 100G, CASO III CARICO DI 1KG	75
FIGURA 6.8 PROTOTIPO REALIZZATO.....	77
FIGURA 6.9 LUNGHEZZE D’ONDA DI BRAGG DEL SENSORE FBG	77
FIGURA 6.10 GRAFICI DEL SEGNALE REGISTRATO DAL PICCO A 1550 NM AL VARIARE DEL CARICO. VIENE SEGNALATO IL VALOR MEDIO DEL SEGNALE E I VALORI DI LUNGHEZZA D’ONDA QUANDO SI HA LO SCARICO E QUANDO SI HA IL CARICO.....	78
FIGURA 6.11 SEGNALE REGISTRATO PER UN CARICO DI 1 KG A TEMPERATURA AMBIENTE	80
FIGURA 6.12 SEGNALE REGISTRATO METTENDO E TOGLIENDO UN CARICO DA 1KG A TEMPERATURA DI 20 °C, 30 °C, 40 °C, 20 °C IN SEQUENZA	80
FIGURA 6.13 MODELLO DEL SUPPORTO DEL PROTOTIPO	84
FIGURA 6.14 MODELLO DEL SUPPORTO A CUI È APPLICATO IL VINCOLO E LA GRAVITÀ E MESH.....	85
FIGURA 6.15 GRAFICO DI STRAIN DEL SUPPORTO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 1KG	85
FIGURA 6.16 MODELLO BILANCIA.....	86
FIGURA 6.17 MODELLO BILANCIA A CUI È APPLICATO IL VINCOLO E LA GRAVITÀ E MESH DEL MODELLO BILANCIA.....	87
FIGURA 6.18 GRAFICO DI STRAIN DEL PROTOTIPO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 1 KG, CASO III CARICO DI 60 KG.....	87
FIGURA 6.19 IMMAGINI DEL PROTOTIPO DI BILANCIA	89
FIGURA 6.20 IMMAGINE DI UN SUPPORTO REALIZZATO CON DUE STRATI DI PLEXIGLASS A CUI SI INTERPONE UNO STRATO DI SILICONE CHE CONTIENE IL SENSORE.....	89
FIGURA 6.21 SEGNALE REGISTRATO DAL SINGOLO SUPPORTO QUANDO CARICATI, IN MOMENTI DIVERSI, CON CARICO DA 1KG ...	90
FIGURA 6.22 IMMAGINI DEI SEGNALI REGISTRATI DAI SINGOLI SUPPORTI QUANDO CARICATI, SINGOLARMENTE, CON CARICO PARI A 1KG	91
FIGURA 6.23. ASSEMBLAGGIO PROTOTIPO.	92
FIGURA 6.24 TEST EFFETTUATI CON STESSO PESO E STESSA POSIZIONE DEI PIEDI.	93

INDICE TABELLE

TABELLA 1.1 TECNICHE DI MONITORAGGIO CARDIACO E RESPIRATORIO [17].....	3
TABELLA 4.1 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH DELLA TRAVE SOTTOPOSTA ALLA FORZA DI GRAVITÀ	38
TABELLA 4.2 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH	41
TABELLA 4.3 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH	46
TABELLA 4.4 VALORI PROTOTIPO CON MASSA PARI A $0.4 * m + m_{eff}$	50
TABELLA 6.1 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH	73
TABELLA 6.2 RISULTATI SPOSTAMENTO OTTENUTI CON LA SIMULAZIONE E IL MODELLO MATEMATICO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 100G, CASO III CARICO DI 1KG	76
TABELLA 6.3 RISULTATI STRAIN OTTENUTI CON LA SIMULAZIONE E IL MODELLO MATEMATICO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 100G, CASO III CARICO DI 1KG.....	76
TABELLA 6.4 VALORI DELLE LUNGHEZZE D'ONDA IN CONDIZIONI DI "SCARICO" E CARICO E LA LORO VARIAZIONE, CALCOLATE DAL SEGNALE OTTENUTO DALLE VARIE PROVE.	79
TABELLA 6.5 VARIAZIONI DI LUNGHEZZA D'ONDA AL VARIARE DELLA CONDIZIONE, CARICO (1KG) E SCARICO, E DELLA TEMPERATURA. PER OGNI TEMPERATURA SONO RIPORTATI IL VALORE DI LAMBDA SCARICO E CARICO, DELLA VARIAZIONE DI LAMBDA DURANTE I FRONTI DI SALITA E DI DISCESA	81
TABELLA 6.6 SENSIBILITÀ AL VARIARE DELLA TEMPERATURA. PER OGNI TEMPERATURA È DEFINITA LA SENSIBILITÀ AI FRONTI DI SALITA E DI DISCESA	81
TABELLA 6.7 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH	84
TABELLA 6.8 INFORMAZIONI RELATIVE ALLA MESH	86
TABELLA 6.9 VALORI DELLO STRAIN OTTENUTI CON LA SIMULAZIONE E IL MODELLO MATEMATICO NEI TRE CASI: CASO I APPLICAZIONE GRAVITÀ, CASO II CARICO CON MASSA DI 1KG	88
TABELLA 6.10 VALORI DELLO STRAIN OTTENUTI CON LA SIMULAZIONE E IL MODELLO MATEMATICO NEL: CASO II CARICO CON MASSA DI 1KG SUL SUPPORTO QUINDI 4KG SULL'INTERO MODELLO, CASO III CARICO DI 15 KG SUL SUPPORTO QUINDI 60KG SULL'INTERO MODELLO	88
TABELLA 6.11. VARIAZIONE DI LUNGHEZZA D'ONDA SUBITA DAL SINGOLO SUPPORTO QUANDO QUESTO È CARICATO CON CARICO DI 1KG, NEI PRONTI DI SALITA E DI DISCESA.	90
TABELLA 6.12 SENSIBILITÀ DEL SINGOLO SUPPORTO QUANDO QUESTO È CARICATO CON CARICO DI 1KG, NEI PRONTI DI SALITA E DI DISCESA.	91

1. INTRODUZIONE

In ambito medico, vengono spesso utilizzate le fibre ottiche poiché permettono di veicolare energia e segnali senza l'uso di cavi elettrici. Queste sono utilizzate sia in sistemi di visione e/o illuminazione sia in sistemi laser per chirurgia, dove la fibra permette proprio di guidare il fascio laser caratterizzato da elevata intensità e caratteristiche ottiche ben definite. Dato la loro capacità di essere miniaturizzati, recentemente sono state utilizzate come sensori negli approcci miniminvasivi.

Tra le varie tecnologie usate per realizzare i sensori in fibra ottica quella a più alta "maturità" e disponibilità sono i reticoli di Bragg. Comunemente siglati in FBG, questi rappresentano l'oggetto principale da cui parte tutto l'elaborato di tesi. Gli FBG sono sensibili sia a variazioni di temperatura che a variazioni di deformazione ma possono essere utilizzati per misurare altre grandezze purché li si integri con un opportuno trasduttore, e in letteratura sono presenti esempi di sensori di forza e di pressione che sfruttano questo approccio.

In questo elaborato si è studiata la sensibilità degli FBG alla deformazione e nel dettaglio è stato studiato e realizzato un prototipo di accelerometro FBG e sensore di forza FBG, quest'ultimo tramite il prototipo di una bilancia.

I reticoli di Bragg fanno parte delle fibre ottiche e quindi presentano, come tutte le fibre ottiche, l'immunità ai campi elettromagnetici che consente [36]:

- di essere sicuri;
- non influire sulla qualità dell'immagine;
- mantenere inalterate le funzionalità dei sensori.

In aggiunta a queste proprietà essendo, come citato precedentemente, sensibili alla temperatura e alla deformazione i reticoli in fibra di Bragg consentono:

- la misurazione e il controllo della temperatura dei tessuti durante l'ipertermia eseguita sotto guida MRI;
- il monitoraggio della deflessione e/o dell'applicazione forzata sull'ago durante gli interventi guidati dalla risonanza magnetica.

In letteratura [17], sono stati trovati vari metodi che permettono di rilevare e monitorare, tramite l'utilizzo degli FBG, parametri quali la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca. Questi parametri sono fondamentali:

- per determinare patologie;
- per controllare il livello di eccitazione e ansia associato all'esame MRI stesso e prevedere la probabilità di iperventilazione o attacco di panico;

- nell'assistenza dei pazienti allettati/anziani;
- nello studio di patologie associate al sonno.

Sia per il monitoraggio della frequenza respiratoria che di quella cardiaca esistono varie tecniche definite in tabella 1.1.

Si è detto che, dalla letteratura, esistono vari metodi di monitoraggio di questi parametri tramite l'uso degli FBG. Tra questi ricordiamo che la frequenza respiratoria può essere monitorata tramite variazioni di strain indotte dal:

- movimento del torace dovuto alla respirazione;
- dalla variazione dell'umidità relativa, tra l'inspirazione e l'espirazione, che causa una variazione di volume dei polimeri igroscopici che rivestono l'FBG;
- deformazione del cantilever a causa dei flussi d'aria.

Il monitoraggio dovuto alla variazione di temperatura si basa sulla differenza di temperatura tra l'aria inspirata ed espirata può consentire di stimare la frequenza respiratoria.

Per quanto riguarda il monitoraggio della frequenza cardiaca, l'utilizzo degli FBG permette il monitoraggio del segnale Balistocardiografico e quindi il monitoraggio dell'attività cardiaca.

Nel dettaglio la *balistocardiografia* è la registrazione grafica della gittata sistolica del cuore allo scopo di calcolare la gittata cardiaca. Il battito cardiaco provoca il movimento del corpo, che a sua volta provoca movimenti in una struttura di supporto sospesa, di solito un tavolo o un letto speciale su cui è sdraiato il soggetto, e questi movimenti vengono registrati "fotograficamente" come una serie di onde.

Dalla letteratura [26,27,28] si evince anche che il monitoraggio del segnale balistocardiografico e della frequenza respiratoria può avvenire tramite l'utilizzo di accelerometri posizionati e fissati sul torace, posizionando il sensore sul cuore è possibile misurarne le vibrazioni. Un accelerometro toracico può rilevare correttamente la forma d'onda respiratoria e il segnale della frequenza cardiaca in quanto il battito cardiaco induce delle vibrazioni mentre la respirazione induce dei movimenti del torace, quindi il segnale che viene rilevato è caratterizzato da due componenti principali:

- una grande componente a bassa frequenza (sub-Hz) causata dai movimenti della parete toracica dovuti all'espansione respiratoria e alla contrazione dei polmoni;
- una componente molto più piccola in ampiezza ma più alta nel contenuto di frequenza (> 5 Hz) causata dalle vibrazioni della parete toracica dovute principalmente alle onde acustiche generate dalle valvole cardiache.

Si è accennato al fatto che ci sono varie motivazioni per cui monitorare la frequenza cardiaca e respiratoria è importante. Ad esempio, si è parlato del fatto che è possibile, tramite questi parametri facilitare l'assistenza di pazienti allettati ed anziani, è possibile determinare patologie del sonno e prevenire attacchi di panico e/o iperventilazione durante un esame di risonanza magnetica. In tutti questi casi è molto importante studiare il movimento del corpo del paziente, infatti [42,43,44,45]:

- per i pazienti anziani è importante poter capire se il paziente è a letto o meno, se è seduto o alzato perché questo potrebbe aiutare i caregiver a prendersi cura di essi;
- nell'analisi del sonno può essere utile al fine di monitorare i movimenti anormali, come le gambe senza riposo;
- nella risonanza magnetica è importante poiché durante la scansione è necessario che il paziente sia immobile per non vanificare l'esame.

Per tutti questi motivi è quindi importante l'uso di sensori di forza che possono essere posizionati nel letto o al di sotto delle gambe del letto. Inoltre, questi, possono permettere anche il monitoraggio del segnale balistocardiografico.

Per tutte queste ragioni si è pensato di generare dei primi prototipi di accelerometro e sensore di forza che permettessero il monitoraggio, il primo, dei parametri vitali e, il secondo, dei movimenti. Dato che è molto importante misurare questi parametri anche durante la scansione di risonanza magnetica si è pensato di realizzare questi prototipi in modo da essere completamente compatibili con quel dato ambiente. Quindi si è realizzato un accelerometro FBG ed una Bilancia con sensori FBG i cui materiali sono compatibili col dato ambiente. La scelta del reticolo in fibra di Bragg è data proprio dalla sua elevata compatibilità con i campi elettromagnetici.

TECNICHE DI MONITORAGGIO RESPIRATORIO	
Tecniche di impedenza transtoracica	si misura il movimento, il volume o l'alterazione dei tessuti
Termistori per la misurazione del flusso d'aria	si misura il flusso d'aria
Pulsometria	si misurano i cambiamenti dei gas nel sangue
TECNICHE DI MONITORAGGIO CARDIACO	
ECG	gold standard, fornisce una misura dell'attività elettrica superficiale
Balistocardiografia	misura l'impatto dell'eiezione ventricolare sul movimento del corpo
Fonocardiografia	ricava le onde acustiche prodotte dal battito cardiaco
Sismocardiografia	L'attività cardiaca induce compressioni meccaniche che generano onde vibrazionali a bassa frequenza. Queste si diffondono attraverso il torace e possono essere rilevate allo sterno. L'accelerazione lineare tridimensionale (3D) viene rilevata come sismocardiografia (SCG) e la rotazione angolare 3D accoppiata come girocardiografia.

Tabella 1.1 Tecniche di monitoraggio cardiaco e respiratorio [17]

Nello specifico a seguire verranno illustrati nel dettaglio gli FBG, nel capitolo 2. Nel capitolo 3 verranno descritti gli accelerometri con a seguire, nel capitolo 4, i dettagli dei prototipi realizzati e dei risultati ottenuti. Una panoramica generale sui sensori di forza è presentata nel capitolo 5 mentre nel capitolo 6 sono presentati i prototipi di bilancia. Alla fine, nel capitolo 7, sono presentate le conclusioni.

Per svolgere il lavoro di tesi sono stati definiti, prima della realizzazione dei prototipi, modelli matematici risolti tramite l'utilizzo di Matlab e modelli simulati tramite l'utilizzo del software SolidWork. Per la misurazione dei segnali e la loro analisi è stato utilizzato l'interrogatore Micron Optics si155 e il relativo software ENLIGHT.

L'accelerometro è realizzato da una struttura sul quale poggia un cantilever, in PLA, sul quale è incollato il reticolo di Bragg. Quando è applicata una sollecitazione il cantilever si deforma trasmettendo la deformazione alla fibra che misura una variazione di lunghezza d'onda. Si può dire che, anche se il prototipo non è adatto alla misura dei parametri vitali, poiché non è sensibile alle variazioni di quell'ordine di grandezza, è stato comunque dimostrato che l'utilizzo di materiale plastico non induce uno smorzamento elevato e permette di ottenere una frequenza naturale adeguata alle applicazioni.

Il sensore di forza è stato realizzato tramite il prototipo di una bilancia, la cui struttura è quella di una bilancia pesapersone, alla cui base sono stati realizzati dei supporti. Quest'ultimi sono fatti da uno strato di plexiglass rettangolare su cui poggia il silicone, che contiene la fibra di Bragg, su cui si trova un altro strato rettangolare di plexiglass.

Il silicone agisce da materiale elastico e il reticolo di Bragg ne rileva la deformazione, tramite una variazione di lunghezza d'onda, dovuta alla forza.

Il sensore permette sia il monitoraggio statico ma anche quello dinamico poiché all'applicazione del carico in una determinata posizione segue una variazione di lunghezza d'onda che resta costante finché non è variata la posizione del carico. Prove sperimentali hanno dimostrato la fattibilità dell'approccio proposto ma ne hanno anche evidenziato l'elevata sensibilità con la temperatura e quindi l'esigenza di adottare tecniche di compensazione, non investigate in questo.

2. FBG (Fiber Bragg Grating)

L'elemento base da cui nasce il progetto di tesi è rappresentato dai reticoli in fibra di Bragg (FBG). L'idea è stata quella di sfruttare questi sensori non attraverso la loro sensibilità dalla temperatura ma tramite la loro sensibilità alla variazione di deformazione.

Sin dalla fine degli anni '80 la tecnologia dei reticoli in fibra di Bragg è usata per il monitoraggio. La posizione consolidata degli FBG nelle applicazioni di rilevamento è principalmente dovuta alla loro codifica spettrale ed alle eccellenti capacità di multiplexing. Gli FBG offrono i vantaggi standard della tecnologia in fibra ottica quali l'immunità elettromagnetica (EM), modalità di funzionamento intrinsecamente sicure, una natura chimicamente inerte, dimensioni ridotte e un peso leggero. Queste caratteristiche predispongono gli FBG per l'uso in ambienti avversi come quelli che coinvolgono forti interferenze elettromagnetiche, umidità o fluidi corrosivi [1].

2.1. PROPAGAZIONE NELLE FIBRE OTTICHE

Una fibra ottica è formata da un sottile filamento di vetro a base di silicio. Come si vede in Figura 2.1 si può individuare un nucleo interno, "core", il cui diametro varia tra 5 μm e poche decine di μm . Il core è rivestito da uno strato di silicio, "cladding", con un diametro compreso tra poche decine ed un centinaio di micron. Il sistema "core" e "cladding" è protetto da una guaina, "jacket", il cui diametro è dell'ordine di 250 μm . Al fine di avere il fascio di luce confinato nel core l'indice di rifrazione del cladding è minore di quello del core (generalmente è maggiorato del 1%). [2]

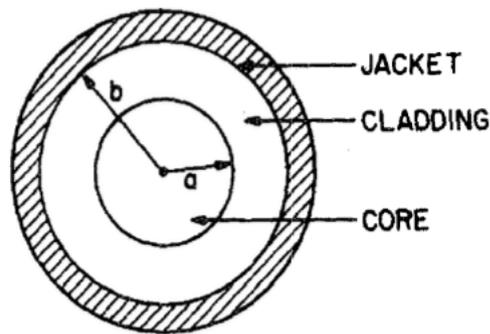


Figura 2.1. Schema della sezione di una fibra ottica [2]

La propagazione all'interno delle fibre ottiche avviene per riflessioni successive. L'indice di rifrazione ha un ruolo chiave: core e cladding presentano indici di rifrazione diversi che permettono di riflettere la luce secondo la legge di Snell.

In generale un raggio incidente, quando incontra un mezzo diverso da quello in cui sta propagando, si scinde in:

- *raggio riflesso*: parte del raggio incidente che non entra nel nuovo mezzo ma continua a propagare nel mezzo iniziale cambiando la direzione di propagazione;
- *raggio rifratto*: parte del raggio incidente che propaga nel nuovo mezzo.

Considerando un raggio luminoso che incide all'inizio della fibra, nel centro del core, (vedi Fig.2.2) questo viene rifratto ed è possibile definire la legge di Snell come segue [5]:

$$n_0 \sin \theta_i = n_1 \sin \theta_r \quad (2.1)$$

Con

- n_0 indice di rifrazione dell'aria;
- n_1 indice di rifrazione del core;
- θ_i angolo formato dal raggio che incide;
- θ_r angolo formato dal raggio che viene rifratto.

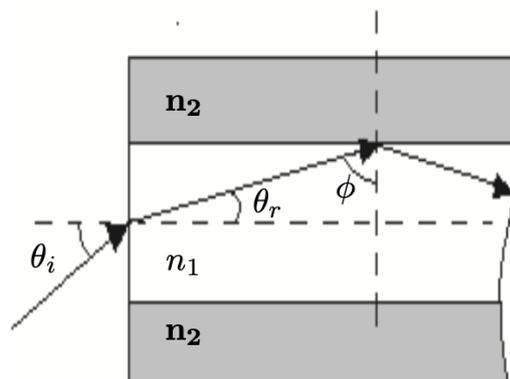


Figura 2.2. Confinamento della luce in una fibra con profilo d'indice a gradino [5]

Nel momento in cui il raggio incontra il cladding viene ancora rifratto.

$$n_1 \sin \theta_r = n_2 \sin \theta_{r2} \quad (2.2)$$

Tramite la legge di Snell si riesce a determinare la direzione del raggio quando attraversa due mezzi differenti e la velocità con cui si propaga. L'indice di rifrazione è visto come:

$$n_i = \frac{c}{v_i} \quad (2.3)$$

Dove: c = velocità della radiazione elettromagnetica nel vuoto;
 v_i = velocità della radiazione elettromagnetica nel mezzo.

Se il raggio luminoso passa da un mezzo con un indice di rifrazione maggiore (elevata densità) a uno con un indice minore (densità del mezzo minore), per angoli d'incidenza ϕ maggiori di un determinato angolo critico ϕ_c [5]:

$$\phi > \phi_c = \sin^{-1}(n_1/n_2) \quad (2.4)$$

si ha la riflessione totale, ossia il raggio luminoso è completamente riflesso, non si genera il raggio trasmesso nel secondo mezzo.

Questa situazione permette che il segnale sia confinato nella fibra ottica e di limitare, come conseguenza, la perdita di energia.

Quindi, per il corretto funzionamento della fibra è necessario avere un indice di rifrazione del core più elevato di quello del cladding; l'angolo critico ϕ_c è tanto minore quanto il rapporto dei due indici è elevato.

Combinando la (2.1) e la (2.4) e dato che $\theta_r = \frac{\pi}{2} - \phi_c$ si può determinare il massimo angolo di incidenza θ_{in} che permette da un raggio luminoso, che proviene dall'aria, di essere intrappolato nella struttura [5]:

$$n_0 \sin \theta_{in} = n_1 \cos \phi_c = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} = NA \quad (2.5)$$

Questa grandezza, NA, è definita apertura numerica ed è un parametro molto importante, è una misura dell'angolo di accettazione (θ_{in}).

L'apertura numerica di una fibra ottica è: $NA = \sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2}$

Essendo la fibra ottica un mezzo non lineare, dissipativo e dispersivo causa l'attenuazione/distorsione del segnale che si propaga al suo interno. Quindi la qualità della trasmissione dipende da [5]:

- attenuazione della fibra: che può essere intrinseca, dovuta alle proprietà del mezzo, ed estrinseca, dovuta a tutte le altre cause che deformano il mezzo;
- dispersione della fibra: a causa della dispersione (del materiale, intramodale, intermodale, di polarizzazione) il raggio luminoso può distorcersi durante la propagazione nella fibra;
- potenza del segnale trasmesso: se si supera una soglia della potenza trasmessa il segnale distorce a causa di fenomeni non lineari.

Le fibre ottiche si classificano in multimodali e monomodali.

MULTIMODALI

La luce si propaga tramite diversi modi che vengono descritti risolvendo le equazioni di Maxwell per le guide d'onda. Rispetto alle monomodali presentano un diametro del core maggiore e ciò porta al fenomeno della dispersione modale e delle perdite di potenza.

La dispersione modale provoca:

- perdite sul segnale in entrata ed in uscita poiché la forma del segnale viene dilatata nel tempo,
- aliasing, non si distingue il segnale con l'impulso seguente nel momento in cui si ha una frequenza troppo alta.

Tra le fibre ottiche multimodali ricordiamo:

- *step-index*: presentano un indice di rifrazione costante nel core, questo, però, decresce con un gradino (step) passando dal core al cladding. Sono caratterizzate da una maggiore dispersione modale.
- *graded-index*: considerando il diametro della fibra si ha che l'indice di rifrazione è massimo al centro del core e poi decresce gradualmente fino all'interfaccia core-cladding, dove il valore è minimo.

MONOMODALI

La fibra ottica si comporta come una guida d'onda ammettendo un solo modo di propagazione con un profilo dell'indice di rifrazione a gradino. Queste permettono una minima perdita di potenza ottica e un'assenza di dispersione modale. Rientrano in questa categoria gli FBG.

2.2. FBG

Un particolare tipo di fibra ottica monomodale è il sensore FBG (Fiber Bragg Gratings). Questo è caratterizzato dal fatto che su una fibra può essere inciso uno o più reticoli (multiplexati) tramite l'esposizione del nucleo ad una intensa radiazione ultravioletta, mediante l'uso di una maschera di fase. Si ottiene una variazione dell'indice del core nella direzione longitudinale (fig. 2.3) [6].

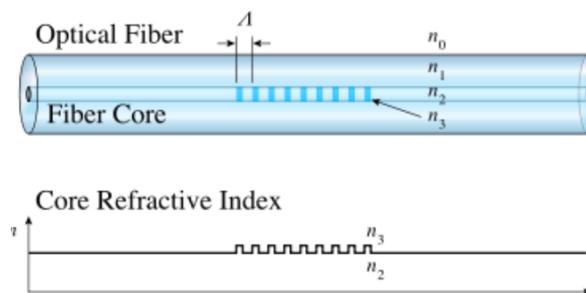


Figura 2.3. Struttura di un FBG [54]

Il principio di funzionamento, figura 2.4, di un FBG si basa sulla riflessione della radiazione causata dal reticolo di Bragg: quando una luce a banda larga viene lanciata in un FBG, una singola lunghezza d'onda, o un ristretto intervallo di lunghezze d'onda, che soddisfa le condizioni di Bragg, viene riflessa mentre il resto dello spettro viene trasmesso. La lunghezza d'onda centrale di tale intervallo, chiamata lunghezza d'onda di Bragg (λ_B) può essere espressa in funzione dell'indice di rifrazione efficace del nucleo della fibra (n_{eff}) e del periodo spaziale del reticolo (Λ) come segue [6,7,8]:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (2.6)$$

Quindi si può dire che gli FBG hanno un funzionamento simile a quello di un filtro passa banda.

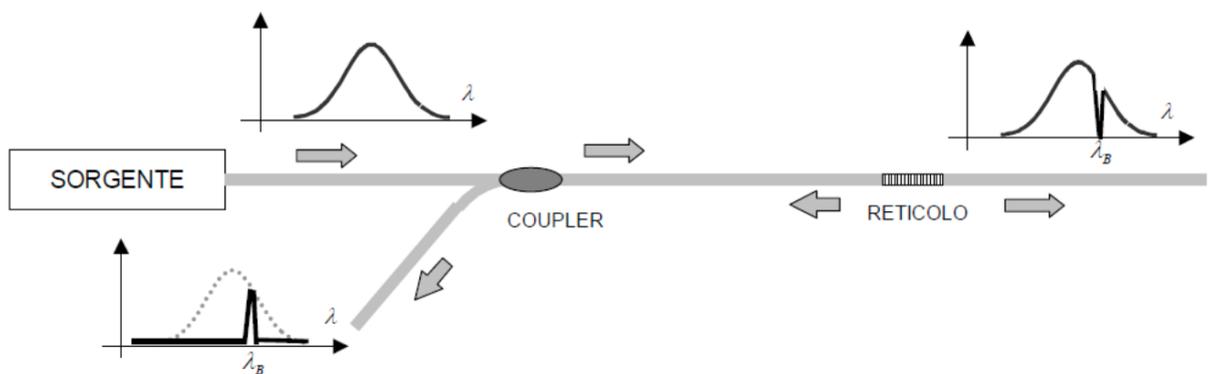


Figura 2.4. Principio di funzionamento di un FBG [54]

2.2.1. CLASSIFICAZIONE

Esistono due tipi di classificazioni per i reticoli in fibra di Bragg (FBG) che si basano sull'accoppiamento e sul meccanismo di formazione.

CLASSIFICAZIONE BASATA SULL'ACCOPIAMENTO

In base al tipo di accoppiamento si ricordano gli FBG [9]:

- **SHORT-PERIOD:** sono la tipologia più comune. Il periodo è di 0.22-0.54 μm . Si accoppia la luce incidente con un modo guidato di propagazione di tipo backward direction, ossia il modo viaggia in "direzione opposta".
- **LONG-PERIOD:** il periodo è di 100-500 μm . La luce incidente si propaga secondo una forward direction, il modo viaggia nella direzione della propagazione. Possono essere prodotti con la tecnica point-by-point.

- **TILTED GRATINGS** o **SLANTED**: Inclinando le frange dei reticoli short-period si accoppia la luce con un modo irradiante che viaggia in “direzione opposta”. Tali reticoli sono stati utilizzati per l'equalizzazione del guadagno.

CLASSIFICAZIONE BASATA SUL MECCANISMO DI FORMAZIONE

In base al tipo di formazione del reticolo durante l'iscrizione si classificano gli FGB in:

- **TIPO 0**: detti anche HILL GRATINGS, dal nome dello scopritore. Sono realizzati lanciando luce nella fibra la cui parziale riflessione, all'estremità della fibra tagliata, crea il modello di interferenza periodica. Man mano che il reticolo si forma, più luce verrà riflessa all'interno della fibra aumentando, di conseguenza, il tasso di crescita del reticolo [9].
- **TIPO I**: caratterizzati da crescita monotona. Si formano tramite le radiazioni UV, in particolare si riferisce a FBG prodotti con $100 \text{ mJ/cm}^2/\text{pulse}$. La fotosensibilità richiesta per la formazione è incrementata tramite il processo *hydrogen loading* (arricchimento di idrogeno). La fibra ottica è esposta ad idrogeno ad alta pressione a temperatura ambiente. Lo spettro di riflessione del modo è complementare al segnale in trasmissione quindi si hanno perdite, per assorbimento o per riflessione nel cladding, irrilevanti [9,10].
- **TIPO II**: realizzati tramite ionizzazione multifotonica, usando un singolo impulso di sorgente laser UV la cui intensità di picco supera la soglia di danneggiamento della silice. Dal metodo di produzione prendono il nome di “*damage*” gratings e il “*damage*” è spesso localizzato all'interfaccia core-cladding. Possono raggiungere una riflettività del 99% e non presentano perdite per lunghezze d'onda più lunghe di quella di Bragg. Questi reticoli se sottoposti ad 800°C per 24 h non presentano degradazione della riflettività [9].
- **TIPO IIa**: tipico delle fibre altamente drogate al germanio non idrogenate. Durante il processo di formazione la riflessione ha una crescita iniziale, come per il Tipo I, seguita da un decremento seguito, a sua volta, da un'ulteriore crescita. Fisicamente, le frange crescono e poi diminuiscono in profondità; successivamente l'esposizione continuata comporta la crescita di un reticolo secondario che mostra uno shift verso il blu nella risposta spettrale, indicando una variazione negativa dell'indice di rifrazione [9].

STRUTTURA DEL RETICOLO

Il reticolo può essere, figura 2.5:

1. *uniforme*: il periodo non varia lungo la fibra;
2. *chirped*: il periodo viene progressivamente aumentato lungo la fibra
3. *tilted*: il periodo varia lungo la fibra e la variazione dell'indice di rifrazione viene eseguita in modo da ottenere un'inclinazione rispetto la normale della fibra;
4. *superstructured*: la variazione dell'indice è distribuita in superstrutture lungo la fibra.

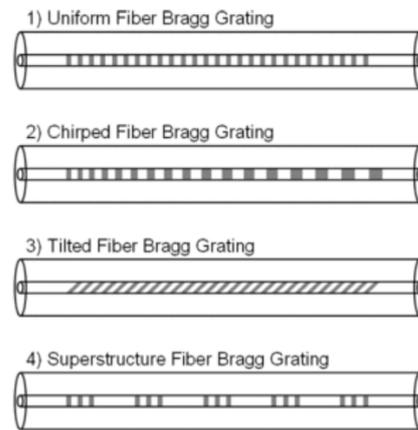


Figura 2.5. Classificazione in base alla variazione del periodo del reticolo [54]

L'INDICE DI RIFRAZIONE, figura 2.6, può variare in modo:

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

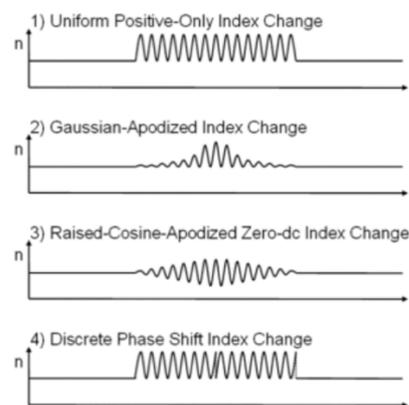


Figura 2.6. Classificazione in base alla variazione dell'indice di rifrazione [54]

2.2.2. FABBRICAZIONE – SCRITTURA DEI RETICOLI

I reticoli in fibra di Bragg possono essere realizzati, scritti, tramite diverse tecniche. Ognuna di queste tecniche sfrutta la fotosensibilità del reticolo per la modifica dell'indice di rifrazione.

OLOGRAFIA

Il reticolo è formato per esposizione a un pattern di interferenza UV coerente a due raggi (figura 2.7).

Un reticolo è formato esponendo un breve tratto di fibra di germano-silicato nuda, fotosensibile a una coppia di fasci UV coerenti sovrapposti. La radiazione UV viene suddivisa in due fasci di uguale intensità e quindi ricombinata, sulla fibra ottica, per produrre uno schema di interferenza all'interno del nucleo, normale all'asse della fibra. Il periodo del reticolo è determinato dalla lunghezza d'onda incidente e dall'angolo compreso tra i fasci. L'intensità del pattern viene aumentata focalizzando i fasci sulla fibra con una coppia di lenti cilindriche. Man mano che la modulazione dell'indice periodico si sviluppa nel nucleo della fibra, nello spettro di trasmissione (riflessione) appare una tacca (o picco) stretta. Il centro del picco o della tacca si verifica alla lunghezza d'onda di Bragg prevista [11].

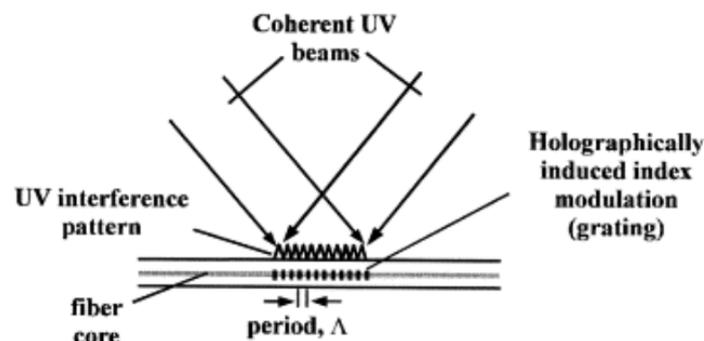


Figura 2.7. Scrittura di un FBG tramite olografia [11]

Il metodo olografico permette di aggiustare facilmente l'angolo tra i due fasci in maniera tale da creare reticoli con differenti periodi e quindi FBG a differenti lunghezze d'onda. Lo svantaggio principale di questo metodo è che la posizione e la spaziatura tra le frange di interferenza è molto sensibile all'allineamento ottico del sistema.

PHASE MASK

La maschera di fase è costituita da una lastra piana di vetro di silice trasparente alla luce ultravioletta. Utilizzando tecniche fotolitografiche viene realizzata la maschera che si va ad interporre tra la fibra e la sorgente luminosa, come mostrato in Figura 2.8. Quando un fascio laser UV incide perpendicolarmente sulla phase mask, essa lo divide in due fasci d'uscita, di ordine di diffrazione ± 1 . L'ordine 0 è invece opportunamente annullato. I due fasci di ordine di diffrazione ± 1 interferiscono per produrre un pattern periodico che foto-imprime un reticolo corrispondente nella fibra ottica. Se il periodo del reticolo maschera di fase è Λ_{mask} , il periodo del reticolo indice fotostampato è $\Lambda_{mask}/2$. Si noti che questo periodo è indipendente dalla lunghezza d'onda della luce ultravioletta che irradia la maschera di fase [12].

Tra i vantaggi della tecnica si ricorda che [12]:

- si ha la semplificazione del processo di produzione ottenendo comunque reticoli ad alte prestazioni;
- si ha uno più facile allineamento della fibra per la fotoimpressione;
- si ha la possibilità di realizzare più reticoli contemporaneamente;

- è una tecnica molto flessibile in quanto può essere utilizzata per fabbricare reticoli con caratteristiche di risposta spettrale controllate.

Uno svantaggio della tecnica è dato dal fatto che ogni phase mask può generare FBG solo per una particolare lunghezza d'onda.

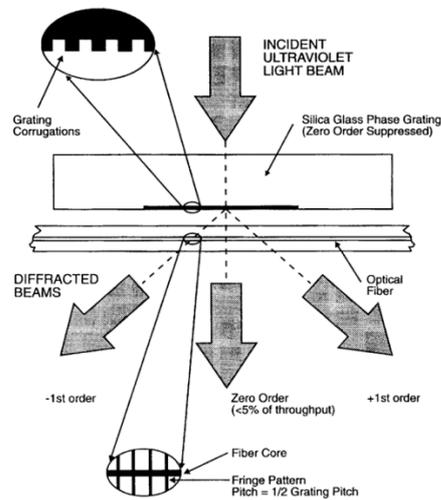


Figura 2.8 Scrittura di un FBG tramite phase mask [12]

POINT-BY-POINT

In questo metodo ogni indice di perturbazione del reticolo viene scritto punto per punto. I singoli impulsi, generati dal laser a femtosecondi, vengono focalizzati nel nucleo della fibra utilizzando un obiettivo per microscopio ad alta apertura numerica, NA (vedi Figura 2.9). Ogni periodo del reticolo è fabbricato focalizzando gli impulsi generati nel/vicino al nucleo di una fibra ottica. Spostando il punto focale lungo la lunghezza della fibra ottica, tramite stadi di traslazione meccanica ad alta risoluzione, con una velocità di traslazione ben scelta, si iscrive un periodo del reticolo dopo l'altro alla velocità di ripetizione dell'impulso laser. Per reticoli con molte perturbazioni dell'indice, il metodo è molto poco efficiente. Questo metodo è ideale per la fabbricazione di reticoli a lungo periodo e tilted [12,13,14].

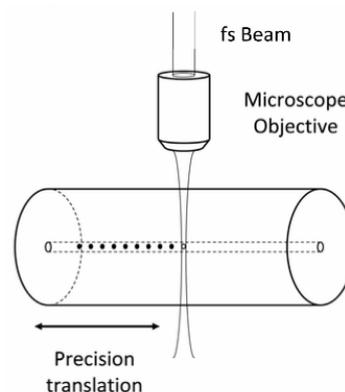


Figure 2.9. Scrittura di un FBG tramite tecnica point-by-point [14]

Questa tecnica presenta diversi vantaggi [14]:

- il periodo del reticolo e quindi la sua lunghezza d'onda di risonanza possono essere adattati regolando il rapporto tra la velocità di traslazione e la velocità di ripetizione dell'impulso laser;

- le fibre non necessitano più di essere fotosensibilizzate con materiali dopanti o mediante idrogenazione per consentire la scrittura con FBG, e il tempo di iscrizione tipico è ridotto nell'intervallo di decine di secondi invece di decine di minuti come per altre tecniche di iscrizione a femtosecondi.

Tra gli svantaggi si ricordano [14]:

- la necessità di un allineamento efficiente per la messa a fuoco trasversale degli impulsi laser IR al centro del nucleo della fibra (o vicino al suo bordo);
- la necessità di un sistema di traduzione di alta qualità per mantenere l'allineamento ottico mentre la posizione di messa a fuoco viene spostata lungo la fibra;
- la potenza dell'impulso laser deve essere impostata in modo che la densità di potenza nel punto focale sia sufficientemente alta da modificare l'indice di rifrazione della fibra, ma non troppo alta per evitare danni materiali che si traducano in un'attenuazione ottica indotta dall'iscrizione.

2.2.3. BASE TEORICA

Esponendo la fibra fotosensibile ad una radiazione UV su ha una perturbazione dell'indice di rifrazione del modo di interesse che può essere descritta dalla seguente formula [15]:

$$\partial n_{eff}(z) = \overline{\partial n_{eff}(z)} \left\{ 1 + v \cdot \cos \left[\frac{2\pi}{\Lambda} z + \phi(z) \right] \right\} \quad (2.7)$$

Dove:

- $\overline{\partial n_{eff}(z)}$ è la variazione d'indice media su un periodo del reticolo,
- v è la profondità di modulazione della variazione,
- Λ è il periodo nominale,
- $\phi(z)$ descrive la variazione di Λ .

Un reticolo in fibra è un reticolo di diffrazione ottica, e quindi il suo effetto su un'onda luminosa incidente sul reticolo ad angolo può essere descritto da [15]:

$$n \cdot \sin\theta_2 = n \cdot \sin\theta_1 + m \frac{\lambda}{\Lambda} \quad (2.8)$$

Dove:

- λ = lunghezza d'onda dell'onda incidente;
- θ_1 = angolo che genera l'onda incidente sul "mezzo";
- θ_2 = angolo dell'onda diffratta;
- m = intero che descrive l'ordine di diffrazione.

Questa equazione prevede solo le direzioni θ_2 in cui si verifica l'interferenza costruttiva, ma è comunque in grado di determinare la lunghezza d'onda alla quale un reticolo di fibre accoppia in modo più efficiente la luce tra due modi.

Per un reticolo in cui l'accoppiamento avviene fra modi che viaggiano in direzioni opposte, si ha che $\theta_2 = -\theta_1$ (figura 2.10). Poiché la costante di propagazione del modo è $\beta = \frac{2\pi}{\lambda} n_{eff}$ e $n_{eff} = n \cdot \sin\theta$ si ottiene dalla (2.7):

$$\beta_2 = \beta_1 + m \frac{\lambda}{\Lambda} \quad (2.9)$$

Per il primo ordine di diffrazione, che solitamente domina in un reticolo, si ha $m = -1$.

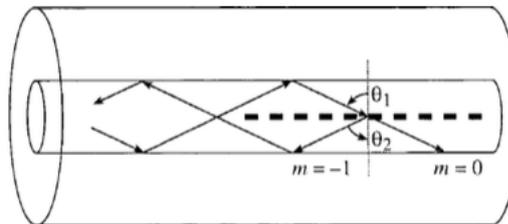


Figura 2.10. Illustrazione a raggi ottici della riflessione di Bragg per mezzo di un FBG [15]

Dall'equazione (2.8) e usando un β_2 negativo (modo che si propaga nella direzione $-z$) troviamo che la lunghezza d'onda di risonanza per la riflessione di un modo di indice n_{eff1} in un modo di indice n_{eff2} è:

$$\lambda = (n_{eff1} + n_{eff2}) \Lambda \quad (2.10)$$

Se i modi sono identici si ottiene la condizione di Bragg: $\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda$

I sistemi di sensori che coinvolgono gli FBG di solito funzionano dirigendo la luce da una sorgente a banda larga spettrale nella fibra, con il risultato che il reticolo riflette una componente spettrale stretta (picco) situata alla lunghezza d'onda di Bragg, λ_B , in modalità di riflessione. In modalità di trasmissione, questo componente non è presente nello spettro osservato (appare come un tuffo), vedi figura 2.11. L'influenza sia della temperatura che della deformazione su Λ e n_{eff} consente la progettazione di sensori per il monitoraggio di temperatura e deformazione e altri parametri fisici ad essi correlati (ad esempio, pressione, forza, vibrazioni e flusso). È possibile adottare soluzioni specifiche per trasduttori basati su FBG al fine di renderli selettivamente sensibili alla deformazione o alla temperatura [8].

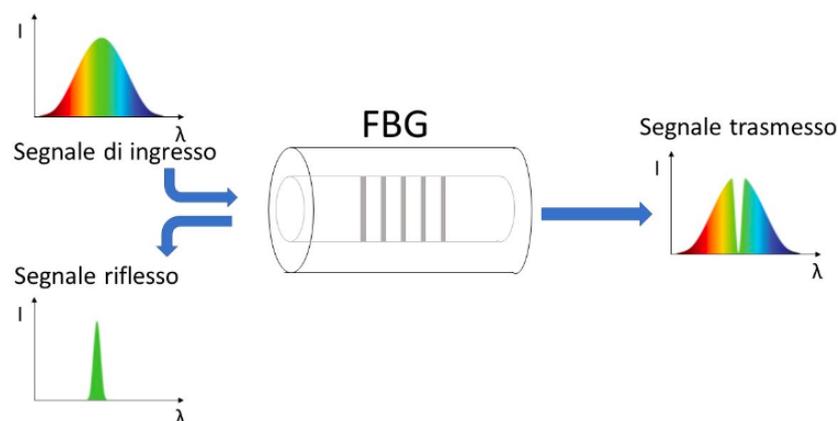


Figura 2.11 Principio di funzionamento degli FBG [16]

Lo spostamento nella lunghezza d'onda del centro del reticolo di Bragg dovuto alla deformazione e alle variazioni di temperatura è dato da [7]:

$$\Delta\lambda_B = 2 * [\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l}] \Delta l + 2 * [\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T}] \Delta T \quad (2.11)$$

Il primo termine nell'equazione rappresenta l'effetto di deformazione su una fibra ottica e il secondo termine rappresenta l'effetto della temperatura. Interrogando lo spostamento della lunghezza d'onda di Bragg, è possibile quantificare la perturbazione esterna, infatti ad ogni deformazione (strain) della fibra corrisponde uno spostamento della lunghezza d'onda. Ad esempio, l'effetto di deformazione su un sensore FBG è espresso come [7]:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B \left\{ 1 - \frac{n_{eff}^2}{2} [P_{12} - \nu(P_{11} - P_{12})] \right\} \varepsilon \quad (2.12)$$

Dove:

- P_{11} e P_{12} sono componenti del tensore ottico di deformazione;
- ν è il rapporto di Poisson;
- ε è la variazione di deformazione assiale.

L'applicazione di una tensione di trazione alla fibra sposta la posizione del picco (o caduta) a lunghezze d'onda più elevate, mentre la deformazione di compressione provoca uno spostamento verso lunghezze d'onda inferiori in conformità con la seguente formula [1]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - p_e) \Delta\varepsilon \quad (2.13)$$

Dove:

- $\Delta\lambda_B$ è lo spostamento della lunghezza d'onda di Bragg indotto dalla deformazione;
- p_e è la costante fotoelastica effettiva, il cui valore è $0.22 * 10^6 \text{ 1}/\mu\varepsilon = 0.22$;
- $\Delta\varepsilon$ è la variazione della deformazione longitudinale.

Si ottiene che per λ_B di circa 1550nm per uno strain di $1\mu\varepsilon$ si ottiene che: $\frac{\partial\lambda_B}{\partial\varepsilon} \approx 1.21 \frac{pm}{\mu\varepsilon}$.

La variazione della lunghezza d'onda λ_B può essere causato anche da una variazione di temperatura. Uno spostamento della lunghezza d'onda λ_B dovuto ad una variazione della temperatura ΔT è espresso come [16]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\alpha + \xi) \Delta T \quad (2.14)$$

Con:

- α coefficiente di espansione termica per la fibra, per la silice è circa pari a $0.55 * 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$;
- ξ coefficiente termo-ottico, per la fibra di silice con il core drogato al germanio è circa $8.6 * 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$.

Si ottiene che per λ_B di circa 1550nm per una temperatura di 1°C si ottiene che: $\frac{\partial\lambda_B}{\partial T} \approx 14 \frac{pm}{^\circ\text{C}}$.

2.2.4. APPLICAZIONI

I sensori in fibra di Bragg possono essere utilizzati come sensori di temperatura o come sensori di deformazione. In particolare, sono molto versatili e possono essere impiegati nel rilevamento di attività sismiche (terremoti e tsunami), nei giacimenti petroliferi, nelle miniere di carbone, nelle esplosioni nucleari, nel monitoraggio della salute strutturale di ponti e edifici tunnel e camini, nonché ali di aerei e alberi di yacht. Possono essere usati come sonde di temperatura.

I sensori basati sugli FBG hanno visto grande sviluppo in quanto offrono i seguenti vantaggi [1,25]:

- l'immunità elettromagnetica (EM);
- modalità di funzionamento intrinsecamente sicure;
- una natura chimicamente inerte;
- dimensioni ridotte e un peso leggero;
- l'adattabilità a condizioni ambientali difficili (umidità o fluidi corrosivi);
- la capacità di multiplexing;
- l'elevata sensibilità e basso rumore.

Inoltre, gli FBG possono essere facilmente inseriti in resine rinforzate con fibre di vetro o carbonio, in materiali metallici, oppure possono essere incollati sul materiale. Dato che possono essere inglobati nel materiale o incollati alla superficie permettono un monitoraggio in real-time della deformazione.

Queste caratteristiche predispongono i sensori FBG ad essere utilizzati in ambienti quali la risonanza magnetica poiché la loro immunità ai campi elettromagnetici consente [36]:

- di essere sicuri;
- non influire sulla qualità dell'immagine;
- mantenere inalterate le funzionalità dei sensori.

I reticoli in fibra di Bragg consentono il rilevamento di variazioni di temperatura e deformazione e permettono [36]:

- la misurazione e il controllo della temperatura dei tessuti durante l'ipertermia o la crioblazione eseguita sotto guida MRI;
- il monitoraggio della deflessione e / o dell'applicazione forzata sull'ago durante gli interventi guidati dalla risonanza magnetica.

Inoltre, gli FBG sono dei sensori adatti ad essere utilizzati per il monitoraggio di alcuni parametri fisiologici, quali la frequenza cardiaca e respiratoria, in ambiente avverso quale può essere la risonanza magnetica. Tramite l'analisi dei parametri quali frequenza respiratoria e cardiaca, è possibile tenere sotto controllo il livello di eccitazione e ansia associato all'esame stesso e prevedere la probabilità di iperventilazione o attacco di panico. Questi parametri sono molto utili, anche, nell'analisi del sonno per verificare l'assenza di disturbi. Per verificare ciò è necessario un monitoraggio del sonno di alcuni giorni che con alcune tecniche esistenti, come il gold standard (polisomnografia), non è possibile effettuare. Sono state proposte, in letteratura, soluzioni che usano sensori FBG, tuttavia la tecnologia di rilevamento della lunghezza d'onda è troppo complessa e costosa per la fabbricazione e la strumentazione dei sensori [38].

Le fibre di Bragg permettono di analizzare il respiro tramite metodi differenti [17].

Tra i vari metodi ricordiamo quelli che si basano sulla variazione di strain:

- si possono misurare gli spostamenti della gabbia toracica a causa della respirazione. Durante la respirazione la gabbia toracica subisce spostamenti di 3-5 mm nella parte ventrale e di 1-2 mm nelle parti laterali. Nel momento in cui il substrato, su cui è posto la fibra di Bragg, subisce una deformazione, questa è trasmessa agli FBG dove si vede una variazione della lunghezza d'onda di Bragg. La deformazione massima e minima dei sensori corrisponde rispettivamente alla fine delle fasi inspiratoria ed espiratoria. Pertanto, considerando il tempo trascorso tra due massimi consecutivi (cioè due estremità inspiratorie consecutive) o minimi (cioè due estremità espiratorie consecutive) è possibile stimare il periodo respiratorio e quindi la frequenza respiratoria.
- si rendono gli FBG sensibili all'umidità relativa rivestendo la parte sensibile con polimeri igroscopici. Si sfrutta la differenza di umidità relativa (RH) per discriminare la fase inspiratoria da quella espiratoria, l'aria viene inspirata a RH ambientale (nella maggior parte dei casi, varia dal 40% all'80%), ed espirata satura di vapore (RH = 100%). I polimeri igroscopici che rivestono l'FBG assorbono/desorbono il vapore acqueo per aumentare/diminuire l'RH con un conseguente aumento/diminuzione del volume. Poiché il materiale polimerico è legato al reticolo, la sua variazione di volume provoca una deformazione all'FBG con conseguente variazione della lunghezza d'onda di Bragg.
- Le tecniche utilizzate per misurare i flussi d'aria inspirati direttamente ed espirati sono le più diffuse per valutare la salute respiratoria. In effetti, l'approccio più comune utilizzato come test di screening è la spirometria, che misura il volume d'aria inspirato ed espirato in funzione del tempo durante la respirazione. Tra le diverse tecniche utilizzate per progettare i misuratori di portata sono state studiate diverse configurazioni basate su FBG. Zhao e coautori hanno proposto l'uso di FBG al fine di sviluppare un flussometro di tipo target. Il sistema è costituito da un cantilever, montato sulla parete del tubo e perpendicolare alla tubazione, sulla cui punta c'è un disco di destinazione. Quando il fluido scorre attraverso il tubo e colpisce il disco, una forza agisce sul cantilever, che viene piegato. Lungo il cantilever, due FBG sono montati simmetricamente e sono tesi quando il cantilever subisce la flessione.

È possibile determinare la frequenza respiratoria anche tramite una variazione di temperatura. Infatti, la differenza di temperatura tra l'aria inspirata ed espirata può consentire di stimare la frequenza respiratoria. All'aumentare/diminuire della temperatura, i sensori FBG subiscono uno spostamento verso valori di lunghezza d'onda di Bragg maggiori/minori, quindi la variazione di temperatura può essere ottenuta dividendo la variazione della lunghezza d'onda per il coefficiente di sensibilità alla temperatura.

Per quanto riguarda l'analisi dell'attività cardiaca l'FBG può essere usata in diversi modi. Il cuore è un organo muscolare dedicato al pompaggio del sangue in tutto il sistema circolatorio. I movimenti del muscolo cardiaco sono coordinati da una serie di impulsi elettrici prodotti da cellule pacemaker specializzate che si trovano all'interno del nodo senoatriale e del nodo atrioventricolare. In genere, questi segnali elettrici vengono registrati in determinati siti anatomici per ottenere un segnale dell'elettrocardiogramma (ECG). Tuttavia, durante un ciclo cardiaco, il muscolo cardiaco si rilassa e si riempie di sangue

durante la diastole, quindi una forte contrazione consente di pompare il sangue durante la sistole. Questa attività meccanica del cuore (cioè, rilassamento e contrazioni) causa un movimento impercettibile sulla superficie della parete toracica di ampiezza 0,2 mm - 0,5 mm in un intervallo di frequenza 1 Hz - 1,34 Hz. [17] In letteratura, a volte, la rappresentazione grafica dei movimenti ripetuti del corpo umano indotti dal battito cardiaco sono riportati come segnali balistocardiografici (BCG).

Diverse soluzioni sono state testate e sviluppate per registrare il movimento indotto dal cuore con FBG incorporati in substrati a contatto con il corpo in uno specifico sito anatomico del torace. Considerando un FBG, durante la sistole, si verifica una deformazione di trazione applicata al sensore che provoca lo spostamento della lunghezza d'onda di Bragg (λ_B) nella direzione delle lunghezze d'onda maggiori, mentre la deformazione di compressione che si verifica durante la sistole provoca lo spostamento opposto. Negli ultimi decenni, l'interesse per metodi discreti basati sull'uso di uno o più FBG per registrare i segnali cardiaci è cresciuto sempre di più. In questo scenario, le soluzioni indossabili e non indossabili (cioè oggetti strumentati) sono state studiate principalmente per catturare il movimento a livello del cuore. In tutti i casi, sebbene sovrapposto a quello respiratorio, il segnale cardiaco può essere identificato con processi di filtraggio semplici o più articolati [17].

2.3. SISTEMA DI INTERROGAZIONE

Le variazioni di temperatura/deformazione provocano una variazione della lunghezza d'onda di Bragg. Gli strumenti utilizzati per rilevare la variazione della lunghezza d'onda, dovuta ad una variazione di temperatura/deformazione, sono gli interrogatori ottici.

Il principale vantaggio nell'uso degli FBG è il fatto che tutti i fenomeni di variazione termica e/o di deformazione che si verificano hanno effetto solo sulla lunghezza d'onda di Bragg, la lunghezza d'onda di picco centrale. Per questo motivo, il sistema di interrogazione ottica deve rilevare la variazione della singola lunghezza d'onda. Inoltre, con questi sistemi è possibile interrogare contemporaneamente un array di FBG, poiché questo è costituito da diverse lunghezze d'onda. Il monitoraggio consente, tramite l'uso di specifici programmi, di consentire una lettura in real-time delle variazioni della/e lunghezza/e d'onda considerata/e.

Il sistema di interrogazione degli FBG è caratterizzato dalla presenza di due componenti essenziali: analizzatore dello spettro misurato in riflessione e una sorgente. Questa classifica gli interrogatori in interrogatori:

- con sorgente luminosa a largo spettro. In questo caso la luce generata dalla sorgente, che può essere un led super-luminescente, viene convogliata, tramite un circolatore ottico, nella fibra. Il convogliatore ottico permette di indirizzare la luce riflessa in un filtro tunabile (Es. interferometro fabry-Perot) che indirizza il segnale in uscita al fotodiodo collegato ad un amplificatore di transimpedenza. Si ha la conversione della potenza ottica in una tensione analogica che viene digitalizzata e memorizzata

- a laser tunabile che spazza consecutivamente tutto lo spettro (figura 2.12). Si usa un laser a banda stretta che viene spazzato su tutto lo spettro. Il segnale, che non necessita il filtraggio prima dell'analisi in riflessione, è convogliato al fotodiodo. In questo caso l'analisi sequenziale delle singole lunghezze d'onda che compongono lo spettro avviene prima che il segnale luminoso interagisca con il reticolo.

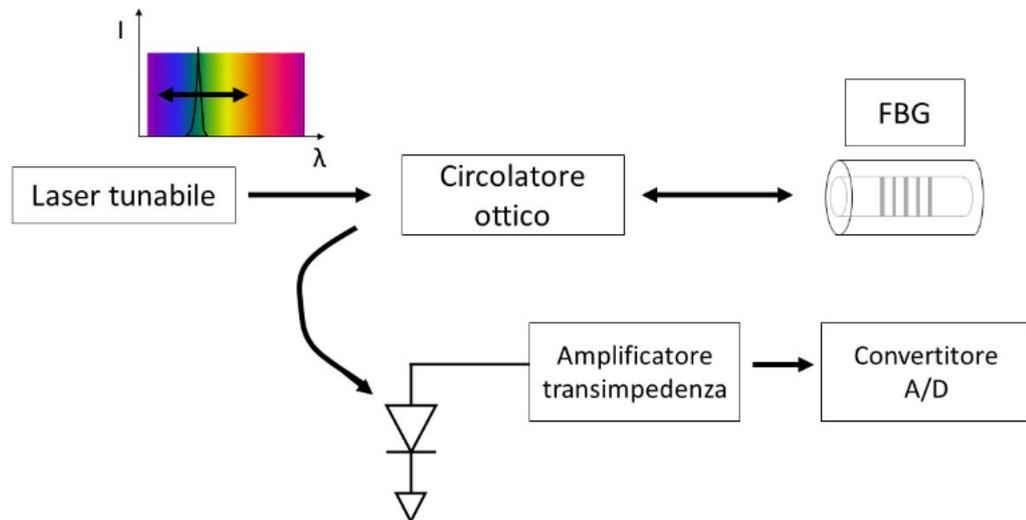


Figura 2.12. Principio di funzionamento dell'interrogatore a laser tunabile [18]

Gli FBG utilizzati sono stati interrogati con un interrogatore ottico dotato di una sorgente laser sintonizzabile, Micron Optics HYPERION si155, di Luna Technologies® (figura 2.13).

Il si155 fa parte del gruppo degli interrogatori a laser tunabile, infatti è dotato di un laser a lunghezza d'onda ad alta potenza, basso rumore e ultra-ampio, con assoluta precisione garantita su ogni scansione, realizzato con il filtro Fabry-Perot in fibra brevettato Micron Optics e la tecnologia di riferimento della lunghezza d'onda [18].

Permettendo di monitorare in real-time tutto lo spettro misurato in riflessione dai reticoli e di eseguire il tracking dei picchi.



Figura 2.13 Micron Optics HYPERION si155 [18]

Le specifiche tecniche sono le seguenti [18]:

- **Finestra di lettura:** da 1500 nm a 1600 nm
- **Risoluzione:** 10 pm

- **Frequenza di acquisizione:** fino a 1 KHz per il monitoraggio del picco e 10 Hz per l'intero spettro
- **Canali:** fino a quattro leggibili in parallelo, senza il bisogno di alcun switch ottico. Le specifiche tecniche dei dati misurati rimangono invariate per tutti e quattro.
- **Dimensioni:** 0.6 cm x 27 cm x 7.9 cm
- **Peso:** 3 kg

Lo strumento può essere controllato da remoto se è disponibile una connessione. L'interfaccia utente è un software gratuito, ENLIGHT Sensing Analysis Software. Questo fornisce una singola suite di strumenti per l'acquisizione dei dati, il calcolo, l'archiviazione dei dati e l'analisi delle reti di sensori ottici [19].

Questo software ha un'interfaccia grafica che permette di:

- visualizzare contemporaneamente/singolarmente i segnali provenienti dai canali, che sono quattro, vedi figura 2.14;
- conoscere il numero e l'elenco dei picchi (valori di lunghezza d'onda) rivelati;
- di modificare, per ogni singolo canale, le condizioni di rivelamento dei picchi, in generale la condizione è definita dalla "larghezza" del picco;
- salvare i dati durante l'acquisizione, in particolare è possibile vedi figura 2.14:
 - salvare i dati per sensori, lunghezze d'onda di picco, risposte spettrali ed eventi;
 - definire il tempo di campionamento dei dati.

Lo strumento riesce, grazie ad un processing dei dati, che avviene parallelamente all'acquisizione, a convertire i dati raccolti dell'intero spettro in precise misurazioni del picco con frequenze estendibili fino a 1 KHz.

Dopo l'eliminazione dei disturbi, tramite opportuno filtraggio si ha la conversione del segnale acquisito in un segnale differenziale, questo è fatto ricercando i punti in cui la derivata del segnale si annulla (zero crossing) per ricreare il picco dello spettro. Dato che la derivata è pari a zero anche se il segnale è costante si impone un valore di soglia che permette di rivelare l'intervallo utile per la ricerca dello zero. Questo intervallo è caratterizzato dai punti, che seguono il primo campione, che sono maggiori della soglia. Identificata la finestra si impone che il picco è il primo campione che presenta il valore nullo.

I valori di soglia possono essere modificati dall'utente così da poter avere dei profili di ricerca di picco che possono ben adattarsi ai diversi reticoli e che riescano a distinguere i picchi secondari e i picchi in condizioni rumorose.

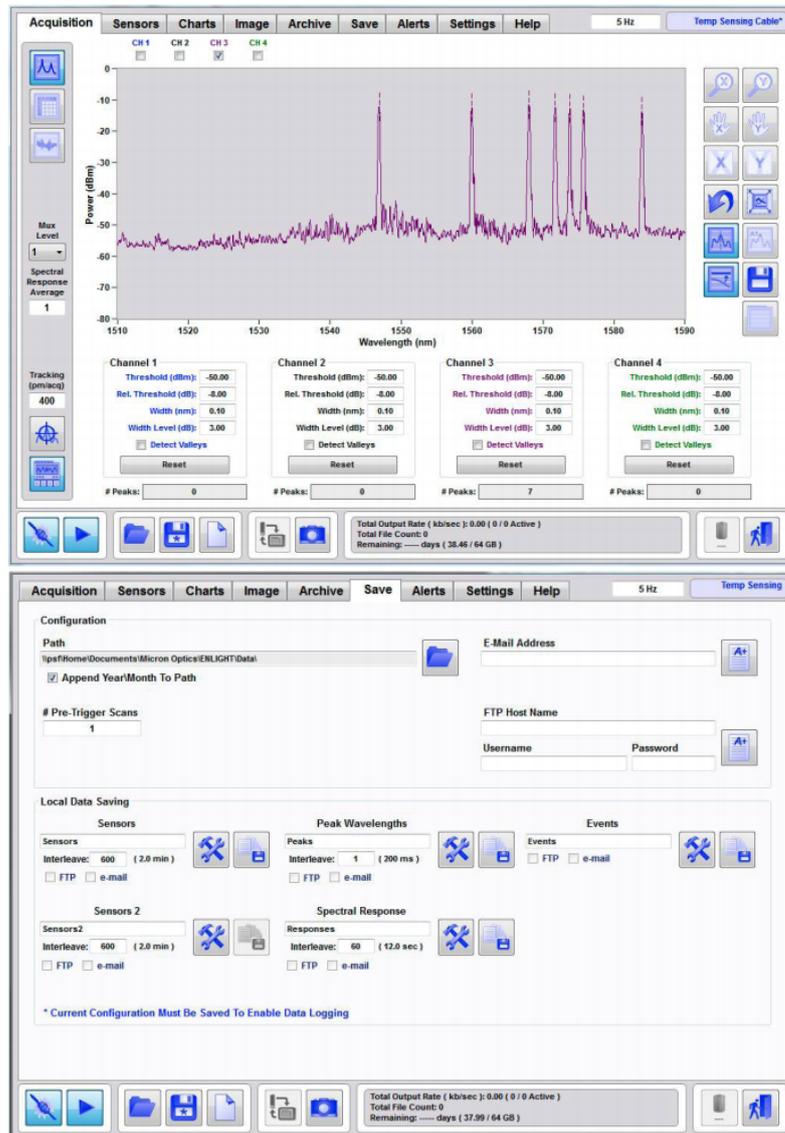


Figura 2.14. ENLIGHT Sensing Analysis Software. Sopra la schermata di visualizzazione, sotto la schermata di salvataggio. [19]

3. ACCELEROMETRO

Un accelerometro è un dispositivo che permette di misurare l'accelerazione (velocità di variazione della velocità di un oggetto). Sono utilizzati per misure di accelerazione:

- *Statiche*. Si misura l'angolo di deviazione dell'oggetto rispetto al piano verticale.
- *Dinamiche*. Si misura l'accelerazione dovuta ad urti, movimenti, vibrazioni, oscillazioni.

Generalmente è posizionato sull'oggetto di cui si vuole misurare l'accelerazione. Può essere visto come un trasduttore in quanto misura il proprio movimento nello spazio.

L'accelerometro può essere usato per [20,21]:

- determinare il funzionamento delle macchine o strutture soggette a diversi gradi di sollecitazione;
- proteggere dai danni dispositivi sportivi e/o medicali, controller, smartphone, sistemi di navigazione etc;
- monitorare l'attività cardiaca e respiratoria;
- rivelare vibrazioni;
- applicazioni di orientamento.

3.1. PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

Un generico accelerometro può essere visto come un sistema massa-molla-smorzatore, vedi figura 3.1. Tramite la molla (k) e lo smorzatore (c), la massa (m) è collegata alla struttura di cui si intende misurare l'accelerazione. In particolare, si va a misurare lo spostamento della massa nella struttura [22].

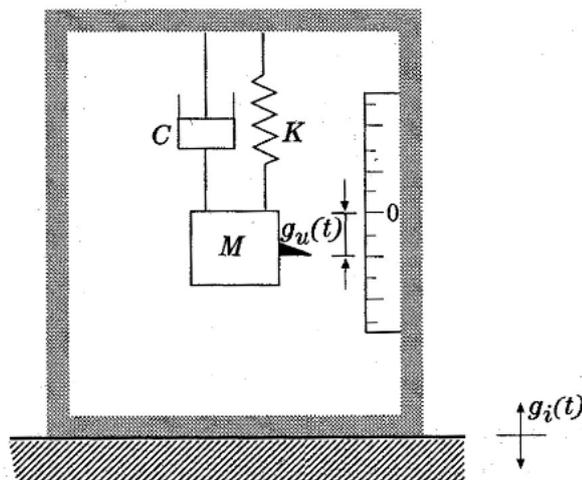


Figura 3.1. Schema di un generico accelerometro. [22]

Per ottenere il modello si eguagliano le forze agenti sulla massa:

$$F_{inerzia} + F_{smorzamento} + F_{elastica} = F_{esterna} \quad (3.1)$$

Ne risulta un sistema del secondo ordine [23]:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = m * a \quad (3.2)$$

Con:

- $F_{inerzia} = m\ddot{x}$, dove m=massa, \ddot{x} = accelerazione;
- $F_{smorzamento} = c\dot{x}$, dove c=smorzamento, \dot{x} = velocità;
- $F_{elastica} = kx$, dove k= costante elastica della molla, x= spostamento;
- $F_{esterna} = m * a$, dove m=massa, a= accelerazione.

Supposta una $F_{esterna} = ma * e^{st}$ e definendo la pulsazione di risonanza:

$$\lambda_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3.3)$$

ed il rapporto tra lo smorzamento e lo smorzamento critico:

$$\zeta = \frac{c}{c_{cr}} = \frac{c}{2*\sqrt{k*m}} = \frac{1}{2Q} \quad (3.4)$$

(Q=fattore di qualità)

e dividendo la (3.2) per la massa, si ottiene:

$$\ddot{x} + 2 \zeta \lambda_n \dot{x} + \lambda_n^2 x = a e^{st} \quad (3.5)$$

Immaginando una soluzione del tipo $x = x_o e^{st}$. Derivando e sostituendo nella (3.5) si ottiene:

$$s^2 x_o + 2s\zeta \lambda_n x_o + \lambda_n^2 x_o = a \quad (3.6)$$

In condizioni statiche, ossia per s=0, si avrà che:

$$\lambda_n^2 x_o = a \quad (3.7)$$

Quindi:

$$x_{statico} = \frac{a}{\lambda_n^2} \quad (3.8)$$

Dividendo $x_{statico}$ per l'accelerazione si ottiene la sensibilità del sensore:

$$S = \frac{x_{statico}}{a} = \frac{1}{\lambda_n^2} = \frac{m}{k} \quad (3.9)$$

Quindi la sensibilità è il guadagno statico ed è inversamente proporzionale alla frequenza di risonanza.

In condizioni dinamiche si calcola la risposta in frequenza. Dalla (3.6) si ricava che:

$$x_o = \frac{a}{s^2 + 2s\zeta\lambda_n + \lambda_n^2} \quad (3.10)$$

Quindi la risposta in frequenza è:

$$H(s) = \frac{\text{spostamento}}{\text{accelerazione}} = \frac{1}{s^2 + 2s\zeta\lambda_n + \lambda_n^2} \quad (3.11)$$

La dipendenza della risposta in frequenza da ζ è rappresentata in figura 3.2 (il grafico si riferisce ad un generico sistema massa-molla-smorzatore) tramite il diagramma di bode. In questo viene diagrammato il modulo di $H(s)$ al variare della frequenza e di ζ . Si nota che all'aumentare di ζ il picco, alla frequenza di risonanza, diminuisce [23].

Considerando ζ se questo è $\zeta < 1$ il sistema si definisce sottosmorzato, se questo è $\zeta > 1$ il sistema è sovrasmorzato.

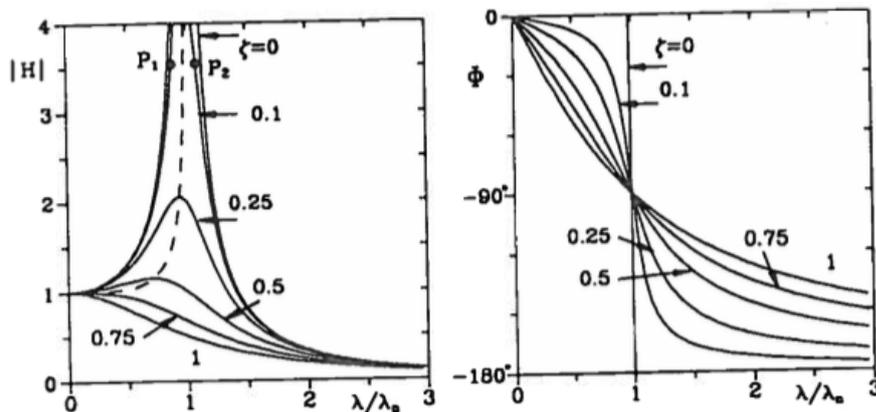


Figura 3.2. Generico diagramma di bode di un sistema massa-molla-smorzatore [23]

Considerando il diagramma in figura 3.3 si può dire che la banda utile è quella dove la risposta è piatta. In questa zona lo spostamento della massa è proporzionale all'accelerazione quindi è possibile ricondursi da una misura di accelerazione ad una misura di spostamento. Quindi si vuole che la banda utile sia la più "larga possibile", per fare ciò si cerca di avere alta frequenza di risonanza e smorzamento ottimo.

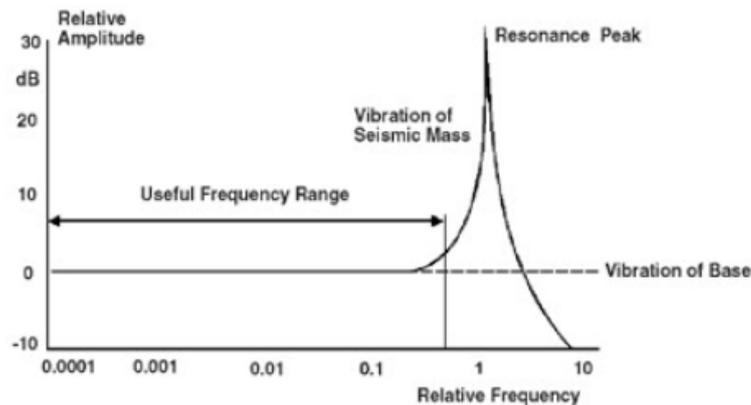


Figura 3.3 Diagramma di Bode [22]

Quando non viene applicata una forza/accelerazione al sensore questo misurerà cosa accade quando è applicata la sola forza di gravità. Se, invece, si applica una forza, accelerazione al sensore (o all'oggetto di cui il sensore deve determinare l'accelerazione) e questa è diretta [20]:

- in una direzione opposta alla direzione del sensore (direzione discorde rispetto al sensore), si otterranno misure negative;
- nella stessa direzione del sensore (direzione concorde rispetto al sensore), i valori saranno positivi.

3.2. TIPI DI ACCELEROMETRO

Gli accelerometri si classificano in tecnologia classica e tecnologia MEMS [24]. In particolare, tra la tecnologia classica si ricorda:

- risposta costante per $\omega = 0$:
 - con potenziometro;
 - con LVDT;
 - con estensimetri incollati o non incollati;
 - con trasduttore capacitivo;
- risposta nulla per $\omega = 0$:
 - con trasduttori piezoelettrici;

Tra la tecnologia MEMS si ricorda:

- risposta costante per $\omega = 0$:
 - con trasduttore capacitivo;
 - con trasduttori piezoelettrici.

Tra le varie tecnologie costruttive degli accelerometri si ricordano gli accelerometri capacitivi, gli accelerometri piezoresistivi (estensimetri), gli accelerometri con sensore piezoelettrico e gli accelerometri con reticolo di Bragg [20,22].

ACCELEROMETRI CAPACITIVI

Il principio di funzionamento degli accelerometri capacitivi si basa sul definire la variazione di posizione (spostamento) della massa di prova tramite la misura della variazione della capacità di un condensatore. La massa di prova, che costituisce un'armatura del condensatore, è realizzata in materiale conduttivo ed è sospesa da un elemento elastico in modo tale da essere distanziata dall'altra armatura del condensatore che è fissata alla struttura, vedi figura 3.4.

Quando viene applicata una forza la massa si muove provocando, di conseguenza, una variazione della distanza tra le armature (massa-substrato) che provoca una variazione della capacità.

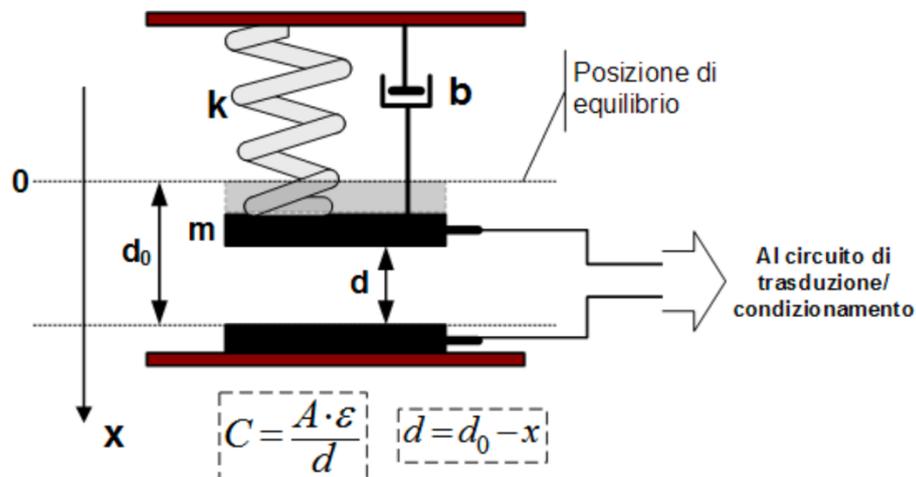


Figura 3.4 Schema funzionale accelerometro capacitivo [20]

Una variazione della distanza tra le armature di un condensatore porta ad una variazione della capacità poiché la capacità è definita come:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_m \frac{A}{d} \quad (3.12)$$

Dove:

- ϵ_0 è la permittività elettrica del vuoto;
- ϵ_m è la permittività del materiale;
- A è l'area delle due facce;
- d è la distanza tra le due piastre.

Dalla 3.12 si evince che la capacità è inversamente proporzionale alla distanza tra le piastre. Gli accelerometri capacitivi si prestano alle misure di accelerazione statiche, non sono sensibili alla temperatura, hanno elevata sensibilità, buone prestazioni con costi ridotti ma sono suscettibili all'interferenza elettromagnetica.

Si prestano bene ad essere integrati, con tutto il sistema di trasduzione, in sensori MEMS (tecnologia che integra componenti meccanici ed elettrici in strutture con dimensioni del micrometro).

Gli accelerometri capacitivi mems sono usati in dispositivi indossabili/mobili e sono inadatti per applicazioni industriali poiché hanno una massa precisione di misura [20].

ACCELEROMETRI PIEZORESISTIVI (ESTENSIMETRI)

Il principio di funzionamento di un accelerometro piezoresistivo è simile al funzionamento di un estensimetro. Questo sensore è realizzato con materiale piezoresistivo.

La massa è collegata a degli estensimetri quindi una variazione della massa dalla posizione di equilibrio comporta una deformazione degli estensimetri che genera una variazione della resistenza. Quindi dalla misura della variazione della resistenza si risale alla variazione dello spostamento/posizione della massa.

Questo sensore presenta bassa sensibilità e accuratezza ed è influenzato dalla temperatura. Generalmente utilizzato per misurare accelerazioni statiche.

ACCELEROMETRI PIEZOELETTRICI

Il principio di funzionamento degli accelerometri piezoelettrici si basa sul determinare lo spostamento della massa tramite la misura di un segnale elettrico. Questo segnale è generato dai cristalli piezoelettrici nel momento in cui subiscono variazioni di pressione.

La massa è sospesa sul cristallo piezoelettrico, utilizzato come elemento elastico, vedi figura 3.5. Quando la massa è sottoposta ad una sollecitazione il cristallo si comprime generando un segnale che è proporzionale alla compressione.

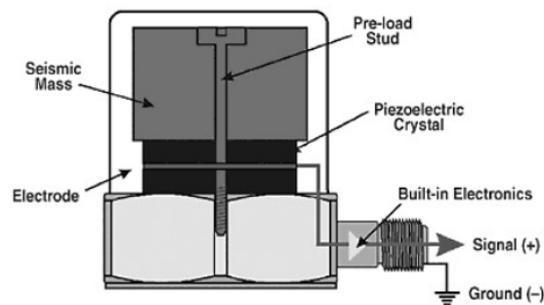


Figura 3.5. Accelerometro piezoelettrico [22]

Dato che i cristalli non presentano costanti elastiche elevate il sensore non è adatto alla misura di piccole accelerazioni. Inoltre, il segnale viene generato solo se si ha una variazione della pressione poiché i cristalli sono sensibili solo alle variazioni, quindi sono adatti solo per misure di accelerazioni dinamiche e non di quelle statiche. Infatti, in presenza di un'accelerazione costante si ha un segnale nullo.

Sono caratterizzati da bassa sensibilità con un range di funzionamento elevato (centinaia di g); ciò li rende adatti alle misure di grossi shock.

ACCELEROMETRI FBG

Gli accelerometri FBG sono impiegati nel rilevamento di attività sismiche (terremoti e tsunami), nei giacimenti petroliferi, nelle miniere di carbone, nelle esplosioni nucleari, nel monitoraggio della salute strutturale di ponti ed edifici.

Tra i vari tipi di accelerometri FBG, i design basati su cantilever sono adatti per misurazioni a bassa frequenza con elevata sensibilità e bassa sensibilità dell'asse trasversale [25]. Questi possono anche essere modificati per misurazioni di media frequenza.

Generalmente gli accelerometri FBG sono caratterizzati da un cantilever vibrante sul quale è incollato un FBG, vedi figura 3.6. La deformazione flettente del cantilever comporta una

deformazione della fibra che si traduce in uno spostamento della lunghezza d'onda proporzionale alla deformazione.

Il principio di funzionamento si basa sulla misura dell'accelerazione verticale tramite il rivelamento della variazione della lunghezza d'onda di Bragg, in quanto la deformazione flettente del cantilever è proporzionale all'accelerazione verticale.

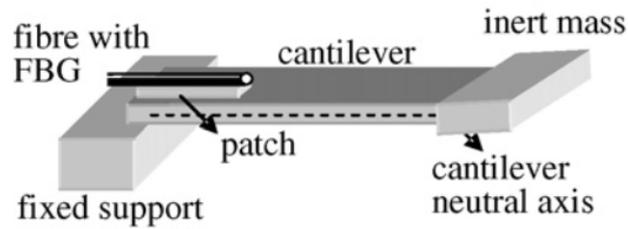


Figura 3.6. Geometria dell'accelerometro FBG [25]

4. ACCELEROMETRO FBG

In generale gli accelerometri possono essere molto utili nello studio dei parametri vitali quali frequenza cardiaca e respiratoria. Grande importanza hanno l'analisi di questi parametri in quanto sono parametri cruciali per la salute di un paziente e per quei pazienti che necessitano assistenza. Se questi parametri non rientrano in valori standard possono essere indicatori di patologie o disturbi.

Si può registrare il movimento del torace tramite un accelerometro fissato sul torace e posizionando il sensore sul cuore è possibile misurarne le vibrazioni. Un accelerometro toracico può rilevare correttamente la forma d'onda respiratoria e il segnale della frequenza cardiaca in quanto il battito cardiaco induce delle vibrazioni mentre la respirazione induce dei movimenti del torace, quindi il segnale che viene rilevato è caratterizzato da due componenti principali [26,27,28]:

- una grande componente a bassa frequenza (sub-Hz) causata dai movimenti della parete toracica dovuti all'espansione respiratoria e alla contrazione dei polmoni;
- una componente molto più piccola in ampiezza ma più alta nel contenuto di frequenza (> 5 Hz) causata dalle vibrazioni della parete toracica dovute principalmente alle onde acustiche generate dalle valvole cardiache.

Il segnale che viene misurato, e che presenta queste due componenti è il segnale balistocardiografico.

Per quanto riguarda i reticoli in fibra di Bragg (FBG), questi sono molto usati come sensori di vibrazione grazie a caratteristiche quali [25]:

- l'immunità ai campi elettromagnetici,
- l'adattabilità a condizioni ambientali difficili,
- la capacità di multiplexing,
- l'elevata sensibilità e basso rumore.

L'utilizzo in ambiente avverso permette il monitoraggio dei parametri vitali (frequenza cardiaca e respiratoria) che sono indicatori oltre che di disturbi e patologie anche di ansia e panico. Attacchi di ansia/panico durante un esame di risonanza magnetica sono un problema in quanto possono portare il paziente in iperventilazione o a muoversi e quindi rendono inutile la scannerizzazione [37].

Tra i disturbi che possono essere determinati, dall'analisi della frequenza cardiaca/respiratoria, ricordiamo quelli che vanno ad inficiare il sonno. Un esempio è il

problema dell'apnea notturna che può essere determinata dall'alterazione della frequenza respiratoria [28,38].

L'idea iniziale era quella di realizzare un primo modello di accelerometro FBG che fosse in grado di misurare alcuni parametri vitali in ambiente avverso. Per questo motivo si è pensato di realizzare un prototipo di cantilever in PLA sul quale incollare, tramite resina opportuna, il sensore FBG.

Prima di presentare il modello del prototipo verrà brevemente descritta la teoria della trave che si applica alla casistica presa in esame e presentato il modello analitico e simulato di una semplice trave fatta in alluminio-bronzo, materiale non compatibile con l'mri.

4.1. TEORIA DELLA TRAVE

Volendo calcolare lo spostamento della trave lungo y , si considera la teoria della mensola [32].

Si considera quindi una trave incastrata in un estremo e si calcola la deflessione massima e la rotazione minima, che si hanno nell'estremo libero. Per calcolare questi parametri bisogna partire dall'equazione differenziale della linea elastica.

Se si considera una trave ad asse rettilineo, nel piano yz , a sezione simmetrica rispetto all'asse y si ottiene un'equazione differenziale che viene ricavata andando a trascurare i contributi di deformazione dovuti al taglio. Questi vengono trascurati poiché, se si hanno travi snelle, sono molto inferiori ai contributi dovuti al momento flettente.

Considerando una mensola, trave incastrata, lunga l caricata, con una forza concentrata F , nell'estremo libero, vedi figura 4.1.a. L'incremento dello spostamento verticale, figura 4.1.c, dovuto al momento flettente è:

$$dv^M = -\varphi_x dz \quad (4.1)$$

Derivando la 4.1 rispetto a z si ottiene:

$$\frac{d^2v^M}{dz^2} = -\frac{d\varphi_x}{dz} \quad (4.2)$$

Ricordando l'equazione della curvatura elastica ($d\varphi_z = \frac{M_x}{EI_x} dz$) si ottiene un'equazione differenziale del secondo ordine:

$$\frac{d^2v^M}{dz^2} = -\frac{M_x}{EI_x} \quad (4.3)$$

Il momento flettente può essere scritto come una forza concentrata o come un carico distribuito.

Se la forza è concentrata si ottiene che:

$$M_x = F(z - l) \quad (4.4)$$

Se il carico è distribuito si ottiene che:

$$M_x = q(z - l)^2/2 \quad (4.5)$$

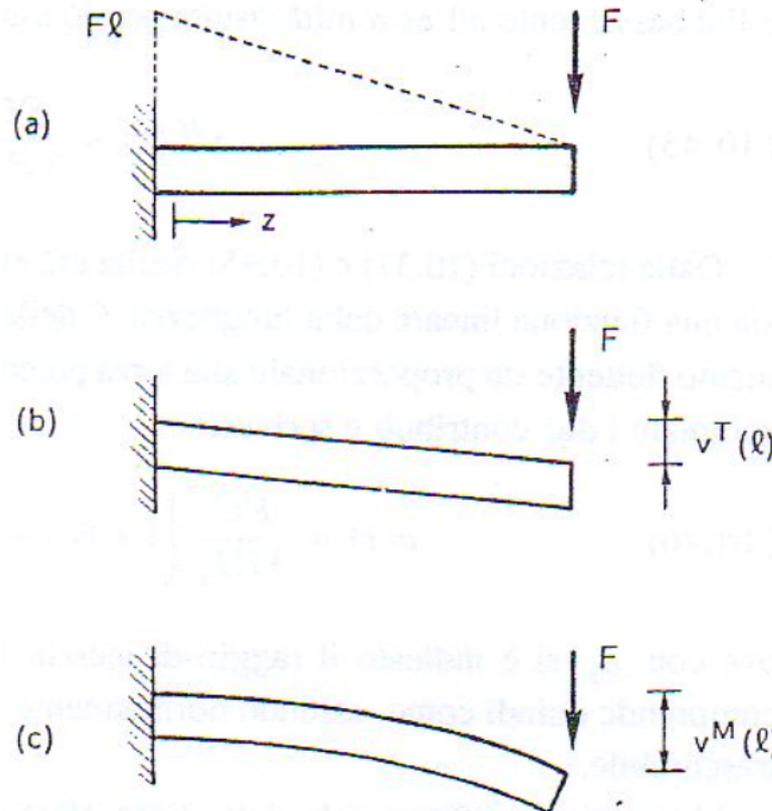


Figura 4.1. Trave incastrata [32].

La forza è legata alla deformazione tramite la rigidezza [33]:

$$F = ku_B \quad (4.6)$$

La rigidezza è la forza necessaria per generare uno spostamento unitario.

Nel seguito si calcoleranno la deflessione massima, la rotazione minima e la rigidezza di una trave nel momento in cui è applicata una forza concentrata o un carico distribuito.

CASO I. TRAVE INCASTRATA E FORZA APPLICATA NELL'ESTREMO LIBERO

Considerando una trave incastrata in A e con applicata una forza concentrata F nell'estremo libero B (vedi figura 4.2), dalla 4.3 e 4.4 si ottiene che l'equazione della linea elastica è:

$$\frac{d^2 v^M}{dz^2} = -\frac{F(z-l)}{EI_x} \quad (4.7)$$

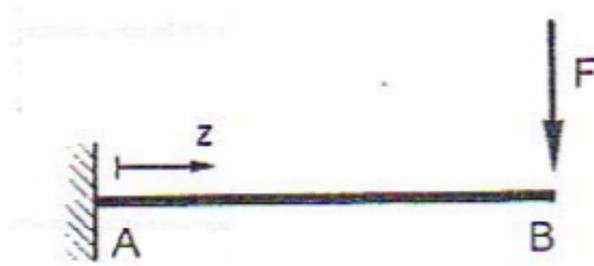


Figura 4.2. Mensola con Forza concentrata nell'estremo libero [32]

Integrando due volte si ottiene:

$$\dot{v}(z) = -\frac{Fz^2}{2EI} + \frac{Fl}{EI}z + C_1 \quad (4.8)$$

$$v(z) = -\frac{Fz^3}{6EI} + \frac{Fl}{2EI}z^2 + C_1z + C_2 \quad (4.9)$$

Applicando le seguenti condizioni al contorno:

$$v(z) = \dot{v}(z) = 0 \quad (4.10)$$

Si ottiene che la deflessione e la rotazione in B sono rispettivamente la 4.11 e 4.12.

$$u_B = u(L) = \frac{Fl^3}{3EI} \quad (4.11)$$

$$\phi_B = -u'(L) = -\frac{Fl}{2EI} \quad (4.12)$$

Dalla 4.6 si ricava la rigidezza:

$$k = \frac{F}{u_B} = \frac{3EI}{l^3} \quad (4.13)$$

CASO II. TRAVE INCASTRATA E FORZA APPLICATA NELL'ESTREMO LIBERO

Considerando una trave incastrata in A e con applicata carico distribuito q (vedi figura 4.3), dalla 4.3 e 4.5 si ottiene che l'equazione della linea elastica è:

$$\frac{d^2 v^M}{dz^2} = -\frac{q(z-l)^2}{2EI_x} \quad (4.14)$$

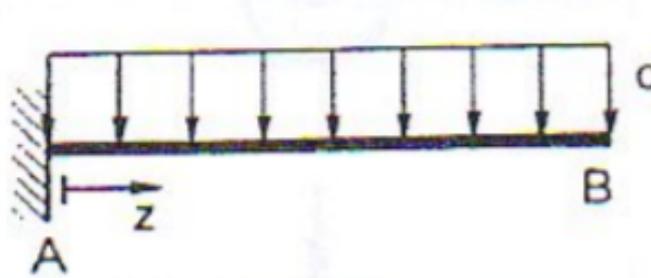


Figura 4.3. Mensola con carico distribuito [32]

Integrando due volte si ottiene:

$$\dot{v}(z) = \frac{q}{2EI} \left(\frac{z^3}{3} - lz^2 + l^2z + C_1 \right) \quad (4.15)$$

$$v(z) = \frac{q}{2EI} \left(\frac{z^4}{12} - l \frac{z^3}{3} + l^2 \frac{z^2}{2} + C_1z + C_2 \right) \quad (4.16)$$

Applicando le condizioni al contorno (4.9) si ottiene che la deflessione e la rotazione in B sono rispettivamente la 4.17 e 4.18.

$$u_B = u(L) = \frac{ql^4}{8EI} \quad (4.17)$$

$$\phi_B = -u'(L) = -\frac{qL^3}{6EI} \quad (4.18)$$

Dalla 4.6 si ricava la rigidezza:

$$k = \frac{F}{u_B} = \frac{q \cdot l}{u_B} = \frac{8EI}{l^3} \quad (4.19)$$

Ricorda un carico distribuito può essere visto come:

$$q = \frac{F}{l} \quad (4.20)$$

4.2 PROTOTIPO TRAVE

Si è iniziato andando a studiare il comportamento di una semplice trave in alluminio-bronzo sulla quale è stata incollata, tramite l'utilizzo di una resina, una fibra di Bragg.

La trave, vedi figura 4.4, è caratterizzata da avere le seguenti misure:

- base $b=33$ mm;
- altezza $h=1.5$ mm (spessore);

- lunghezza $l=139.5$ mm.

Si è studiato il comportamento della trave in due casi:

- caso I: trave non caricata e soggetta alla sola forza di gravità;
- caso II: trave caricata con una massa $m=70$ g.

Prima di eseguire le prove fisiche si è analizzato il sistema tramite il modello analitico e tramite delle simulazioni eseguite col software SolidWork.

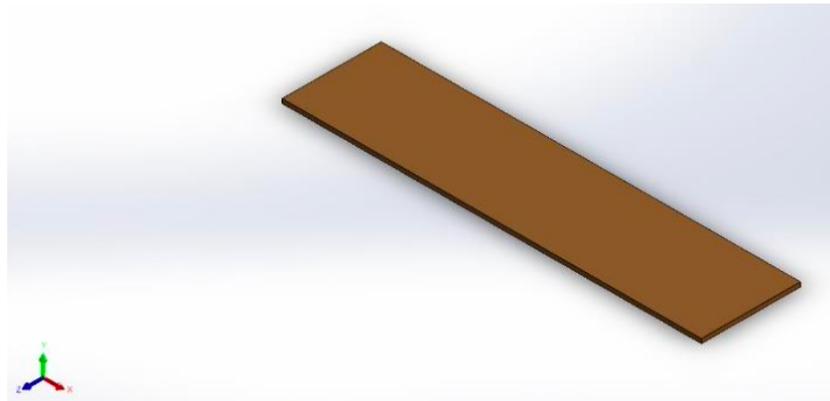


Figura 4.4. Modello della trave

4.2.1. MODELLO MATEMATICO

Data una trave rettangolare possiamo definire il momento di inerzia della sezione trasversale come [29]:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (4.21)$$

Dove b è la base e h lo spessore della trave.

Dalla letteratura [31] si conosce che la massa di una data trave può essere vista come:

$$m_{eff} = 0.23 * m_t \quad (4.22)$$

Dove m_t è la massa della trave ed è pari a $m_t = b * h * l * \rho$, con l lunghezza della trave e ρ la densità.

CASO I: TRAVE SOGETTA ALLA GRAVITA'

Data una trave incastrata la **frequenza di risonanza** della trave è [23,30]:

$$\omega_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{l m_{eff}}} \quad (4.23)$$

Con k rigidezza, data dalla 4.13 e m la massa della trave.

La forza di gravità, che si applica alla trave, può essere vista come un carico distribuito che a sua volta è pari al rapporto tra la forza e la lunghezza della trave.

$$q = \frac{F}{l} \quad (4.24)$$

Nel caso specifico la forza è pari a:

$$F = m_{eff} * g \quad (4.25)$$

Quindi la **deflessione** della trave può essere calcolata dalla 4.17 come segue:

$$u_B = u(l) = \frac{FL^3}{8EI} \quad (4.26)$$

Grande interesse è dato dal calcolo della deformazione, strain, della trave. Ciò è dovuto dal fatto che la fibra di Bragg è sensibile alla variazione di strain.

Dalla letteratura [34] si trova che lo strain della trave può essere calcolato come:

$$\varepsilon = \frac{z * M}{I * E} \quad (4.27)$$

Dove con:

- z si indica la distanza dall'asse neutro. Dato che vogliamo conoscere lo strain sulla superficie della trave lo si pone pari a h/2;
- I si definisce il momento di inerzia della sezione della trave, dato dalla 4.21;
- E è il modulo di Young del materiale di cui è fatta la trave;
- M è il momento flettente.

Sostituendo la 4.4 nella 4.23 otteniamo che lo **strain** è:

$$\varepsilon = \frac{z * F * (l - x)}{I * E} \quad (4.28)$$

Dove l è la lunghezza della trave ed x rappresenta la distanza dal vincolo. Dato che l'obiettivo è calcolare lo strain massimo si pone x pari a 0.

CASO II: TRAVE CON MASSA SOGGETTA ALLA GRAVITA'

In questo caso si considera una massa m che è posizionata sulla trave, vedi figura 4.5.

Quando si considera una massa posizionata sulla trave la massa del sistema che deve essere considerata nelle equazioni sopra riportate è la seguente:

$$m_t = m + m_{eff} = m + 0.23 * m_t \quad (4.29)$$

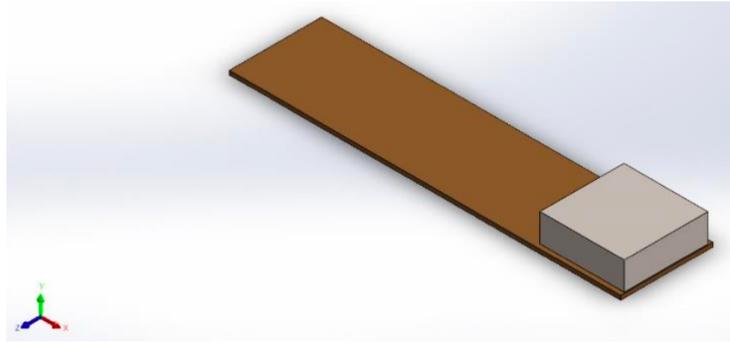


Figura 4.5 Trave con massa m

Quindi le equazioni 4.23, 4.26 e 4.28 diventano rispettivamente:

- **frequenza di risonanza**

$$\omega_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{l m_t}} \quad (4.30)$$

- **deflessione**

$$u_B = u(l) = \frac{Fl^3}{8EI} \quad (4.31)$$

con $F = m_t * g$

- **strain**

$$\varepsilon = \frac{z * F(l-x)}{I * E} \quad (4.32)$$

Dove l è la lunghezza della trave ed x rappresenta la distanza dal vincolo. Dato che l'obiettivo è calcolare lo strain massimo si pone x pari a 0. z è la distanza dall'asse neutro. Anche in questo caso la si pone pari ad $h/2$ (h =altezza della trave) al fine di trovare lo strain sulla superficie.

4.2.2. MODELLO SOLIDWORK

Il software CAD SOLIDWORKS® consente ai progettisti di disegnare e produrre modelli dettagliati e in scala, permette la simulazione di questi modelli e suggerisce idee per la miglioramento del modello.

CASO I: TRAVE SOGETTA ALLA GRAVITA'

Il primo step è stato quello di realizzare la trave, tramite la funzione parte, le cui dimensioni sono:

- base $b=33$ mm
- altezza $h=1.5$ mm (spessore);

- lunghezza $l=139.5$ mm.

Il materiale con cui è realizzata la trave è l'alluminio-bronzo. Questo è un materiale già presente negli archivi di SolidWork da cui si ricavano i valori di:

- modulo Elastico $E=110000$ N/mm²;
- densità $\rho=7.4$ g/cm³= $7.4 \cdot 10^{-6}$ kg/mm³.

Realizzato il modello e definito il materiale della trave si è passati a simulare il sistema tramite due studi.

Si è eseguita la mesh del sistema caratterizzata come definito in tabella 4.1

Tipo di mesh	Mesh di elementi solidi
Mesher usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	0,986129 mm
Tolleranza	0,0493064 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 4.1 Informazioni relative alla mesh della trave sottoposta alla forza di gravità

La mesh ottenuta è quella in figura 4.6. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 97562;
- numero di elementi totali: 57809;
- rapporto d'aspetto massimo: 5,5325;
- % di elementi con rapporto d'aspetto < 3: 99,8.

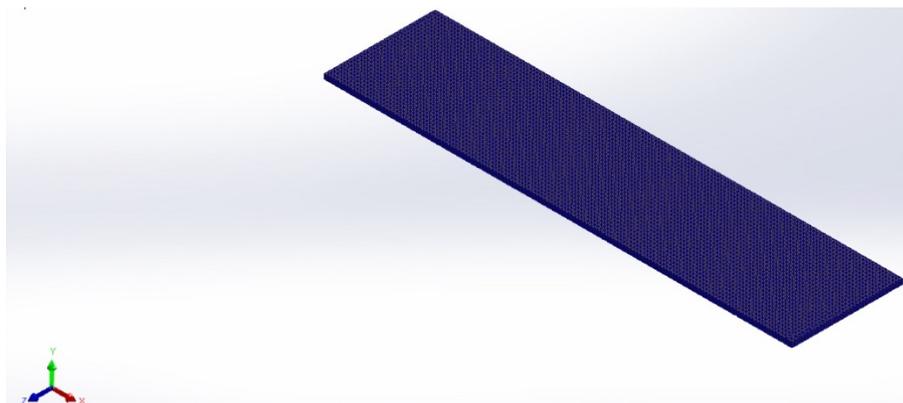


Figura 4.6 mesh della trave sottoposta alla forza di gravità

• ANALISI IN FREQUENZA

Questo studio permette di calcolare la frequenza del sistema. Al fine di eseguire il seguente studio il programma impone di applicare il vincolo.

Dato che si intende simulare una mensola si è scelto come vincolo la geometria fissa che è stata applicata ad una faccia della trave, come in figura 4.7, il vincolo è stato imposto tramite l'advisor vincoli.

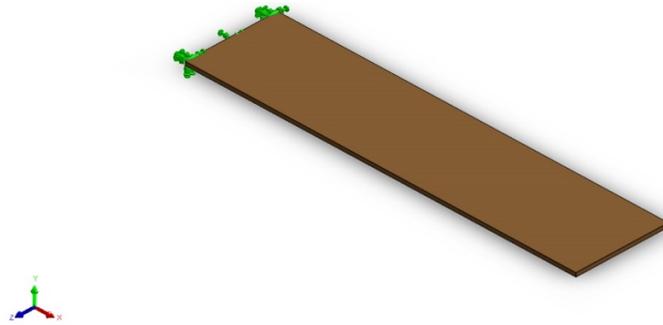


Figura 4.7 Modello della trave incastrato

- **ANALISI STATICA**

Questo studio permette di calcolare lo spostamento e lo strain del sistema. Al fine di eseguire il seguente studio il programma impone di applicare sia il vincolo che la forza esterna. Come nel caso precedente si è scelto come vincolo la geometria fissa, per modellizzare la mensola, e si è applicato la forza di gravità, vedi figura 4.8. Il programma permette di applicare la gravità tramite l'advisor carichi e di definirne la direzione. Come direzione si è scelta quella contraria all'asse y.

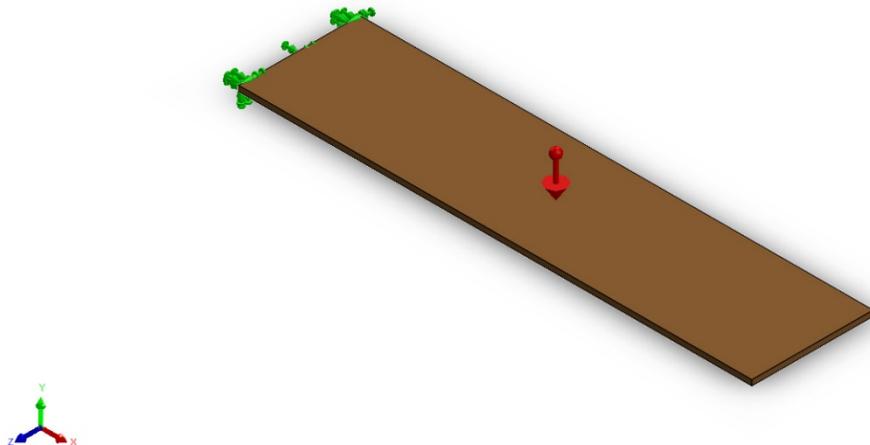


Figura 4.8 Modello della trave incastrato a cui è applicata la forza di gravità

Da questo studio si ottengono i grafici di spostamento, figura 4.9, e deformazione, figura 4.10.

Nel dettaglio, si nota che per lo spostamento il massimo lo si ha nell'estremo libero mentre il minimo nell'estremo vincolato. Per quanto riguarda lo strain si ottiene una situazione opposta a quella dello spostamento, infatti il minimo lo si ha nell'estremo libero mentre il valore massimo di strain nell'estremo vincolato.

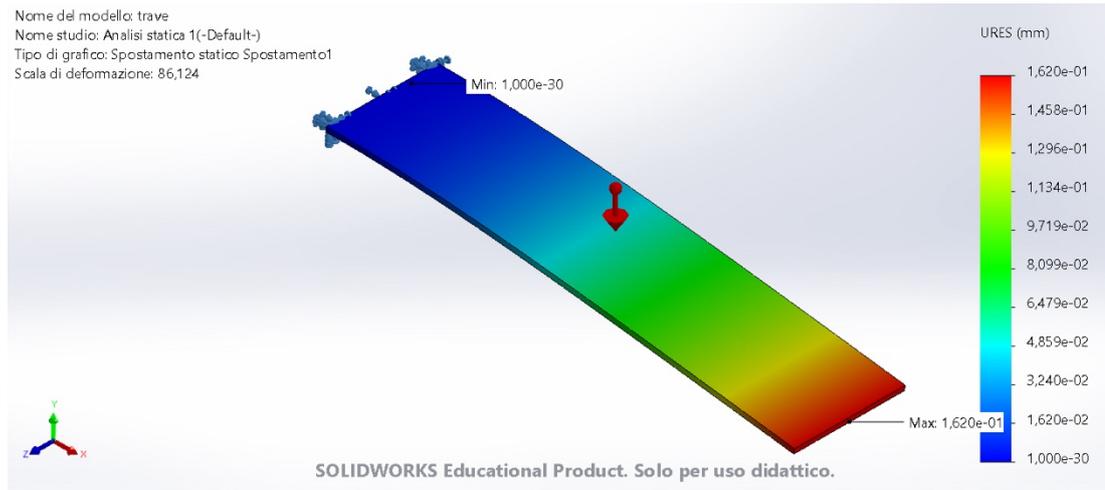


Figura 4.9. grafico dello spostamento della trave, in mm

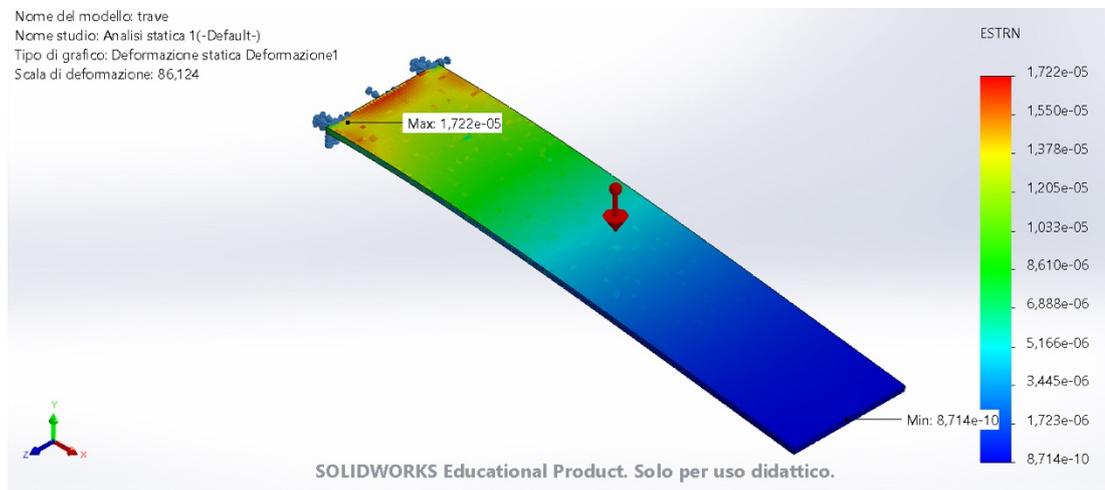


Figura 4.10. grafico dello strain della trave

CASO II: TRAVE CON MASSA SOGGETTA ALLA GRAVITA'

È stata realizzata la massa di 70 g da posizionare sulla trave le cui dimensioni sono:

- base $b=29.9$ mm;
- altezza $h=10$ mm (spessore);
- lunghezza $l=30$ mm.

Il materiale con cui è realizzata la massa è l'acciaio inossidabile. Questo è un materiale già presente negli archivi di SolidWork da cui si ricavano i valori di:

- modulo Elastico $E=200000$ N/mm²;
- densità $\rho=7.8$ g/cm³= $7.8 \cdot 10^{-6}$ kg/mm³.

Il passo successivo è stato quello di realizzare l'assieme unendo le due parti realizzate, trave e massa. I due elementi sono stati accoppiati tramite l'accoppiamento coincidente. È stata posizionata la massa ad un estremo della trave, vedi figura 4.11.

Successivamente si è eseguita la mesh del sistema caratterizzata come definito in tabella 4.2

Tipo di mesh	Mesh di elementi solidi
Mesheser usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	2,5142 mm
Tolleranza	0,12571 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 4.2 Informazioni relative alla mesh

La mesh ottenuta è quella in figura 4.11. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 16398;
- numero di elementi totali: 9060;
- rapporto d'aspetto massimo: 7,2349;
- % di elementi con rapporto d'aspetto < 3: 93,5.

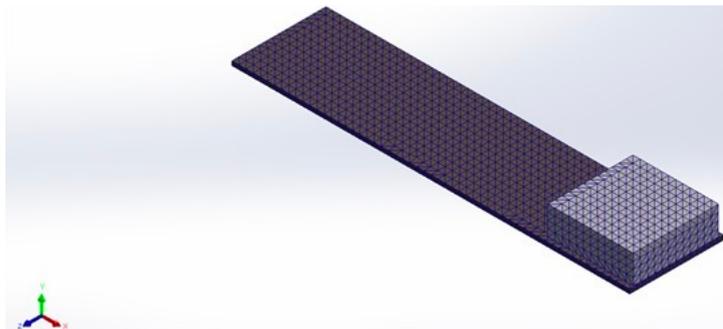


Figura 4.11 Mesh della trave caricata con massa

• ANALISI IN FREQUENZA

Come detto in precedenza bisogna, per eseguire lo studio bisogna imporre i vincoli. Questo è stato impostato tramite l'advisor vincoli e il vincolo scelto era la geometria fissa (vedi figura 4.12).

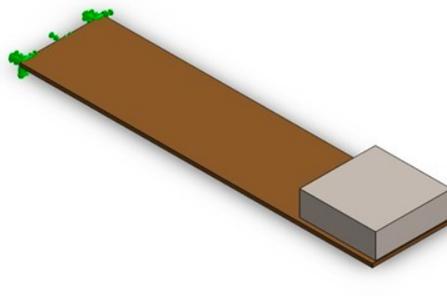


Figura 4.12 Modello vincolato della trave con la massa

- **ANALISI STATICA**

Oltre ad imporre il vincolo, bisogna definire il carico esterno. Questi sono stati scelti e impostati, come mostrato in figura 4.13:

- advisor vincolo: geometria fissa;
- advisor carichi esterni: gravità.

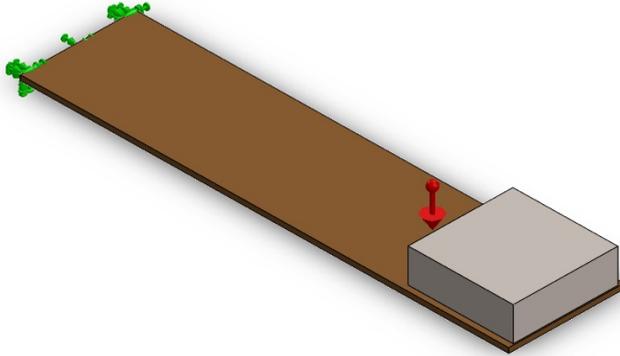


Figura 4.13 Modello della trave incastrata con massa a cui è applicata la forza di gravità

Da questo studio si ottengono i grafici di spostamento, figura 4.15, e deformazione, figura 4.16.

In particolare, si nota che sia per lo spostamento che per lo strain la situazione è analoga alla precedente. il massimo dello spostamento lo si ha nell'estremo libero mentre il minimo nell'estremo vincolato, viceversa per lo strain.

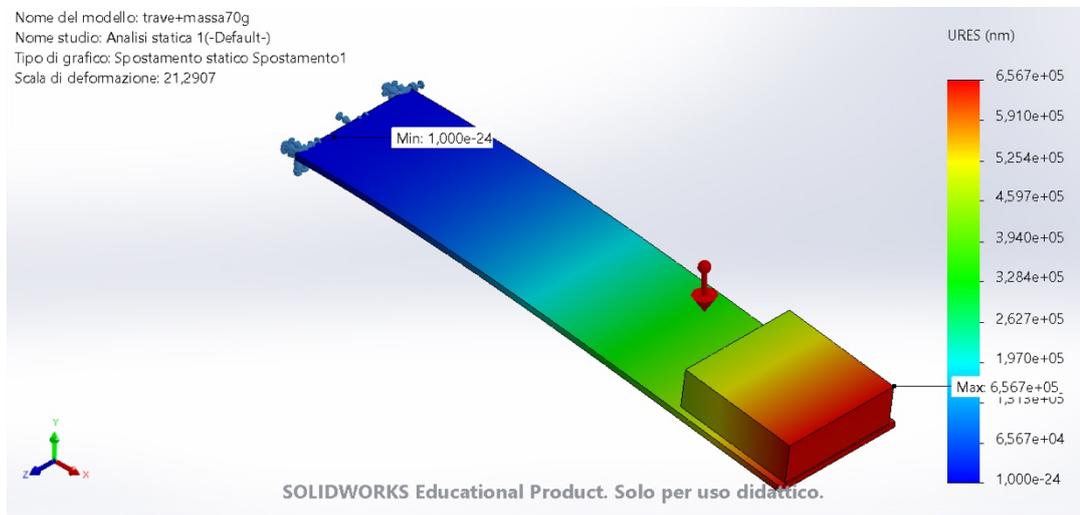


Figura 4.15. grafico dello spostamento della trave con massa, in nm

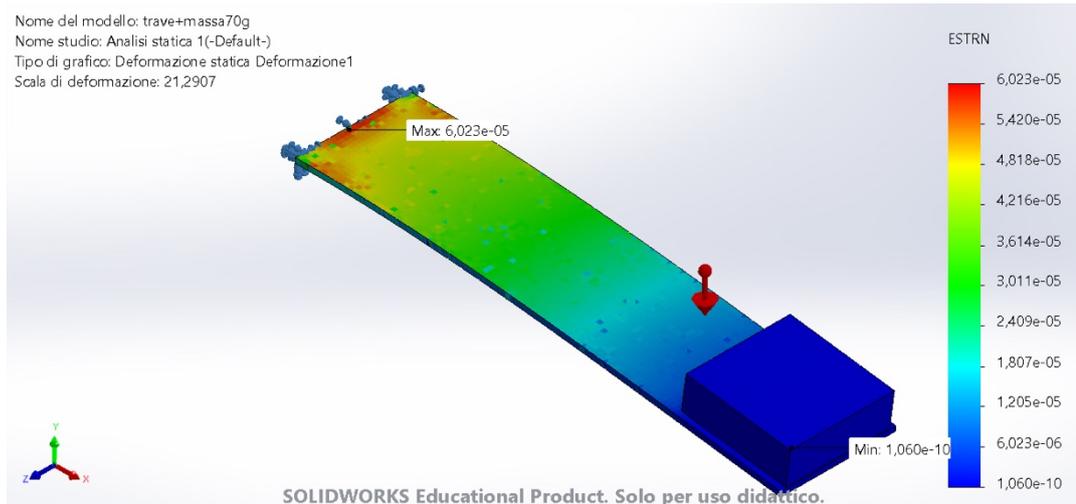


Figura 4.16. grafico dello strain della trave con massa

4.2.3. RISULTATI

Per quanto riguarda l'analisi della **FREQUENZA DI RISONANZA** si ottengono i seguenti valori:

CASO I: TRAVE

- modello matematico 49.312 Hz;
- SolidWork 48,742 Hz.

CASO II: TRAVE CON MASSA DI 70g

- modello matematico 18.7 Hz;
- SolidWork 21.7 Hz.

Si nota che la simulazione ed il modello matematico ci offrono dei valori simili tra di loro e che variano di pochi Hz.

Considerando lo **SPOSTAMENTO** i valori ottenuti sono i seguenti:

CASO I: TRAVE

- modello matematico 0.03832 mm;
- SolidWork 0,1620 mm.

CASO II: TRAVE CON MASSA DI 70g

- modello matematico 0.2665 mm;
- SolidWork 0,6567 mm.

In questo caso si ottengono valori che differiscono di un centinaio di micron.

Per quanto riguarda lo **STRAIN** otteniamo:

CASO I: TRAVE

- modello matematico 11,8153 $\mu\epsilon$;

- SolidWork 17,22 $\mu\epsilon$.

CASO II: TRAVE CON MASSA DI 70g

- modello matematico 82,15 $\mu\epsilon$;
- SolidWork 60,23 $\mu\epsilon$.

Guardando i risultati si vede che i valori discostano di poche decine $\mu\epsilon$.

È stata poi realizzata una prova in laboratorio utilizzando una “trave” di alluminio su cui è stata incollata la fibra. Dalle prove eseguite tramite lo strumento Micron Optics si ottengono valori di lunghezza d’onda pari a:

- 1551,475 nm se la trave è scarica;
- 1551,560 nm se la trave è caricata con una massa di 70 g.

Da questi valori si ottiene una variazione della lunghezza d’onda $\Delta\lambda$ pari a 85pm, da cui si ottiene una sensibilità di 1,21 pm/g.

Dall’equazione 2.13 sappiamo che:

$$\Delta\lambda_B = (1 - p_e)\Delta\epsilon*\lambda_B \quad (4.33)$$

Sapendo che $(1 - p_e) = 0.78$ e utilizzando come λ_B il valore della lunghezza d’onda quando la trave è scarica si ottiene che, utilizzando i valori di strain massimo travato con:

- modello matematico $\Delta\lambda_B = 99.41$ pm e quindi una sensibilità di 1.42 pm/g;
- SolidWork $\Delta\lambda_B = 72,88$ pm e quindi una sensibilità di 1.04 pm/g.

Quindi si ottengono valori di variazione della lunghezza d’onda di Brain teorici discostano più o meno di circa un centinaio di fm dal valore reale e un range di sensibilità che “contiene” la sensibilità effettiva.

Si ricorda che la sensibilità è calcolata come $\Delta\lambda_B / \text{carico}(g)$.

4.3. PROTOTIPO ACCELEROMETRO

Si è passati a realizzare un primo prototipo di accelerometro FBG completamente compatibile con l’ambiente di risonanza magnetica.

In particolare, è stato realizzato un cantilever sul quale è stato posizionato il sensore FBG. Le dimensioni del cantilever realizzato sono definite in figura 4.17. Si identificano le seguenti misure:

- massa: (10 x 5 x 10) mm
- trave: (10 x 1 x 20) mm

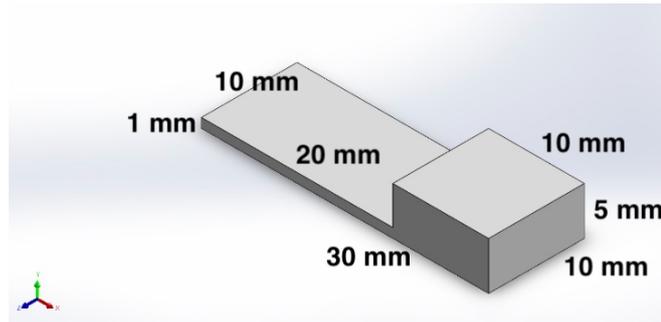


Figura 4.17 Prototipo di cantilever con misure

4.3.1. MODELLO MATEMATICO

Per quanto riguarda il modello matematico valgono le equazioni calcolate per la trave caricata con massa. Per completezza vengono di seguito riportate le equazioni.

Il **momento di inerzia** è:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (4.21)$$

Dove b è la base e h lo spessore della trave.

La **massa del cantilever** è:

$$m_t = m + m_{eff} = m + 0.23 * m_t \quad (4.29)$$

Dove:

- m_t è la massa della trave ed è pari a $m_t = b * h * l * \rho$, con l lunghezza della trave e ρ la densità.
- m è la massa della massa ed è pari a $m = b_m * h_m * l_m * \rho_m$, con b_m base della massa, h_m altezza della massa, l_m lunghezza della massa e ρ_m densità della massa.

La **frequenza di risonanza** del sistema è calcolata come:

$$\omega_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{m_t l}} \quad (4.30)$$

Con $l = l_{massa} + l_{trave}$

La **deflessione massima** del cantilever è:

$$u_B = u(l) = \frac{Fl^3}{8EI} \quad (4.31)$$

con $F = m_t * g$

$l = l_{massa} + l_{trave}$

Lo **strain**:

$$\varepsilon = \frac{z * F * (l - x)}{I * E} \quad (4.32)$$

Dove l è la lunghezza della trave ed x rappresenta la distanza dal vincolo. Dato che l'obiettivo è calcolare lo strain massimo si pone x pari a 0. z è la distanza dall'asse neutro. Anche in questo caso la si pone pari ad $h/2$ (h =altezza della trave) al fine di trovare lo strain sulla superficie.

4.2.2. MODELLO SOLIDWORK

È stato realizzato il cantilever di figura 4.17 a cui è stato associato il materiale PLA. Il materiale non era presente negli archivi di SolidWork quindi si sono trovati, dalla letteratura [39], i valori tipici di:

- modulo Elastico $E=1280 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho=1.252 \text{ g/cm}^3=1.252*10^{-6} \text{ kg/mm}^3$.
- Coefficiente di Poisson: 0.36

Si è eseguita la mesh del cantilever come definito in tabella 4.3

Tipo di mesh	Mesh di elementi solidi
Mesheser usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	0,444162 mm
Tolleranza	0,0222081 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 4.3 Informazioni relative alla mesh

La mesh ottenuta è quella in figura 4.18. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 79838;
- numero di elementi totali: 53424;
- rapporto d'aspetto massimo: 3,2931;
- % di elementi con rapporto d'aspetto < 3: 100.

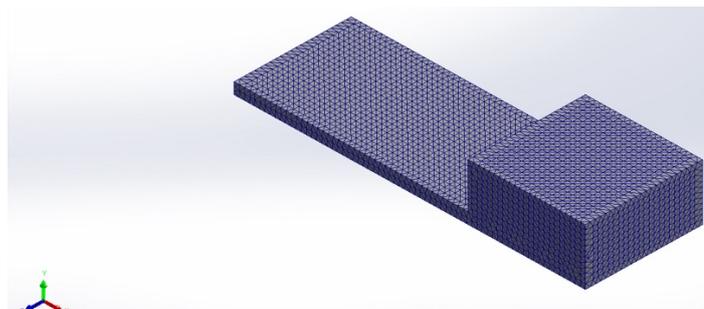


Figura 4.18 Mesh del cantilever

- **ANALISI IN FREQUENZA**

Per eseguire questo studio si impone, tramite l'advisor vincoli, il vincolo di geometria fissa come mostrato in figura 4.19.

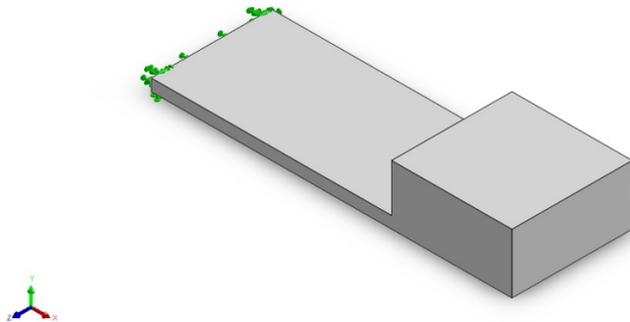


Figura 4.19 Modello vincolato cantilever

- **ANALISI STATICA**

Al fine di calcolare lo strain e la deflessione del sistema si esegue l'analisi statica del cantilever. Per eseguire lo studio si è impostato, vedi figura 4.20:

- l'advisor vincoli: geometria fissa;
- l'advisor carichi esterni: Gravità.

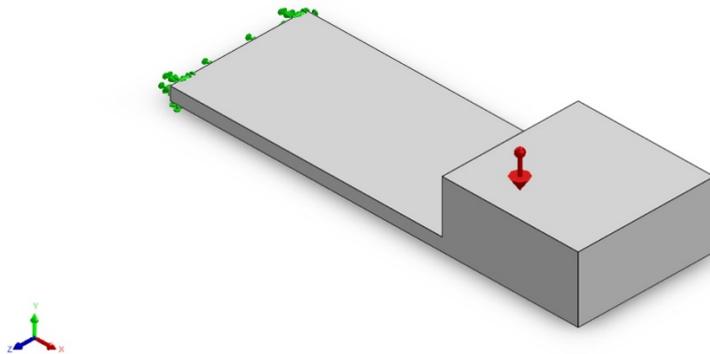


Figura 4.20 Modello cantilever incastrato con gravità

Da questo studio si ottengono i grafici di spostamento, figura 4.21, e deformazione, figura 4.22.

Come ci si aspettava il massimo dello strain lo si ha nell'incastro e il minimo nell'estremo che presenta la massa. Per lo spostamento si ottiene la situazione opposta.

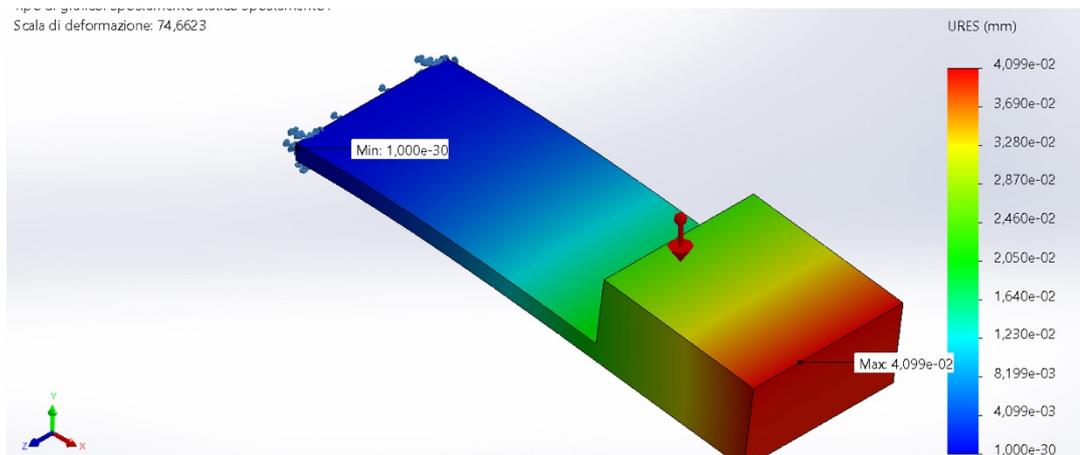


Figura 4.21. grafico dello spostamento del cantilever, in mm

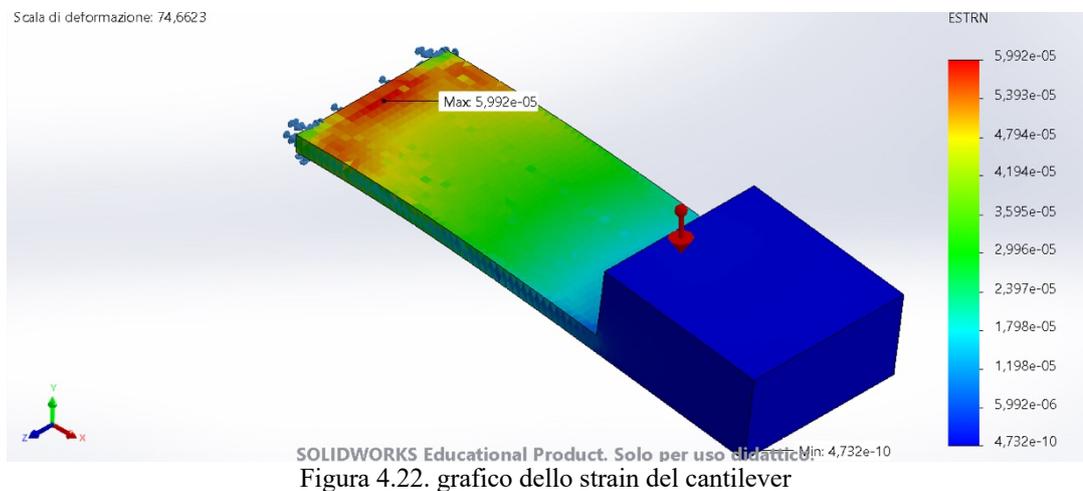


Figura 4.22. grafico dello strain del cantilever

4.2.3. RISULTATI

Andando a confrontare tra di loro i risultati ottenuti dall'analisi analitica e dalla simulazione si ottiene per:

FREQUENZA DI RISONANZA:

- modello matematico 66.27 Hz;
- SolidWork 89,618 Hz.

Si nota che la simulazione ed il modello matematico ci offrono dei valori che differiscono di poche decine di Hz

SPOSTAMENTO:

- modello matematico 0.02122 mm;
- SolidWork 0,04099 mm.

In questo caso si ottengono valori che anche se differiscono decine di μm comunque il valore ottenuto con SolidWork è circa il 50% maggiore rispetto a quello ottenuto nel modello matematico.

STRAIN:**CASO I: TRAVE**

- modello matematico 62,87 $\mu\epsilon$;
- SolidWork 59,92 $\mu\epsilon$.

Si nota che i valori differiscono di pochi $\mu\epsilon$

Dai valori ottenuti si può tranquillamente utilizzare i soli dati del modello matematico per i confronti che si avranno in seguito.

Si sottolinea il fatto che i valori ottenuti sono per una massa completa del cantilever.

4.2.4. REALIZZAZIONE DEL PROTORIPO

Il modello del prototipo è stato realizzato tramite il software SolidWork. Questo è caratterizzato da una struttura, cava, di forma rettangolare all'interno della quale viene a trovarsi il cantilever modellizzato precedentemente, vedi figura 4.23. Per le dimensioni del cantilever si faccia riferimento alla figura 4.17.

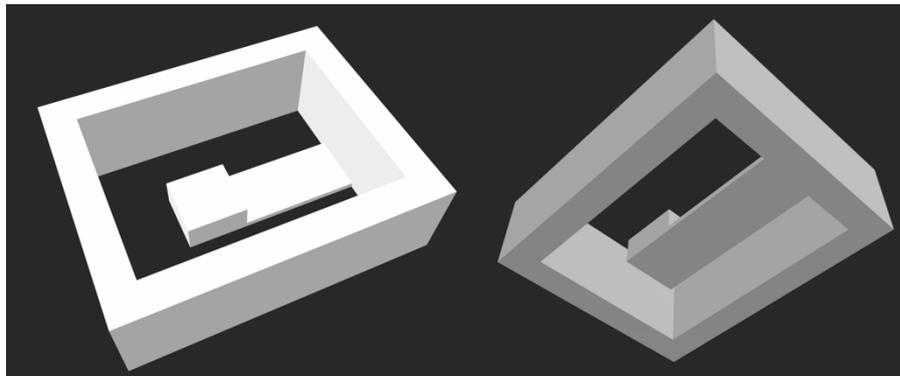


Figura 4.23. Modello SRL del prototipo da stampare.

La stampa 3D [40], detta anche prototipazione rapida, permette di realizzare un oggetto “stampando” strato dopo strato, partendo direttamente da un modello CAD 3D.

Le diverse tecniche di stampa 3D differiscono per il modo in cui l’oggetto è realizzato, in particolare si ricordano i metodi in cui vengono usati:

- materiali che fondono /sinterizzano/ ammorbidiscono col calore per produrre gli strati. Un esempio è dato dal selective laser sintering e la FMD (fused deposition modeling);
- materiali liquidi che sono fatti indurire.

La tecnica di stampa utilizzata per il prototipo è la FMD.

È una tecnica additiva, il metodo si basa sull’uso di un ugello riscaldato che scioglie il materiale, che serve per la stampa, e lo deposita strato per strato. Il materiale è un filamento termoplastico e l’ugello è guidato sia in direzione verticale che orizzontale da un meccanismo a controllo numerico. Questo meccanismo segue il percorso dettato da un G-

code generato da un software di slicing. Per favorire l'adesione il piatto, che funge da piano di stampa, è riscaldato. Tra i polimeri più utilizzati si ricorda il PLA (Acido polilattico). Questo è il polimero utilizzato per la stampa del prototipo. Il PLA è stato estruso ad una temperatura di circa 200-220 °C e il piatto era riscaldato a 60 °C.

Prima di procedere alla stampa si creato il file compatibile con la stampante. Nel momento della realizzazione di questo file si è scelto di riempire il prototipo solo del 40% e di essere sicuri che i primi tre layer e gli ultimi tre layer fossero completamente pieni.

Da queste caratteristiche si è certi che la trave del cantilever è completamente piena mentre la massa non lo è. In realtà all'interno la massa non è completamente vuota ma è presente una struttura alveolare.

Alla fine della stampa si è ottenuto il prototipo di figura 4.24. Come si può ben vedere dall'immagine il prototipo presenta degli errori di "stampa", infatti si nota che i bordi non sono ben definiti, ma questo non rappresenta un problema.



Figura 4.24. Prototipo ottenuto dalla stampa 3D

Abbiamo accennato al fatto che il prototipo stampato presenta una trave piena e una massa della massa al 40%. Da ciò si evince che i valori trovati con la simulazione e il modello non rappresentano realmente i valori che dovremmo aspettarci nella realtà. Per questo, si sono ricalcolati i valori, del modello teorico considerando una massa:

$$m_t = 0.4 * m + m_{eff} = 0.4 * m + 0.23 * m_t \quad (4.34)$$

Si ottengono, applicando la sola forza di gravità al sistema, i valori definiti in tabella 4.4

FREQUENZA (Hz)	SPOSTAMENTO (mm)	STRAIN ($\mu\epsilon$)
98.73	0.0096	42.49

Tabella 4.4 Valori prototipo con massa pari a $0.4 * m + m_{eff}$

Utilizzando l'equazione 4.33, $\Delta\lambda_B = (1 - p_e)\Delta\epsilon * \lambda_B$, utilizzando come λ_B il valore della lunghezza d'onda di Bragg, 1521 nm, e come strain i valori ottenuti con il modello matematico, e sapendo che $(1 - p_e) = 0.78$ si ha un $\Delta\lambda_B = 50,41 \text{ pm}$, da cui si ottiene una sensibilità di 50,41 pm/g, con g accelerazione di gravità.

CARATTERIZZAZIONE

Prima di incollare il sensore FBG si è caratterizzato il sistema tramite l'uso di un oscilloscopio.

In particolare, il sistema è stato eccitato con un'eccitazione impulsiva, di intensità ignota. Dalla curva di decadimento, mostrata in figura 4.25, si è poi calcolato, tramite l'oscilloscopio, la frequenza del sistema, vedi figura 4.26.

Si evince che la frequenza è pari a 95.238 Hz. Confrontando il valore ottenuto dalla caratterizzazione con quello ottenuto analiticamente, tabella 4.4, si nota che i due valori sono tra di loro concordi e che differiscono di qualche Hz.

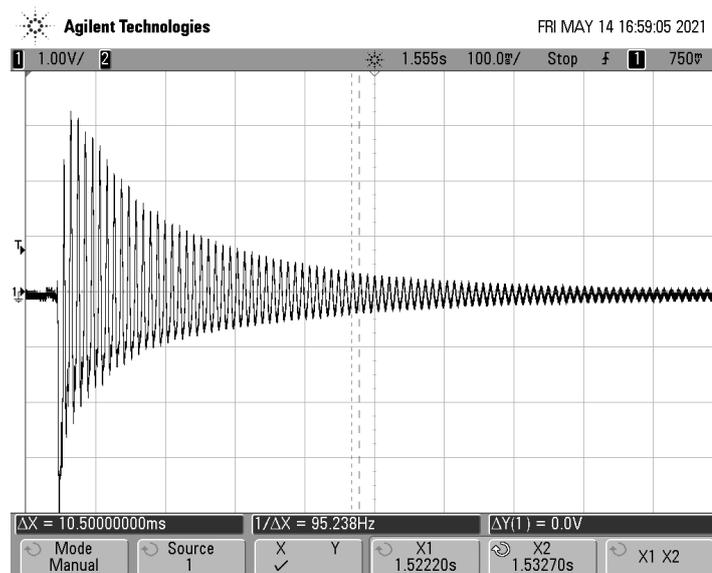


Figura 4.25 Immagine importata dall'oscilloscopio, mostra la risposta del prototipo

Dall'immagine mostrata in figura 4.25, che mostra la risposta del sistema quando eccitato, si nota che le oscillazioni libere hanno un decremento esponenziale. Questo è la curva decremento "classica" che si ha per un sistema sottosmorzato.

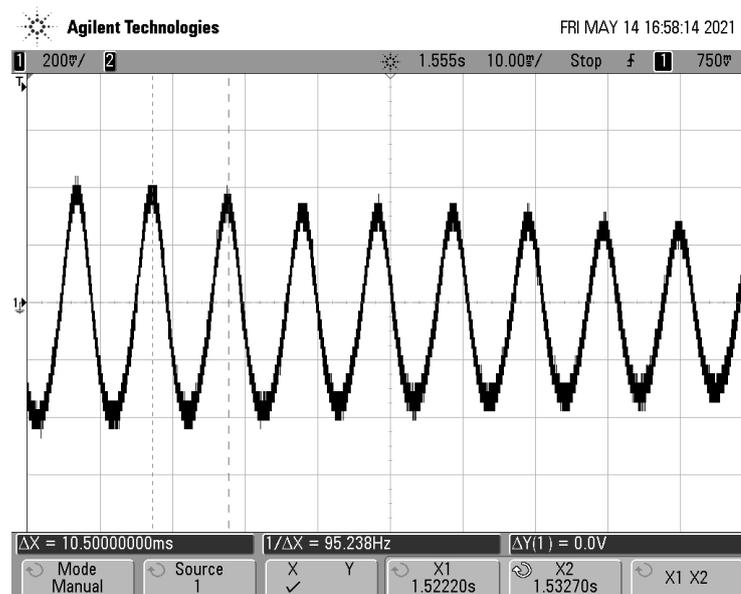


Figura 4.26 Immagine importata dall'oscilloscopio, mostra il calcolo della frequenza delle oscillazioni

4.2.4. TEST PROTORIPO

Successivamente si è incollato il sensore FBG, tramite resina, sul prototipo, vedi figura 4.27. Come si nota dalla figura il sensore FBG è stato posizionato nell'estremo vincolato del cantilever poiché sappiamo, dalle simulazioni, che è quello il punto in cui lo strain è massimo.

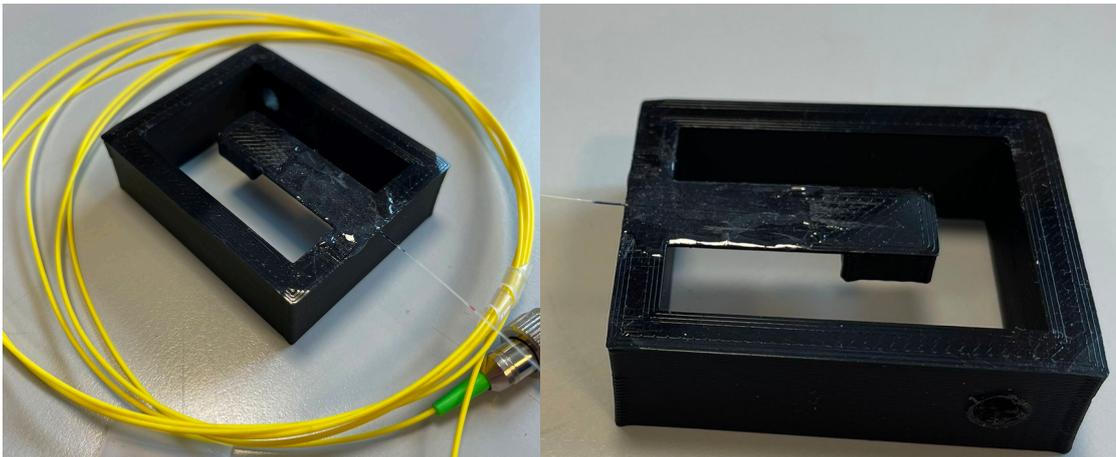


Figura 4.28 Sensore FBG incollato al prototipo

Il sensore FBG utilizzato è stato realizzato tramite tecnica point-by-point ed un FBG Array. In particolare, è caratterizzato da essere formato da due file di reticoli di Bragg. Su ogni fila sono disposti 10 FBG distanti tra di loro 1mm. Definiti i “punti”, distanti 1mm tra di loro, dove sono posizionati gli FBG sulla prima linea, gli FBG della seconda linea sono posizionati in corrispondenza del punto medio tra due FBG della prima linea, come definito in figura 4.29.

Gli FBG della prima fila hanno lunghezze d'onda che vanno da 1505 a 1541 nm distanziate di 4 nm, mentre quelle della seconda fila vanno da 1545 a 1581 nm e sono sempre distanziate di 4 nm.

In particolare, il sensore FBG utilizzato non presenta 20 FBG ma 18 perché gli ultimi 2 sono stati troncati. Quindi mancheranno le lunghezze d'onda pari a 1541nm e 1581 nm.

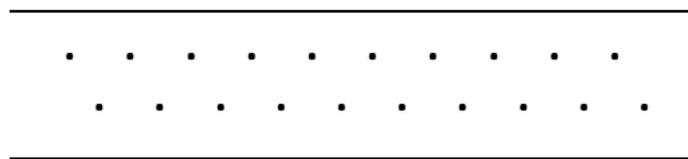


Figura 4.29 Disposizione degli FBG nell'array

SCELTA DEL PICCO DA ANALIZZARE

Dato che per i nostri interessi non è necessario avere un array di FBG si va a scegliere, tra le varie lunghezze d'onda di Bragg quella che risponde nel miglior modo. In particolare, si va a vedere, plottando i risultati quale tra le varie lunghezze d'onda di Bragg va a posizionarsi nel punto di maggior sensibilità del cantilever.

Tramite l'utilizzo dell'interrogatore, Micron Optics si155, è stata registrata una prova eseguita sul prototipo. È stato definito un tempo di campionamento di 100 ms.

Anche in questo test il cantilever è stato eccitato con una serie di forze costanti non note, poiché il fine è quello di scegliere il picco che ha una migliore sensibilità. Nella figura 4.30 si mostrano le curve ottenute, plottando la lunghezza d'onda in funzione del tempo, delle varie lunghezze d'onda di Bragg. Guardando l'immagine si nota che possiamo dividere le lunghezze d'onda di Bragg in due gruppi che corrispondono alle due file di lunghezze d'onda definite in figura 4.29.

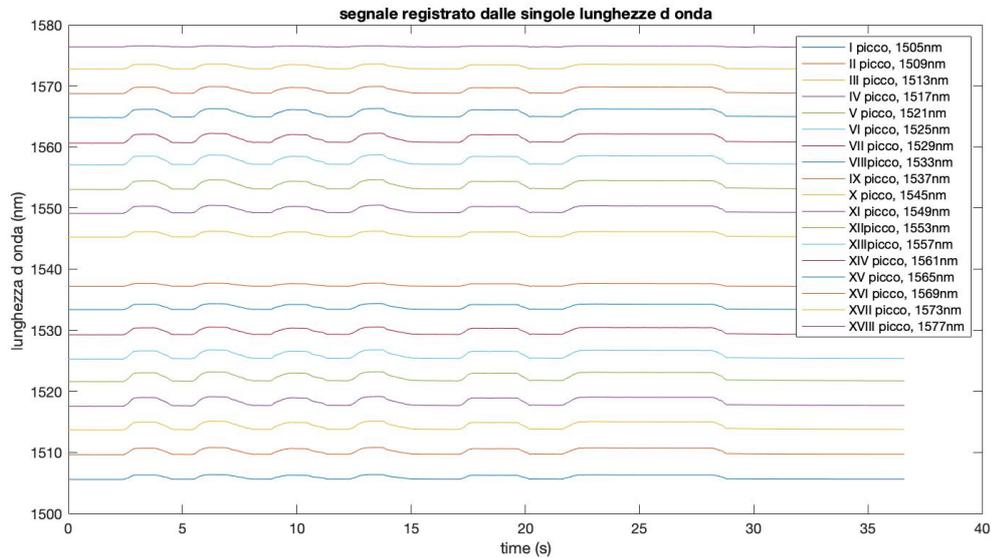


Figura 4.30 Segnale registrato dalle singole lunghezze d'onda di Bragg

Ci si aspettava questo risultato in quanto il sensore FBG è un array denso. Dato che i due gruppi di lunghezze d'onda vengono a trovarsi nella stessa zona del cantilever è possibile considerarne solo un gruppo nella scelta del picco. In particolare, si considerando le prime nove lunghezze d'onda. Sottraendo ad ogni segnale il primo valore registrato si ottiene il grafico in figura 4.31.

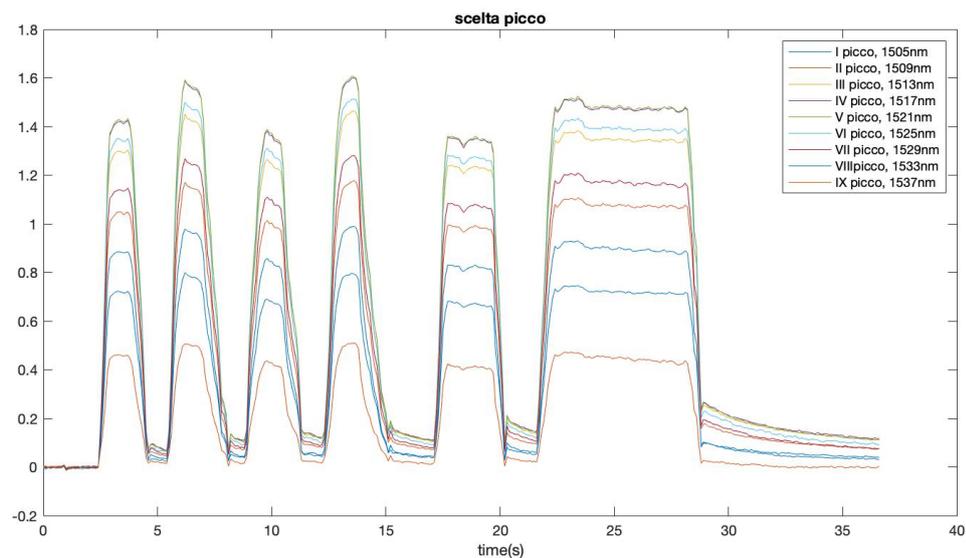


Figura 4.31 Sottrazione del segnale rispetto al primo valore dello stesso

Visualizzando il grafico si vede che tra le lunghezze d'onda più sensibili troviamo il V picco ($\lambda_B = 1521 \text{ nm}$). La scelta del picco da prendere in considerazione è ricaduta su questo valore poiché oltre ad essere tra i picchi più sensibili dovrebbe essere posizionato nella zona

si massimo strain del cantilever. Infatti, dalla figura 4.28, si può vedere che alcune lunghezze d'onda vengono a trovarsi sulla struttura di appoggio del cantilever ed altre troppo lontane dalla zona di massimo strain.

Il segnale registrato dal picco scelto è mostrato in figura 4.32. Si nota che applicando una forza costante incognita si ha una variazione di circa 2nm. Mentre considerando i valori di lunghezze d'onda quando il cantilever è “scarico” si ottengono variazioni di massimo un centinaio di pm.

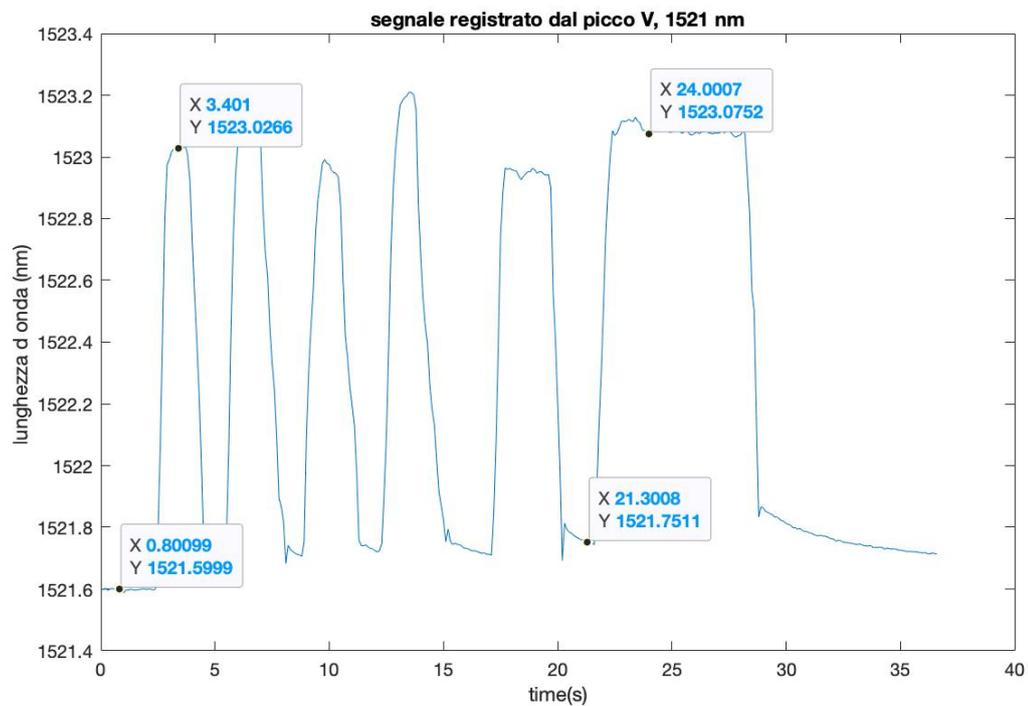


Figura 4.32 Segnale registrato dal picco V, 1521 nm

TEST SHAKER - VALIDAZIONE

Successivamente si è validato il prototipo tramite una prova sperimentale eseguita con uno shaker elettrodinamico. In particolare, il segnale è stato registrato e misurato tramite l'interrogatore e i dati sono stati campionati ogni 1000 ms. Con l'utilizzo dello shaker è stato possibile valutare e verificare il comportamento del prototipo quando è sottoposto a un'accelerazione di 1 g la cui frequenza cresce linearmente da un valore nullo al valore di 200 Hz.

Il set-up è quello mostrato in figura 4.33. Il prototipo è stato fissato allo shaker tramite una vite inserita in un foro realizzato nella parete della struttura di supporto del cantilever.

La risposta registrata dal picco V è visualizzata in figura 4.34, mentre nella figura 4.35 è visualizzato lo zoom della risposta del picco V per visualizzare l'andamento.

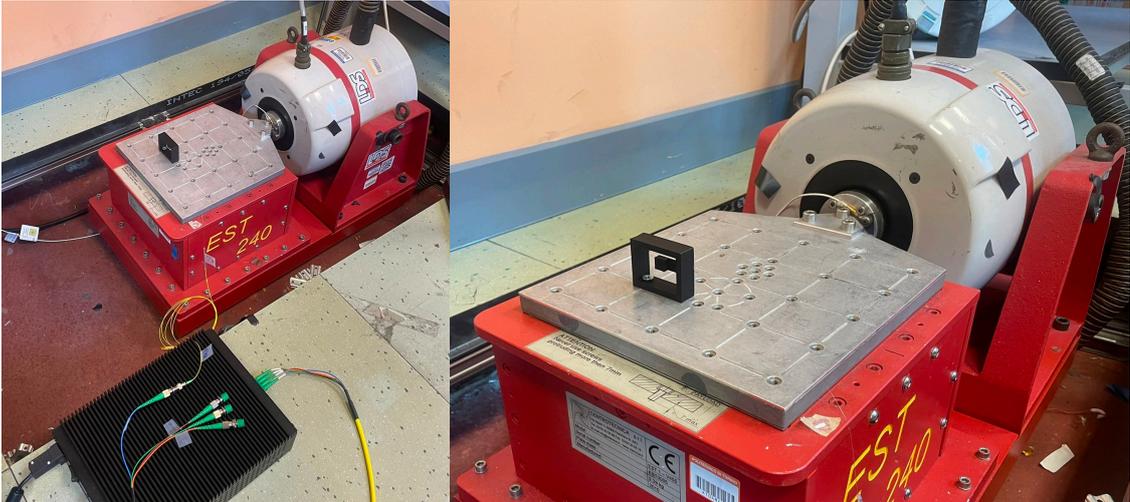


Figura 4.33 Set-up del test eseguito con lo Shaker.

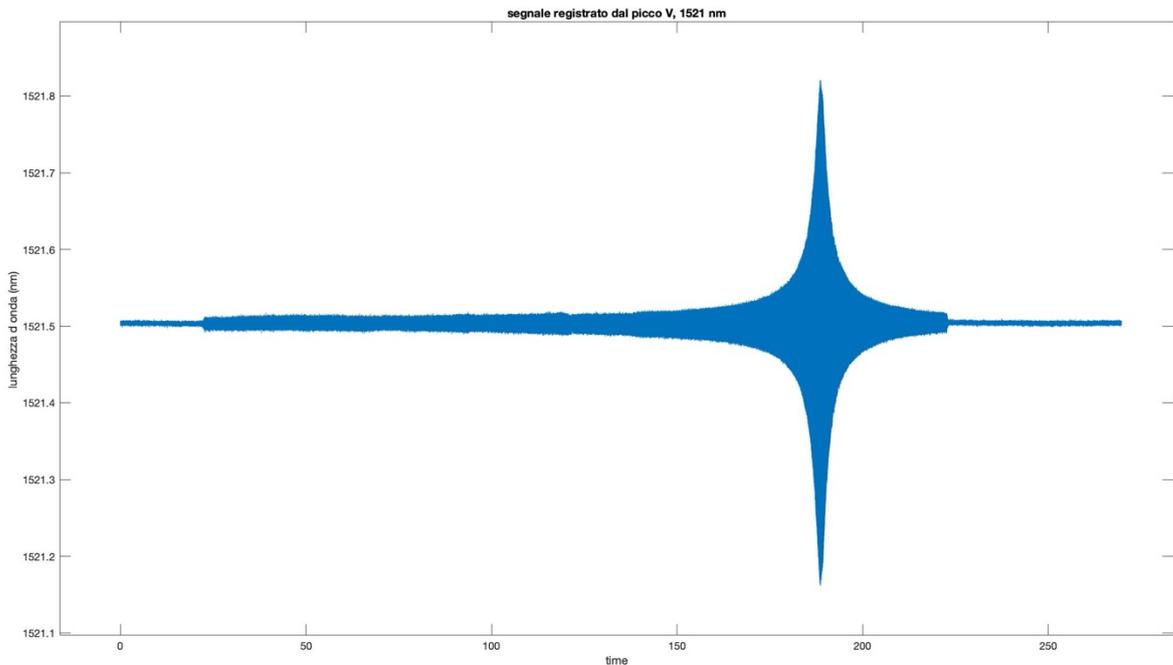


Figura 4.34 risposta registrata dal picco V quando il prototipo è sottoposto ad una vibrazione la cui frequenza varia da 0Hz a 200Hz con accelerazione di 1g

Visionando la figura 4.35 si nota che in bassa frequenza la variazione di lunghezza d'onda, picco picco, è di circa 20 pm. Da questo valore, noto l'ingresso, accelerazione di 1 g, si calcola la sensibilità come:

$$\text{Sensibilità} = \frac{\Delta\lambda}{2} * \frac{1}{1g} = 10 \frac{pm}{g} \quad (4.35)$$

Con g accelerazione di gravità. Nel calcolo della sensibilità si divide per due poiché si è presa la variazione di lunghezza d'onda picco-picco, ma nel calcolo della sensibilità in realtà si considera la variazione rispetto a λ_B . Si ottiene un valore inferiore a quello che ci aspettavamo dal modello matematico ($50,41 \frac{pm}{g}$).

Dalle prove si è evinto che l'incollaggio della fibra non è stato ottimale. Questo ha portato a non avere il giusto trasferimento di strain dal cantilever alla fibra, cosa che può spiegare una sensibilità così bassa rispetto al valore ottenuto analiticamente. Inoltre, l'incollaggio non ottimale ha portato ad avere situazioni in cui se la fibra viene tirata questa sente delle variazioni di strain, per questo motivo durante le prove è importante far in modo che la fibra non sia tensionata, così da evitare degli errori di misura.

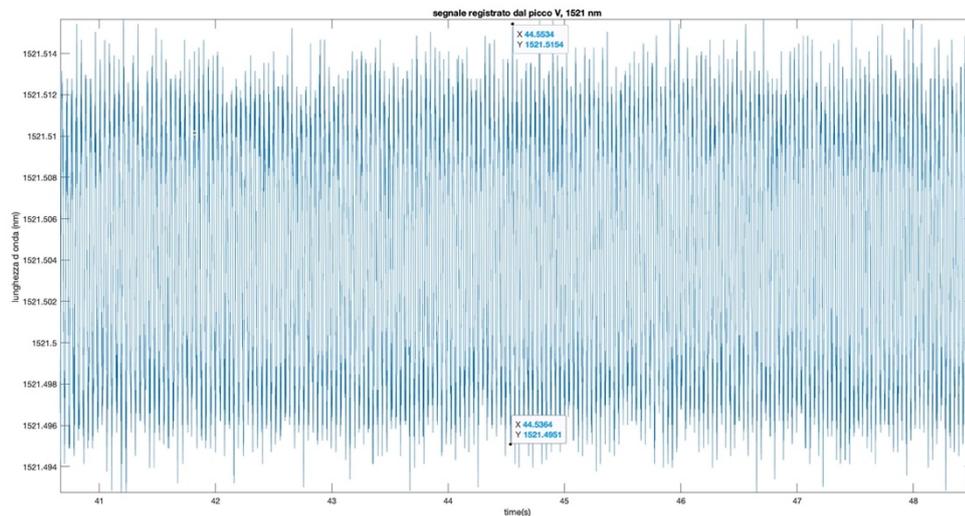


Figura 4.35 Zoom della risposta registrata dal picco V quando il prototipo è sottoposto ad una vibrazione la cui frequenza varia da 0Hz a 200Hz con accelerazione di 1g

Si è calcolata la risposta in frequenza che viene riportata nel grafico in figura 4.36.

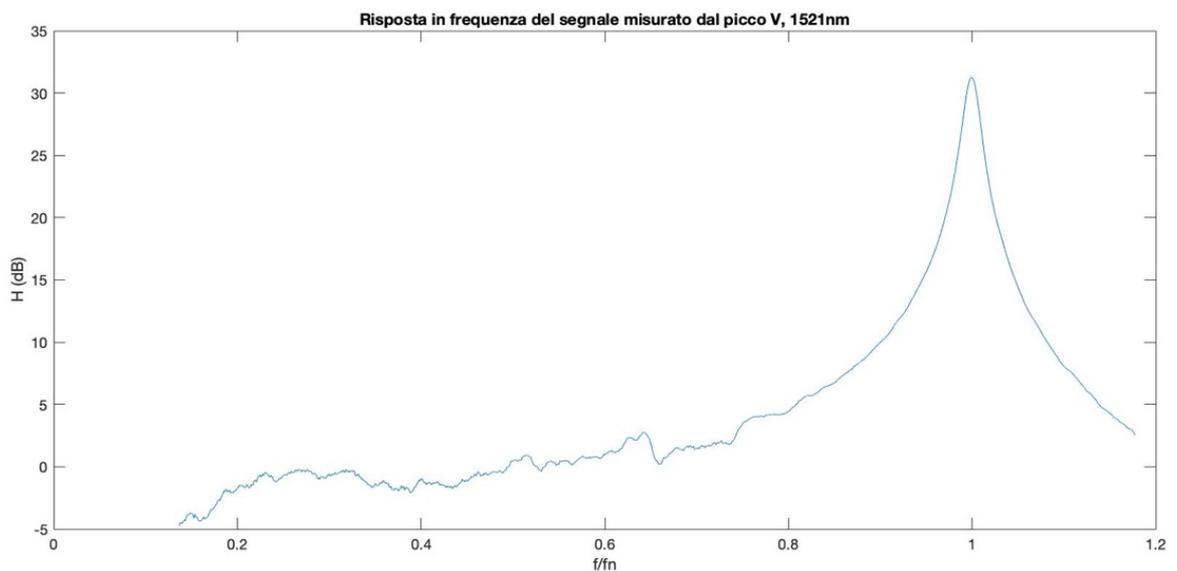


Figura 4.36 Risposta in frequenza del segnale misurato dal picco V

Dalla visualizzazione dei risultati e dei segnali misurati si può dire che quando il picco è istantaneo le prestazioni migliorano. Prestando attenzione al picco mostrato nella risposta in frequenza, figura 4.36, si vede, dalla sua forma, che il sistema non è molto smorzato infatti,

ricordando la figura 3.2, tanto più è alto è il picco tanto minore è lo smorzamento. Quindi si può dire che né la resina né il materiale plastico hanno indotto uno smorzamento elevato.

Un problema che si è notato, durante i vari test eseguiti, è che se si tira la fibra si induce uno strain questo può essere spiegato dal fatto che nel momento in cui il sensore FBG è stato incollato sul cantilever non si è ottenuto un “incollaggio” ottimale.

Il prototipo realizzato non è un prodotto che ha la sensibilità tale da riuscire a misurare le variazioni del torace indotto dal battito cardiaco e dalla respirazione. Nonostante ciò, questo può essere un punto di partenza per realizzare dei prototipi a maggior sensibilità, ottenuti stampando un prototipo completamente pieno o aumentando la dimensione della massa. Rappresenta un punto di partenza poiché resta sempre un accelerometro FBG completamente compatibile con l’MRI che presenta uno smorzamento e una frequenza di risonanza adeguati e che non sono molto influenzati dal materiale plastico o della resina.

Si è eseguito un ulteriore test in cui si è provato a misurare il battito cardiaco. Il prototipo, come detto precedentemente, non permette il monitoraggio del battito cardiaco se utilizzato come accelerometro, ma se si pone il cantilever a contatto con il corpo è possibile monitorare il battito cardiaco, come mostrato in figura 4.37. Quest’ultimo mostra il segnale registrato dal picco V del sensore quando il cantilever è posizionato a contatto diretto con il collo, infatti nell’immagine viene mostrato il segnale registrato che si riferisce al battito “carotideo”.

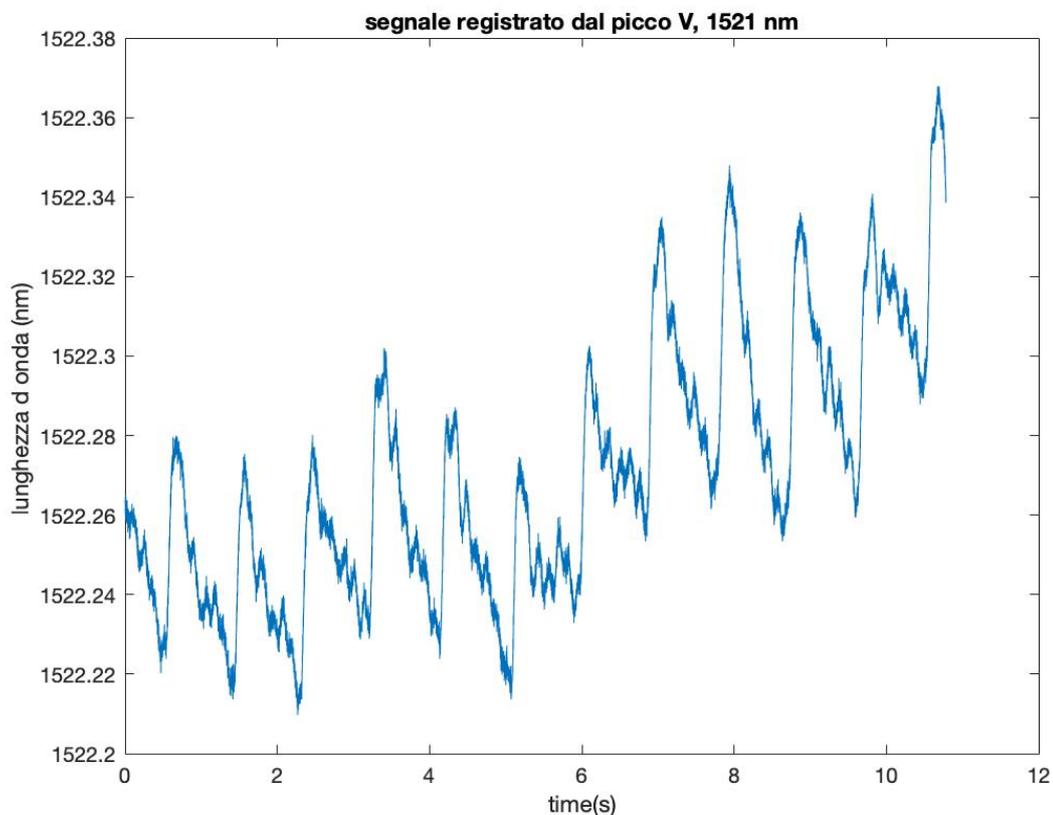


Figura 4.37 Segnale del battito “carotideo” registrato dal quando l’accelerometro è posto a contatto con la pelle.

Dalla figura 4.37 si vede che, posizionando il cantilever a contatto diretto con il collo, si riesce a monitorare il battito cardiaco, in questo caso particolare il battito carotideo.

Ci si è accorti, quindi, che il prototipo non è possibile utilizzarlo come accelerometro, per questa specifica applicazione, ma se lo si utilizza a contatto diretto, quasi come un sensore di pressione, riesce a sentire il battito cardiaco. Quindi, nel caso specifico, il sensore, posizionato a contatto diretto col corpo, sente le variazioni di pressione indotte dalla contrazione e rilassamento delle arterie dovuto al ritmo cardiaco. Visionando la figura 4.37 si nota proprio la ritmicità del battito cardiaco e il conseguente rilassamento e contrazione indotti.

5. SENSORI DI FORZA

I sensori di forza permettono di misurare le forze che agiscono su un corpo. Il principio di funzionamento si basa sul trasdurre la forza in una grandezza diversa, permettendo la misurazione sia di carichi statici che carichi dinamici, in trazione e compressione. Trovano applicazione sia in ambito industriale che in applicazioni più comuni.

Tra le applicazioni più semplici troviamo la misura del peso di un oggetto/persona, mentre in ambito industriale trovano applicazione nei campi più svariati, si va dal settore automobilistico a quello alimentare, dall'aerospaziale al metalmeccanico e non è escluso il settore medico. Sono, inoltre, utilizzati anche nel settore qualità. Questi sensori potrebbero essere utilizzati anche nel monitoraggio dei processi di produzione, che potrebbe portare alla risoluzione dei malfunzionamenti, di imballaggio o di lavorazioni quali tornitura e fresatura. È molto importante monitorare la forza applicata in questi processi poiché una forza eccessiva potrebbe portare alla frattura/rottura del materiale/oggetto che si sta producendo.

Prima di parlare del principale sensore di forza, celle di carico, descriviamo uno degli elementi chiave di cui è fatto. In generale una cella di carico non è altro che un sistema a ponte estensimetrico [47]. Quindi iniziamo con introdurre gli estensimetri e il loro principio di funzionamento.

5.1. ESTENSIMETRI

L'estensimetro permette la misura di una deformazione di un materiale conduttore rilevando la variazione di resistenza che la deformazione induce. Esistono diverse tipologie costruttive [22,47]:

- **FILO METALLICO TESO.** Il filo è posizionato, teso e tramite supporti isolanti, alla struttura di cui si vuole calcolare la deformazione. La deformazione della struttura provoca sia una variazione di lunghezza, l , che di sezione, S , del filo, ciò porta alla variazione della resistenza secondo l'equazione:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (5.1)$$

- **DEPOSITO METALLICO SU FILM.** Si utilizza un circuito stampato come elemento deformante, è presente una pista conduttrice solidale ad un sottile strato di materiale plastico, isolante. Quest'ultimo è incollato alla struttura, di cui si vuole conoscere la deformazione tramite adesivi. Quando la struttura si deforma si generano variazioni di geometria che inducono variazione della lunghezza e della sezione della pista.
- **SEMICONDUTTORE.** Si ottiene una pista conduttiva, simile a quella definita nel caso precedente, tramite il drogaggio del supporto, che, spesso, è realizzato con la tecnologia del thick film (film spesso).

PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

Grande interesse è dato dalla sensibilità con cui la resistenza varia in funzione della deformazione. Al fine di definirla si spiega il principio di funzionamento dell'estensimetro, ossia come avviene la misura della deformazione [22].

Dall'equazione 5.1 si sa che la resistenza dipende da tre grandezze. Se si esprime la variazione di resistenza in funzione di queste si ottiene che:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} \quad (5.2)$$

Analizzando singolarmente i tre elementi di questa relazione si definisce che:

- dall'effetto piezoresistivo si ha una dipendenza dalla variazione del volume che si esprime come segue:

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \frac{\Delta V}{V} = K \varepsilon \quad (5.3)$$

- lo strain è definito proprio come il rapporto tra variazione della lunghezza e la lunghezza iniziale:

$$\frac{\Delta L}{L} = \varepsilon \quad (5.4)$$

- la variazione dell'area dipende dal diametro del filo, d , come segue:

$$\frac{\Delta A}{A} = 2 \frac{\Delta d}{d} \quad (5.5)$$

Ma $\frac{\Delta d}{d}$ può essere definito in funzione del rapporto di Poisson che è:

$$\nu = \frac{-\varepsilon d}{\varepsilon} = \frac{-\frac{\Delta d}{d}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (5.6)$$

Si ottiene che:

$$\frac{\Delta A}{A} = -2\nu\varepsilon \quad (5.7)$$

Sostituendo nella 5.2 le equazioni 5.3, 5.4 e 5.7 si ricava che:

$$\frac{\Delta R}{R} = K\varepsilon + \varepsilon + 2\nu\varepsilon = G\varepsilon \quad (5.8)$$

Dove G è il gauge factor.

La variazione di resistenza dovuta allo strain è:

$$R = R_0 + \Delta R = R_0 \left(1 + \frac{\Delta R}{R_0}\right) = R_0(1 + G\varepsilon) \quad (5.9)$$

Ora si può definire la sensibilità come la derivata della resistenza rispetto lo strain:

$$S = \frac{dR}{d\varepsilon} = R_0 G \quad (5.10)$$

Si ricava quindi che la sensibilità relativa è proprio il gauge factor.

CIRCUITO DI CONDIZIONAMENTO

Come circuito di condizionamento si utilizza il ponte di Wheatstone. Si tende ad utilizzare il ponte completo, vedi figura 5.1, poiché questo permette di avere una sensibilità quadruplicata e di compensare la temperatura. Infatti, gli estensimetri non distinguono le variazioni di temperatura da quelle di strain. Si ha che, se il gauge factor è pari a 2, una variazione di temperatura di 1°C ha lo stesso effetto di una variazione di strain di 50 $\mu\varepsilon$ [22].

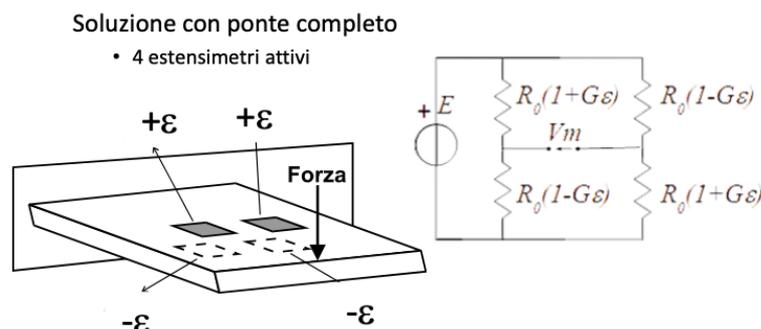


Figura 5.1 Ponte di Wheatstone completo [22]

In particolare, le resistenze dell'estensimetro dipendono dalla temperatura e dallo strain con sensibilità, rispettivamente K e G:

$$R = R_0(1 + G\varepsilon + KT) \quad (5.11)$$

Da ciò si evince l'importanza della compensazione della temperatura, per compensare si tende ad utilizzare 2 o più estensimetri che possono essere posizionati (figura 5.2):

- sulla stessa faccia della struttura. Uno è attivo, posizionato dove si "sente" lo strain, e l'altro è passivo, posizionato dove non c'è strain. (caso I)

- su facce opposte della struttura in modo da sentire strain uguali ma di segno opposto. (caso II)



Figura 5.2 A sinistra troviamo il caso con due strain di cui uno attivo e uno passivo. A destra il caso con due strain attivi. [22]

5.2 CELLE DI CARICO

Tra le applicazioni degli estensimetri, grande importanza è data alle celle di carico. Queste non sono altro che sensori di forza. Le celle di carico si suddividono in [48]:

- Celle di carico estensimetriche o statiche. Vengono utilizzate per la misura di basse frequenze.
- Celle di carico piezoelettriche o dinamiche. Utilizzate per applicazioni dinamiche con $f > 20\text{Hz}$.

I modelli più comuni dei sensori di forza si basano sull'utilizzo degli estensimetri.

CELLE DI CARICO ESTENSIMETRICHE

Generalmente sono caratterizzate dal presentare una struttura metallica ottimizzata per le misure di forza, sulla quale vengono a posizionarsi gli estensimetri, vedi figura 5.3. Queste, rispetto al cantilever con estensimetri ha il vantaggio di presentare una ridotta sensibilità dal punto di applicazione della forza [22].

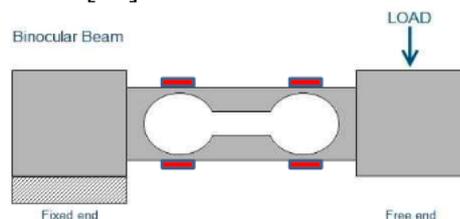


Figura 5.3 Esempio di cella di carico estensimetrica [22]

Per definire il punto in cui posizionare gli estensimetri è necessario in prima istanza definire un'analisi strutturale andando a determinare le posizioni da evitare, la sensibilità dal punto di applicazione, le zone che presentano uno sforzo uniforme (zone ideali dove applicare gli

estensimetri) [48]. Gli estensimetri sono organizzati in un ponte di Wheatstone completo, visualizzabile in figura 5.1, che permette la misura.

Nel dettaglio la misura di una forza avviene col seguente metodo: quando la struttura metallica è sollecitata si ha una deformazione della stessa che si trasferisce agli estensimetri che misurano la variazione di resistenza dipendente dalla deformazione, vedi equazione 5.1. Questa variazione di resistenza viene misurata dal ponte di Wheatstone.

Esistono vari tipi di celle di carico estensimetriche [49] mostrate in figura 5.4:

- **Celle di carico con forza di compressione;**
- **Celle di carico con lamina in flessione;**
- **Celle di carico a singolo punto;**
- **Celle di carico in trazione.**

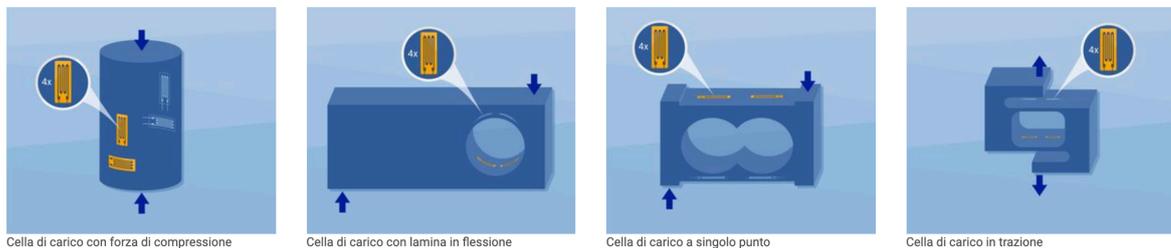


Figura 5.4 tipi di celle di carico estensimetriche [49]

È necessario ricordare che le celle di carico dipendono da parametri ambientali [49] quali:

- *temperatura*: si è già descritto, nel paragrafo precedente, la dipendenza degli estensimetri dalla temperatura. Oltre agli estensimetri anche altri materiali che costituiscono la cella di carico possono modificarsi a causa delle temperature
- *direzione delle forze applicate*. Per avere una buona misura è necessario che le forze siano applicate solo nella direzione di misura della cella di carico. Se ci sono, applicate alla cella di carico, delle forze parassite, in direzioni diverse rispetto a quella di misura della cella di carico, si ottengono dei risultati di misura imprecisi ed errati.

CELLE DI CARICO PIEZOELETTRICHE

Si basano sulla presenza, nel sensore, di un cristallo piezoelettrico, tipo il quarzo. I materiali piezoelettrici hanno la caratteristica di generare una carica elettrica se sollecitati meccanicamente. Quindi il principio di funzionamento di queste celle è molto semplice: a causa di una sollecitazione meccanica si genera una carica elettrica proporzionale che è convertita in un segnale (tensione) da un amplificatore di carica. Quindi si misura una tensione che è direttamente proporzionale alla sollecitazione meccanica.

In generale una cella di carico piezoelettrica contiene due cristalli posizionati in un alloggiamento metallico. Tra questi è posizionato un elettrodo, collegato all'amplificatore, che raccoglie la carica. Per avere un buon trasferimento della carica è necessario avere ottimo contatto tra i cristalli e l'elettrodo e tra i cristalli e l'alloggiamento [50].

Questi sensori possono essere pre-sollecitati o meno a seconda del tipo di applicazione.

APPLICAZIONI

Le celle di carico trovano applicazione in molteplici ambiti [22,51]:

- **Test sui materiali** - i vari elementi che vengono realizzati vengono pesati
- **Aerospaziale** – usati nella misura del carico/sottocarico su ruote e della spinta del motore
- **Marina** – usati per misurare le tensioni della linea di ormeggio
- **Trasporti** – usati per le misure di coppia su motori e nelle stazioni di pesatura dei camion
- **Industriale** - per misure di tensione e forza in cartiere
- **Costruzione** – usati per misurare le forze dei cavi negli ascensori e sui ponteggi
- **Petrolchimico**- per misurare le forze sugli strumenti di perforazione di petrolio e gas
- **Agricoltura e Allevamento** – nella pesatura di bestiame etc..
- **Famiglia / Consumatore** – nelle bilance da cucina/pesapersona digitali
- **Medicale/Sanitario** – possono essere utilizzati come misuratori di potenza, in letti sensorizzati, nel controllo del flusso nelle pompe di infusione, come sensori di forza nelle apparecchiature di mammografia, in dispositivi integrati per la misurazione della pressione etc..

5.3 NUOVE TECNOLOGIE

Tra le “nuove” tecnologie di costruzione dei sensori di forza ricordiamo:

- i sensori di forza mems;
- i sensori di forza basati sugli FBG.

SENSORI DI FORZA MEMS

Grazie all’utilizzo di questa tecnologia è possibile sviluppare diversi sensori di forza. Si ricordano i mems [53]:

- **OTTICI.** Il principio di funzionamento si basa sulla misura della deviazione di un raggio luminoso dovuta alla deformazione del materiale. Questi sensori hanno il vantaggio di essere insensibili ai disturbi elettromagnetici, di presentare elevata risoluzione e permettono la misura senza il contatto diretto.
- **CAPACITIVI.** Quando viene applicata una forza la distanza tra le armature viene a modificarsi, si ha quindi una variazione di carica da cui si ricava la forza applicata.
- **PIEZORESISTIVI.** Questi nascono dalla necessità di avere dei sensori “miniaturizzati”. Con la tecnologia mems si ottengono sensori che presentano una variazione di resistenza, rispetto ai classici estensimetri, pari a due ordini di grandezza, e che presentano geometrie e dimensioni ben specifiche.
- **TERMOELETTRICO**
- **RISONATORE**

SENSORI DI FORZA BASATI SUGLI FBG

Si va a sfruttare la tecnologia dei sensori FBG, descritta nel capitolo 2, per realizzare dei sensori di forza.

L'idea di realizzare questo tipo di sensori di forza nasce dalla necessità di avere un monitoraggio della forza applicata da strumenti quali pinze, coltelli chirurgici etc. Inoltre, dato che, le informazioni sulla forza sono "deteriorate" nella chirurgia mininvasiva e visto che si utilizzano sempre di più i robot, tipo il sistema DaVinci [52], per questa procedura, lo sviluppo di questi sensori di forza basati sugli FBG è diventato davvero importante.

Il sensore FBG, a differenza dell'estensimetro, non viene influenzato dal rumore elettrico, è biocompatibile e leggero, non è influenzato dai campi elettromagnetici quindi è possibile utilizzare il sensore FBG anche negli ambienti più ostili.

Il principio di funzionamento si basa sul fatto che una sollecitazione induce una deformazione del materiale, su/in cui si trova il sensore FBG. Questa deformazione viene trasmessa alla fibra di Bragg e si traduce in una variazione della lunghezza d'onda. Quindi dalla misura della variazione della lunghezza d'onda si risale alla sollecitazione [52].

Lo svantaggio che accompagna i sensori FBG è che questi dipendono sia dalla temperatura che dallo strain, per questo motivo è necessario compensare la temperatura al fine di avere una giusta stima della sollecitazione.

6. BILANCIA

È sempre più importante che i robot assistano gli esseri umani a casa a causa dell'imminente problema della società che invecchia. Attraverso i recenti progressi nelle tecnologie dei sensori e della comunicazione, le tecnologie di monitoraggio sono diventate una soluzione importante per ottenere un sistema sanitario solido che possa aiutare sia le persone anziane a vivere in modo indipendente per un tempo più lungo sia tutti coloro che si prendono cura delle stesse. La maggior parte dei sensori di monitoraggio sono dei sensori indossabili che possono creare disagio che può portare il paziente anziano a rifiutare di indossarlo. Per questo ci si focalizza anche sui sensori ambientali. Tra i vari tipi ci sono i sensori di forza/pressione utilizzati per il monitoraggio [43,45]:

- delle cadute;
- delle più semplici attività quotidiane come il sedersi/stendersi sul letto;
- del sedersi/alzarsi su/da una sedia o letto.

Il sensore di pressione/forza può essere utilizzato anche per il monitoraggio del sonno e dei movimenti al fine di determinare alcuni movimenti anormali, come le gambe senza riposo [42].

Generalmente questi sensori sono posti nel letto o alla base dei piedi del letto in modo tale da ottenere una distribuzione della pressione/forza applicata dal corpo e così da identificare, in base alla variazione di essa, i movimenti [42,43,44,45]. I sensori posizionati sul letto possono permettere anche il monitoraggio del segnale balistocardiografico e quindi il monitoraggio dell'attività cardiaca, che viene a trovarsi nelle frequenze maggiori del segnale, e dell'attività respiratoria, dove le componenti si trovano a frequenze minori.

Sappiamo, inoltre, che è importante nell'esame di risonanza magnetica che il paziente sia fermo al fine di non avere interferenze nell'immagine e rendere vana la scansione. Quindi è importante determinare il movimento, volontario o meno, dei pazienti soggetti a scansione e ciò potrebbe essere fatto utilizzando un sensore di forza/pressione compatibile con l'mri. Si è quindi pensato di realizzare un prototipo di bilancia completamente compatibile con l'mri. Questa presenta la struttura di una bilancia pesapersona e presenta 4 supporti. I quattro supporti sono realizzati in plexiglass e silicone al centro del quale è posizionato il sensore FBG che permette di monitorare le variazioni di pressioni/forze. In quanto una variazione di forza induce una variazione della deformazione del silicone che si trasferisce all'FBG e si traduce in una variazione di lunghezza d'onda.

Prima di descrivere nel dettaglio il prototipo si descriverà il modello matematico ed il comportamento di un primo prototipo.

6.1. MODELLO MATEMATICO

Il sistema in figura 6.1 può essere associato ad una piccola bilancia. Volendo studiare il modello matematico di questo sistema lo si può associare ad un sistema massa molla smorzatore vedi figura 6.2.

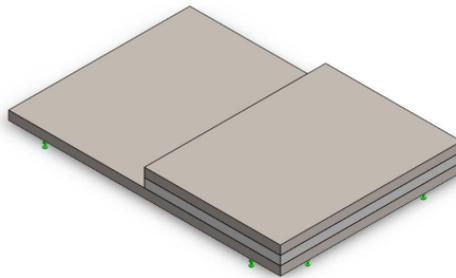


Figura 6.1 sistema assimilabile ad una piccola bilancia

Questo sistema è caratterizzato da una base di massa m_b , una massa con massa m_m entrambe fatte dello stesso materiale e da uno strato intermedio di silicone con massa m_s . Si è assunto trascurabile la massa m_b , che viene vista come “appoggio”. Della massa m_m si considera il solo contributo di massa e quindi si trascurano i suoi valori di rigidità e di smorzamento in quanto ci interessa conoscere, nel dettaglio il comportamento del silicone, poiché è in quello strato che è presente il sensore.

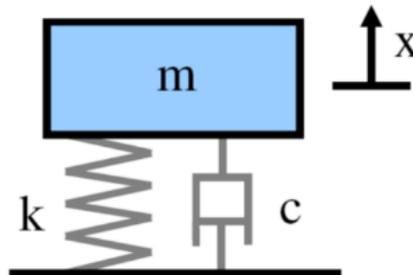


Figura 6.2 generico sistema massa molla smorzatore

Quindi nella modellizzazione associamo alla **massa**, che viene considerata puntiforme, il valore:

$$m = m_s + m_m \quad (6.1)$$

Sappiamo che una generica massa è calcolabile come:

$$m = A * h * \rho \quad (6.2)$$

dove ρ è la densità e A è l'area della superficie superiore.

Al parametro k corrisponde la rigidità del sensore che è calcolabile dall'equazione che determina il modulo di Young. Si sa che il modulo di Young è:

$$E = \frac{k \cdot h}{A} \quad (6.3)$$

Da cui si ricava la **rigidezza del silicone**:

$$k_s = \frac{E \cdot A}{h} \quad (6.4)$$

Un discorso un po' più complesso deve essere effettuato per caratterizzare il parametro c che sta ad indicare lo **smorzamento del silicone**.

Dato che lo smorzamento che stiamo descrivendo è interno al materiale stiamo parlando di uno smorzamento strutturale. Possiamo però passare da uno smorzamento strutturale ad uno viscoso tramite la seguente equazione [23]:

$$c = \frac{\eta \cdot k_s}{\lambda_n} \quad (6.5)$$

Con $\eta =$ *fattore di perdita* e $\lambda_n =$ *frequenza naturale del sistema non smorzato*

Definiamo ora ζ come il rapporto tra lo smorzamento e lo smorzamento critico [23]:

$$\zeta = \frac{c}{c_{cr}} = \frac{\frac{\eta \cdot k}{\lambda_n}}{2 \cdot \sqrt{k \cdot m}} = \frac{\frac{\eta \cdot k}{\sqrt{k/m}}}{2 \cdot \sqrt{k \cdot m}} \quad (6.6)$$

Si ricava che:

$$\zeta = \frac{\eta}{2} \quad (6.7)$$

L'equazione che descrive il moto del sistema è la seguente:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F \quad (6.8)$$

F è la forza applicata. In generale si studia l'effetto della forza di gravità quindi avremo che F è la forza peso ed è pari a $F = m \cdot g$

Dividendo, l'equazione 6.8, per la massa e scrivendo lo smorzamento come funzione dello smorzamento critico si ottiene che

$$\ddot{x} + 2\zeta\lambda_n\dot{x} + \lambda_n^2 x = \frac{\lambda_n^2}{k} F \quad (6.9)$$

Definito il problema da studiare, si studiano l'omogenea associata e la soluzione particolare [23]. Si inizia studiando l'**omogenea associata**.

L'equazione di cui bisogna studiare la soluzione è la seguente:

$$\ddot{x} + 2\zeta\lambda_n\dot{x} + \lambda_n^2 x = 0 \quad (6.10)$$

Si cerca una soluzione del tipo:

$$x = x_0 e^{st} \quad (6.11)$$

Derivando l'equazione 6.11 si ottiene:

$$\dot{x} = sx_0 e^{st} \quad (6.12)$$

$$\ddot{x} = s^2 x_0 e^{st} \quad (6.13)$$

Sostituendo nell'equazione 6.10:

$$x_0 * (s^2 + 2\zeta\lambda_n s + \lambda_n^2) * e^{st} = 0 \quad (6.14)$$

Per un sistema sotto-smorzato ($\zeta < 1$) la soluzione è la seguente:

$$s = -\zeta\lambda_n \pm i\lambda_n\sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (6.15)$$

Dall'equazione 6.15 si possono definire i seguenti parametri:

- *fattore di decadimento*

$$\sigma = -\text{Re}(s) = \zeta\lambda_n \quad (6.16)$$

- *pulsazione delle oscillazioni libere*

$$\lambda_p = \text{Im}(s) = \lambda_n\sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (6.17)$$

Quindi la soluzione dell'omogenea associata è la seguente:

$$x_o = e^{-\sigma t} * (A * \cos(\lambda_p t) + B \sin(\lambda_p t)) \quad (6.18)$$

Ora si passa allo studio **della soluzione particolare**.

Per studiare la soluzione particolare si considera l'equazione 6.9.

Abbiamo che la F è una forza peso, valore costante. Avendo a che fare con un sistema lineare si ricerca una soluzione del tipo:

$$x = cost \quad (6.19)$$

Derivando avremo che:

$$\ddot{x} = \dot{x} = 0 \quad (6.20)$$

Sostituendo nell'equazione 6.9 si ottiene che:

$$\lambda_n^2 x = \frac{\lambda_n^2}{k} F \quad (6.21)$$

Quindi la soluzione particolare è:

$$x_p = \frac{F}{k} \quad (6.22)$$

Addizionando la soluzione dell'omogenea associata a quella particolare si ottiene la **soluzione totale del sistema**:

$$x = e^{-\sigma t} * (A * \cos(\lambda_p t) + B \sin(\lambda_p t)) + \frac{F}{k} \quad (6.23)$$

6.2. PRIMO PROTOTIPO

Il primo prototipo realizzato è costituito da due masse di alluminio-bronzo tra cui si viene a trovare lo stato circolare di silicone, figura 6.3. Il sensore FBG viene a trovarsi proprio nello strato di silicone.

La massa maggiore viene considerata come base del sistema e ha le seguenti dimensioni (48 x 3 x 99) mm. Lo strato di silicone è caratterizzato da un raggio di 20.5 mm e spessore di 6 mm. La massa più piccola posizionata sullo strato di silicone è caratterizzata dalle seguenti dimensioni: (39 x 3 x 40) mm.

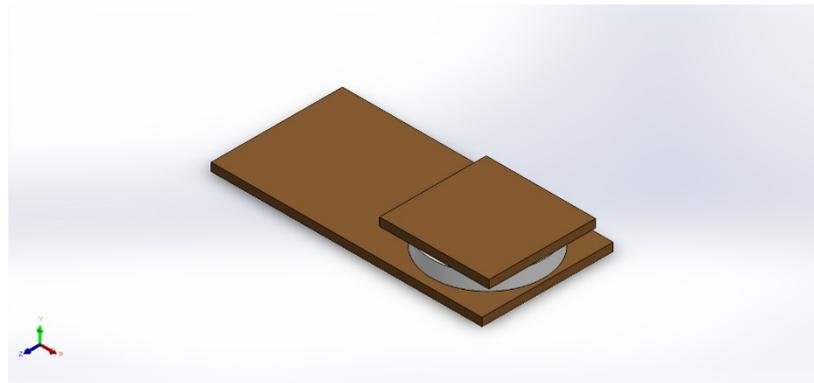


Figura 6.3 Prototipo

6.2.1. ANALISI MATEMATICA

Si sono trovate le equazioni che permettono di descrivere il modello del sistema e in particolare che permettano di calcolare la frequenza, lo spostamento e lo strain. Queste sono state definite a partire dal modello definito in precedenza nel capitolo 6.1.

Prima di definire il modello matematico parliamo delle assunzioni che sono state fatte. Dato che la massa maggiore, considerata come base, è vincolata, con vincolo fisso, in quanto è posizionata su un piano il suo valore è trascurato, viene vista come un “appoggio” del sistema. Inoltre, si sono trascurati i valori di rigidità e smorzamento della massa più piccola, ed è quindi considerata solo la sua massa, poiché ci interessa conoscere, nel dettaglio il comportamento del silicone, poiché è in quello strato che è presente il sensore.

In particolare, la **frequenza del sistema** è [23]:

$$\lambda_p = \text{Im}(s) = \lambda_n \sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (6.24)$$

Con la frequenza di risonanza pari a:

$$\lambda_n = \frac{1}{2\pi} * \sqrt{\frac{k_s}{m}} \quad (6.25)$$

Per determinare lo **spostamento** si parte dalla soluzione del modello, equazione 6.23, e si impongono le seguenti condizioni al contorno:

$$\begin{cases} x(0) = 0 \\ \dot{x}(0) = 0 \end{cases} \quad (6.26)$$

Quindi si impone che nell'istante iniziale, $t=0$, la velocità e lo spostamento sia nullo, si ha quiete.

Derivando la 6.23 si ottiene il seguente sistema:

$$\begin{cases} x = e^{-\sigma t} * (A * \cos(\lambda_p t) + B \sin(\lambda_p t)) + \frac{F}{k} \\ \dot{x} = -\sigma e^{-\sigma t} * (A * \cos(\lambda_p t) + B \sin(\lambda_p t)) + e^{-\sigma t} * (-\lambda_p A * \sin(\lambda_p t) + \lambda_p B \cos(\lambda_p t)) \end{cases} \quad (6.27)$$

Imponendo le condizioni al contorno, sopra definite, si ottiene che:

$$\begin{cases} 0 = A + \frac{F}{k} \\ 0 = -\sigma A + \lambda_p B \end{cases} \quad (6.28)$$

Risolvendo si ottiene che:

$$A = -\frac{F}{k} \quad (6.29)$$

$$B = \frac{\sigma A}{\lambda_p} \quad (6.30)$$

Per facilitare i calcoli si scrive l'equazione 6.23 come:

$$x = e^{-\sigma t} * C * \sin(\lambda_p t + \varphi) + \frac{F}{k} \quad (6.31)$$

Dove:

$$C = \sqrt{A^2 + B^2} \quad (6.32)$$

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{A}{B}\right) \quad (6.33)$$

Si vuole trovare lo spostamento massimo.

Si sa che lo spostamento è massimo quando si annulla la velocità quindi si deriva la 6.31:

$$\dot{x} = e^{-\sigma t} * D * \sin(\lambda_p t + \varphi_1) \quad (6.34)$$

Con:

$$D = C * \sqrt{\sigma^2 + \lambda_p^2} \quad (6.35)$$

$$\varphi_1 = \varphi + \tan^{-1}\left(\frac{\lambda_p}{-\sigma}\right) \quad (6.36)$$

Per annullare la velocità si impone la 6.34 pari a zero. L'equazione 6.34 si annulla quando il seno si annulla:

$$\sin(\lambda_p t + \varphi_1) = 0 \quad (6.37)$$

A sua volta il seno si annulla quando il suo argomento è pari a π . Si ottiene che l'istante di tempo in cui si annulla la velocità, e quindi dove ho lo spostamento massimo è:

$$t_1 = \frac{\pi - \varphi_1}{\lambda_p} \quad (6.38)$$

Sostituendo questo valore di tempo nell'equazione 6.31 si ottiene lo spostamento massimo:

$$u = x(t_1) \quad (6.39)$$

Passiamo ora a definire lo **strain**. Dalla definizione di strain [22] sappiamo che questo è:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (6.40)$$

Dove ΔL è lo spostamento calcolato con la 6.39, mentre $L = h_s$. Viene considerata la sola altezza del silicone poiché considerando la massa totale come puntiforme si studia, con u , lo spostamento della stessa “nello stato di silicone”, quindi l'altezza iniziale, quando non è avvenuto lo spostamento è proprio h_s .

6.2.2. SIMULAZIONE

Il prototipo è stato realizzato generando i tre pezzi del modello separatamente, per poi essere accoppiati in un assieme. Il silicone è stato accoppiato con accoppiamento:

- coincidente con la massa maggiore, che fa da base all'intero sistema;
- centro profilo con la massa minore.

Come detto in precedenza le due masse sono in alluminio-bronzo, materiale già presente negli archivi di SolidWork da cui si ricavano i valori di:

- modulo Elastico $E=110000 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho=7.4 \text{ g/cm}^3=7.4*10^{-6} \text{ kg/mm}^3$.

Mentre, per il silicone, non essendo presente negli archivi di SolidWork, si sono trovati i seguenti valori dalla letteratura [41]:

- modulo Elastico $E=50 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho =2.3*10^{-6} \text{ kg/mm}^3$;
- Coefficiente di poisson 0.49;
- Fattore di perdita pari a 1.6.

Definito il modello si è realizzata la simulazione del prototipo. Si è eseguita un'analisi statica che impone la definizione dei, figura 6.4:

- vincoli, effettuata tramite l'advisor vincoli. È stata scelta la geometria fissa ed è stata applicata nella faccia inferiore della base per simulare l'appoggio del prototipo su una superficie.
- carichi. Questi sono stati definiti tramite l'advisor carichi esterni ed è stata applicata:
 - la gravità, nel caso I;
 - gravità + massa distribuita di 100g, nel caso II;
 - gravità + massa distribuita di 1kg, nel caso III;

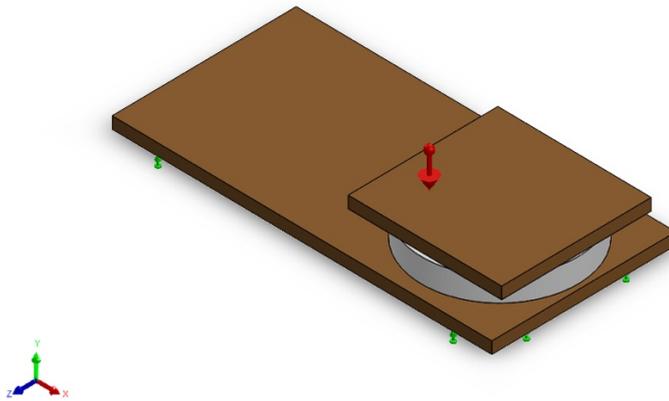


Figura 6.4 Prototipo modellizza con applicato il carico, gravità, e vincolo.

Si è eseguita la mesh del prototipo come definito in tabella 6.1.

La mesh ottenuta è quella in figura 6.5. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 94012;
- numero di elementi totali: 58775;
- rapporto d'aspetto massimo: 3,8008;
- % di elementi con rapporto d'aspetto < 3: 99,9.

Tipo di mesh	Mesh di elementi solidi
Mesheser usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	1,49788 mm
Tolleranza	0,0748941 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 6.1 Informazioni relative alla mesh

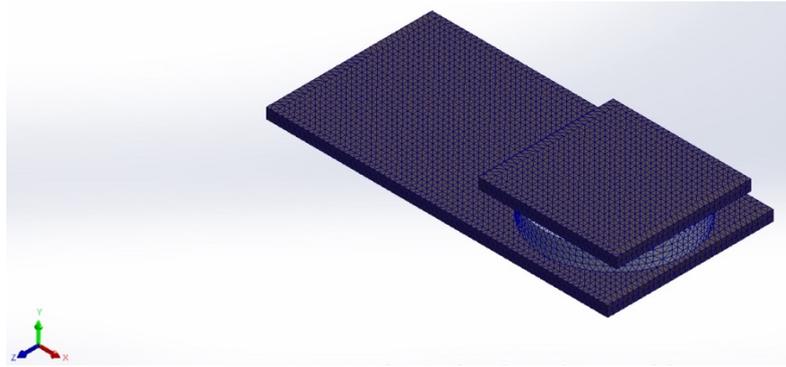


Figura 6.5 Mesh del prototipo

Dalla simulazione si ottengono i grafici di spostamento e di strain mostrati rispettivamente in figura 6.6 e in figura 6.7.

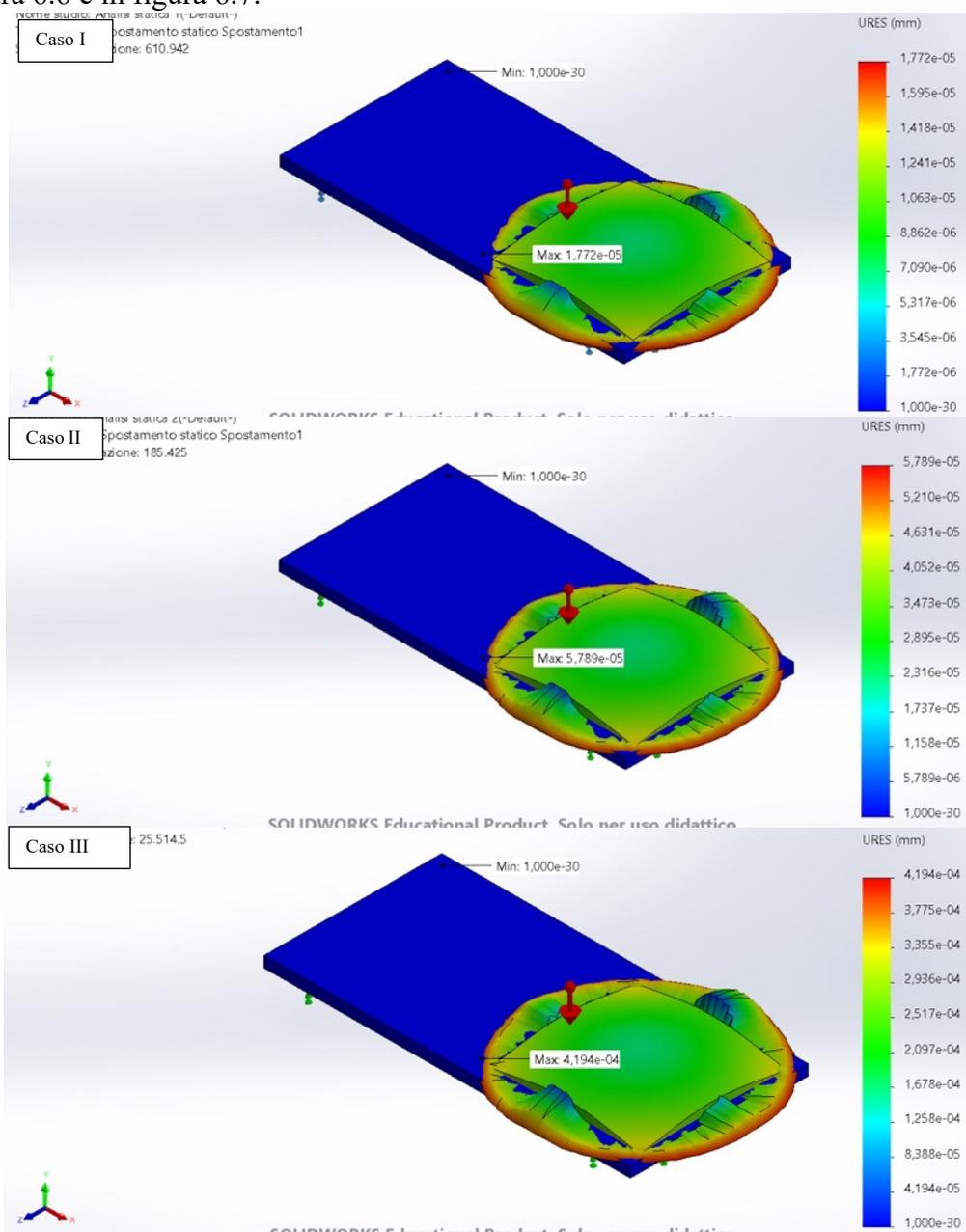


Figura 6.6 Grafico di spostamento del prototipo nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 100g, caso III carico di 1kg

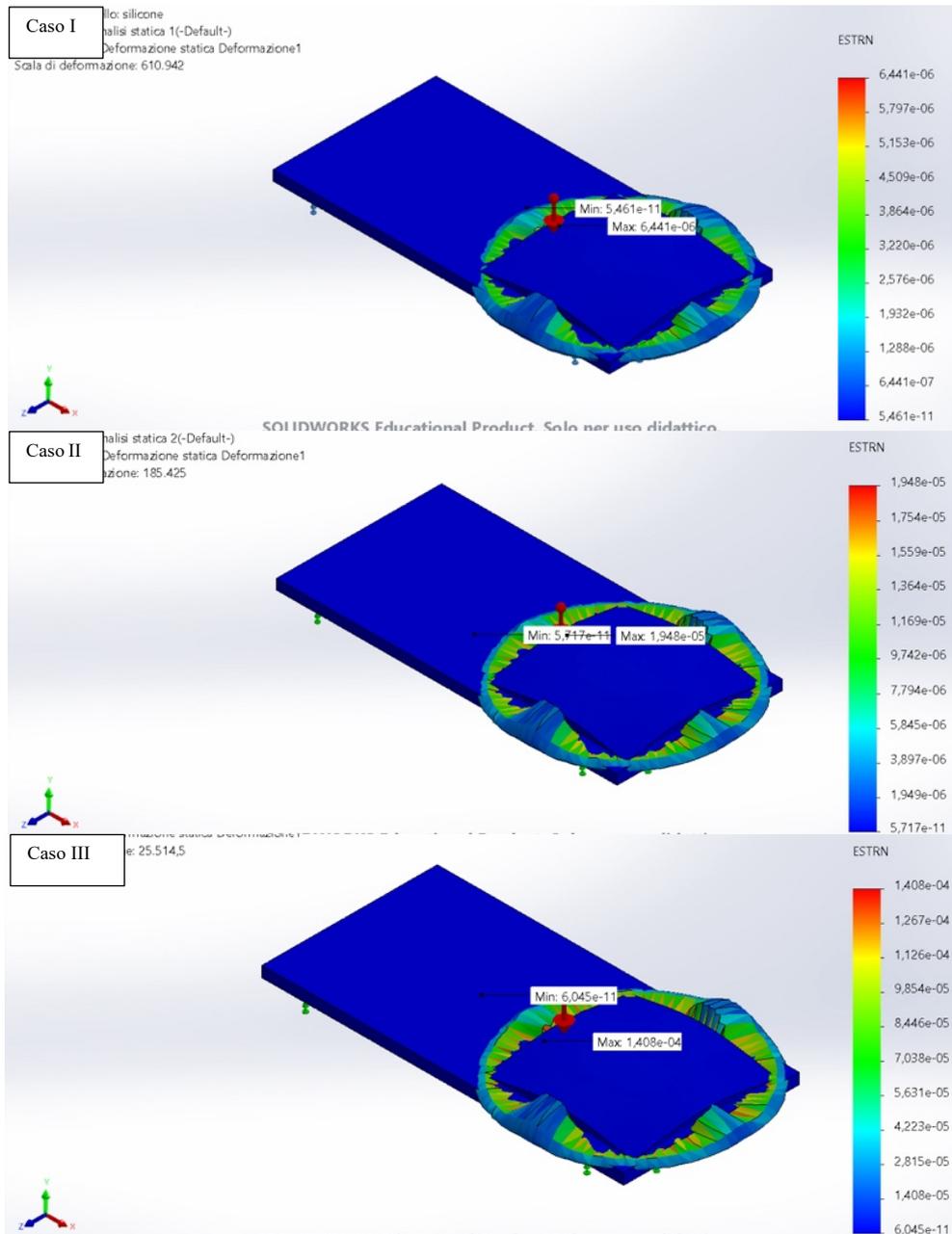


Figura 6.7 Grafico di strain del prototipo nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 100g, caso III carico di 1kg

6.2.3. RISULTATI

Si riportano i dati ottenuti dalla simulazione e dal modello matematico di spostamento e strain quando è applicata la gravità (caso I), quando sul modello è applicata la gravità ma è presente una massa distribuita di 100g (caso II) o di 1kg (caso III).

I valori ottenuti, per spostamento e strain, sono riportati nelle tabelle 6.2 e 6.3.

SPOSTAMENTO (mm)		
	SolidWork	Matlab
solo gravità	1,772 e-05	4,641 e-05
m=100g	5,789 e-05	8,78 e-05
m=1kg	4,194 e-04	8,78 e-04

Tabella 6.2 Risultati spostamento ottenuti con la simulazione e il modello matematico nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 100g, caso III carico di 1kg

STRAIN		
	SolidWork	Matlab
solo gravità	6,441 e-06	7,735 e-06
m=100g	19,48 e-06	14,635 e-06
m=1kg	140,8 e-06	146,35 e-06

Tabella 6.3 Risultati strain ottenuti con la simulazione e il modello matematico nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 100g, caso III carico di 1kg

Da quanto si evince è possibile utilizzare il modello matematico permette di ottenere valori simili, dello stesso ordine di grandezza, a quelli ottenuti tramite simulazione.

Utilizzando l'equazione 4.33 che ricordiamo, $\Delta\lambda_B = (1 - p_e)\Delta\varepsilon*\lambda_B$, utilizzando come λ_B il valore della lunghezza d'onda di Bragg, 1550,1 nm, e come strain i valori ottenuti con il modello matematico, e sapendo che $(1 - p_e) = 0.78$ si ha che per una massa di:

- 100 g la $\Delta\lambda_B = 17,69 \text{ pm}$;
- 1 kg la $\Delta\lambda_B = 176,9 \text{ pm}$.

Ciò corrisponde ad un valore di sensibilità pari a $176,9 \text{ pm/kg}$ per il modello matematico. Per il modello simulato si ottiene un valore di $\Delta\lambda_B$ pari a $170,23 \text{ pm}$ per 1 kg, quindi si ottiene una sensibilità di $170,23 \text{ pm/kg}$.

6.2.4. PROTOTIPO E TEST

Si è realizzato il prototipo. Questo, visualizzabile in figura 6.8, presenta due masse, di cui una funge da base, tra cui si interpone il silicone. Per comodità in questo prototipo sono stati utilizzate piastre in alluminio (Al) che possono essere sostituite col plexiglass. La fibra, che possiede tre reticoli di Bragg, è posizionata nello strato di silicone.

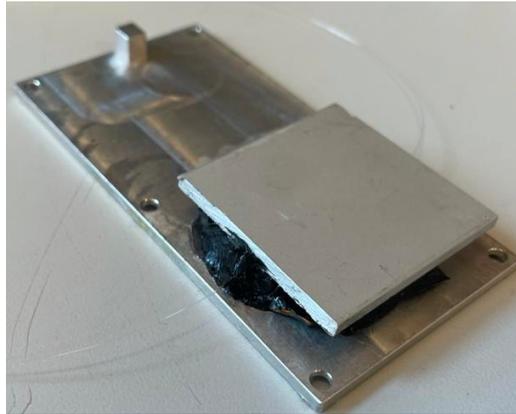


Figura 6.8 Prototipo realizzato

Su questo prototipo sono effettuati due test.

Il primo test consisteva nel verificare come variava la lunghezza d'onda di Bragg, misurabile con l'interrogatore descritto nel capitolo 2, al variare dei carichi.

Il secondo test consisteva nel verificare l'influenza della temperatura sulle misure della lunghezza d'onda.

Prima di iniziare a descrivere i test e i risultati ottenuti ci concentriamo, brevemente sul sensore FBG. Questo sensore presenta tre picchi, come si evince dalla figura 6.9. Di questi è stato scelto il picco centrale poiché in linea di principio dovrebbe trovarsi nel centro del prototipo. Quindi si sceglie il segnale registrato dal picco con $\lambda_B = 1550 \text{ nm}$.

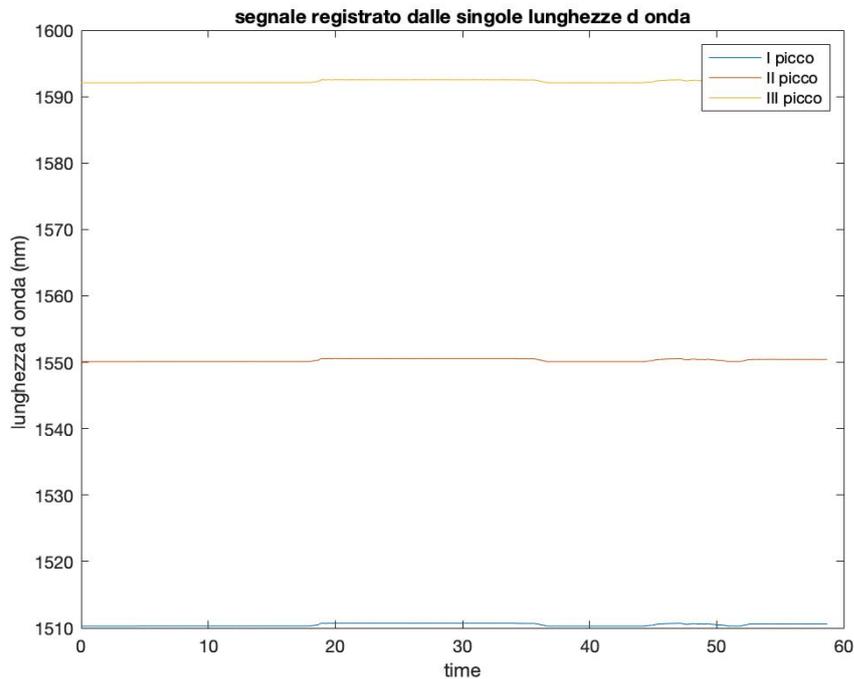


Figura 6.9 Lunghezze d'onda di Bragg del sensore FBG

Il primo test eseguito, validazione, consisteva nel misurare la variazione delle λ_B al variare del carico. Sono stati applicati carichi di 10 g, 100 g, 200g, 500 g, 1 kg, 1.5 kg, 2 kg, 4 kg. I risultati ottenuti sono mostrati in figura 6.10 e i valori specificati in tabella 6.4. I segnali sono stati misurati tramite l'interrogatore, Micron Optics si155, e registrati tramite il software ENGLISH. I dati sono stati campionati ogni 100 ms.

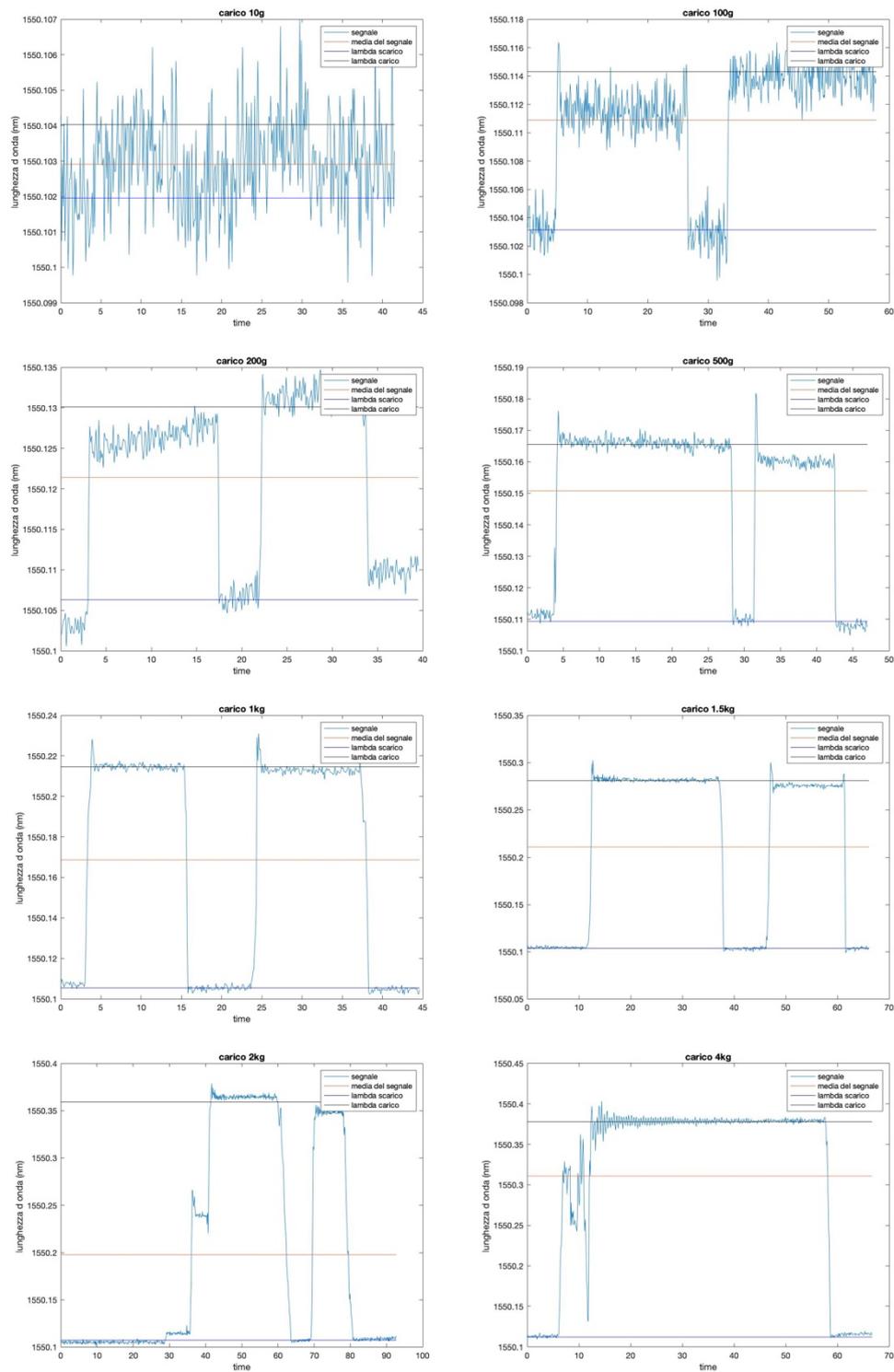


Figura 6.10 Grafici del segnale registrato dal picco a 1550 nm al variare del carico. Viene segnalato il valor medio del segnale e i valori di lunghezza d'onda quando si ha lo scarico e quando si ha il carico

In tabella 6.4 sono riportati sia i valori di lunghezza d'onda senza il carico che quelli con il carico e poi la variazione di lunghezza d'onda che è generata dal carico.

CARICHI	λ_0	λ carico	variazione di λ
10g	1550.102 nm	1550.104 nm	2pm
100g	1550.103 nm	1550.114 nm	11pm
200g	1550.106 nm	1550.130 nm	24pm
500g	1550.109nm	1550.166 nm	57pm
1kg	1550.105 nm	1550.215 nm	110pm
1.5kg	1550.104 nm	1550.281 nm	177pm
2kg	1550.107 nm	1550.359 nm	252pm
4kg	1550.112 nm	1550.378 nm	266pm

Tabella 6.4 Valori delle lunghezze d'onda in condizioni di "scarico" e carico e la loro variazione, calcolate dal segnale ottenuto dalle varie prove.

Se si confronta i valori di $\Delta\lambda_B$ ottenuti in tabella e quelli ottenuti con il modello matematico, per 100g e 1kg, si può dire che il prototipo permette di avere delle variazioni di lunghezza d'onda che ci aspettavamo. Per quanto riguarda la sensibilità si ottiene, sia per 100g che per 1kg, un valore pari a:

- 179,9 pm/kg dal modello matematico;
- 170,23 pm/kg dal modello simulato;
- 110 pm/kg per i valori reali.

Si può quindi dire che si ottiene una sensibilità di poco più bassa di quella che ci aspettavamo. Si deve sempre ricordare che le simulazioni sono state effettuate con valori delle caratteristiche dei materiali che sono stati trovati in letteratura e non è detto che coincidano perfettamente con i materiali utilizzati.

Studiando i valori presentati in tabella 6.4 si nota che al variare del carico varia la variazione di lunghezza d'onda. Nel dettaglio all'aumentare del peso aumenta la variazione di lunghezza d'onda, come ci si aspettava.

Successivamente si è eseguito il secondo test che aveva come obiettivo verificare l'effetto della temperatura sulle misure. Si è posto il prototipo in una camera ambientale ed è stata misurato l'effetto della temperatura sulle lunghezze d'onda in condizioni di carico e scarico. Il carico era di 1 kg e temperature erano, in sequenza, 20 °C - 30 °C - 40 °C - 20 °C. Per ogni temperatura si è registrato il segnale in condizioni, definite nell'esatta sequenza, di scarico-carico-scarico. In ogni condizione si è cercato di far trascorrere un intervallo di tempo di circa 5 minuti.

I segnali sono stati misurati tramite l'interrogatore, Micron Optics si155, e registrati tramite il software ENLIGHT. I dati sono stati campionati ogni 1000 ms.

I dati ottenuti possono visualizzarsi nella figura 6.12 per il test a 20 °C, 30 °C, 40 °C e 20 °C, in sequenza. Per completezza viene riportato, in figura 6.11, il segnale ottenuto nella prima prova, a temperatura ambiente.

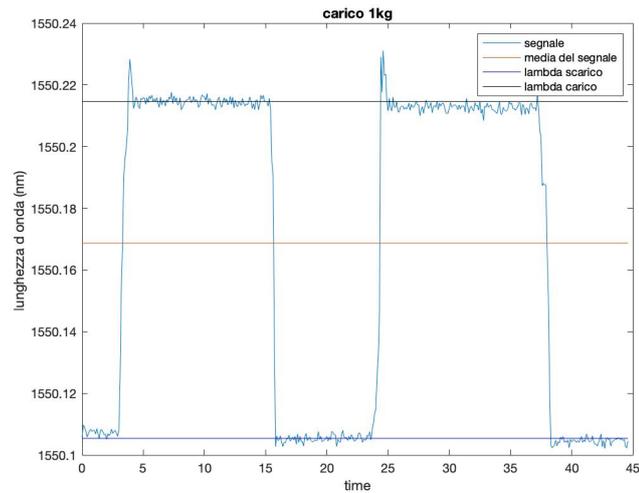


Figura 6.11 segnale registrato per un carico di 1 kg a temperatura ambiente

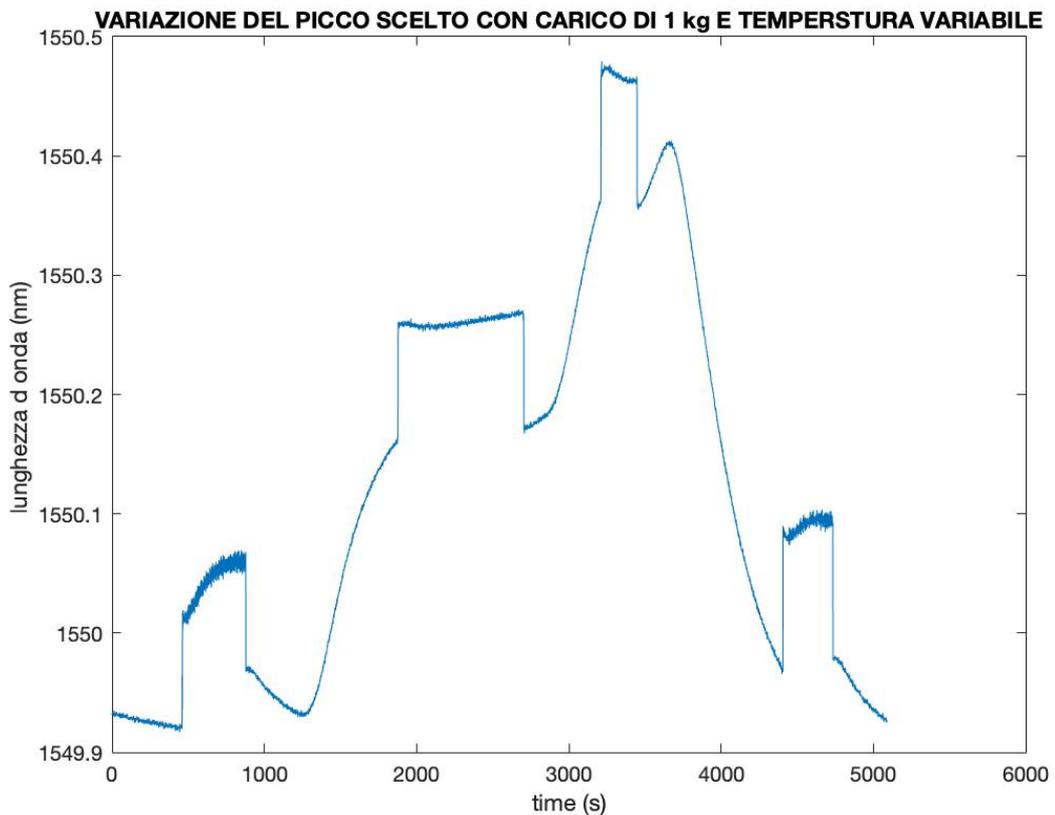


Figura 6.12 segnale registrato mettendo e togliendo un carico da 1kg a temperatura di 20 °C, 30 °C, 40 °C, 20 °C in sequenza

In tabella 6.5 si riportano i valori ottenuti di lunghezza d'onda in condizioni di carico e scarico al variare della temperatura. In particolare, si è studiata la variazione di lunghezza d'onda, per ogni ciclo di temperatura, durante il fronte di salita che di discesa del segnale registrato. Successivamente in tabella 6.6 sono riportati i valori delle variazioni di lunghezza d'onda e la sensibilità ad esse associata. In questo caso la grandezza che induce la sensibilità è la temperatura quindi avremo che:

$$S_T = \frac{\Delta\lambda}{\Delta T} \quad (6.41)$$

TEMPERATURA	λ_0 (nm)	λ carico (nm)	$\Delta\lambda$ (pm)	
20 °C	1549.92103454545	1550.01321363636	92.1790909092124	SALITA
20 °C	1549.96993727273	1550.06031727273	90.3799999998682	DISCESA
30 °C	1550.16098000000	1550.25158818182	90.6081818181974	SALITA
30 °C	1550.17915272727	1550.26746636364	88.3136363636368	DISCESA
40 °C	1550.36022818182	1550.47048909091	110.260909090812	SALITA
40 °C	1550.36737363636	1550.46230181818	94.9281818179770	DISCESA
20 °C	1549.96943000000	1550.08419818182	114.768181817908	SALITA
20 °C	1549.97818454545	1550.09333090909	115.146363636541	DISCESA

Tabella 6.5 Variazioni di lunghezza d'onda al variare della condizione, carico (1kg) e scarico, e della temperatura. Per ogni temperatura sono riportati il valore di lambda scarico e carico, della variazione di lambda durante i fronti di salita e di discesa

TEMPERATURA	$\Delta\lambda$ (pm)	SENSIBILITA' (pm/°C)	
20 °C	92.1790909092124	4.6	SALITA
20 °C	90.3799999998682	4.5	DISCESA
30 °C	90.6081818181974	3.02	SALITA
30 °C	88.3136363636368	2.94	DISCESA
40 °C	110.260909090812	2.76	SALITA
40 °C	94.9281818179770	2.37	DISCESA
20 °C	114.768181817908	5.74	SALITA
20 °C	115.146363636541	5.763	DISCESA

Tabella 6.6 Sensibilità al variare della temperatura. Per ogni temperatura è definita la sensibilità ai fronti di salita e di discesa

Dai valori ottenuti si nota una dipendenza dalla temperatura. Come definito precedentemente, il reticolo in fibra di Bragg presenta una sensibilità sia alla temperatura che alla deformazione. Si è proprio eseguito il test in camera climatica per verificare come la sensibilità varia con la temperatura. In particolare, si vede, dalla tabella 6.6, si vede che la sensibilità diminuisce all'aumentare della temperatura. Si vede la necessità di andare a compensare la sensibilità della fibra dalla temperatura, ciò però non viene presentato in questo lavoro di tesi. Inoltre, il valore di lunghezza d'onda del picco quando è scarico è 1550 nm, questo, al variare della temperatura varia. A 20 °C questo valore scende di circa 100 pm e per variazioni di 10 °C si hanno variazioni di lunghezza d'onda di bragg di circa 200 pm.

6.3. PROTOTIPO BILANCIA

Si è passati a realizzare un primo prototipo di bilancia che prende spunto dalla struttura di una bilancia pesapersone. Sono stati realizzati dei supporti che permettono la misura in quanto contengono, nello strato di silicone, il sensore FBG. Lo strato di silicone è racchiuso all'interno di due strati di plexiglass (nome commerciale del PMMA). Lo strato di silicone funge da elemento elastico e a causa della sua deformazione, dovuta ad una forza/massa applicata, sollecita deformando la fibra che misura una variazione di strain.

6.3.1. ANALISI MATEMATICA

Nel capitolo 6.1 e nel paragrafo 6.2.1 viene descritta l'analisi matematica di un singolo elemento formato da strati di massa in alluminio al cui centro si trova il silicone. Dato che la struttura del singolo supporto è la stessa, variano solo dimensioni e materiali, quindi si possono utilizzare le equazioni descritte precedentemente, paragrafo 6.2.1, come base. Nel dettaglio quel modello può essere utilizzato per descrivere il comportamento del singolo supporto, in quanto la struttura è la stessa variano solo dimensioni e materiali.

Visionando la figura 6.13 si vede che il sistema è caratterizzato da una struttura in vetro e 4 supporti. Ogni supporto è caratterizzato da una base rettangolare in plexiglass, sovrapposta da uno strato di silicone con stesse dimensioni di base e diverso spessore a cui è sovrapposto un altro strato di plexiglass delle stesse dimensioni del precedente.

Riportandoci al sistema massa-molla-smorzatore supponiamo trascurabili lo smorzamento e la rigidità della struttura di plexiglass, posta tra il vetro e il silicone, e del vetro. Non si considera lo strato di plexiglass inferiore, che fa da base, poiché è vincolato al piano di lavoro. Quindi lo smorzamento e la rigidità sono dati dal solo strato di silicone.

Dato che non è di nostro interesse definire lo strain a cui è soggetto l'intero sistema ma ci interessa lo strain a cui è soggetto lo strato di silicone poiché sarà quello a cui sarà soggetto il nostro sensore, possiamo modellizzare il sistema andando a considerare cosa succede al singolo supporto. Nel dettaglio il sistema può essere diviso in 4 elementi simmetrici l'uno rispetto all'altro. Si ottiene che il singolo elemento è costituito dal supporto sormontato da $\frac{1}{4}$ della massa del vetro. Quindi otteniamo che lo smorzamento della struttura è pari a quello del silicone che è definito come:

$$c = \frac{\eta * k_s}{\lambda_n} \quad (6.4)$$

Mentre la rigidità, data anch'essa dal solo silicone, è:

$$k = \frac{E * A}{h} \quad (6.5)$$

La massa del sistema, considerata anche in questo caso puntiforme, sarà pari a:

$$m = \frac{m_{vetro}}{4} + m_{plexiglass} + m_{silicone} \quad (6.42)$$

Definiti quindi i valori di massa, rigidità e smorzamento ci troviamo nelle stesse condizioni esaminate nel paragrafo 6.2.1 quindi possiamo utilizzare le stesse equazioni che ora ricordiamo.

La **frequenza del sistema** è [23]:

$$\lambda_p = \text{Im}(s) = \lambda_n \sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (6.24)$$

Con la frequenza di risonanza pari a:

$$\lambda_n = \frac{1}{2\pi} * \sqrt{\frac{k_s}{m}} \quad (6.25)$$

Lo **spostamento** è:

$$u = x(t_1) \quad (6.39)$$

Con:

t_1 calcolando andando ad annullare la velocità, derivata dello spostamento.

$$t_1 = \frac{\pi - \varphi_1}{\lambda_p} \quad (6.38)$$

$$x = e^{-\sigma t} * C * \sin(\lambda_p t + \varphi) + \frac{F}{k} \quad (6.31)$$

Lo **strain** è:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (6.40)$$

Dove ΔL è lo spostamento calcolato con la 6.39, mentre $L = h_s$. Anche in questo modello si utilizza come lunghezza iniziale l'altezza del silicone poiché anche in questo caso la massa considerata è supposta puntiforme e quindi lo spostamento della stessa avviene nello stato di silicone, che ci dà i valori di rigidità e smorzamento utilizzati nel modello.

6.3.2. SIMULAZIONE

Si è simulato il sistema tramite l'utilizzo del software CAD SOLIDWORK.

Si sono generati i singoli elementi che sono poi stati uniti in un assieme.

Si è creato il supporto di plexiglass di dimensioni (35,75x 3,5x44) mm, il materiale, trovato nella libreria di SolidWork, presenta le seguenti caratteristiche:

- modulo Elastico $E=2770 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho=1.19\text{g/cm}^3=1.19*10^{-6} \text{ kg/mm}^3$.

Si è creato lo strato di silicone, di dimensioni (35,75x 5x44) mm, non essendo presente negli archivi di SolidWork, si sono trovati i seguenti valori dalla letteratura [41]:

- modulo Elastico $E=50 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho = 2.3 \cdot 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$;
- Coefficiente di poisson 0.49;
- Fattore di perdita pari a 1.6.

Si è poi creato l'assieme, vedi figura 6.13. Si sono accoppiati l'elemento di plexiglass e il silicone con l'accoppiamento concentrico tra la faccia superiore dell'elemento in plexiglass e quella inferiore del silicone. A questo assieme è stato accoppiato un altro strato di plexiglass, nel dettaglio l'accoppiamento è concentrico ed è avvenuto tra la faccia inferiore del plexiglass e quella superiore del silicone.

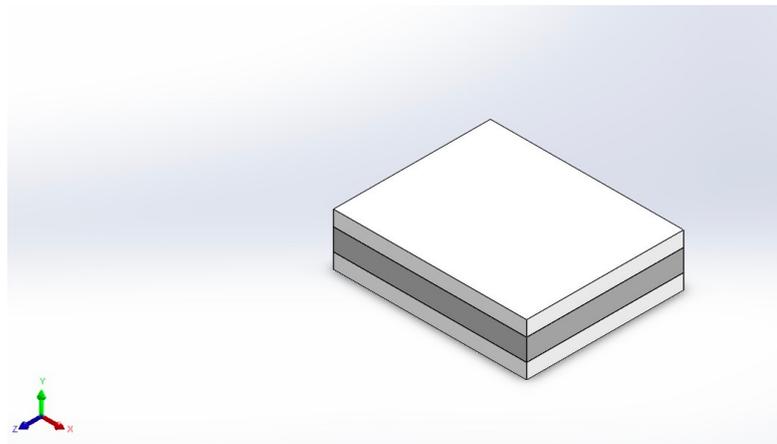


Figura 6.13 Modello del supporto del prototipo

Si è simulato il comportamento del singolo supporto tramite un'analisi statica. Si è vincolato con geometria fissa la faccia inferiore dello strato di plexiglass inferiore e si è caricato il plexiglass superiore prima con la sola gravità e poi con un carico di 1kg come mostrato in figura 6.14.

Si è eseguita la mesh del prototipo come definito in tabella 6.7.

Tipo di mesh	Mesh mista
Mesheser usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	1,33177 mm
Tolleranza	0,0665887 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 6.7 Informazioni relative alla mesh

La mesh ottenuta è quella in figura 6.14. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 82615;
- numero di elementi totali: 52308;
- % di elementi con rapporto d'aspetto < 3: 99,9.

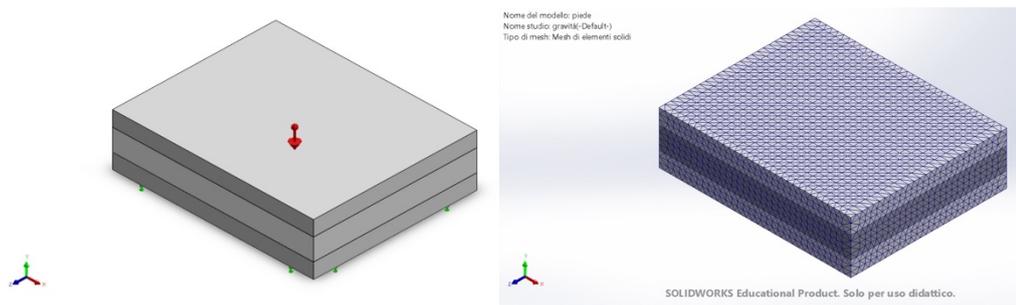


Figura 6.14 Modello del supporto a cui è applicato il vincolo e la gravità e mesh

Dalla simulazione si ottengono i valori di strain mostrati, rispettivamente, in figura 6.15

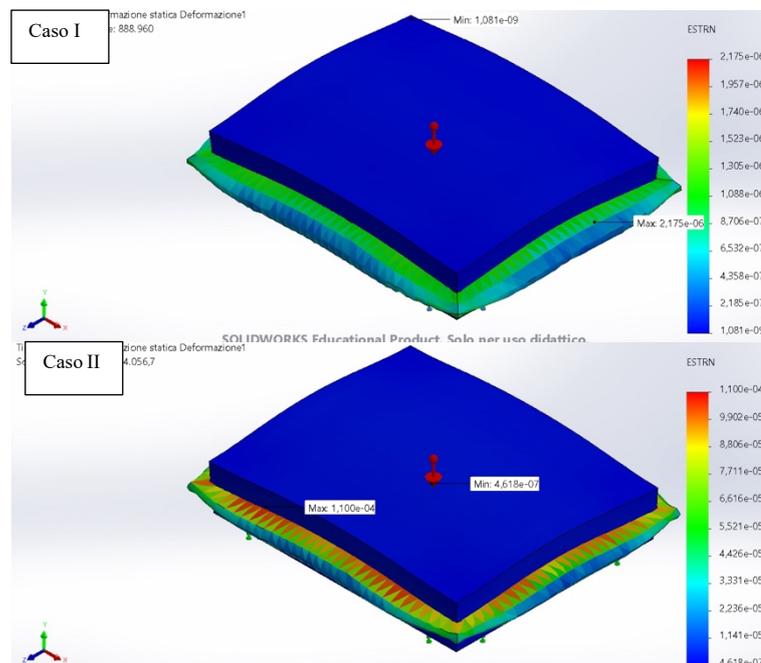


Figura 6.15 Grafico di strain del supporto nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 1kg

Successivamente si è creato lo strato di vetro le cui dimensioni sono (300 x 5 x 300) mm. Il materiale è presente nella libreria di SolidWork e presenta le seguenti caratteristiche:

- modulo Elastico $E=68935 \text{ N/mm}^2$;
- densità $\rho=2,4576 \text{ g/cm}^3=2,4576 * 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$.

Alla struttura di vetro sono stati accoppiati i 4 supporti, posizionati nei quattro angoli, come mostrato in figura 6.16. Ogni supporto è accoppiato al vetro tramite un accoppiamento coincidente.

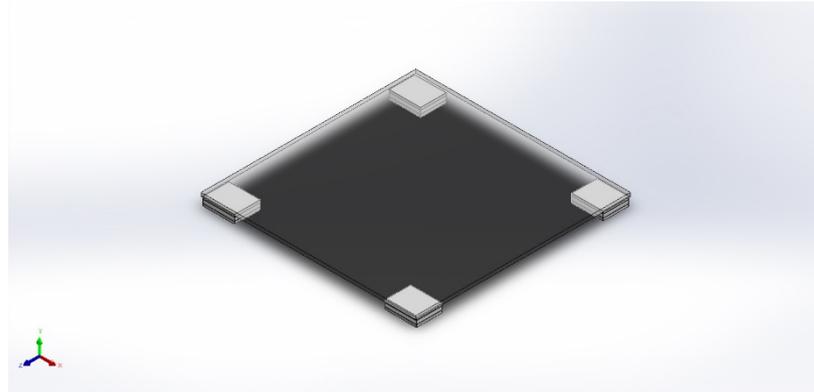


Figura 6.16 Modello Bilancia

Successivamente si è studiato il comportamento del sistema tramite un'analisi statica. Sono stati applicati i vincoli, geometria fissa, alla faccia inferiore di tutti e quattro i supporti e come carico è stato applicato, vedi figura 6.17 :

- gravità;
- gravità e massa distribuita di 4 kg, si applica 4 kg e non 1 kg poiché la massa si distribuisce equamente sui 4 supporti quindi si ottiene che sul singolo supporto si ha un valore di 1 kg
- gravità e massa distribuita di 60 kg, per simulare il peso di una persona. In questo caso sul singolo supporto si ha 15 kg.

Dato che lo scopo della simulazione era conoscere la deformazione subita dal silicone, poiché il sensore viene a trovarsi nello strato di silicone, prima di eseguire la simulazione si è reso il vetro rigido. Successivamente si è eseguita la mesh del prototipo come definito in tabella 6.8.

Tipo di mesh	Mesh mista
Mesheser usato:	Mesh standard
Transizione automatica:	Disattivo
Includi loop automatico della mesh:	Disattivo
Punti jacobiani per mesh di alta qualità	16 Punti
Dimensione elemento	4,81049 mm
Tolleranza	0,240524 mm
Qualità della mesh	Ottima

Tabella 6.8 Informazioni relative alla mesh

La mesh ottenuta è quella in figura 6.15. caratterizzata da:

- numero di nodi totali: 47597;
- numero di elementi totali: 24183;

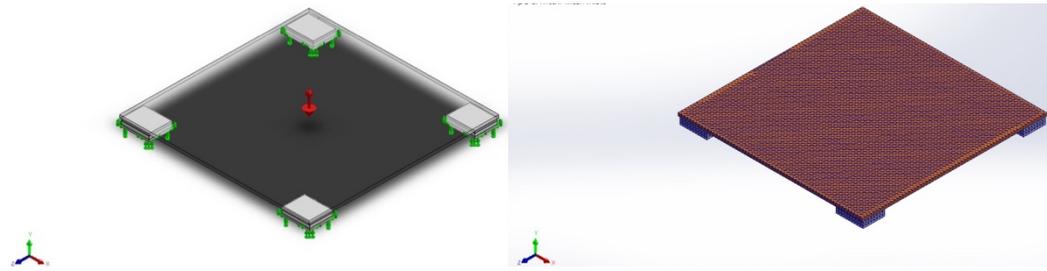


Figura 6.17 Modello bilancia a cui è applicato il vincolo e la gravità e Mesh del modello bilancia

Dalla simulazione si ottengono i valori di strain mostrati, rispettivamente, in figura 6.18

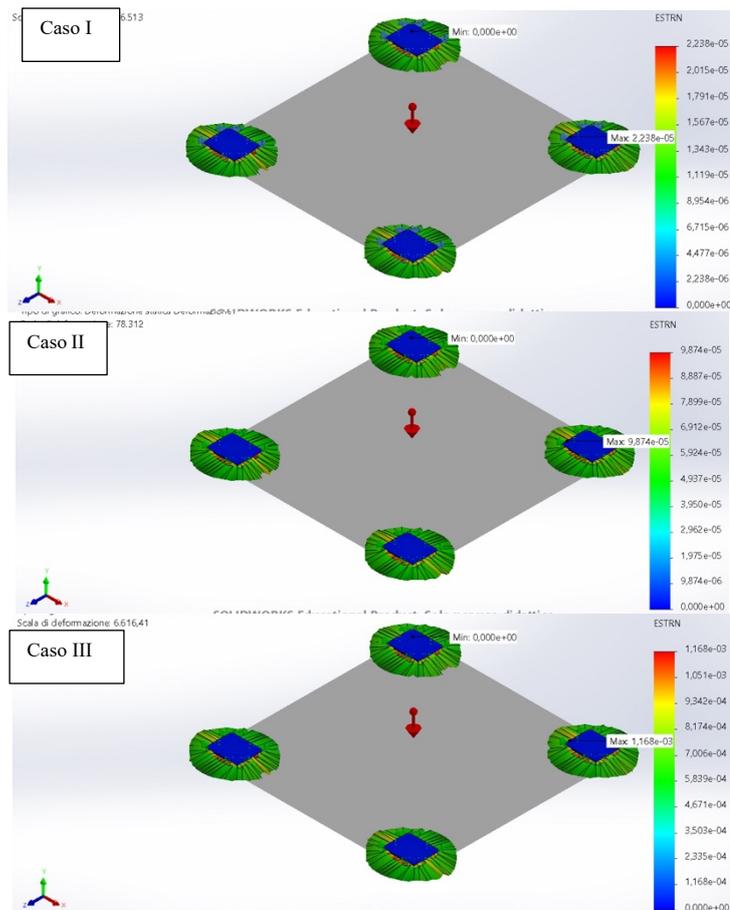


Figura 6.18 Grafico di strain del prototipo nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 1 kg, caso III carico di 60 kg

6.3.3. RISULTATI

Ora si riportano i risultati ottenuti dalle simulazioni e dai modelli matematici. In prima istanza vengono presentati i valori di strain ottenuti applicando la gravità e il carico di 1kg sul singolo supporto, tabella 6.9. Successivamente, in tabella 6.10, sono presentati i valori di strain ottenuti per la simulazione del prototipo completo.

STRAIN (ϵ)		
	SolidWork	Matlab
gravità	2,175 e-06	3,027 e-06
m=1kg	110 e-06	122,84 e-06

Tabella 6.9 Valori dello strain ottenuti con la simulazione e il modello matematico nei tre casi: caso I applicazione gravità, caso II carico con massa di 1kg

Dall'analisi dei dati si capisce che il modello matematico ci permette di ottenere dei valori di strain simili a quelli che si ottiene dalla simulazione.

Considerando che i valori di λ_B sono 1540nm, 1545nm, 1550 nm e 1555nm e utilizzando l'equazione 4.33, $\Delta\lambda_B = (1 - p_e)\Delta\epsilon*\lambda_B$, si ottengono delle $\Delta\lambda_B$ di circa:

- 148 pm, quindi si ottiene una sensibilità di 148 pm/kg per il modello matematico;
- 132-133 pm il che implica una sensibilità di circa 132-133 pm/kg per la simulazione.

Si ricorda che la sensibilità è pari a $\frac{\Delta\lambda_B}{carico(kg)}$.

In tabella 6.10 sono riportati i valori per un carico di:

- caso II 4 kg nella simulazione. Dato che il peso si ripartisce in maniera uguale sui 4 supporti il peso sul singolo supporto è di 1 kg, valore utilizzato nel modello matematico che descrive il comportamento di $\frac{1}{4}$ del modello della bilancia (supposto sormontato da $\frac{1}{4}$ della massa del vetro);
- caso III 60 kg nella simulazione eseguita con SolidWork e quindi 15 kg agenti sul singolo supporto, valore utilizzato nel modello matematico.

STRAIN (ϵ)		
	SolidWork	Matlab
Caso II	98,74 e-06	122,84 e-06
Caso III	1168 e-06	1800 e-06

Tabella 6.10 Valori dello strain ottenuti con la simulazione e il modello matematico nel: caso II carico con massa di 1kg sul supporto quindi 4kg sull'intero modello, caso III carico di 15 kg sul supporto quindi 60kg sull'intero modello

Dall'analisi dei dati si capisce che il modello matematico ci permette di di strain maggiori di quelli che si ottiene dalla simulazione. In particolare, considerando il caso II in tabella 6.10 e m=1kg in tabella 6.9 si nota che i valori differiscono di decine di $\mu\epsilon$. Quindi possiamo utilizzare un modello invece che l'altro commettendo un errore di circa del 10% per il modello simulato con SolidWork.

Si ottengono, per il caso II, delle $\Delta\lambda_B$ di circa:

- 148 pm, quindi si ottiene una sensibilità di 148 pm/kg per il modello matematico;
- 118-119 pm il che implica una sensibilità di circa 118-119 pm/kg per la simulazione.

6.3.4. REALIZZAZIONE PROTOTIPO

Il prototipo di bilancia realizzato parte da una bilancia pesapersone appoggiata sui 4 supporti, visionabile in figura 6.19.

Prestando attenzione ai supporti questi sono realizzati da due strati di plexiglass: uno funge da base di appoggio mentre l'altro connette silicone e bilancia. Le due strutture di plexiglass presentano le seguenti dimensioni:

- base 35,75 mm;
- spessore 3,5 mm;
- larghezza 44 mm.

Tra i due strati di plexiglass si interpone uno strato di silicone di spessore di 5 mm, vedi figura 6.20. Si è cercato di dare allo strato di silicone la forma della base del plexiglass, quindi si è cercato di realizzarlo il quanto più possibile pari a (35,75 x 5 x 44) mm.



Figura 6.19 Immagini del prototipo di bilancia



Figura 6.20 Immagine di un supporto realizzato con due strati di plexiglass a cui si interpone uno strato di silicone che contiene il sensore

In ogni stato di silicone è interposto un FBG.

Prima di eseguire il test completo sulla bilancia sono stati testati i singoli supporti per calcolare la sensibilità della singola fibra. In particolare, ogni supporto è stato caricato, in momenti diversi, con un carico di 1 kg. La sensibilità è calcolata come:

$$Sensibilità = \frac{\Delta\lambda_B}{carico(kg)} \quad (6.43)$$

Si hanno in totale quattro FBG, visualizzati in figura 6.21, che presentano le seguenti lunghezze d'onda:

- supporto 1: 1540 nm;
- supporto 2: 1545 nm;
- supporto 3: 1550 nm;
- supporto 4: 1555 nm.

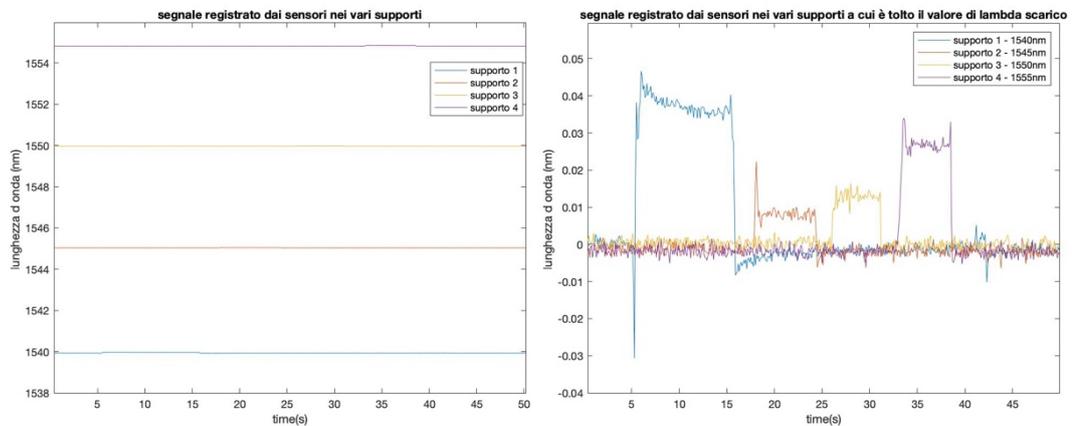


Figura 6.21 Segnale registrato dal singolo supporto quando caricati, in momenti diversi, con carico da 1kg

In tabella 6.11 sono presentati i vari valori di lunghezza d'onda, in condizione di scarico e di carico sul fronte di salita e di discesa, dei quattro supporti. Mentre in tabella 6.12 sono presentati in funzione di ogni variazione di lunghezza d'onda la sensibilità associata. In figura 6.22 sono presentate, per completezza, le risposte dei singoli supporti al carico di 1 kg.

		λ SCARICO (nm)	λ CARICO (nm)	$\Delta\lambda$ (pm)
SUPPORTO 1	SALITA	1539.93057000000	1539.97299000000	42.4199999997654
	DISCESA	1539.92468000000	1539.96694000000	42.2600000001694
SUPPORTO 2	SALITA	1545.03606636364	1545.04561090909	9.54454545467343
	DISCESA	1545.03575272727	1545.04554363636	9.79090909095248
SUPPORTO 3	SALITA	1549.96418454545	1549.97722090909	13.0363636365018
	DISCESA	1549.96375909090	1549.97688000000	13.1209090911852
SUPPORTO 4	SALITA	1554.81773181818	1554.84592454545	28.1927272724261
	DISCESA	1554.81687000000	1554.84598000000	29.110000001734

Tabella 6.11. Variazione di lunghezza d'onda subita dal singolo supporto quando questo è caricato con carico di 1kg, nei fronti di salita e di discesa.

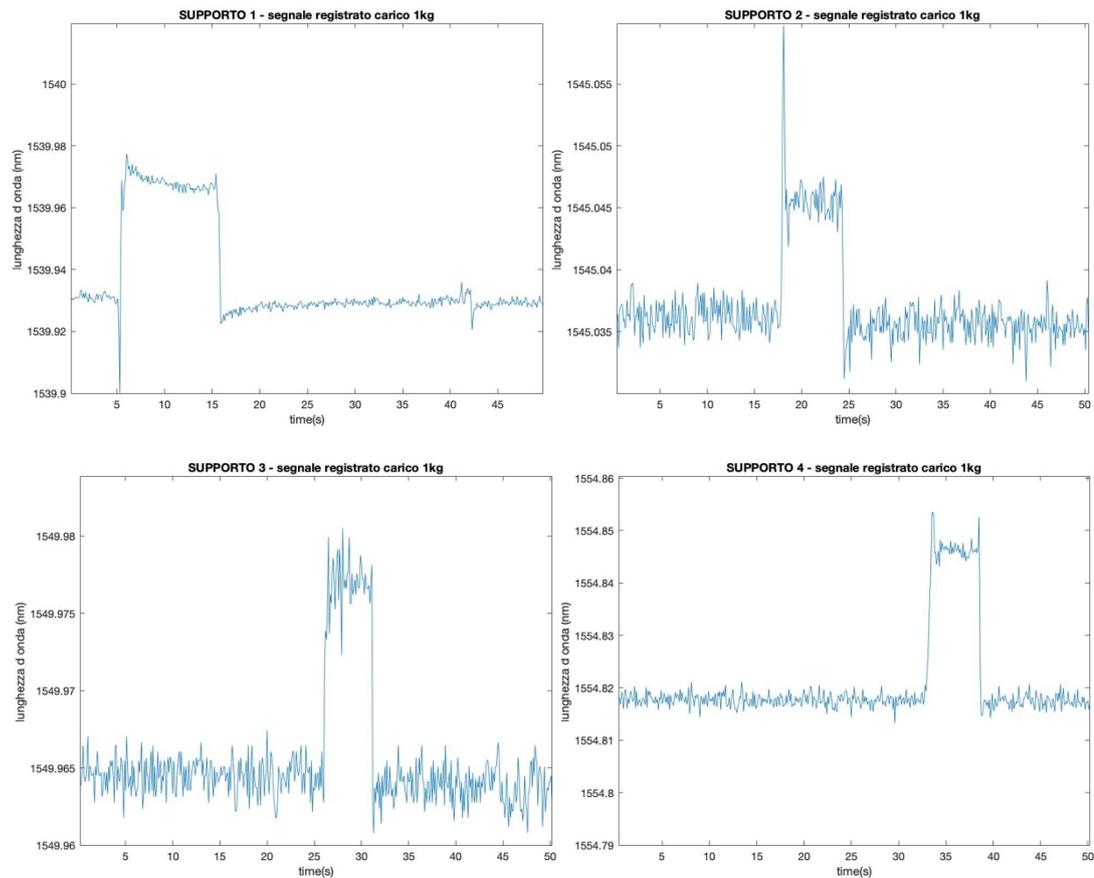


Figura 6.22 Immagini dei segnali registrati dai singoli supporti quando caricati, singolarmente, con carico pari a 1kg

		$\Delta\lambda$ (pm)	SENSIBILITA' (pm/kg)
SUPPORTO 1	SALITA	42.419999997654	42.419999997654
	DISCESA	42.2600000001694	42.2600000001694
SUPPORTO 2	SALITA	9.54454545467343	9.54454545467343
	DISCESA	9.79090909095248	9.79090909095248
SUPPORTO 3	SALITA	13.0363636365018	13.0363636365018
	DISCESA	13.1209090911852	13.1209090911852
SUPPORTO 4	SALITA	28.1927272724261	28.1927272724261
	DISCESA	29.1100000001734	29.1100000001734

Tabella 6.12 Sensibilità del singolo supporto quando questo è caricato con carico di 1kg, nei pronti di salita e di discesa.

Dalla tabella 6.12 si vede che i 4 sensori hanno delle sensibilità molto variabili tra di loro. Questo è spigato dal fatto che, purtroppo, i sensori vengono a trovarsi nel silicone in

posizioni diverse le une rispetto alle altre, quindi i quattro sensori in base al carico sentono strain molto diversi tra di loro. Nel dettaglio possiamo associare una sensibilità di:

- 42 pm/kg per il supporto 1;
- 9 pm/kg per il supporto 2;
- 13 pm/kg per il supporto 3;
- 28 pm/kg per il supporto 4.

Si ottengono dei valori di sensibilità molto inferiori, di quasi 100 pm/kg, a quelli che ci aspettavamo.

Dopo aver eseguito questo primo test di validazione per verificare la sensibilità dei singoli supporti si è assemblato il prototipo come mostrato in figura 6.23. Si fa notare che sono stati assemblati i supporti:

- 1 e 2 dal lato sinistro, quindi quando la bilancia sarà posizionata con i supporti verso terra questi si troveranno a destra;
- 3 e 4 dal lato destro, quindi quando la bilancia sarà posizionata con i supporti verso terra questi si troveranno a sinistra.



Figura 6.23. Assemblaggio prototipo.

Successivamente si è eseguito il test per verificare come risponde il prototipo quando il carico è pari al peso di una persona.

Il sistema è stato interrogato tramite il Micron Optics e con l'ausilio del software ENLIGHT. Il segnale è stato campionato ogni 100 ms, quindi a 10 Hz.

Si sono effettuate 4 prove in cui il soggetto saliva sulla bilancia e ci restava per alcuni minuti. Si sono posizionati i piedi in modo da essere sui supporti. I risultati sono mostrati in figura 6.24. Sono riportati in funzione del tempo la somma dei segnali registrati da tutti i supporti a cui è stato tolto il valor medio dei primi 4 campioni.

Dalla visualizzazione dei risultati si nota un problema che si era evinto già nel test precedente: la non ripetibilità della misura. Infatti, il test, nelle stesse condizioni di carico e di posizione, per quanto possibile, presenta delle variazioni dei segnali misurati, variazioni ben visibili nel grafico in figura 6.24. Si può comunque dire, dai test effettuati, che il prototipo può essere utilizzato per determinare i movimenti in quanto il sensore genera una risposta veloce in presenza del carico.

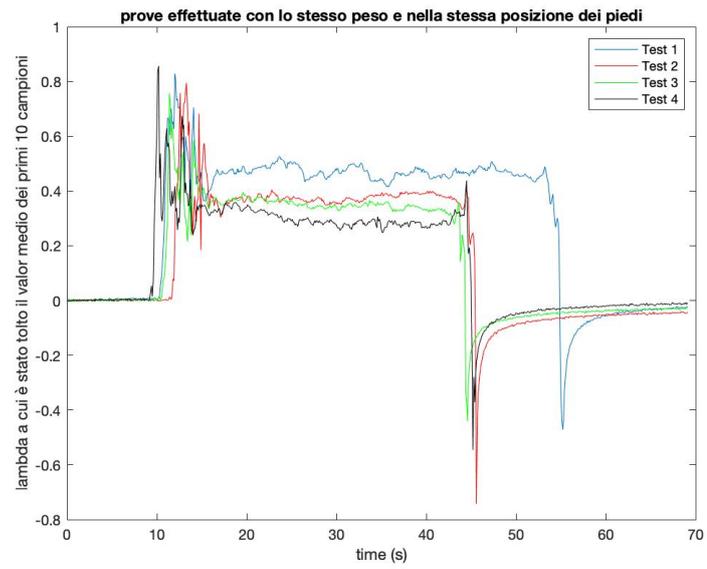


Figura 6.24 Test effettuati con stesso peso e stessa posizione dei piedi.

7. CONCLUSIONI

Il lavoro di tesi ha come punto focale un particolare sensore in fibra ottica: i reticoli in fibra di Bragg (FBG). Questi sono, tra i sensori in fibra ottica, quelli che hanno la più elevata maturità. Come tutte le fibre ottiche presentano immunità ai campi elettromagnetici e la possibilità di essere miniaturizzati. Gli FBG sono sensibili sia alla deformazione che alla temperatura ma possono essere anche utilizzati come trasduttori.

Nel lavoro di tesi ci si è focalizzati sulla sensibilità alla deformazione: a causa di una deformazione, che la fibra subisce a causa di una sollecitazione o di una deformazione che subisce una struttura, su cui è incollata la fibra o nella quale si viene a trovare, si verifica una variazione della lunghezza d'onda di Bragg che è direttamente proporzionale alla deformazione.

Nel dettaglio il lavoro di tesi si è posto come obiettivo quello di realizzare dei prototipi di accelerometro e di sensore di forza basati sugli FBG che fossero compatibili con l'mri. Questi dovevano permettere la misura di, nel primo caso, parametri vitali e nel secondo caso dei movimenti del corpo.

Il primo prototipo realizzato è stato l'accelerometro.

Prima di passare alla sua realizzazione e simulazione si è descritto il modello di una semplice trave incastrata.

Si è definito il modello matematico che permetteva il calcolo della frequenza di risonanza, dello spostamento massimo e dello strain massimo. Si è poi modellizzato e simulato il sistema con SolidWork e si è evinto che i dati coincidevano e che quindi il modello matematico ben approssimava la simulazione. In particolare, si sono studiati due casi:

- trave soggetta alla gravità;
- trave caricata con una massa di 70 g.

Dalle simulazioni si è evinto che il massimo spostamento della trave incastrata lo si ha nella zona non vincolata mentre il massimo strain nella zona vincolata.

Si è poi realizzata una prova in laboratorio con una trave reale alla quale era incollata un FBG nella zona di massimo strain il cui comportamento è stato studiato tramite l'utilizzo dello strumento Micron Optics si155. Dallo studio si è ottenuta una variazione di lunghezza d'onda di 85pm quando si ha un carico di 70 g, quindi si ottiene una sensibilità di 1.21 pm/g. Questo valore di sensibilità rientrava nel range ottenuto con il modello matematico e con la simulazione, (1,04-1,42 pm/g).

Successivamente si è realizzato il prototipo dell'accelerometro FBG. A partire dal modello ottenuto per la semplice trave si è ottenuto il modello matematico per il cantilever, sistema base del nostro prototipo. Simulando, tramite il Cad SolidWork, si sono ottenuti dei valori simili, dello stesso ordine di grandezza, di quelli ottenuti dal modello matematico. Dalle

simulazioni si è evinto, anche in questo caso, che lo strain massimo lo si ha all'incastro. Questo ci è servito per definire la zona dove applicare il reticolo in fibra di Bragg, che infatti è stato posizionato in prossimità dell'incastro.

Successivamente si è disegnato, in SRL, il prototipo che è stato stampato tramite stampa 3D. Il prototipo è stato realizzato in PLA ed il sensore FBG è stato incollato tramite opportuna resina. Il prototipo è stato stampato in modo tale da essere pieno al 40% ma ci si è assicurati che i primi tre e gli ultimi tre layer fossero pieni, così da avere la "trave" piena. La massa non è completamente vuota all'interno ma presenta una struttura alveolare.

Prima di incollare il reticolo di Bragg si è caratterizzato il cantilever, si è utilizzato un oscilloscopio al fine di calcolare la frequenza naturale del cantilever. Questa era di circa 95 Hz, valore concorde con quello trovato nel modello matematico, 98 Hz.

Dopo aver incollato la fibra si sono eseguiti altri test con l'ausilio dell'interrogatore Micron Optics si155 e del software ENLIGHT.

Si è eseguito un primo test in cui sono state imposte sollecitazioni costanti al fine di indentificare, tra l'array di FBG, il picco più sensibile, ossia quello che veniva a trovarsi nella zona di massimo strain. Definito come picco di riferimento quello a 1550 nm (il V picco) si è eseguita la validazione tramite un test eseguito con l'ausilio di uno shaker elettrodinamico che permetteva di imporre al prototipo un'accelerazione di 1 g, con g accelerazione di gravità, con una frequenza che cresceva linearmente da un valore di 0 ad uno di 200 Hz. Si è ottenuta una risposta in frequenza che non è caratterizzata da un elevato smorzamento e una sensibilità di circa 10 pm/g, con g accelerazione di gravità. La sensibilità ottenuta è inferiore a quella che ci aspettavamo dal modello matematico, pari a circa 50 pm/g, probabilmente questo valore basso può essere dovuto all'incollaggio non ottimale della fibra, questa situazione porta al non corretto trasferimento dei carichi alla fibra e potrebbe, quindi, influire sulla sensibilità. A causa di questo incollaggio non ottimale, si è ottenuta una fibra che se tirata/tensionata induce un errore di misura, quindi nelle prove eseguite si è prestato attenzione a far in modo che la fibra non fosse "tirata".

Si è quindi ottenuto un accelerometro in materiale compatibile con l'mri che presenta una frequenza naturale e uno smorzamento appropriato. Si può concludere che né il materiale plastico, con cui è stato realizzato il prototipo, né la resina, utilizzata per incollare la fibra, hanno indotto uno smorzamento elevato. Nonostante questo, si ottiene una sensibilità non adeguata e che quindi non permette di misurare le ampiezze previste per la misura della frequenza cardiaca e respiratoria. Anche se il prototipo non permette la misura del battito cardiaco se utilizzato come accelerometro possiamo dire che se il cantilever è posizionato a contatto è possibile il monitoraggio del battito in quanto il cantilever sente le variazioni di pressione.

Gli sviluppi futuri dovrebbero avere come obiettivo quello di migliorare la sensibilità dell'accelerometro andando ad aumentare la massa del cantilever, ad esempio stampando un prototipo completamente pieno.

Ci si è, poi, concentrati sullo studio del sensore di forza.

Si è quindi studiato il modello matematico di un sensore che era formato da due masse in acciaio, la più grande fungeva da base di appoggio mentre la minore come massa e come appoggio per il peso. Tra le due masse si interpone uno strato di silicone che contiene l'FBG. Il silicone agisce come un materiale elastico ed il reticolo in fibra di Bragg ne misura la deformazione, dovuta alla presenza di una massa appoggiata sulla massa minore, tramite una variazione di lunghezza d'onda.

Con il primo prototipo, non compatibile con l'ambiente di risonanza magnetica, si sono effettuati due test.

Nel primo, validazione, si sono applicati vari carichi al sistema e ne sono state misurate le variazioni di lunghezza d'onda. i carichi applicati erano 10 g, 100 g, 200 g, 500 g, 1 kg, 1.5 kg, 2kg e 4 kg. Si è notato che all'aumentare del carico aumenta la variazione della lunghezza d'onda e inoltre per i valori di carico pari a 100 g e a 1 kg si ottengono delle variazioni di lunghezza d'onda di peso inferiori a quelle che ci aspettavamo dal modello matematico. Di conseguenza si ottengono delle sensibilità di poco inferiori a quelle che ci aspettavamo e che differiscono di decine pm/kg. Si deve ricordare che le simulazioni sono state effettuate considerando dei valori delle caratteristiche dei materiali in letteratura che non è detto coincidano perfettamente con i valori dei materiali utilizzati.

Il secondo test ci ha permesso di verificare la dipendenza dalla temperatura del reticolo in fibra di Bragg. È stato effettuato un test in camera climatica in cui è stata variata la temperatura seguendo questo schema: 20 °C, 30 °C, 40 °C, 20 °C.

Per ogni valore di temperatura sono state effettuate delle misure della lunghezza d'onda in condizioni di scarico-carico-scarico ed il carico era pari a 1kg. Da questo test si è evinta la dipendenza dalla temperatura che presenta il sensore FBG e la necessità di compensarla, cosa non effettuata nel lavoro di tesi.

Successivamente si è passata alla realizzazione del prototipo di bilancia. Si sono realizzati i supporti fatti da strato alternato di plexiglass-silicone-plexiglass, all'interno del silicone viene a trovarsi il reticolo in fibra di Bragg. Essendo i supporti quattro si hanno quattro FBG le cui lunghezze d'onda di Bragg sono 1540 nm, 1545 nm, 1550 nm, 1555 nm.

Dal modello matematico e dalla simulazione del sistema si ottengono delle sensibilità di maggiori di 100 pm/kg. Una volta realizzati i singoli supporti si è eseguita la validazione andando a studiare la sensibilità dei singoli supporti al carico di 1 kg. Si sono ottenuti dei valori molto bassi di sensibilità rispetto ai valori calcolati. Questo si può spiegare dal fatto che la posizione dei sensori nello strato di silicone non è quella ottimale. Successivamente si sono posizionati i supporti al di sotto di una bilancia pesapersona e si sono eseguiti vari test per verificare la ripetibilità della misura. Sono state eseguite quattro prove nelle stesse condizioni di carico, peso di una persona, e di posizione, per quanto possibile, dei piedi del soggetto. Dai test si evince che le misure non sono ripetibili, cosa che si era notata già in precedenza col test di validazione dei singoli supporti. Nonostante ciò, il sensore riesce a monitorare il movimento poiché reagisce velocemente alla presenza del carico.

Data la scarsa sensibilità e ripetibilità gli sviluppi futuri potrebbero essere indirizzati in tal senso. Ad esempio, si potrebbe aumentare la sensibilità del sensore andando a posizionarlo in una zona, nel silicone, soggetta ad uno strain maggiore e/o investigare l'uso di materiali elastici come gli elastomeri.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Lukasz Dziuda, Member, IEEE, Mariusz Krej, and Franciszek Wojciech Skibniewski - **Fiber Bragg Grating Strain Sensor Incorporated to Monitor Patient Vital Signs During MRI** - IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 13, NO. 12, DECEMBER 2013
- [2] Prof. Marco Boiti - **Fibre Ottiche in Regime Non Lineare (Appunti per il corso di Fisica dei Sistemi Non Lineari - Modulo B)** – versione 2011
- [3] J. Hecht: **Understanding Fiber Optics**, Ch. 1-3, Prentice Hall N.J. 1999
- [4] D.R. Goff: **Fiber Optic Reference Guide** (2nd ed.) Focal Press 1999
- [5]<https://docplayer.it/9133058-1-9-propagazione-in-fibra-ottica-a-caratteristiche-general.html>
- [6] Brotzu, F. Felli - **Impiego di sensori in fibra ottica per il monitoraggio di fratture statiche e dinamiche.** - Workshop IGF, gennaio 2010,
- [7] K. Chethana, A. S. Guru Prasad, S. N. Omkar, and S. Asokan- **Fiber bragg grating sensor based device for simultaneous measurement of respiratory and cardiac activities** - J. Biophotonics 10, No. 2, 278–285 (2017)
- [8] Fabrizio Taffoni , Domenico Formica , Paola Saccomandi , Giovanni Di Pino and Emiliano Schena- **Optical Fiber-Based MR-Compatible Sensors for Medical Applications: An Overview** - Sensors 2013, 13, 14105-14120; doi:10.3390/s131014105
- [9] B. Zhang, “**High temperature sensors based on hydrogen loaded fiber bragg gratings,**” Ph.D. dissertation, Concordia University, 2004.
- [10] P. J. Lemaire *et al.*, “**High pressure h2 loading as a technique for achieving ultrahigh uv photosensitivity and thermal photosensitivity in ge2 doped optical fibers,**” *Electronic Letters*, vol. 29, 1993.
- [11] G. Meltz, W. W. Morey, and W. H. Glenn – **Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method** - August 1, 1989 / Vol. 14, No. 15 / OPTICS LETTERS [823-825]
- [12] Kenneth O. Hill and Gerald Meltz, Member, IEEE - **Fiber Bragg Grating Technology Fundamentals and Overview** - JOURNAL OF LIGHTWAVE TECHNOLOGY, VOL. 15, NO. 8, AUGUST 1997
- [13] Stephen J. Mihailov ID , Dan Grobnic, Cyril Hnatovsky, Robert B. Walker, Ping Lu ID , David Coulas and Huimin Ding - **Extreme Environment Sensing Using Femtosecond Laser-Inscribed Fiber Bragg Gratings** –
- [14] Thomas Geernaert, Kyriacos Kalli, Charalambos Koutsides, Michael Komodromos, Tomasz Nasilowski, Waclaw Urbanczyk, Jan Wojcik, Francis Berghmans, and Hugo Thienpont - **Point-by-point fiber Bragg grating inscription in free-standing step-index**

and photonic crystal fibers using near-IR femtosecond laser - May 15, 2010 / Vol. 35, No. 10 / OPTICS LETTERS

[15] Turan Erdogan- **Fiber Grating Spectra** -JOURNAL OF LIGHTWAVE TECHNOLOGY, VOL. 15, NO. 8, AUGUST 1997

[16] http://tesi.cab.unipd.it/49160/1/Tesi_Leone_Pasquato.pdf

[17] Massaroni C., Member IEEE, Zaltieri M., Student Member IEEE, Lo Presti D., Student Member IEEE, Nicolò A., Member IEEE, Tosi D., Schena E., Senior Member IEEE - **Fiber Bragg Grating Sensors for Cardiorespiratory Monitoring: A Review** - IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. XX, NO. XX, MONTH X,

[18] https://lunainc.com/sites/default/files/assets/files/resource-library/LUNA-Data-Sheet-Micron-si155_v3.pdf

[19] <https://lunainc.com/sites/default/files/assets/files/resource-library/ENLIGHT.pdf>

[20] <https://www.tme.com/sg/en/news/library-articles/page/22568/how-does-an-accelerometer-work-and-what-is-it-used-for/>

[21] <https://learn.sparkfun.com/tutorials/accelerometer-basics/all>

[22] A. Vallan- **14_sensori di deformazione e accelerazione** -slide corso di sensori 2020/2021

[23] Genta - pag 139-161

[24] <https://docplayer.it/15275131-Per-questo-motivo-negli-accelerometri-z-0-67.html>

[25] Nandini Basumallick, Palas Biswas, Kamal Dasgupta, Somnath Bandyopadhyay- **Design optimization of fiber Bragg grating accelerometer for maximum sensitivity** - Sensors and Actuators A 194 (2013) 31–39

[26] D. H. PHAN, S. BONNET, R. GUILLEMAUD, E. CASTELLI, N. Y. PHAM THI - **Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer** -30th Annual International IEEE EMBS Conference / Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008

[27] Keya Pandia¹, Omer T Inan¹, Gregory T A Kovacs and Laurent Giovangrandi - **Extracting respiratory information from seismocardiogram signals acquired on the chest using a miniature accelerometer**

[28] D.Sánchez Morillo, J.L.Rojas Ojeda (IEEE Member), L.F.Crespo Foix, D.Barbosa Rendón, A.León- **Monitoring and Analysis of Cardio Respiratory and Snoring Signals by using an Accelerometer**- Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007.

[29] N. Basumallick, I. Chatterjee, P.Biswas, K. Dasgupta, S. Bandyopadhyay – **Fiber Bragg grating accelerometer with enhanced sensitivity**

[30] Nandini Basumallick , Sayantani Bhattacharya, Tanoy Kumar Dey, Palas Biswas, and Somnath Bandyopadhyay -**Wideband Fiber Bragg Grating Accelerometer Suitable for Health Monitoring of Electrical Machines** - IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 20, NO. 24, DECEMBER 15, 2020

[31] Miguel Angel Casas-Ramos, Gabriel Eduardo Sandoval-Romero – **Modified Optical Fiber Bragg grating accelerometer**

[32] Carpinteri A. – **Scienza delle costruzioni 1** - Bologna - Pitagora Editrice s.r.l. – pag. 255, 261, 312 e 342,347

[33] Salerno G. – **Il concetto di rigidità (cenni), Appunti di lezione del corso di Progettazione strutturale B** - redatti da Fabiana Riparbelli

[34] Z H A N G W e i - g a n g ¹, W U Z h i - g a n g ¹, L I U Y a n - g e , Y A N G Y i - f e i ¹, K A I G u i - y u n ¹, Z H A O Q i - d a ¹, Y U A N S h u . z h o n g ¹, D a N G X i a o - y i ¹, L I E n . b a n g ², X I J i a n g - t a o ², and J o e C h i c h a r o ² - **Principles and realizations of FBG wavelength tuning with elastic beams** - 1. Institute of Mo(~rn Optics, Nc~kai

University, Tionjin 30071, China 2. School/ of E/ectrica/ , Computer and Te/ecomunication Engineering, Facu/ty of/nforrr~ztics, University of Wo//ongong, NSW 2522,Australia- (Received 8 April 2005)

[35] https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_EN.pdf

[36] Fabrizio Taffoni , Domenico Formica , Paola Saccomandi , Giovanni Di Pino and Emiliano Schena- **Optical Fiber-Based MR-Compatible Sensors for Medical Applications: An Overview** - Sensors 2013, 13, 14105-14120; doi:10.3390/s131014105

[37] Łukasz Dziuda,a Franciszek W. Skibniewski,a Mariusz Krej,b and Paulina M. Baranb- **Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations**

[38] Yunyoung Nam, Yeeseok Kim and Jinseok Lee - **Sleep Monitoring Based on a Tri-Axial Accelerometer and a Pressure Sensor**

[39] Shady Farah Daniel G. Anderson Robert Langer - Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review - Advanced Drug Delivery Reviews

[40] https://it.wikipedia.org/wiki/Stampa_3D#Metodi_utilizzati

[41] <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=920>

[42] Musaab Alaziz , Jian Liu , Zhenhua Jia , Yingying Chen- Motion Scale: A Body Motion Monitoring System Using Bed-Mounted Wireless Load Cells

[43] Md. Zia Uddin * ID , Weria Khaksar and Jim Torresen - Ambient Sensors for Elderly Care and Independent Living: A Survey - sensors

[44] Juha M Kortelainen, Mark van Gils, Juha Pärkkä - Multichannel Bed Pressure Sensor for Sleep Monitoring

[45] Tatsuya Harada, Tomomasa Sat0 and Taketoshi Mori- Estimation of Bed-Ridden Human's Gross and Slight Movement Based on Pressure Sensors Distribution Bed - Intemational Conferenceon Robotics -Automation Washington, DC May 2002

[46] <https://www.aep.it/diverse-tipologie-di-trasduttori-di-forza-spostamento-e-pressione/>

[47] <https://www.docenti.unina.it/webdocenti-be/allegati/materiale-didattico/7258>

[48] <http://www.polismanettoni.altervista.org/alterpages/files/10Trasduttori-Parte2.pdf>

[49] <https://www.hbm.com/it/6768/how-exactly-does-a-load-cell-based-on-strain-gauges-work/>

[50] <https://www.hbm.com/it/7318/how-does-a-piezoelectric-force-transducer-work/>

[51] <https://dewesoft.com/it/daq/cosa-e-un-sensore#estensimetri>

[52] Jumpiei Arata, Shogo Terakawa, Hideo Fujimoto - **Fiber optic force sensor for medical applications within a backbone-shape structure** - The First CIRP Conference on Biomanufacturing

[53] Gobbi Alberto - **Sensori di forza e coppia per macchine automatiche** - tesi di laurea

[54] https://en.wikipedia.org/wiki/Fiber_Bragg_grating