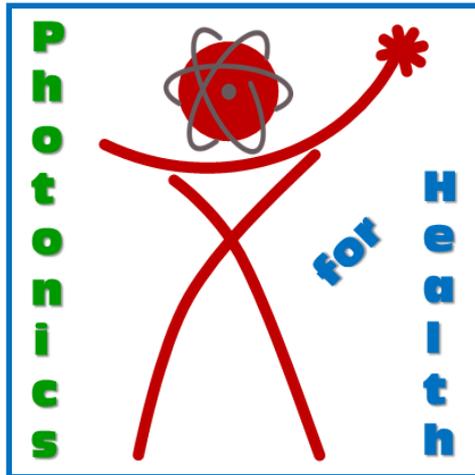




**Progetto TECHEA - Technologies for Health
WorkPackage WP3 – Photonics for Health**



Rapporto Tecnico

Progetto TECHEA: Workpackage WP3,

Attività A3.2: sistemi indossabili sensorizzati

DELIVERABLE D3.2.4

Michele Arturo Caponero, Rosaria D'Amato, Cristina Mazzotta, Valerio Orsetti,

Andrea Polimadei, Gaetano Terranova

Laboratorio FSN-TECFIS-MNF, ENEA

Novembre 2022

INDICE

<u>1. PRESENTAZIONE SINTETICA DELLE ATTIVITÀ E DEI RISULTATI CONSEGUITI NEL WP3A2</u>	4
1.1. SENSORI DI UMIDITÀ PER LA SUDORAZIONE, PER USO SU INDOSSABILI TESSILI E MASCHERE FACCIALI	5
1.2. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ RESPIRATORIA MEDIANTE L'USO DI SENSORI DI UMIDITÀ	5
1.3. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI FUNZIONI VITALI, QUALI ATTIVITÀ CARDIACA E RESPIRATORIA	6
<u>2. PROVE TECNOLOGICHE DI PRODUZIONE DI SENSORI DI UMIDITÀ PER LA SUDORAZIONE, PER USO SU INDOSSABILI TESSILI E MASCHERE FACCIALI</u>	6
<u>3. PROVE TECNOLOGICHE DI PRODUZIONE DI SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ RESPIRATORIA MEDIANTE L'USO DI SENSORI DI UMIDITÀ</u>	8
<u>4. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI FUNZIONI VITALI, QUALI ATTIVITÀ CARDIACA E RESPIRATORIA</u>	10
4.1 SENSORI MULTIPUNTO PER MONITORAGGI IN PAZIENTI EMIPLEGICI	10
4.2 REALIZZAZIONE DI SENSORI MEDIANTE STAMPA 3D E PRIME APPLICAZIONI BIOMEDICHE	15
<u>5. PRODOTTI DELLA RICERCA</u>	17
5.1 PUBBLICAZIONI	17

INDICE DELLE TABELLE E DELLE FIGURE

Tabella 1 - Risultati della calibrazione statica	11
Figura 1. Il sistema indossabile. (a) una foto del sistema indossabile (a destra) ed un particolare sul singolo elemento senziente (a sinistra). (b) lo schema degli elementi senzienti con viste laterali superiore e inferiore.	7
Figura 2. Il sistema indossabile. (a) una foto del sistema indossabile (a destra) ed un particolare sul singolo elemento senziente (a sinistra). (b) lo schema degli elementi senzienti con viste laterali superiore e inferiore.	8
Figura 3. Il sistema indossabile. (a) una foto del sistema indossabile (a destra) ed un particolare sul singolo elemento senziente (a sinistra). (b) lo schema degli elementi senzienti con viste laterali superiore e inferiore.	9
Figura 4. A sinistra: la macchina per i test di trazione con il particolare del posizionamento dell'elemento senziente e la relativa curva di calibrazione; a destra: il forno e un particolare sul posizionamento del sistema indossabile e la relativa curva di calibrazione	10
Figura 5 Set-up sperimentale e protocolli di misura. A sinistra: set-up sperimentale che mostra la posizione del soggetto con il sistema indossabile e lo strumento di misura insieme al posizionamento delle videocamere per le misure di confronto; a destra: illustrazione dei movimenti effettuati e un esempio della risposta registrata dai sensori durante i movimenti richiesti.....	10
Figura 6. (a) set-up sperimentale che mostra la posizione del soggetto con il sistema indossabile e lo strumento di misura insieme al posizionamento delle videocamere per le misure di confronto. (b) il sistema indossabile con il particolare sul singolo elemento senziente.....	11
Figura 7 Esempio del segnale rilevato dal sistema di telecamere di confronto (grafici in alto) e dal sistema indossabile (grafici in basso) durante le prove di respirazione normale (eupnea) e accelerata (tachypnea). In blu, arancio, giallo e viola i segnali relativi ai 4 compartimenti del torace in cui sono posizionati i sensori.....	12
Figura 8. (a) dimensioni del sensore stampato con stampante 3D (b) schema dei diversi modelli di riempimento triangolare (TR e giroscopico (GR) e con le diverse percentuali (30% e 60%) di riempimento	13
Figura 9. Procedura seguita per la produzione dei 4 sensori.	13
Figura 10 (a) posizionamento del sensore (b) risposta del sensore nel tempo (c) respiro di riferimento e (d) misure del sensore ECG di riferimento.	14

1. PRESENTAZIONE SINTETICA DELLE ATTIVITÀ E DEI RISULTATI CONSEGUITI NEL WP3A2

L'attività del workpackage WP3, Photonics for Health, riguarda lo sviluppo di sistemi di dosimetria clinica e di sensori indossabili per il controllo di irraggiamenti e dei pazienti durante gli stessi e le diagnostiche associate, basati su due classi di sensori a lettura completamente ottica per applicazioni bio-medicali. Il progetto prevede lo sviluppo di due tipologie di sotto-sistemi distinti:

- 1) rivelatori di radiazione innovativi per dosimetria clinica basati sulla lettura ottica della fluorescenza del fluoruro di litio, con realizzazione di dosimetri a film sottile e di un prototipo di lettore ottico dedicato per la misura della dose immagazzinata nei rivelatori di LiF e della distribuzione spaziale 2D e 3D nei trattamenti di adroterapia (Linea A3.1);
- 2) sistemi di sensori basati su tecnologia in fibra ottica (FBG), opportunamente funzionalizzati con specifico riferimento alla realizzazione di dispositivi indossabili per esami funzionali anche durante gli interventi, degenza post-operatoria, e medicina sportiva (Linea A3.2).

Anche nella prima metà del quarto anno non è stato possibile effettuare parte delle attività di sviluppo tecnologico e sperimentazione previste per l'ingegnerizzazione, a seguito dell'accesso contingentato ai laboratori connesso al proseguire dell'emergenza COVID, accompagnata da un ritardo nell'erogazione del finanziamento relativo sia al terzo che al quarto anno, che ha limitato tutte le spese previste, sia per completare la dotazione strumentale che per l'acquisizione di componenti indispensabili per la realizzazione dei prototipi ingegnerizzati previsti, per cui si è resa necessaria la proroga di un anno, al fine di completarne sperimentazione e validazione.

Nel seguito si presentano sinteticamente i risultati del workpackage WP3 per la linea A3.2 relativi al quarto anno, che sono descritti con maggiore dettaglio nei capitoli successivi, e si elencano le pubblicazioni correlate alle attività di questo workpackage.

Obiettivo della Linea A3.2 è lo sviluppo di un indossabile tipo "smart T-shirt", dotato prevalentemente di sensori basati su tecnologia in fibra ottica, per il monitoraggio: di parametri biometrici nel corso di pratiche diagnostiche e di medicina sportiva; della condizione di stasi di pazienti sottoposti a trattamenti radiogeni. Sono state eseguite ed in corso di esecuzione test di sperimentazione e validazione dei sensori sviluppati, in particolare per verificare la applicabilità di soluzioni che ne consentano la pre-ingegnerizzazione per applicazioni in condizioni reali.

Tutte le attività sono state svolte in stretta collaborazione con l'Università Campus Bio-Medico di Roma in continuità con la collaborazione scientifica già in essere.

1.1. SENSORI DI UMIDITÀ PER LA SUDORAZIONE, PER USO SU INDOSSABILI TESSILI E MASCHERE FACCIALI

È stato eseguito il design progettuale con prove tecnologiche di produzione prototipale dei sensori, in configurazione ingegnerizzata per applicazioni in ambiente reale.

I sensori di umidità relativa, realizzati funzionalizzando sensori FBG con chitosano secondo le procedure definite nel corso delle attività di progetto dei precedenti anni, sono stati predisposti in stampati 3D polimerici per consentirne l'integrazione in indossabili tessili vestibili (maglia, ginocchiera, fasce lombari, ...), in indossabili funzionali per esami medici (fascia elastica cardiaca, inguinale, ...), in maschere facciali DPI riutilizzabili. La predisposizione dei sensori negli stampati 3D è intesa a consentire la applicazione/rimozione dei sensori per le operazioni di lavaggio/sanificazione dell'indossabile e della maschera; tali operazioni risultano infatti compatibili con la salvaguardia della integrità del sensore lasciato in posizione. Lo stampato 3D costituisce un guscio protettivo del sensore FBG funzionalizzato, aggrappa la guaina delle fibre ottiche, funge da interfaccia per il posizionamento preciso, previsto in tasche sui tessuti e vani sul corpo della maschera. I sensori predisposti nei gusci protettivi saranno caratterizzati con prove meccaniche ed ambientali intese a verificarne la durabilità con riferimento ad applicazioni commerciali. Si prevedono prove per la simulazione di cicli d'uso prolungati: sollecitazioni cicliche di trazione e bending; sollecitazioni cicliche in atmosfera da satura di vapore acqueo a secca.

1.2. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ RESPIRATORIA MEDIANTE L'USO DI SENSORI DI UMIDITÀ

È stato eseguito il design progettuale con prove tecnologiche di produzione prototipale dei sensori, in configurazione ingegnerizzata per applicazioni in ambiente reale.

I sensori di umidità relativa, realizzati funzionalizzando sensori FBG con agar ed alloggiati in una matrice siliconica secondo le procedure definite nel corso delle attività di progetto dei precedenti anni, sono stati predisposti in sottili guaine protettive rigide e semirigide forellate. Tali guaine sono intese ad essere inserite in naselli per misure integrate di umidità dell'espriato e della frequenza respiratoria. La predisposizione del sensore consente il riutilizzo dello stesso in naselli monouso, di ampia diffusione per l'applicazione del monitoraggio respiratorio. La guaina garantisce la

protezione del sensore nel corso delle fasi di manipolazione per il posizionamento e la rimozione, consente l'aggrappaggio della guaina protettiva della fibra ottica per il trasporto del segnale, protegge il sensore nel corso delle operazioni di sterilizzazione che si prevedono in autoclave o in vapori chimici.

1.3. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI FUNZIONI VITALI, QUALI ATTIVITÀ CARDIACA E RESPIRATORIA

I sensori di sono realizzati funzionalizzando sensori FBG in sagomati polimerici, per il monitoraggio contemporaneo della frequenza respiratoria e del battito cardiaco. Le proprietà meccaniche dei sensori, realizzati con diversi polimeri, in particolare silossanico, sono state caratterizzati con cicli di prove di trazione, bending e compressione. Le prove svolte sono finalizzate alla verifica della applicabilità dei sensori per la realizzazione di indossabili in tessuto per il busto intero (T-shirt, ...), per comparti specifici (manicotti, fasce addominali, ...) e per arredi di sostegno (sedie, lettini, ...). In particolare, le prove sui sensori per gli arredi di sostegno sono finalizzati anche alla applicabilità per il controllo della condizione dell'utilizzatore con riferimento a stasi prolungata desalubre (rischio decubito, ...), stasi breve imposta funzionale (esecuzione analisi per immagini, ...) e movimenti compulsivi potenzialmente rischiosi.

2. PROVE TECNOLOGICHE DI PRODUZIONE DI SENSORI DI UMIDITÀ PER LA SUDORAZIONE, PER USO SU INDOSSABILI TESSILI E MASCHERE FACCIALI

L'applicazione di sensori su indossabili necessita che le necessarie operazioni di lavaggio e sanificazione di questi ultimi non danneggino i sensori ed i cavetti. Sebbene sia tecnicamente possibile prevedere procedure di lavaggio e sanificazione a secco che non comportano sollecitazioni meccaniche pericolose per l'integrità dei sensori, la praticabilità di tali procedure risulta irrealistica in quanto necessiterebbe di alterazioni profonde di protocolli sanitari e organizzazione dei servizi in essere, tipicamente frutto di lunghe e complesse scelte organizzative ed economiche. Conseguentemente, nell'ambito delle attività del progetto TECHEA, lo sviluppo dei sistemi è stato improntato a conseguire nulla o minimale interferenza con le procedure in essere, sia con riferimento alle pratiche medico-diagnostiche sia alle pratiche della preparazione e gestione dei materiali. E' stato quindi considerato necessario che i sensori possano essere facilmente rimossi dagli indossabili per consentirne i trattamenti secondo le procedure consolidate. Ciò comporta la

necessità che i sensori siano predisposti in gusci protettivi che ne consentano la manipolazione senza rischio di danneggiamento e ne guidino il preciso riposizionamento.

Per lo sviluppo dei gusci protettivi si è adattata una tecnica già preventivamente messa a punto dal gruppo di lavoro nell'ambito di attività finalizzate all'inglobamento di sensori FBG in pad per applicazioni di monitoraggio cardiaco. La tecnica di base prevede la opportuna collocazione del sensore FBG sul banco di stampa 3D (additive printing) nel corso della operazione di stampa, per conseguire l'inglobamento del sensore nel corpo del materiale depositato. Utilizzando tale tecnica, per l'applicazione qui di interesse, si è provveduto alla deposizione del materiale di stampa a sfioro (trascurabile aderenza strutturale) con il sensore, che risulta pertanto inglobato all'interno di una cavità. La superficie che definisce la cavità è realizzata con microfori, che tengono in collegamento il volume interno nel quale è presente il sensore con il volume esterno. Una specifica considerazione è opportuno essere svolta a riguardo del contatto strutturale fra il materiale di stampa ed il sensore FBG. Tale contatto è, come sopra detto trascurabile, in virtù della natura altamente cedevole e elastoplastica del materiale di funzionalizzazione alla umidità che avvolge la fibra ottica FBG. Si ha quindi che i microfori sono direttamente a contatto sul materiale di funzionalizzazione con alta efficienza di collegamento fra il sensore ed il volume esterno da monitorare.

Allo stato di avanzamento di cui al presente rapporto, le attività svolte sono giunte alla esecuzione di prove tecnologiche di applicazione della procedura e definizione della procedura di test.

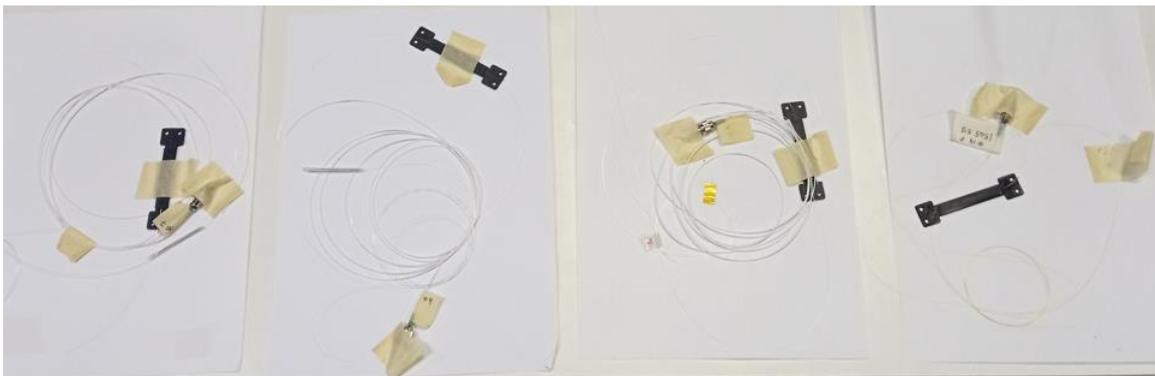


Figura 1. Prototipi di sensori per indossabili riposizionabili, realizzati con sensore FBG embedded in guscio stampato microforato, per stampa 3D per accrescimento.

La figura 1 mostra il risultato di prove di stampa, per la cui esecuzione risulta necessario conseguire una ottimizzazione dei parametri di controllo di processo, al fine di conseguire il corretto dimensionamento dei microfori. Il fattore di forma dello stampato prevede, come mostrato in figura, la presenza di terminali di ancoraggio di maggiore larghezza e provvisti di asole. Per gli

indossabili tessili e elastici, si prevede il posizionamento dello stampato fra due passanti elastici che si contrastano sui terminali di ancoraggio; la parte centrale del sensore resta a contatto con il tessuto da un lato ed a contatto con il corpo dell'utilizzatore dall'altra.

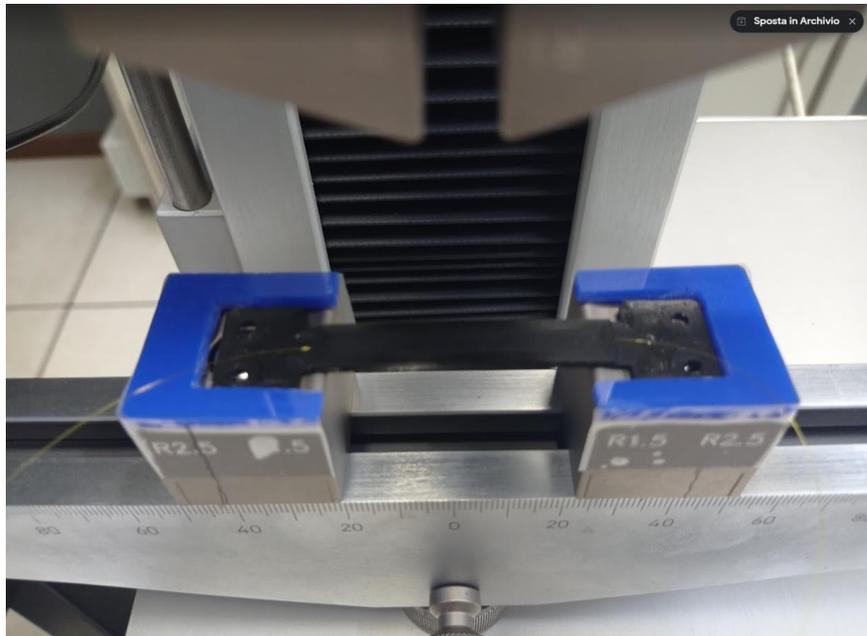


Figura 2. Prototipo di sensore per indossabile riposizionabile, su banco di prova per bending in isostrain.

La figura 2 mostra il sistema di prova per sollecitazione ripetute in bending dei sensori. Il sistema prevede prove di mending su quattro punti in condizione di isostrain eseguiti con Materials Testing Machine. In figura è visibile, in basso, il sistema dei due punti (esterni) di appoggio ed in alto i due punti (interni) di carico. Lo stesso macchinario, in set up con ganasce per trazione, è utilizzabile per i previsti test di prove di carico assiale.

3. PROVE TECNOLOGICHE DI PRODUZIONE DI SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ RESPIRATORIA MEDIANTE L'USO DI SENSORI DI UMIDITÀ

Per lo sviluppo dei sensori è stata tenuta presente la necessità di design di piccolo ingombro, facile inserzione in condotti cavi sottili e profondi, ed infine recuperabilità e sterilizzazione per ri-utilizzo su componenti monouso quali tipicamente sono i naselli. Lo sviluppo del design è stato guidato da expertise acquisita in precedenti attività per lo sviluppo di sensori di temperatura in ago per applicazioni biomedicali. Il design proposto e provato prevede sottile tubetto ($d < 3\text{mm}$) forellato nel

quale è alloggiato il sensore FBG preventivamente funzionalizzato. Per il materiale del tubetto è stato considerato materiale metallico acciaio inox al fine di garantire compatibilità per uso medico e compatibilità con qualsiasi procedura di sterilizzazione. La procedura di produzione prevede l'infilaggio del sensore nel tubetto, con clamping alle estremità della fibra ottica protetta in guaina. Allo stato di avanzamento di cui al presente rapporto, le attività svolte sono giunte alla esecuzione di prove tecnologiche di applicazione della procedura di produzione e definizione della procedura di test.

La figura 3 mostra due differenti realizzazioni, in tubetto di differente lunghezza e diametro, e con guaina protettiva della fibra di maggiore e minore resistenza.

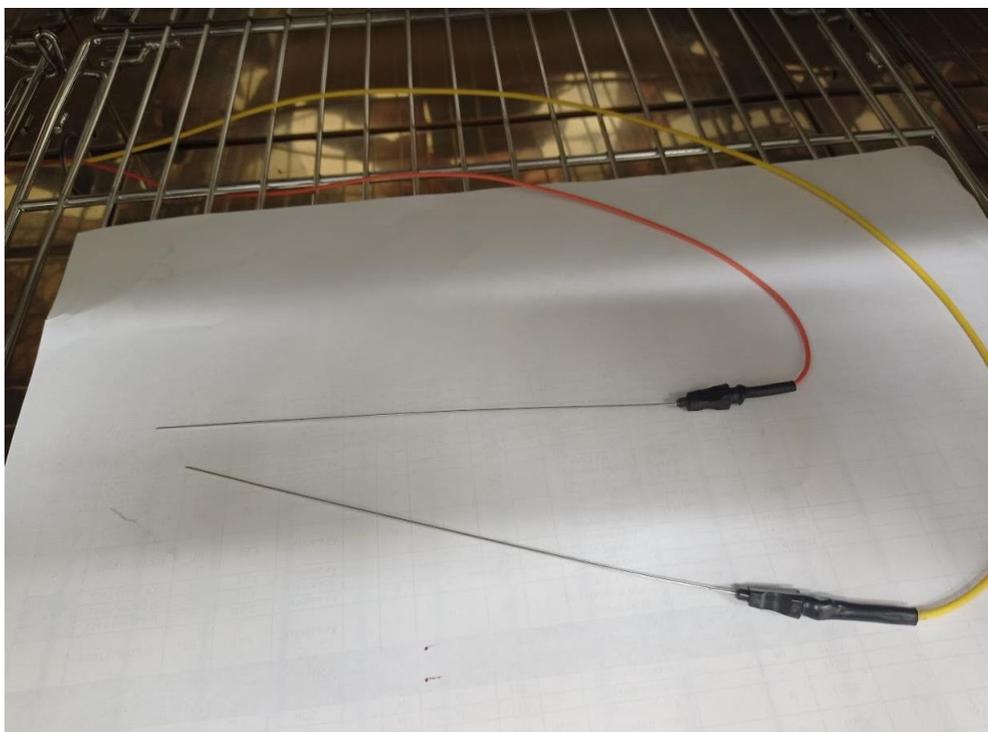


Figura 3. Prototipi di sensori per indossabili per attività respiratoria, prodotti in tubetto acciaio inox microforato.

La figura 4 mostra i due sistemi nel set-up previsto per le prove di temperatura cicliche ripetute, che si prevede di eseguire in atmosfera controllata per umidità.



Figura 4. Prototipi di sensori per indossabili per attività respiratoria, in forno per prove di ciclatura termica.

4. SENSORI PER DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI FUNZIONI VITALI, QUALI ATTIVITÀ CARDIACA E RESPIRATORIA

4.1 SENSORI MULTIPUNTO PER MONITORAGGI IN PAZIENTI EMIPLEGICI

I sensori FBG hanno la possibilità di essere collegati in serie per creare un sensore multipunto, in grado quindi di monitorare contemporaneamente diversi parametri, quali temperatura, umidità e spostamento, ma anche di monitorare tali parametri in diverse posizioni. Sfruttando questa peculiarità, in collaborazione con il Campus Biomedico di Roma sono stati messi a punto due diversi elementi senzienti indossabili per monitorare diversi parametri in pazienti emiplegici.

Il primo dispositivo indossabile è stato ideato allo scopo di identificare e monitorare i movimenti compensativi del busto ed è stato poi applicato al monitoraggio di tali movimenti in pazienti emiplegici nel corso di terapia riabilitativa post-ictus.

Il sistema è costituito da sette sensori FBG identici collegati in serie ed ognuno di essi è stato inglobato in una matrice di polimero silossanico (cit. Dragon Skin) morbida e flessibile per adattarsi al corpo del paziente. La fibra compresa fra due sensori consecutivi è invece inserita in piccoli tubi

di plastica anch'essa morbida e flessibile. Tale configurazione è stata progettata per unire robustezza e flessibilità dell'intero sistema e per poter essere quindi posizionata agevolmente ed in modo confortevole intorno al corpo del paziente. In figura 5 è riportato il disegno del dispositivo.

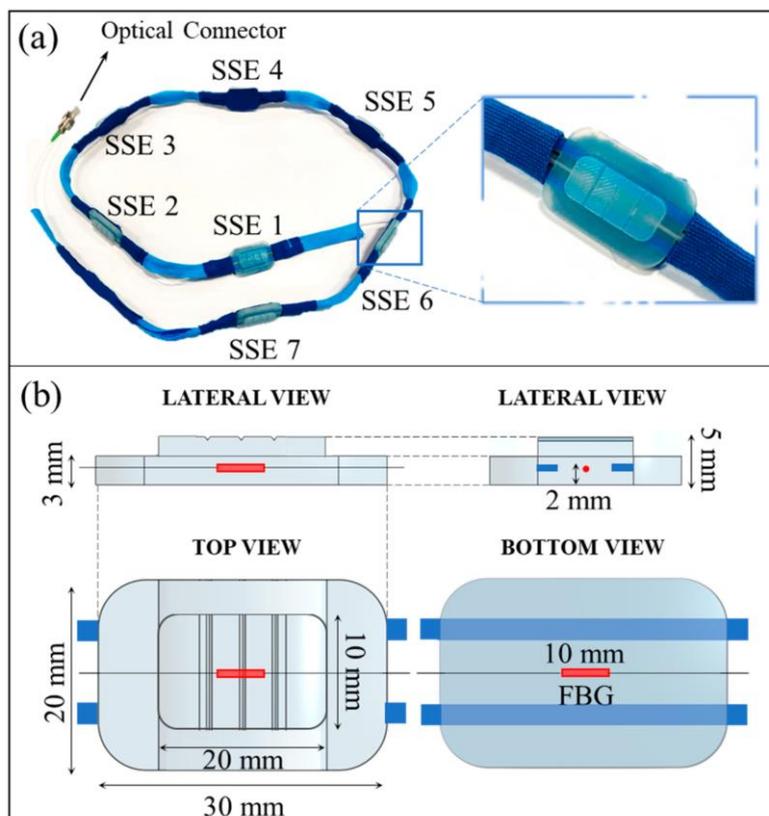


Figura 5. Il sistema indossabile. (a) una foto del sistema indossabile (a destra) ed un particolare sul singolo elemento senziente (a sinistra). (b) lo schema degli elementi senzienti con viste laterali superiore e inferiore.

Il sistema così descritto è stato poi sottoposto ad una caratterizzazione metrologica per stimare la sensibilità sia alle variazioni di tensione che alle variazioni di temperatura. In entrambi i casi è stata effettuata una calibrazione della risposta in funzione delle variazioni di tensione e temperatura. Tale caratterizzazione è stata possibile utilizzando una macchina per prove di tensione ed un forno, attrezzature entrambi presenti nel laboratorio MNF. Foto del sistema durante le misure e le relative curve di calibrazione sono riportate in figura 6.

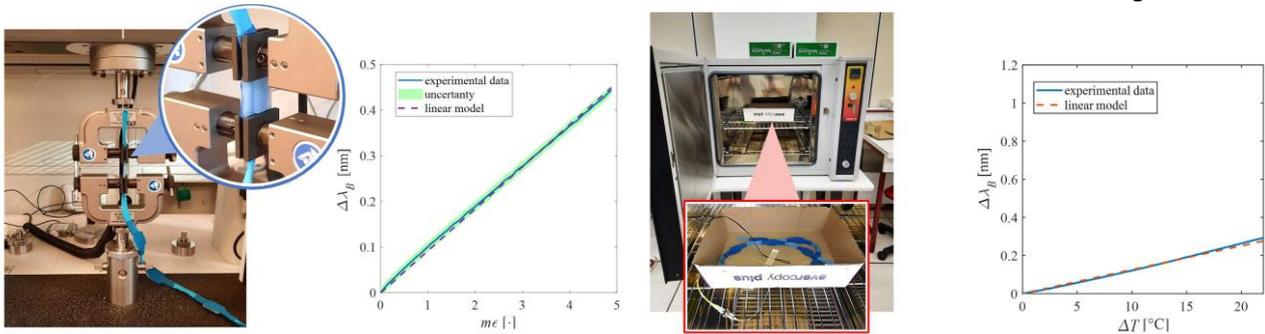


Figura 6. A sinistra: la macchina per i test di trazione con il particolare del posizionamento dell'elemento sensente e la relativa curva di calibrazione; a destra: il forno e un particolare sul posizionamento del sistema indossabile e la relativa curva di calibrazione

I risultati mostrano una risposta lineare dei vari sensori FBG nell'intervallo di operatività. Abbiamo rilevato delle variazioni nei valori della sensibilità alle variazioni di tensione per i vari sensori della catena dovute probabilmente a piccole variazioni nel processo di fabbricazione, che è eseguito a livello di laboratorio, ma i risultati sono stati comunque parametrati ai diversi sensori FBG. Per quanto riguarda la temperatura invece, la risposta è praticamente identica a quella della fibra nuda ed è in generale trascurabile rispetto alle variazioni di tensione.

Il sistema indossabile è stato quindi validato in prove cliniche su volontari sani e su pazienti emiplegici mentre svolgevano dei movimenti che sono rappresentativi di azioni svolte nella vita di tutti i giorni. In figura 7 sono rappresentati sia il set-up sperimentale, con il posizionamento del nostro sistema che la presenza di telecamere per il rilevamento dei movimenti, utilizzate come confronto, insieme al protocollo delle prove con raffigurati i movimenti richiesti ai volontari e un esempio della risposta dopo l'analisi dei dati.

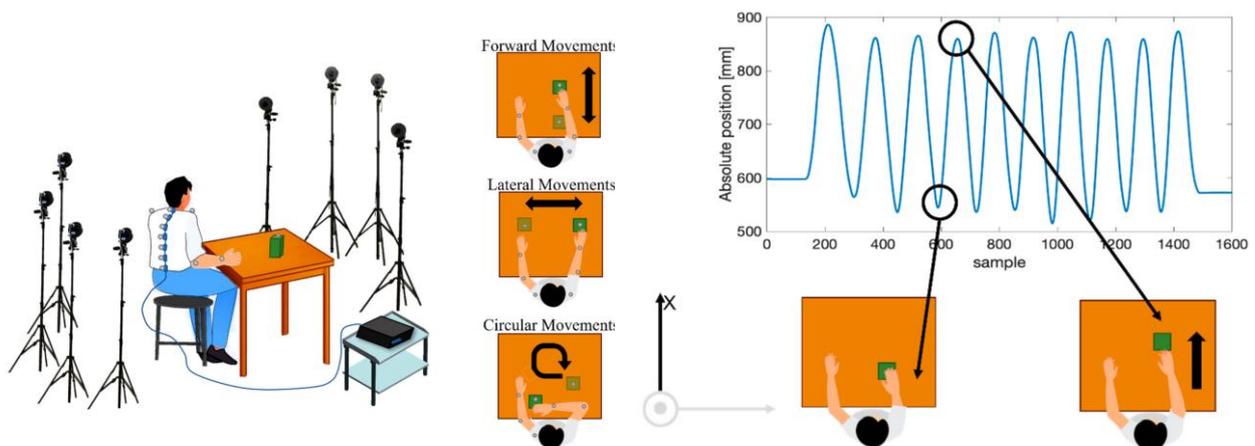


Figura 7 Set-up sperimentale e protocolli di misura. A sinistra: set-up sperimentale che mostra la posizione del soggetto con il sistema indossabile e lo strumento di misura insieme al posizionamento delle videocamere per le misure di confronto; a destra: illustrazione dei movimenti effettuati e un esempio della risposta registrata dai sensori durante i movimenti richiesti.

Le prove cliniche sui volontari sani hanno permesso di validare il sistema nella rilevazione dei movimenti compensativi del busto. Le stesse prove eseguite su pazienti emiplegici mostrano risposte diverse fra i movimenti effettuati con il braccio sano e quello colpito da ictus. Dal confronto fra questi dati sarà possibile valutare diversi parametri medici per adattare le attività di riabilitazione alla specifica criticità e al singolo paziente.

Un altro dispositivo indossabile è invece realizzato con una serie di quattro sensori FBG per monitorare la frequenza respiratoria e identificare eventuali asincronie nel movimento respiratorio in pazienti emiplegici. In questo caso il sistema senziente è costituito da due bande elastiche da indossare intorno al torace e all'addome ed ognuna di queste è equipaggiata con due moduli multisensore in cui i sensori FBG sono inglobati in una matrice di polimero silossanico (cit. Dragon skin) a forma di manubrio (vedi figura 8).

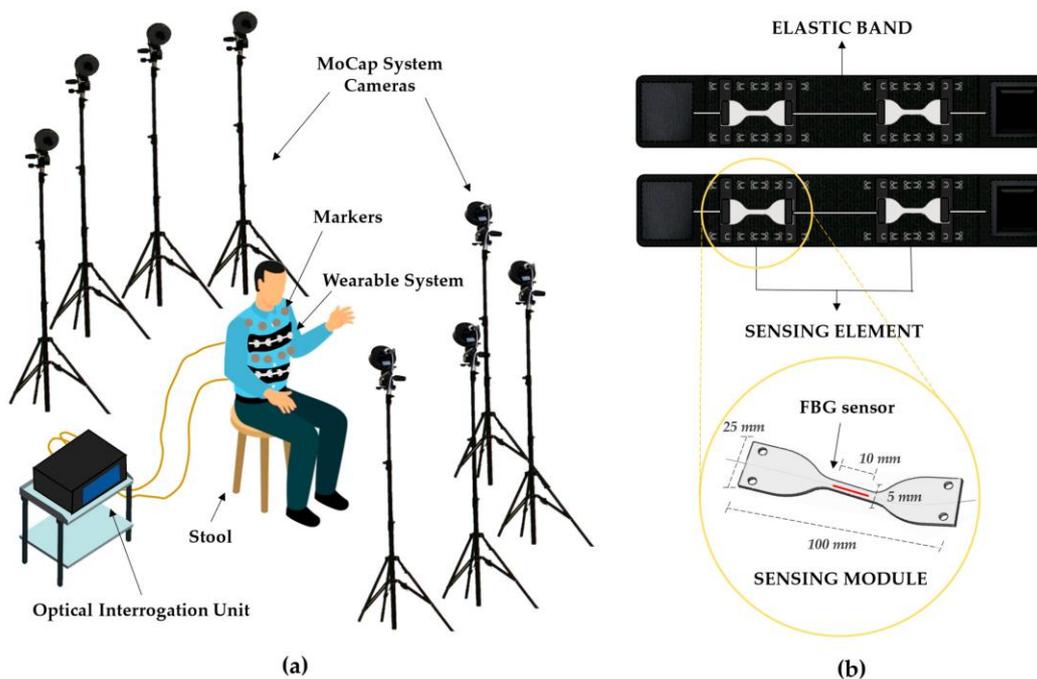


Figura 8. (a) Set-up sperimentale che mostra la posizione del soggetto con il sistema indossabile e lo strumento di misura insieme al posizionamento delle videocamere per le misure di confronto. (b) il sistema indossabile con il particolare sul singolo elemento senziente

Le proprietà metrologiche di questo sistema erano già state precedentemente valutate dai ricercatori del Campus Biomedico di Roma sia per quanto riguarda la sensibilità alla tensione che alla temperatura. I due dispositivi indossabili sono stati testati su un gruppo di pazienti emiplegici con un protocollo che prevedeva sia periodi di respiro normale (eupnea) che periodi di respiro

accelerato (tachypnea). In figura 9 sono riportati come esempio i segnali respiratori ottenuti dal nostro sistema indossabile e dal sistema MoCap usato come confronto.

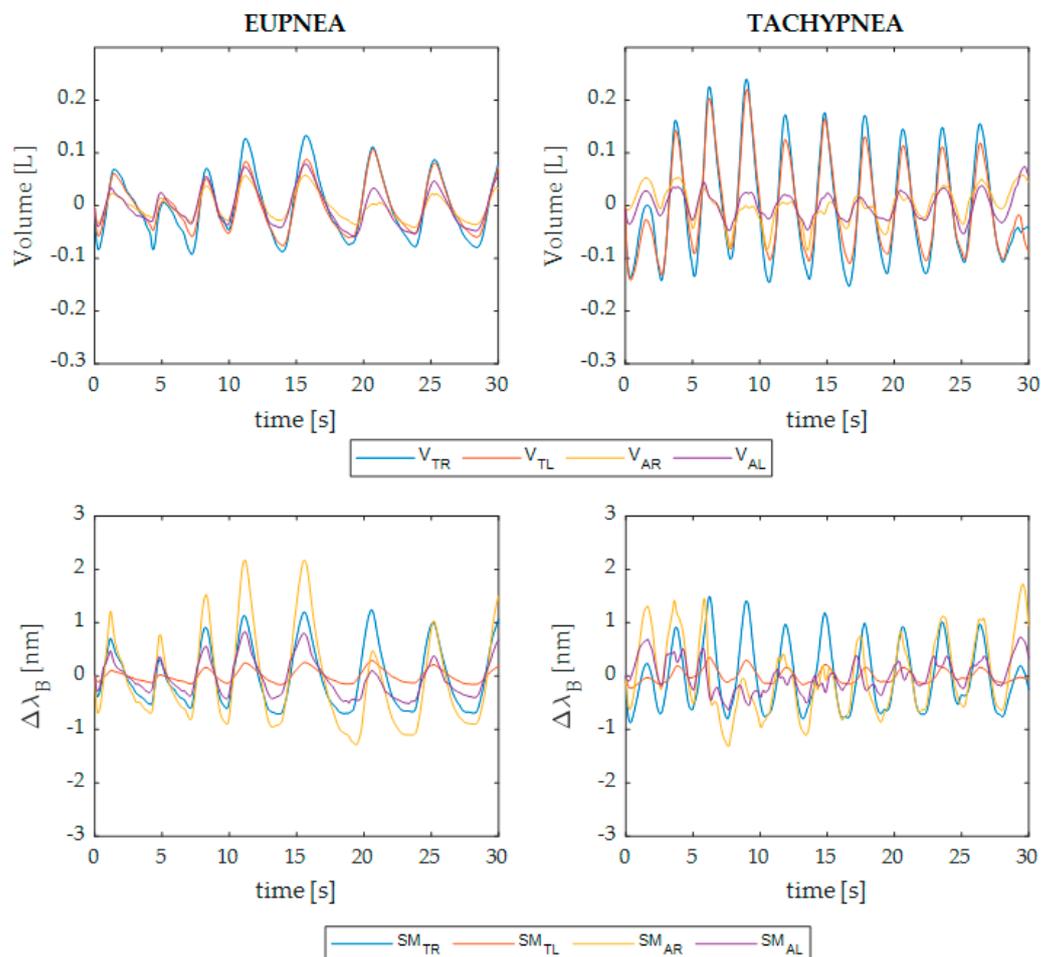


Figura 9 Esempio del segnale rilevato dal sistema di telecamere di confronto (grafici in alto) e dal sistema indossabile (grafici in basso) durante le prove di respirazione normale (eupnea) e accelerata (tachypnea). In blu, arancio, giallo e viola i segnali relativi ai 4 compartimenti del torace in cui sono posizionati i sensori.

I segnali così ottenuti sono stati analizzati per stimare la frequenza respiratoria dei pazienti per i vari compartimenti respiratori e sia per il lato paralizzato che per quello non-paralizzato. Dal confronto fra questi dati è stato anche possibile determinare asincronie nei movimenti respiratori, più elevate nel caso del respiro accelerato e nel caso di pazienti con effetti post-ictus più gravi.

I risultati di questi studi sono stati presentati in due lavori a stampa “Preliminary Assessment of a Flexible Multi-Sensor Wearable System Based on Fiber Bragg Gratings for Respiratory Monitoring of Hemiplegic Patients” e “A Wearable System Composed of FBG-Based Soft Sensors for Trunk Compensatory Movements Detection in Post-Stroke Hemiplegic Patients” (vedi “Pubblicazioni” in seguito). A tali pubblicazioni si rinvia per una dettagliata descrizione delle procedure sperimentali e di analisi dei segnali adottate, qui riportate per documentazione di consuntivo e con riferimento alle

finalità delle attività svolte nell'ambito del progetto TECHEA. Le illustrazioni ed i grafici sono prodotti con il materiale originale predisposto per la pubblicazione prima specificata.

4.2 REALIZZAZIONE DI SENSORI MEDIANTE STAMPA 3D E PRIME APPLICAZIONI BIOMEDICHE

I dispositivi finora realizzati prevedevano un polimero silconico elastomero quale il Dragon Skin che inglobava il sensore FBG in uno strato flessibile. Questi sensori sono biocompatibili e altamente conformabili e adattabili al corpo umano, ma la loro preparazione è lunga e laboriosa e presenta qualche problema di ripetibilità. Per ovviare a questi inconvenienti si è pensato di utilizzare la stampa 3D per sviluppare nuovi dispositivi in cui il sensore FBG fosse alloggiato in una struttura polimerica realizzata proprio mediante una stampante 3D. Comunque trovare il connubio perfetto fra la pletora di parametri di stampa disponibili e le prestazioni del sensore FBG è oggetto di studio. Noi abbiamo realizzato 4 sensori utilizzando poliuretano termoplastico come materiale di stampa e provando diversi patterns di riempimento e densità per studiare la loro influenza sulle risposte del sensore all'allungamento, alla temperatura e all'umidità relativa. La tecnica di stampa utilizzata è FDM (fused deposition modeling), i modelli di riempimento sono quello triangolare e giroscopico (vedi figura 10), che ci si aspetta abbiano un'influenza sulle proprietà meccaniche del dispositivo e infine sono stati testati anche due diverse percentuali di riempimento. Il processo di fabbricazione è a più stadi ed è schematicamente rappresentato in figura 11.

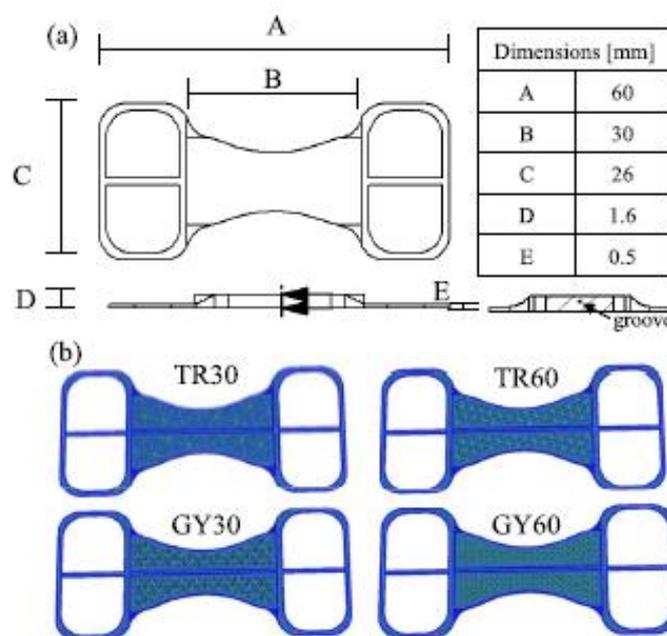


Figura 10. (a) dimensioni del sensore stampato con stampante 3D (b) schema dei diversi modelli di riempimento triangolare (TR e giroscopico (GR) e con le diverse percentuali (30% e 60%) di riempimento

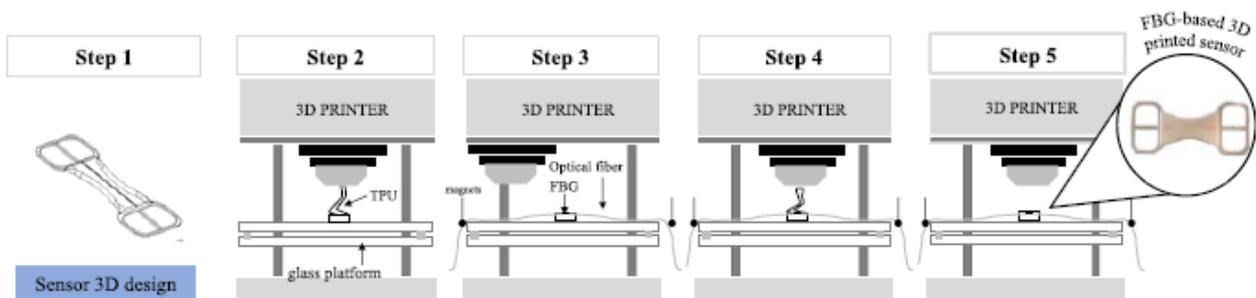


Figura 11. Procedura seguita per la produzione dei 4 sensori.

I 4 sensori così realizzati sono stati caratterizzati da un punto di vista metrologico: una serie di misure sono state effettuate con una macchina a trazione, in un forno e in una camera climatica per stabilire la sensibilità dei vari dispositivi rispettivamente all’elongazione (ϵ), alla temperatura (T) e all’umidità relativa (RH). I risultati sono riportati in tabella e risulta chiaro come i diversi parametri di stampa abbiano influenza sulla risposta meccanica del sensore, mentre le risposte alla temperatura e all’umidità relativa rimangono sostanzialmente simili.

Tabella 1. Risultati della calibrazione statica

	30 %			60 %		
	S_ϵ [nm/mε]	S_T [nm/°C]	S_{RH} [nm/%RH]	S_ϵ [nm/mε]	S_T [nm/°C]	S_{RH} [nm/%RH]
GY	$3.2 \cdot 10^{-1}$	$4.8 \cdot 10^{-2}$	$2.1 \cdot 10^{-3}$	$2.9 \cdot 10^{-1}$	$5.4 \cdot 10^{-2}$	$2.4 \cdot 10^{-3}$
TR	$3.9 \cdot 10^{-1}$	$4.9 \cdot 10^{-2}$	$2.3 \cdot 10^{-3}$	$3.6 \cdot 10^{-1}$	$5.4 \cdot 10^{-2}$	$2.6 \cdot 10^{-3}$

Il sensore con la maggiore sensibilità all’elongazione (TR 30%) è stato scelto per effettuare una prova preliminare di monitoraggio della frequenza cardiaca e respiratoria su un volontario (figura 12) dando buoni risultati e incoraggiando quindi ulteriori indagini in questa direzione.

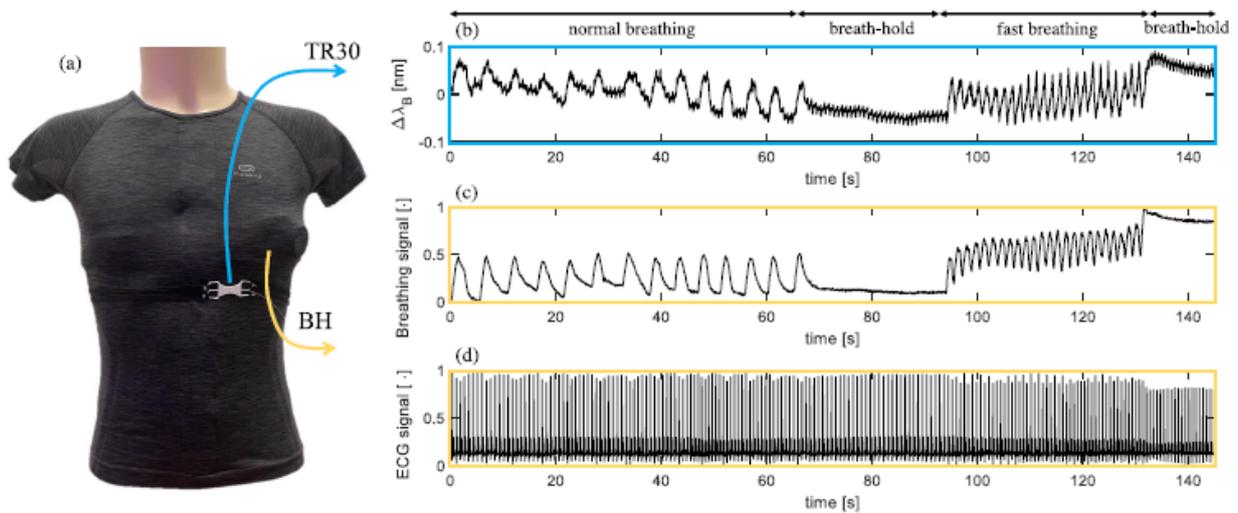


Figura 12 (a) posizionamento del sensore (b) risposta del sensore nel tempo (c) respiro di riferimento e (d) misure del sensore ECG di riferimento.

5. PRODOTTI DELLA RICERCA

5.1 PUBBLICAZIONI

- **M. Zaltieri, C. Massaroni, J. Di Tocco, M. Bravi, M. Morrone, S. Sterzi, M.A. Caponero, E. Schena, D. Lo Presti, Preliminary Assessment of a Flexible Multi-Sensor Wearable System Based on Fiber Bragg Gratings for Respiratory Monitoring of Hemiplegic Patients, Int. J. Environ. Res. Public Health 19 (2022) 13525. <https://doi.org/10.3390/ijerph192013525>.**
- **D. Lo Presti, C. Leitão, A. Nocco, C. Tavares, C. Massaroni, M.A. Caponero, P. Antunes, D. Formica, E. Schena, The Effect of Infill Pattern and Density on the Response of 3-D-Printed Sensors Based on FBG Technology, IEEE Sensors Journal 22 (2022) 19357-19365. doi: 10.1109/JSEN.2022.3202101.**
- **D. Lo Presti, M. Zaltieri, M. Bravi, M. Morrone, M.A. Caponero, E. Schena, S. Sterzi, C. Massaroni, A Wearable System Composed of FBG-Based Soft Sensors for Trunk Compensatory Movements Detection in Post-Stroke Hemiplegic Patients, Sensors, 22 (2022) 1386. <https://doi.org/10.3390/s22041386R>.**