

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.a. 2025/2026

Sessione di laurea Settembre 2026

Progettazione e sviluppo di un sistema adattivo di chiamata infermiere per pazienti tetraplegici

Rilevamento dell'ammiccamento tramite sensing capacitivo come comando di attivazione della chiamata

Relatore
Prof.ssa Daniela Maffiodo

Candidato
Elisa Prandini

Correlatori
Prof. Walter Franco
Fabrizio Mesiano

Sommario

Il sistema di chiamata infermieri costituisce uno strumento fondamentale per la sicurezza e il benessere dei pazienti, ma la sua accessibilità, che dovrebbe essere un diritto fondamentale, non è garantita per alcune tipologie di pazienti, tra cui i tetraplegici. Per tutti coloro che sperimentano un'inaccessibilità al sistema tradizionale, esistono sistemi adattativi di chiamata infermieri che prevedono l'utilizzo del fiato o della voce. Tuttavia, una parte dei soggetti tetraplegici presenta, come conseguenza della lesione spinale, volumi respiratori bassi che alterano i toni vocali. Questa compromissione rende inefficace il loro utilizzo come meccanismi di controllo per i sistemi adattativi già diffusi. Nasce quindi l'esigenza di progettare un sistema adattativo di chiamata infermieri che non impieghi il fiato o la voce come attivatore della chiamata.

Attualmente esistono sul mercato dei sistemi adattativi di chiamata infermieri che impiegano il movimento della testa come attivatore. Il più comune prende il nome di *touch panel* ed è costituito da un ampio pannello interruttore posizionato in prossimità della testa, in modo tale che un movimento di essa verso il pannello prema sull'interruttore che attiva la chiamata. Esistono altre soluzioni che non impiegano né il movimento della testa né il fiato o la voce, ma rimangono ancora non commercializzate. È stato trovato, ad esempio, un sistema che utilizza il tracking della pupilla per attivare la chiamata. Tuttavia, tutte le tecnologie applicate ai sistemi adattativi trovate si sono dimostrate inefficaci nel rispondere alle esigenze di pazienti e personale medico, emerse durante gli incontri all'Unità Spinale Unipolare di Torino. Ad esempio, i pazienti tetraplegici possono presentare una tracheostomia ed alcune soluzioni che si interfacciano con la testa vanno a ostruire la cannula. Inoltre, presentano un sistema immunitario compromesso che ha portato all'esclusione dei sistemi che entrano in contatto con la bocca.

Per comprendere quale tecnologia assistiva fosse più adatta, è stato utilizzato l'approccio esigenziale-prestazionale e, come risultato, si è deciso di realizzare il dispositivo presentato in una ricerca [1, 2] per il rilevamento della chiusura della palpebra tramite sensing capacitivo. Nello specifico, è stato sviluppato un occhiale che incorpora il chip FDC2212, ossia un convertitore capacità-digitale che misura la frequenza di risonanza di un circuito risonante, al quale è stato collegato un nastro

di rame posizionato davanti all'occhio per fungere da rilevatore dell'ammiccamento. Quando la palpebra si muove, si genera un'alterazione delle frequenze di risonanza che viene rilevata e restituita in uscita dal chip. Tali dati vengono analizzati da una scheda Arduino che, attuando un riconoscimento a doppia soglia sulla differenza della frequenza nel tempo, è in grado di riconoscere l'ammiccamento. Per rendere il sistema robusto al rumore e al movimento involontario della palpebra, è stato sviluppato un protocollo che prevede la ripetizione dell'ammiccamento per 3 volte in una finestra temporale di 6 secondi. Durante la fase di test su 10 soggetti sani si è riscontrata una sensibilità nel riconoscimento della chiamata dell'88% quando i soggetti erano seduti, del 72% quando supini e del 58% quando sdraiati sul fianco. Da questi risultati, e dalle caratteristiche del dispositivo, è possibile affermare che l'occhiale si dimostra promettente e in grado di rispondere alle esigenze dell'utente e del personale sanitario.

Indice

Elenco delle tabelle v

Elenco delle figure vi

1 Introduzione 1
- 1.1 Tetraplegia . . . 2
- 1.2 Sistema di chiamata infermieri . . . 5
  - 1.2.1 Sistema di chiamata infermieri tradizionale . . . 6
  - 1.2.2 Sistema adattativo di chiamata infermieri . . . 6
- 1.3 Tecnologie assistive per soggetti con mobilità ridotta . . . 7
  - 1.3.1 Meccanismi di controllo applicati al sistema di chiamata infermieri . . . 9
  - 1.3.2 Altri meccanismi di controllo utili . . . 14

2 Approccio Esigenziale-Prestazionale 18
- 2.1 Scenario . . . 19
- 2.2 Sistema esigenziale dell'utenza . . . 20
  - 2.2.1 Sistema esigenziale dell'utenza d'uso . . . 21
  - 2.2.2 Sistema esigenziale dell'utenza di gestione . . . 25
- 2.3 Conclusioni . . . 26

3 Materiali e Metodi 28
- 3.1 Sensing capacitivo . . . 30
  - 3.1.1 Il campo elettrico e la capacità . . . 32
  - 3.1.2 Rilevamento del movimento di una parte del corpo . . . 33
- 3.2 Sviluppo Hardware . . . 37
  - 3.2.1 Modulo per il sensing capacitivo . . . 37
  - 3.2.2 Unità di controllo . . . 40
  - 3.2.3 Modello occhiale . . . 41
  - 3.2.4 Meccanismo di attivazione del pulsante . . . 43
- 3.3 Sviluppo Software . . . 44

3.3.1 Design del filtro FIR 47
3.3.2 Configurazione del sensore 48
3.3.3 Riconoscimento dell'ammiccamento e attivazione della chiamata 50
3.4 Test 52
3.4.1 Protocollo 54
3.4.2 Metriche di validazione 55

4 Risultati 57
4.1 Miglioramento del segnale 57
4.2 Riconoscimento degli ammiccamenti 59
4.3 Prestazioni del sistema 67

5 Conclusioni 69
5.1 Discussione dei risultati 70
5.2 Limiti 75
5.3 Sviluppi futuri 76

A Definizioni ICF 79

B Componenti del supporto e dell'occhiale 82

C Codice Arduino 86

Elenco delle tabelle

1.1 Incidenza compromissioni nella tetraplegia 4
1.2 Esperienze di alcuni pazienti con i sistemi di chiamata adattivi . . . 13
2.1 Sistema esigenziale dell'utenza d'uso 24
2.2 Sistema esigenziale dell'utenza di gestione 25
4.1 Risultati dei test 68

Elenco delle figure

1.1 Controllo motorio e zone sensoriali dei nervi spinali 2
1.2 Dispositivi di attivazione chiamata infermieri 6
1.3 Tassonomia dei meccanismi di controllo 8
1.4 Tecnologie assistive per il sistema di chiamata infermieri 10
1.5 Tecnologie assistive per soggetti tetraplegici 15
3.1 Dispositivo della ricerca di riferimento 29
3.2 Esempi di dispositivi con sensing capacitivo 31
3.3 Schema elettrico del sensing capacitivo 33
3.4 Prototipo realizzato 36
3.5 PCB 37
3.6 Unità di controllo 40
3.7 Modello occhiale 42
3.8 Modello supporto del dispositivo di attivazione standard 43
3.9 Diagramma macchina a stati 44
3.10 Flowchart stato "ATTESA" e "CHIAMATA" 45
3.11 Flowchart stato "STIMOLO" 46
3.12 PSD del segnale 47
3.13 Filtro FIR 48
3.14 Caratteristiche dei segnali durante un ammiccamento 50
3.15 Posizioni del soggetto nelle quattro prove 53
4.1 Confronto configurazione Single-ended, configurazione differenziale e PCB 58
4.2 Effetto del filtraggio sulla differenza delle frequenze del sensore . . . 59
4.3 Attivazione corretta della chiamata 60
4.4 Mancata attivazione della chiamata 61
4.5 Errata attivazione della chiamata durante la lettura 62
4.6 Corretta non attivazione durante la lettura 63
4.7 Esempio ripetizione ravvicinata degli ammiccamenti 64
4.8 Esempio variazione delle frequenze di risonanza fuori dal range di validità 65
4.9 Esempio pre-attraversamento della soglia positiva 66

5.1 Rilevamento affetto da rumore 71
5.2 Esempio ammiccamenti non rilevati anche se distinguibili 72
5.3 Confronto rilevamento con cambiamento del range sulla variazione delle frequenze 73
5.4 Esempio personalizzazione dei parametri di riconoscimento dell'ammiccamento 74

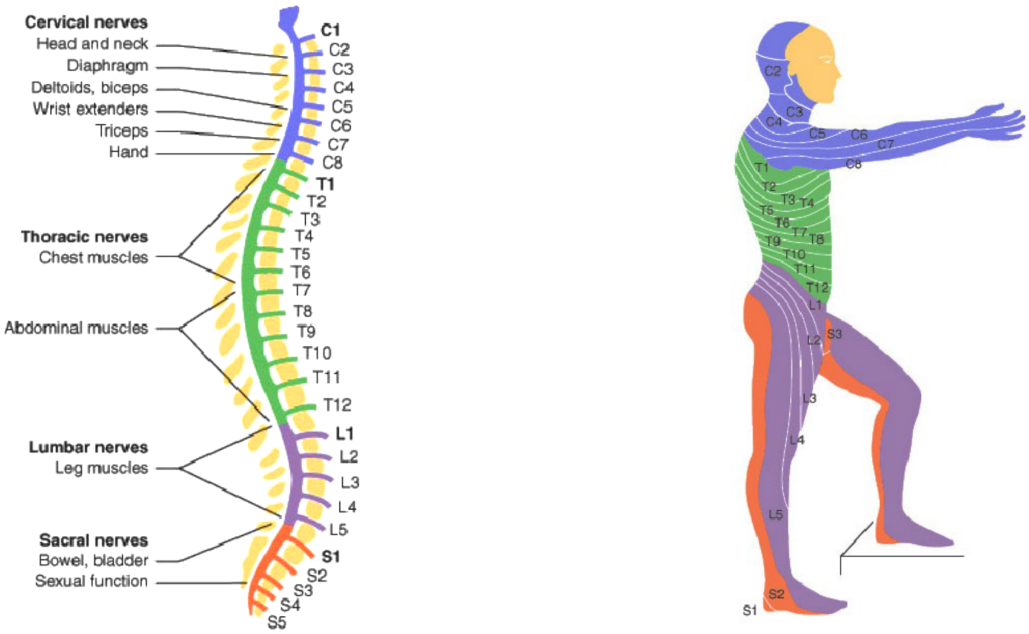
Capitolo 1

Introduzione

Durante il ricovero ospedaliero il principale mezzo di comunicazione con il personale sanitario è rappresentato dal sistema di chiamata infermieri. Esso è fondamentale per la sicurezza e il benessere dei pazienti: consente la riduzione di eventi avversi[1] tramite lo scambio di informazioni legate a dolore, problemi polmonari, reazioni avverse ai farmaci e stress [3, 4, 5, 6]. Garantire l'accesso a questo strumento di comunicazione è dunque un bisogno fondamentale e un diritto di tutti i pazienti ricoverati [6, 7].

I dispositivi forniti ai pazienti per la chiamata infermieri sono costituiti da una serie di opzioni standard, molte delle quali richiedono un controllo dei movimenti della mano o degli arti superiori. Può accadere che, a causa del trauma subito, un soggetto non sia in grado di esercitare una pressione efficace per debolezza della mano o paralisi. Infatti, viene stimato [3] che il 14% di tutti i pazienti ospedalizzati coscienti di età superiore ai 3 anni non è in grado di accedere al sistema di chiamata infermieri. Questa inaccessibilità triplica la probabilità di subire un evento avverso prevenibile rispetto ai pazienti che non incontrano ostacoli all'utilizzo del dispositivo [3, 6]. Tali evidenze consentono di comprendere che l'accesso al dispositivo di chiamata infermieri rappresenta un diritto del paziente in quanto l'incapacità di comunicare rappresenta un pericolo per la salute del soggetto durante il ricovero. Tipicamente per i soggetti paralizzati o con insufficiente controllo manuale vengono impiegate tecnologie azionabili con il fiato o con la voce. Tuttavia, molti dei pazienti che sperimentano una inaccessibilità al sistema di chiamata infermieri presentano delle limitazioni fisiche ed esigenze più complesse che richiedono tecnologie specifiche [7].

[1] Definiti come: "il fallimento del completamento di un'azione pianificata o l'uso di un piano errato per raggiungere un obiettivo" [3].



(a) Controllo motorio

(b) Dermatomeri

Figura 1.1: Associazione tra regioni della spina dorsale, funzionalità motorie e sensoriali controllate dai nervi spinali [9].

1.1 Tetraplegia

Quando una lesione spinale è localizzata nella parte cervicale, ossia tra le vertebre C1 e C8, si parla di tetraplegia: una compromissione o perdita della funzionalità motoria e/o sensoriale nei segmenti cervicali del midollo spinale che porta alla paralisi di busto e arti, con perdita di funzionalità degli organi pelvici [8]. La gravità della condizione dipende sia dal livello della lesione del midollo spinale, sia dall'entità della lesione stessa. Per quanto riguarda il livello della lesione, la Figura 1.1 permette di comprendere quali funzioni motorie e quali regioni sensoriali superficiali, definiti come dermatomeri, sono associate ai nervi spinali che si diramano da una specifica altezza, o livello, della spina dorsale. Ad esempio, è possibile osservare che una lesione di livello C3 compromette le funzioni legate al diaframma e a tutti i muscoli controllati dai nervi sottostanti (muscoli del braccio e della mano, muscoli addominali, ecc...). Invece, una lesione di livello C5 lascia inalterate le funzioni del diaframma ma compromette le funzioni dei muscoli del braccio e sottostanti. Entrambe le lesioni andranno a compromettere le funzioni tonali a causa della perdita di funzionalità dei muscoli addominali [4], tuttavia la lesione C3 si distingue dalla lesione C5 per la compromissione delle funzioni

respiratorie a causa della perdita di funzionalità del diaframma. Per quanto riguarda l'entità della lesione, una recisione completa del midollo spinale provoca la completa perdita delle funzioni associate a quel livello e inferiori, mentre una lesione parziale provoca vari gradi di funzionalità mista e paralisi generando una tetraplegia incompleta. Tra i soggetti con lesione spinale traumatica, si stima [8] che il 41% è affetto da tetraplegia incompleta e il 12% da tetraplegia completa, totalizzando nell'insieme più del 50% delle lesioni spinali.

Da uno studio [10] condotto su una popolazione di 475 tetraplegici (maschi e femmine di età compresa tra 18 e 82 anni originari di sei regioni del mondo) è possibile ottenere un quadro generale dell'incidenza delle compromissioni. Tale studio associa ad ogni categoria dell'ICF[2] la percentuale di soggetti tetraplegici che presenta una problematica legata al gruppo di funzioni, strutture o attività elencate. In Tabella 1.1 è possibile trovare un riassunto delle voci più significative e in Appendice A si trovano le definizioni delle voci riportate. Come volevasi dimostrare, la struttura colpita nel 99.8% dei tetraplegici è quella del midollo spinale. Tale percentuale non è massima in quanto la tetraplegia si manifesta anche a causa di malattie o disturbi congeniti: non vi è necessariamente una lesione del midollo spinale ma può essere presente un danno elevato al cervello che induce la tetraplegia. É comunemente noto che, a causa della immobilità, i tetraplegici sono spesso più vulnerabili alle piaghe da decubito. Ciò è confermato dalla percentuale associata alla voce relativa alle funzioni protettive della pelle (tra cui rientrano le piaghe da decubito, la formazione di calli, ispessimento cutaneo, ecc...) pari a 37.3%. Guardando alle strutture dell'arto superiore troviamo che risultano compromesse solo nel 35.7% dei casi e questo potrebbe indurre a pensare che un tetraplegico riesca a produrre un movimento di tali arti. Ciò potrebbe essere vero nella tetraplegia incompleta, seppur con un ROM (*Range Of Motion*) estremamente ridotto, ma se osserviamo l'attività relativa all'utilizzo di mani e braccia vediamo che l'87.4% riscontra dei problemi nello svolgere le azioni legate alla struttura dell'arto superiore. Di conseguenza, possiamo affermare che il movimento residuo degli arti superiori non è sufficientemente funzionale allo svolgimento delle azioni legate a mani e braccia. La perdita delle funzionalità della mano sono osservabili anche per le attività legate ai suoi movimenti fini dove l'89.5% riscontra problematiche. Come affermato in precedenza, il sistema di chiamata infermieri tradizionale richiede un controllo dei movimenti della mano ma, come possiamo dedurre da questi dati, la popolazione tetraplegica non è in grado di generare un movimento

[2]La *Classificazione Internazionale del Funzionamento, della Disabilità e della Salute* (ICF) è una classificazione e una terminologia relativa alla salute e ai domini ad essa correlati. L'ICF è il quadro di riferimento dell'Organizzazione Mondiale della Sanità per la misura della salute e della disabilità si a livello individuale che di popolazione. Essa costituisce uno standard internazionale per descrivere e misurare la salute e la disabilità.

Codice ICF	Titolo categoria ICF	Prevalenza dei problemi [%]
b310	Funzioni fonatorie	12.2
b440	Funzioni respiratorie	18.3
b445	Funzioni dei muscoli respiratori	62.2
b450	Ulteriori funzioni dell'apparato respiratorio	58.3
b730	Funzioni della forza muscolare	99.2
b755	Funzioni di reazione motoria involontaria	84.9
b760	Funzioni di controllo del movimento volontario	83.3
b765	Funzioni motorie involontarie	81.5
b810	Funzioni protettive della pelle	37.3
s120	Midollo spinale e strutture correlateò	99.8
s430	Struttura dell'apparato respiratorio	16.0
s710	Struttura della testa e della regione del collo	70.7
s720	Struttura della regione della spalla	30.7
s730	Struttura dell'arto superiore	35.7
s740	Struttura della regione pelvica	27.9
s750	Struttura dell'arto inferiore	35.0
s760	Struttura del tronco	35.9
d415	Mantenere una posizione corporea	81.1
d440	Usare le mani per movimenti fini	89.5
d445	Usare le mani e le braccia	87.4

Tabella 1.1: Percentuale di tetraplegici con le funzioni, strutture o attività riportate compromesse a causa della lesione [10]. Nota: per le definizioni fare riferimento a Appendice A.

efficace per l'azionamento della chiamata. Di conseguenza i pazienti tetraplegici rientrano senza dubbio nella percentuale di soggetti che non è in grado di accedere al sistema di chiamata infermieri. Osservando le voci sulla respirazione troviamo che il 18.3% riscontrano dei problemi con le funzioni respiratorie; il 62.2% con le funzioni dei muscoli respiratori e il 58.3% con le ulteriori funzioni respiratorie. Questo ci permette di comprendere che, nonostante i muscoli che gestiscono la respirazione risultino quasi sempre compromessi, in generale i tetraplegici non riscontrano problematiche su quelle che possiamo definire le funzioni vitali della

respirazione (inspirazione, espirazione e profondità della respirazione), ma principalmente su tutte le ulteriori funzioni quali, ad esempio, quelle relative al soffiare e il tossire. É importante sottolineare che sono proprio le ulteriori funzioni respiratorie ad essere impiegate nei sistemi di chiamata infermieri alternativi. Ne consegue che i tetraplegici possono riscontrare problemi di inaccessibilità anche con i dispositivi di chiamata infermieri alternativi che impiegano il fiato come sistema di controllo. Come ultima cosa osserviamo le funzioni legate ai movimenti involontari. É possibile notare che l'81.5% sperimenta problematiche con le funzioni motorie involontarie nelle quali sono inclusi tremori, tic e tutti quei fenomeni relativi a contrazioni involontarie dei muscoli. Inoltre possono verificarsi anche dei movimenti involontari di reazione, ad esempio indotti dalla posizione corporea, per l'84.9% dei soggetti tetraplegici.

Da quanto emerso fino ad ora è possibile comprendere che:

- i tetraplegici presentano deficit motori di maggiore o minore entità e ciò richiede l'adattamento dei dispositivi di chiamata infermieri esistenti alle loro esigenze [11];
- i pazienti affetti da tetraplegia hanno più difficoltà con i sistemi di chiamata infermieri alternativi già disponibili in quanto presentano movimenti della testa limitati, espirazione debole e limitata capacità di produzione vocale[4].

1.2 Sistema di chiamata infermieri

Il sistema di chiamata infermieri permette la segnalazione delle esigenze al personale sanitario da parte dei pazienti. Indipendentemente dai dispositivi che lo compongono, l'architettura standard di un sistema tradizionale si basa su una rete cablata le cui componenti principali sono:

- terminale di testa letto: interfaccia hardware fissa in prossimità del letto del paziente che integra l'elettronica di controllo e gli ingressi per i dispositivi di attivazione;
- dispositivi di attivazione: strumento con il quale il paziente può attivare la chiamata, collegato al terminale testa letto tramite cavo flessibile;
- segnalazione visiva e acustica locale: elementi che indicano al personale la stanza nella quale è stata attivata la chiamata;
- unità centrale: strumento di controllo e monitoraggio posizionato nella postazione infermieristica che segnala l'attivazione e il luogo della chiamata al personale sanitario.



(a) (b) (c) (d)

Figura 1.2: Dispositivi di attivazione per il sistema di chiamata infermieri: (a) Telecomando con pulsante manuale; (b) Pulsante pneumatico a soffio; (c) Sensore acustico per rilevamento di suoni prodotti con la voce; (d) Pulsante attivato con movimento della testa [11].

1.2.1 Sistema di chiamata infermieri tradizionale

Nei sistemi tradizionali il dispositivo di attivazione è realizzato tramite pulsantiera anatomica: l'attivazione della chiamata avviene con la pressione meccanica di un pulsante. Tipicamente, da un punto di vista elettronico, si tratta di pulsanti normalmente aperti che, quando premuti, chiudono il circuito generando una variazione di potenziale. Tale variazione viene rilevata dal terminale testa letto che invia il segnale di attivazione della chiamata al sistema centrale e attiva la segnalazione visiva e acustica.

In Figura 1.2a è possibile osservare il pulsante in dotazione all'Unità Spinale Unipolare, USU, dell'ospedale CTO (Centro Traumatologico Ortopedico) di Torino, meglio definito come telecomando con pulsante retroilluminato. Quando il soggetto preme sulla superficie rossa, viene attivata la chiamata e riceve un feedback luminoso da sotto la superficie. Tale dispositivo viene principalmente impiegato con soggetti che presentano una mobilità della mano.

1.2.2 Sistema adattativo di chiamata infermieri

I sistemi adattivi differiscono da quelli tradizionali per il metodo di attivazione, il quale viene scelto in base alle capacità residue del paziente: soffiare aria, produrre un suono, muovere la testa, muovere il mento o altri movimenti adattivi.

Un esempio di un dispositivo adattativo è osservabile in Figura 1.2d, dove la chiamata viene attivata con piccoli spostamenti della testa. Tale soluzione viene spesso usata in presenza di tetraplegia ma è principalmente applicabile nelle lesioni di livello basso, in quanto il movimento della testa non è totalmente compromesso. Quando non è possibile utilizzare tale movimento, tipicamente viene impiegato il pulsante pneumatico a soffio, visibile in Figura 1.2b. In questo caso, per attivare la chiamata, il paziente deve inserire il beccuccio nella bocca e soffiare all'interno del

tubo: il movimento dell'aria esercita una pressione sul pulsante pneumatico generando l'attivazione della chiamata. In Figura 1.2c è possibile osservare il sistema adattativo di chiamata infermieri più impiegato nei reparti dell'USU per i pazienti che non sono in grado di utilizzare il sistema tradizionale mostrato in precedenza. Tale sistema incorpora un sensore acustico in grado di rilevare un qualsiasi suono prodotto dai pazienti con la voce: se il rumore supera una certa soglia regolabile il sistema attiva la chiamata. Tuttavia, come già affermato in sezione 1.1 e come si può vedere dalla voce "funzioni fonatorie" in Tabella 1.1, è possibile che il soggetto tetraplegico non sia in grado di produrre un suono efficace per l'attivazione della chiamata, anche con la soglia impostata al minimo. Questa problematica è stata riscontrata e riportata dal personale sanitario dell'USU e compromette la possibilità di chiamare gli infermieri per alcuni soggetti tetraplegici, rendendo il sistema non accessibile. Data l'importanza che il sistema di chiamata infermieri ha sulla salute dei paziente, nasce quindi l'esigenza di realizzare un nuovo sistema accessibile che sia indipendente dalle funzioni fonatorie e respiratorie, in quanto strettamente collegate e a volte compromesse.

1.3 Tecnologie assistive per soggetti con mobilità ridotta

Le tecnologie assistive sono definite dal WHO (*World Health Organization*) come: "qualsiasi attrezzatura, prodotto, programma o sistema ideato per aumentare, mantenere o migliorare la capacità funzionale di individui con disabilità". Esse forniscono metodi per comunicare, accedere ai computer, muoversi in autonomia e controllare l'ambiente circostante nonostante le limitazioni fisiche. Grazie alle loro caratteristiche, negli ultimi anni le tecnologie assistive hanno iniziato a rappresentare una soluzione promettente a supporto dei bisogni personali in individui con lesione spinale [12]. L'interazione tra soggetto e tecnologia assistiva avviene tramite differenti meccanismi di controllo, che cercano di sopperire alla mancanza di un'adeguata forza muscolare. La maggior parte dei meccanismi di controllo attualmente in uso includono: interruttori a pressione, joystick, sensori di flusso d'aria, controllo vocale, tracciamento oculare e unità inerziali [13]. Inoltre, quando la generazione di un qualsiasi movimento funzionale non è possibile, i meccanismi di controllo vengono affidati all'elaborazione di segnali biologici e alla BCI (*Brain Computer Interface*). Per quanto l'uso della BCI possa sembrare un'allettante alternativa, non mancano criticità che hanno portato ad ignorarla volutamente nella ricerca preliminare di questo lavoro. Fra queste il fatto che il suo utilizzo aumenti notevolmente la complessità tecnologica dei dispositivi assistivi e inserisca la necessità di un allenamento al loro utilizzo. Le tecnologie assistive possono essere utilizzate per realizzare i sistemi di chiamata infermieri adattivi, in quanto offrono

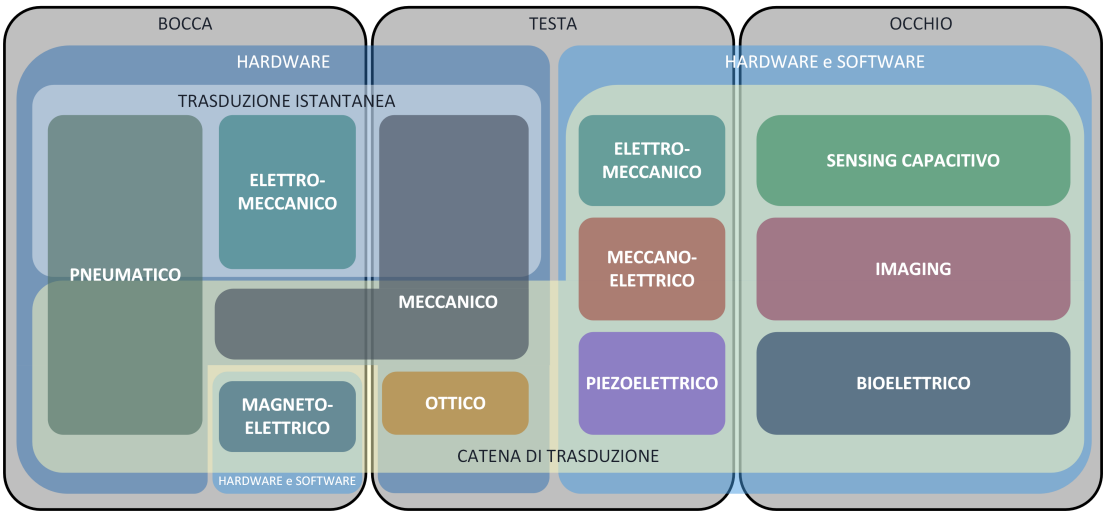


Figura 1.3: Classificazione dei meccanismi di controllo nelle Tecnologie assistive in base al meccanismo di trasduzione principale e alla regione anatomica impiegata.

ai pazienti con capacità motorie limitate o compromesse la possibilità di accedere ai dispositivi di attivazione [6]. Sono tuttavia documentate [7] barriere legate al loro impiego in ambito sanitario a causa di:

- limitazioni nella configurazione e nell'affidabilità delle apparecchiature;
- mancanza di conoscenza da parte dei professionisti sull'implementazione.

Inoltre, la fragilità e l'elevata sensibilità delle tecnologie assistive rendono difficile l'implementazione in ambienti medici, dove la cura e la sicurezza del paziente sono di primaria importanza [7].

Alla luce della bibliografia, è possibile creare una tassonomia delle tecnologie assistive, visibile in Figura 1.3. Considerando il fine di questa tesi, durante la ricerca sullo stato dell'arte sono state considerate le tecnologie assistive già applicate ai sistemi di chiamata infermieri e quelle non direttamente applicate che hanno come scopo l'attivazione di interruttori e pulsanti. Come prima classificazione, i meccanismi di controllo possono essere raggruppati in tre grandi categorie sulla base delle regioni e delle strutture anatomiche con le quali si interfacciano:

1. bocca: meccanismi che impiegano movimento della lingua, flussi d'aria e voce;
2. testa: meccanismi che impiegano il movimento della testa o del mento;
3. occhio: meccanismi che impiegano il movimento oculare e l'ammiccamento[3].

[3]Chiusura rapida e momentanea della palpebra.

Una seconda classificazione può essere svolta in base alla presenza di componenti software nella realizzazione del meccanismo di controllo. Possiamo trovare tecnologie che impiegano solo componenti hardware, come ad esempio sensori di pressione e flussi d'aria, oppure tecnologie che, oltre a componenti hardware, presentano un contributo non indifferente di componenti software. Tali tecnologie sono ad esempio i joystick, le unità inerziali e i sensori a infrarossi. Occorre specificare che alcune soluzioni classificate come hardware presentano una piccola componente di software per poter funzionare. Tuttavia, tale contributo non è direttamente legato al trasduttore impiegato, come invece avviene per le tecnologie hardware e software dove la componente software è parte integrante del trasduttore. Osservando la Figura 1.3 possiamo notare che i meccanismi di controllo che si interfacciano con la bocca sono tipicamente classificabili come tecnologie hardware, ad eccezione dei trasduttori magneto-elettrici impiegati per il riconoscimento dei movimenti della lingua. Invece, i meccanismi che si interfacciano con l'occhio possono essere classificati come hardware e software, mentre quelli che si interfacciano con la testa hanno una classificazione mista hardware o hardware e software. Un'ultima classificazione che può essere svolta si basa sulla complessità della trasduzione. Possiamo trovare infatti soluzioni a trasduzione istantanea, dove un singolo trasduttore funge da meccanismo di controllo, oppure una catena di trasduzione, dove una serie di trasduttori comunicano tra loro per creare il meccanismo di controllo. In questo ultimo caso, la natura predominante dei trasduttori impiegati viene utilizzata per classificare il meccanismo di trasduzione della tecnologia assistiva.

1.3.1 Meccanismi di controllo applicati al sistema di chiamata infermieri

Il meccanismo di controllo più impiegato in ambito sanitario per pazienti paralizzati è il *Sip-and-Puff* [7]: permette il controllo delle tecnologie assistive tramite l'inalazione (*Sip*) e/o l'esalazione (*Puff*) grazie alla presenza di un sensore di pressione collegato a un amplificatore da strumentazione. Un esempio è il dispositivo in commercio della Curbell Medical [5], visibile in Figura 1.4a, che può essere classificato nell'insieme bocca come hardware a trasduzione istantanea di tipo pneumatico. Poiché il tubo viene inserito nella bocca del paziente, durante l'utilizzo possono infiltrarsi nel sistema elementi indesiderati, come ad esempio la saliva, che compromettono la sicurezza igienica del sistema. É quindi di estrema importanza mantenere il sistema igenizzato per non compromettere la salute del paziente. Per risolvere questo problema nel dispositivo presentato, sia il tubo sia il *Sip-and-Puff* stesso sono usa e getta e necessitano di essere cambiati non solo tra paziente e paziente ma anche durante l'utilizzo per un singolo paziente. Ciò aumenta i costi di mantenimento di tale soluzione. Una soluzione per migliorare la sicurezza igienica può essere quella di non utilizzare un *Sip-and-Puff* ma di rilevare il soffio tramite

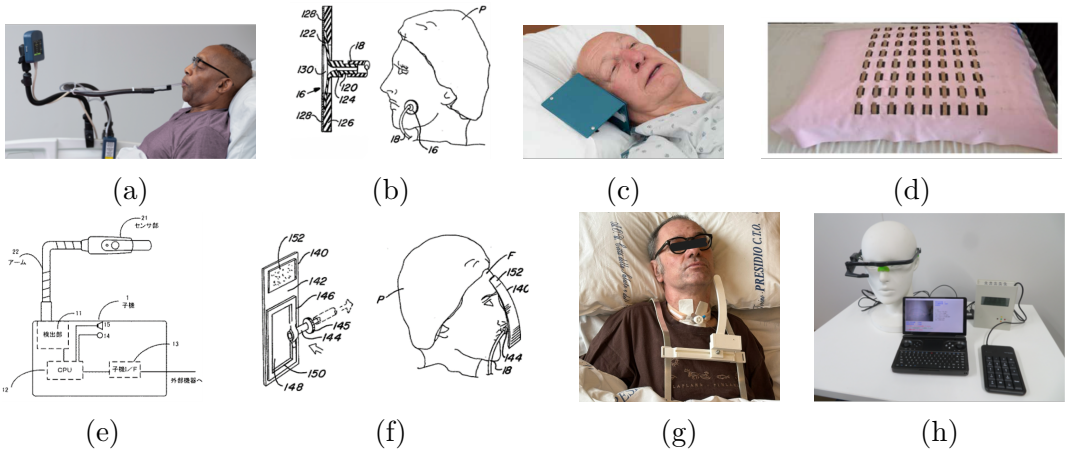


Figura 1.4: Raccolta dei meccanismi di controllo impiegati nella realizzazione di sistemi di chiamata infermieri adattivi.

un microfono. In questo modo il paziente non deve inserire dentro la bocca il dispositivo ma è sufficiente che si avvicini all'elemento del sistema che contiene il microfono. Tale approccio viene realizzato in un brevetto [14] in cui l'inserimento di un elemento conico all'interno del beccuccio permette la convergenza del soffio verso il microfono posizionato all'interno del beccuccio, per qualsiasi posizione assunta da esso rispetto alla bocca del paziente. Attraverso l'implementazione del cono si elimina il problema della direzionalità per il corretto rilevamento del flusso d'aria. Per evitare che il microfono catturi rumori che potrebbero attivare la chiamata, all'esterno del beccuccio viene inserito un elemento sensibile di contatto che attiva il riconoscimento solo quando il paziente tocca tale elemento con il labbro. Infine, per evitare l'ingresso di materiale indesiderati, viene inserita una fitta maglia di copertura nel foro di ingresso del soffio. Quest'ultimo sistema presentato è classificabile come hardware a trasduzione istantanea di tipo elettro-meccanico per la presenza del microfono al posto del *Sip-and-Puff*. Un altro esempio di controllo con il soffio è visibile in Figura 1.4e. In questo brevetto [15] viene implementato un sistema in grado di rilevare la vibrazione di un'asta, rientrando nell'insieme bocca come hardware a catena di trasduzione di tipo meccanico. Per ridurre al minimo le false chiamate, viene integrato un elemento sensibile all'inizio dell'asta: per attivare la chiamata, il paziente deve prima toccare l'elemento sensibile e successivamente soffiare sull'asta come se volesse farla cadere. In questo modo, solo quando viene rilevato il tocco e la vibrazione dell'asta il sistema attiva la chiamata. Dal costruttore viene inoltre dichiarato che il sistema risulta indipendente dalla forza del soffio e del contatto. Un ultimo sistema di chiamata infermieri che utilizza dei flussi d'aria è quello presente nel brevetto del St. Anthony Hospital [16]. In questo dispositivo la chiamata può essere attivata tramite il soffio, Figura 1.4f,

oppure tramite un gonfiamento delle guance, Figura 1.4b. In entrambi i casi, il sistema può essere classificato come hardware a catena di trasduzione di tipo pneumatico: l'azione dal paziente crea una variazione di pressione in una camera a volume ridotto, la quale viene amplificata dalla camera stessa e trasmessa alla catena di trasduzione tramite un tubo. La catena di trasduzione è composta da una serie di trasduttori pneumo-meccanici il cui compito è trasmettere la variazione di pressione fino all'ultimo elemento che si interfaccia con il pulsante di attivazione della chiamata. Inoltre, il dispositivo può essere regolato per cambiare la sensibilità tramite una manopola che avvicina o allontana i contatti del pulsante. Nel caso dell'attivazione tramite la guancia, la camera a volume ridotto è adesa alla guancia tramite un elemento adesivo in modo che qualsiasi piccola variazione possa essere amplificata e trasmessa al sistema. Invece, per l'attivazione tramite il soffio, la camera a volume ridotto è realizzata con delle membrane sostenute da un foglio rigido adeso alla fronte del paziente. Quando il soggetto soffia sul foglio si genera una variazione di pressione nella camera che, attraverso il tubo, viene trasportata ai trasduttori. Un ulteriore meccanismo di controllo che si interfaccia con la bocca è rappresentato da tutte le soluzioni che implementano un riconoscimento sonoro. Un esempio è il dispositivo in Figura 1.2c già presentato in sottosezione 1.2.2 dove la chiamata viene attivata da un rumore soprasoglia prodotto dal paziente. Tale sistema rientra nell'insieme bocca come hardware a trasduzione istantanea di tipo elettro-meccanico per la presenza del microfono. Può tuttavia succedere che tali sistemi siano soggetti a false chiamate a causa di rumore ambientale sopra soglia che possono attivare il sistema. Per risolvere questo problema, in un brevetto [17] aggiungono un sensore di prossimità in modo da attivare il riconoscimento sonoro solo quando il soggetto è vicino del microfono. Il sensore di prossimità viene realizzato tramite combinazione di un detector a infrarossi e un detector a ultrasuoni in modo da ottenere una selettività all'avvicinamento della pelle piuttosto che all'avvicinamento di un oggetto qualsiasi.

Il controllo motorio, anche se grossolano, della testa viene spesso utilizzato in assenza di movimento degli arti superiori [13]. Ad esempio è possibile realizzare un interruttore a contatto di grandi dimensioni, chiamato anche *touch panel* e visibile in Figura 1.4c, da posizionare in prossimità della testa: è sufficiente una lieve pressione sul pannello per attivare la chiamata. Tuttavia, è intuitivo pensare che tale dispositivo di attivazione sia facilmente soggetto a false chiamate a causa del suo posizionamento e della sua sensibilità. Se poi, come emerso in sezione 1.1, consideriamo il fatto che i soggetti tetraplegici presentano frequenti movimenti involontari, il problema delle false chiamate a causa di tali movimenti diventa più persistente. A prescindere da questo, tale sistema di chiamata infermieri rientra nell'insieme testa come hardware a trasduzione istantanea di tipo meccanico. Un altro esempio di dispositivo di attivazione hardware a trasduzione istantanea di tipo meccanico è la soluzione che l'azienda Hackability, con la quale si è collaborato

per questa tesi, ha cercato di realizzare durante un loro progetto. Tale soluzione, visibile in Figura 1.4g, è stata studiata su misura per un paziente che, a causa del livello della lesione, era impossibilitato ad utilizzare il sistema adattativo di chiamata dell'USU. Il dispositivo è costituito da una leva che quando mossa da una rotazione della testa preme direttamente sul telecomando del sistema standard in dotazione. Nonostante l'idea risultasse promettente, lo sviluppo di tale sistema è stato abbandonato in quanto si sono manifestate problematiche durante la sua realizzazione. Un'alternativa che impiega il movimento della testa può essere quella presentata in Figura 1.4d ossia un cuscino sensorizzato con un array di sensori piezoelettrici in grado di rilevare la variazione di pressione generata della testa [4]. Tale soluzione rientra nell'insieme testa come hardware e software a catena di trasduzione di tipo piezoelettrico. Il paziente ha a disposizione una serie di movimenti della testa che può sfruttare per attivare la chiamata: viene scelto un movimento che il soggetto trova più congeniale che possa poi attivare il sistema di chiamata. La matrice di sensori piezoelettrici viene campionata e i dati vengono inviati ad un microcontrollore che realizza via software una mappa delle pressioni. Tale mappa delle pressioni viene analizzata al fine di distinguere la presenza del movimento di attivazione della chiamata. Per rendere il sistema robusto alle false chiamate viene introdotta una ridondanza tramite la necessità di ripetere per tre volte consecutive il movimento della testa.

I movimenti oculari e l'ammiccamento possono essere utilizzati come meccanismi di controllo per tutti quei soggetti che hanno perso completamente il controllo motorio [13]. Il movimento oculare viene generalmente indagato tramite sensori ad infrarossi le cui immagini vengono analizzate con tecniche di Imaging. Un esempio è il sistema realizzato in una ricerca [18] per soggetti affetti da sclerosi laterale amiotrofica[4] osservabile in Figura 1.4h. In questa tecnologia assistiva, l'occhio viene continuamente illuminato da un led ad infrarossi e registrato tramite una telecamera nell'infrarosso vicino. Il sistema di illuminazione e registrazione è montato su un occhiale rendendo la soluzione pratica e poco ingombrante, con la possibilità di utilizzarlo anche in condizioni non ottimali di illuminazione. Le immagini dell'occhio catturate vengono analizzate da una rete neurale convoluzionale leggera che classifica prima la chiusura o l'apertura dell'occhio e successivamente, se l'occhio risulta aperto, stima il centro della pupilla. Se il paziente vuole attivare la chiamata è sufficiente che esso sposti la pupilla verso una zona di attivazione concordata in precedenza durante la calibrazione del sistema. Le caratteristiche di questo meccanismo di controllo lo classificano, nell'insieme occhio, come hardware e software a catena di trasduzione di tipo imaging.

[4]Grave patologia neuro degenerativa progressiva che colpisce i motoneuroni nel cervello e nel midollo spinale, portando alla progressiva paralisi dei muscoli volontari.

PROBLEMATICA	ESPERIENZA DEI PAZIENTI
Posizionamento del sistema	A causa di movimenti involontari del paziente e degli urti con il personale infermieristico che operava il trattamento durante il ricovero, il sistema di chiamata attivabile con la bocca si muoveva quel poco che basta per renderlo inaccessibile
	A causa del mal posizionamento, si verificavano molte false chiamate per movimenti involontari o spostamenti di posizione
	La geometria del sistema non garantiva l'accesso alla chiamata in tutte le posizioni assunte dei pazienti durante il giorno
Feedback	Sono stati sperimentati attacchi di panico a causa di una non adeguata segnalazione dell'attivazione della chiamata
Elevata sensibilità	Un sistema controllato con il movimento della lingua veniva attivato anche quando il paziente sorseggiava dell'acqua, aumentando le false chiamata
	Alcuni sistemi controllati con movimenti specifici venivano attivati anche quando la parte del corpo interessata si muoveva per altri motivi
Fragilità	Nei sistemi con molto cablaggio i fili venivano spesso schiacciati e rotti
	Anche se un sistema è wireless, la presenza dei tubi e dei cavi per gestire il sip-and-puff rendeva la soluzione ingombrante e soggetta a facile rottura
Inesperienza e complessità	Difficoltà da parte degli operatori e famigliari a implementare la tecnologia assistiva
	L'inesperienza del personale ospedaliero causa la non attenzione alla presenza del dispositivo con conseguenti urti, rotture e spostamenti
	La complessità di alcuni sistemi rendeva le soluzioni poco intuitive introducendo, la maggior parte delle volte, un periodo di allenamento al loro utilizzo

Tabella 1.2: Raccolta delle esperienze con i sistemi di chiamata infermieri adattivi da parte di 10 pazienti con mobilità fortemente ridotta [7].

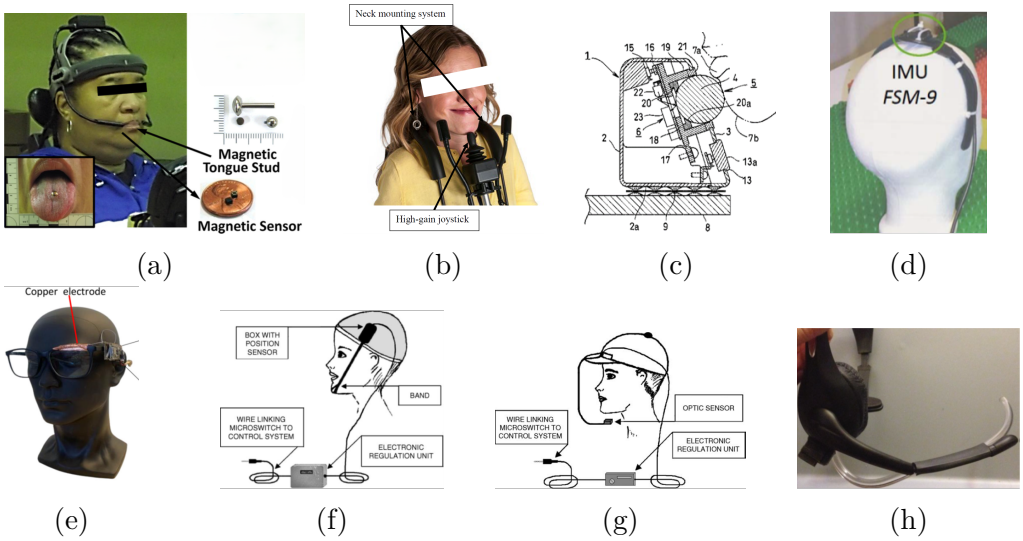
Data la notevole importanza che assume il sistema di chiamata infermieri, è opportuno che le tecnologie assistive per la realizzazione dei sistemi adattivi vengano sviluppate partendo dal punto di vista del paziente al fine di garantirne anche l'accettazione [12]. Infatti, quasi la totalità delle ricerche analizzate introduce una progettazione partecipativa in cui gli utenti finali, ossia i pazienti, forniscono delle considerazioni e commenti durante le fasi di sviluppo [5]. Un articolo che riassume i punti principali di una intervista a 10 soggetti con mobilità fortemente ridotta [7] ci da la possibilità di venire a conoscenza di alcune problematiche legate all'utilizzo delle tecnologie assistive nei sistemi di chiamata infermieri. Un resoconto delle esperienze riportate dai pazienti è presente in Tabella 1.2 dal quale possiamo estrapolare alcune esigenze legate all'utilizzo di queste particolari tecnologie per l'attivazione della chiamata:

- corretto posizionamento per evitare false attivazioni e cambiamenti di posizione del sistema;
- presenza di un feedback per segnalare la corretta attivazione;
- limitare la eccessiva sensibilità per ridurre il problema delle false chiamate;
- ridurre la fragilità dei sistemi;
- le soluzioni risultano spesso troppo complesse e poco intuitive con necessità di un allenamento all'utilizzo.

Ne consegue che occorre portare particolare importanza alla robustezza fisica delle soluzioni e all'intuitività di utilizzo. Inoltre può essere utile introdurre delle caratteristiche che permettano la rilevazione di una evidente volontà di attivazione della chiamata.

1.3.2 Altri meccanismi di controllo utili

I movimenti della lingua si prestano al controllo motorio di compiti complessi [13] anche perché, essendo innervata dai nervi cranici, il suo controllo motorio non viene quasi mai compromesso dalle lesioni spinali che inducono una tetraplegia. Un esempio di meccanismo di controllo che impiega i movimenti della lingua è mostrato in Figura 1.5a e può essere classificato nell'insieme bocca come hardware e software a catena di trasduzione di tipo magneto-elettrico [19]. Nello specifico, il dispositivo raffigurato ha come intento quello di essere minimamente invasivo rispetto alle soluzioni generalmente impiegate che, invece, ostruiscono la bocca e ostacolano il parlato [13]. Esso si compone di un piercing magnetico sulla lingua e di un copricapo che sostiene dei sensori magnetici vicino alle guance del soggetto. Inoltre, la comunicazione tra elementi di sensing e unità di controllo avviene via



(a) (b) (c) (d)

(e) (f) (g) (h)

Figura 1.5: Raccolta dei meccanismi di controllo di tecnologie assistive per soggetti con mobilità fortemente ridotta.

wireless. Il movimento della lingua viene indagato rilevando, in tempo reale, il campo magnetico generato dal tracciante applicato su di essa. Vi è quindi un software che, dopo aver rimosso le interferenze magnetiche esterne, rileva la posizione della lingua ed esegue il comando corrispondente al movimento eseguito nel tempo. Questa tecnologia assistiva viene largamente impiegata per la guida di sedie a rotelle elettriche, per accedere al computer e per controllare l'ambiente circostante da parte di soggetti tetraplegici.

Tipicamente, i movimenti della testa vengono impiegati come meccanismo di controllo per sedie a rotelle e braccia robotiche oppure per sostituire il mouse durante l'utilizzo del computer. Quasi tutte le soluzioni impiegano dei sensori inerziali, IMU (*Inertial Measurement Units*), posizionati sulla testa in quanto presentano dimensioni ridotte, una buona efficienza energetica e unità autonome analizzabili quali accelerometri e giroscopi [20]. Ad esempio, un dispositivo indossabile dotato di un accelerometro può fungere da interruttore attivabile quando l'accelerazione lungo una certa direzione raggiunge un valore di soglia prestabilito [13]. In Figura 1.5d è possibile osservare il meccanismo di controllo per un braccio robotico realizzato con un IMU posizionato sulla parte superiore della testa [20]. Questo dispositivo di controllo può essere classificato nell'insieme testa come hardware e software a catena di trasduzione di tipo elettro-meccanico. Ognuno dei 7 gradi di libertà del braccio robotico viene controllato da una combinazione specifica dei 4 movimenti fondamentali della testa, i quali vengono ricostruiti via software a partire dai dati provenienti dall'IMU. Inoltre viene monitorata anche la

velocità di esecuzione dei movimenti per controllare la velocità e la forza di esecuzione dello spostamento del braccio robotico. Un'alternativa per il posizionamento dell'IMU può essere quella presentata in una ricerca [21] in cui viene sviluppata una tecnologia assistiva per sostituire il mouse. In questo dispositivo, visibile in Figura 1.5h, viene impiegato un IMU per il controllo dello spostamento del cursore e un *Sip-and-Puff* per il controllo delle funzioni "tasto destro" e "tasto sinistro". Entrambi i trasduttori vengono inseriti all'interno di un padiglione di una cuffia al fine di ottenere una soluzione compatta, poco ingombrante ed indossabile. Infine, all'ingresso del *Sip-and-Puff* viene collegato un tubo in vinile la cui estremità utilizzabile dal soggetto viene posizionata al posto del microfono delle cuffie.

Qualora il movimento dell'intera testa non risulti agevole a causa, ad esempio, di una lesione spinale di alto livello, un'alternativa valida è rappresentata dai meccanismi di controllo che impiegano il movimento del mento. L'esempio più classico è il joystick da mento [9] visibile in Figura 1.5b che rientra nell'insieme testa come hardware e software a catena di trasduzione di tipo meccano-elettrico. Questa applicazione, come tutte quelle che utilizzano una interfaccia joystick per il controllo, trova maggior impiego nella guida di sedie a rotelle elettriche tramite lievi movimenti del mento che muovono il joystick. Il vantaggio di questa configurazione rispetto ad altre è quella di consentire un controllo proporzionato e più maneggevole in tutte le direzioni necessarie. Inoltre, grazie all'implementazione di un guadagno elevato nel sistema, sono sufficienti piccoli movimenti del mento per il controllo di uno spostamento della sedia in spazi ampi. Un esempio simile al joystick da mento è il brevetto [22] raffigurato in Figura 1.5c che realizza un mouse adattativo con il controllo del mento. Ad essere interessante non è tanto il controllo del cursore, che usa lo stesso trasduttore ottico presente nei mouse tradizionali, ma la realizzazione della funzione "tasto destro" e "tasto sinistro". Infatti, la sfera è sorretta da un elemento flessibile al quale vengono agganciati due interruttori sequenziali ad una estremità. Quando il soggetto vuole attivare la funzione "tasto sinistro" è sufficiente che prema sulla sfera per attivare il primo interruttore, mentre, se vuole attivare la funzione "tasto destro", occorre che esso prema con maggior forza per attivare entrambi gli interruttori sequenziali. Questo specifico meccanismo di controllo che emula i tasti del mouse rientra nell'insieme testa come hardware a trasduzione istantanea di tipo meccanico. Un ultimo esempio di sistema di controllo con il mento è rappresentato da un sistema di microswitch realizzato in una ricerca [23] per il controllo dell'ambiente da parte di bambini con disabilità multiple. In Figura 1.5f è possibile osservare la prima variante del sistema: un sensore di posizione fissato al lato di un capello e collegato all'altra estremità tramite una fascia elastica passante sotto il mento. In questa soluzione, per attivare l'interruttore, è sufficiente abbassare il mento aprendo la bocca in quanto tale azione viene riportata al sensore di posizione della benda che sposta l'elemento mobile del sensore stesso. Questa soluzione rientra nell'insieme testa

come hardware a catena di trasduzione di tipo meccanico. la seconda variante, visibile in Figura 1.5g, utilizza un sensore ottico posizionato sotto il mento e sostenuto da un struttura ultraleggera agganciata a un capello. Tale sistema rientra nell'insieme testa come hardware a catena di trasduzione di tipo ottico. Quando il mento viene portato verso il basso, la pelle si avvicina al sensore ed altera la riflessione della luce emessa dall'emettitore. La luce riflessa viene captata da un ricevitore posizionato vicino all'emettitore e quando la variazione raggiunge una certa soglia si attiva l'interruttore.

L'ammiccamento si presta all'attivazione di interruttori da parte di persone con mobilità fortemente ridotta [13]. Tuttavia, al fine di attivare un interruttore, è necessario che il soggetto produca una serie di ammiccamenti di una certa durata in un dato intervallo di tempo per eliminare il rumore derivante dalla chiusura involontaria dell'occhio [13]. Un esempio di rilevamento del movimento della palpebra è quello realizzato in una ricerca [1] per il rilevamento del battito di ciglia tramite sensing capacitivo. Questo sistema, visibile in Figura 1.5e, è classificabile nell'insieme occhio come hardware e software a catena di trasduzione di tipo sensing capacitivo. Sulla parte frontale di un occhiale viene posizionato un elettrodo di rame che viene collegato ad un circuito oscillatorio LC a sua volta collegato a un convertitore capacità-digitale che lo alimenta. Quando l'elettrodo viene alimentato genera un campo elettrico che induce una capacità equivalente nel circuito LC: a seguito di un movimento della palpebra la capacità equivalente subisce una variazione che cambia la frequenza di risonanza del circuito risonante. Tale frequenza di risonanza viene campionata e convertita dal convertitore, i cui dati in uscita vengono poi analizzati da un microcontrollore. Se il segnale digitale subisce una variazione che rispetta determinate caratteristiche morfologiche, allora il soggetto ha eseguito un ammiccamento. Viene infine dichiarato che il sistema è a basso consumo e basso costo, ed ottiene una precisione del 93% nell'identificazione della chiusura volontaria dell'occhio. Come visto in in sottosezione 1.3.1, anche il movimento oculare può essere utilizzato per l'attivazione di interruttori. Oltre all'impiego di tecniche di imaging, il movimento oculare può essere indagato tramite l'elettrooculografia (EOG) [13] rientrando nell'insieme occhio come hardware e software a catena di trasduzione di tipo bioelettrico. Nell'EOG vengono posizionati due o più elettrodi sulla cute in prossimità dell'occhio che misurano il potenziale elettrico tra retina e cornea. Quando viene mosso l'occhio il potenziale registrato subisce delle variazioni che possono essere usate per implementare, ad esempio, una scrittura oculare al computer [13].

Capitolo 2

Approccio Esigenziale-Prestazionale

Come già emerso in vari punti del Capitolo 1, data l'importanza del sistema di chiamata infermieri per la salute del paziente, è importante progettare il sistema adattivo a partire dalle esigenze degli utenti finali, quali pazienti e personale sanitario. Un'ottima risposta a questa necessità e l'approccio esigenziale-prestazionale. Infatti, esso permette di definire le prestazioni che un progetto deve possedere per soddisfare le esigenze degli utenti di riferimento. Tale approccio è tipico della tecnologia dell'architettura e del design industriale, ma può essere impiegato in tutti i progetti in cui i bisogni degli utenti costituiscono un elemento fondamentale per la realizzazione del prodotto. Infatti, in questo metodo, il progetto finale rappresenta la risposta ai bisogni che emergono dallo studio dell'utenza e garantisce la qualità progettuale rispondendo alle richieste degli utenti. Questo approccio è la base di tutti i progetti sviluppati dall'azienda Hackability e sarà alla base di questa tesi, in quanto permette di porre l'individuo al centro del processo di progettazione.

Con l'applicazione dell'approccio esigenziale-prestazionale, la metodologia della progettazione segue tre fasi principali:

1. Brief: realizzazione di un documento che raccoglie le specifiche fornite dal committente e gli obiettivi richiesti al prodotto, al fine di fornire tutte le informazioni e gli input necessari per sviluppare il progetto;

2. Metaprogetto: realizzazione di un supporto logico procedurale da seguire nella strutturazione del progetto concreto, ossia lo schema di organizzazione mentale, mappale o reticolare, destinato a orientare sul campo il convergere delle idee;

3. Progetto: fase di sviluppo concreto e operativo in cui gli orientamenti strategici del metaprogetto si traducono in soluzioni tecniche, spaziali e geometriche definite.

L'approccio esigenziale-prestazionale trova il suo maggior impiego durante il metaprogetto, il quale fornisce indicazioni progettuali senza soluzioni specifiche. Il metaprogettoha due componenti fondamentali:

- Scenario: aggiunta di informazioni a quelle del brief che indicano con chiarezza i punti di vista, il contesto e la realizzazione dei vari elementi che compongono il progetto;
- Sistema esigenziale dell'utenza: realizzazione dell'organizzazione mappale del metaprogetto sulla base delle esigenze estrapolate dallo scenario.

Il sistema esigenziale rappresenta dunque il prodotto finale del metaprogetto e il punto di partenza per la fase di progetto. Data la sua aspecificità rispetto alla soluzione, da uno stesso schema metaprogettuale è possibile derivare soluzioni progettuali differenti, ma tutte conformi alle specifiche esigenze estrapolate dallo scenario nel quale è immerso il prodotto.

2.1 Scenario

Lo scenario permette la definizione dell'ambito nel quale si è proiettati tramite informazioni e analisi relative all'identità del committente, ai suoi prodotti, allo stato dell'arte del mercato, alle caratteristiche del target cui si rivolge, a qualche cenno storico sul prodotto oggetto dell'analisi e un'analisi normativa quando necessario. Per raccogliere tutte le informazioni necessarie alla completezza dello scenario, oltre alla ricerca bibliografica preliminare, si sono svolti degli incontri con una terapista occupazionale e con un infermiere dell'USU al fine di comprendere al meglio il contesto progettuale. In questi incontri si è discusso del sistema di chiamata infermieri tradizionale e adattativo dell'ospedale, presentati in sezione 1.2, delle problematiche del sistema adattativo con i pazienti tetraplegici e del quadro clinico dei soggetti tetraplegici. Inoltre, si è stabilito di considerare come target, ossia la fascia dei potenziali fruitori e consumatori, il paziente per cui Hackability aveva provato a progettare la soluzione presentata in Figura 1.4g e discussa in sottosezione 1.3.1.

Il target del dispositivo è un paziente tetraplegico con lesione spinale di livello C4 stabilizzata tramite stabilizzazione vertebrale C3-C6[1]. A causa dell'altezza

[1]Procedura chirurgica che prevede il fissaggio di due o più vertebre tramite l'impianto di viti, aste e/o altri dispositivi di fissaggio, al fine di ricollocare le vertebre in posizione corretta e stabilizzare la lesione.

della lesione, il soggetto presenta volumi respiratori bassi con conseguente compromissione dei toni vocali, il che rende inaccessibile il sistema adattativo di chiamata infermieri vocale dell'USU. Per garantire una corretta respirazione, il paziente presenta una tracheostomia con respirazione autonoma. Tuttavia, la presenza della tracheostomia e delle aste di stabilizzazione vertebrale limita il ROM della testa rendendo i movimenti del collo rigidi. Come riportato in Tabella 1.1, e confermato dagli incontri all'USU, la condizione di tetraplegia aumenta il rischio di piaghe da decubito e compromette il sistema immunitario. Di conseguenza, nasce la necessità di porre particolare attenzione sia alla prevenzione delle piaghe da decubito sia a eventuali fonti di contagio. Durante gli incontri è emerso che, nel corso della giornata, ai pazienti tetraplegici viene spesso cambiata la posizione del corpo: le tre posture principali assunte sono supino, sdraiato sul fianco e seduto. Inoltre, occorre considerare che, a causa dei movimenti involontari e della forza di gravità, il corpo dei tetraplegici subisce piccoli spostamenti rispetto alla posizione iniziale in cui viene collocato. Infine, è stato fatto notare che se una tecnologia assistiva risulta complicata da utilizzare e da montare, il paziente perde la pazienza, così come i caregiver e il personale sanitario mostrano insofferenza all'utilizzo. Queste informazioni, unite allo stato dell'arte presentato in sezione 1.3 e alle esperienze con i sistemi di chiamata infermieri adattivi trovate in un articolo [7] (riassunto in Tabella 1.2), costituiscono lo scenario del metaprogetto.

2.2 Sistema esigenziale dell'utenza

Il sistema esigenziale dell'utenza esplicita le esigenze dei singoli attori che entreranno in contatto con il prodotto della progettazione. In base alla natura degli utenti, si possono distinguere quattro utenze fondamentali: utenza d'uso, ossia l'utilizzatore finale individuato dal target; utenza di produzione, ossia il produttore; utenza di gestione, ossia chiunque entri in contatto con il prodotto durante le fasi di trasporto, manutenzione, vendita, ecc...; utenza ambientale, ossia la sostenibilità del prodotto. Il sistema esigenziale può essere visto come la rappresentazione schematica dell'approccio esigenziale-prestazione e si compone di tre elementi fondamentali:

- Esigenze: bisogno o necessità, espresse o implicite, di tutti gli utenti che variano in funzione dell'utenza, del contesto, delle caratteristiche e delle attività di riferimento;
- Requisiti: trasposizione in termini tecnici delle esigenze oppure caratteristiche di funzionamento che la soluzione deve possedere per soddisfare determinate esigenze;

- Prestazioni: definizione del comportamento o del risultato che la soluzione deve garantire nel tempo e che misura l'efficacia nel soddisfare le esigenze e i requisiti.

Di conseguenza, per soddisfare le esigenze degli utenti, queste vengono tradotte in requisiti specifici, i quali, a loro volta, richiedono prestazioni che ne garantiscano il rispetto. In questo modo si assicura la soddisfazione delle esigenze iniziali durante la realizzazione del dispositivo. Poiché non viene indicata la soluzione specifica ma si considerano valide tutte le strade progettuali, le prestazioni originate dal sistema esigenziale possono risultare in contraddizione tra loro. In questo modo è possibile approcciarsi alla fase di progetto senza una polarizzazione verso una specifica soluzione, ma avendo a disposizione più strade che verranno analizzate ed eventualmente eliminate in fase di progetto. Alla fine la soluzione scelta sarà quella che riesce a rispettare la totalità delle esigenze emerse e le rispettive prestazioni.

2.2.1 Sistema esigenziale dell'utenza d'uso

La Tabella 2.1 rappresenta il sistema esigenziale dell'utenza d'uso e raccoglie le esigenze, i requisiti e le prestazioni legate al target e allo scenario nel quale si trova. L'esigenza alla base di questa tesi è la realizzazione di un sistema di chiamata infermieri che non sia attivato tramite il fiato o la voce. Per soddisfare tale esigenza sono stati pensati requisiti e prestazioni estrapolati dallo stato dell'arte. Come requisiti sono presenti i movimenti delle varie regioni o strutture anatomiche che tipicamente si interfacciano con i meccanismi di controllo per soggetti tetraplegici. Per ogni movimento sono state pensate delle prestazioni che prendono spunto o sono direttamente riferite alle tecnologie assistive discusse in sottosezione 1.3.1 e sottosezione 1.3.2. Ad esempio, ritroviamo l'uso di IMU per il requisito del movimento della testa, oppure l'uso del sensing capacitivo per il movimento della palpebra. Una prestazione che prende spunto dai sistemi di chiamata adattivi esistenti è quella di mordere un palloncino come risposta al requisito di impiegare il movimento della bocca. Infatti, esistono dei pulsanti pneumatici, noti anche come peretta di chiamata, che presentano una pompetta pneumatica collegata con un tubo al trasduttore di attivazione (hardware a trasduzione istantanea di tipo pneumatico). Tipicamente, tale soluzione viene impiegata in pazienti con ridotta mobilità della mano in quanto permette l'attivazione della chiamata tramite una lieve pressione della mano oppure di altre parti del corpo. Un'altra prestazione che prende spunto dalla bibliografia è quella di porre un elemento sensibile sulla guancia o sotto il labbro inferiore. Si può infatti pensare di utilizzare il meccanismo pneumatico raffigurato in Figura 1.4b posizionandolo, anziché sulla guancia, sotto il labbro inferiore. In questo modo, passando la lingua in quella zona, si può generare una variazione di pressione nella camera a volume ridotto che può essere usata per attivare la chiamata.

Sono presenti anche le esigenze legate al quadro clinico. Come detto in precedenza, il target presenta una tracheostomia per aiutare la respirazione, e di conseguenza l'esigenza di non ostruire l'ingresso della cannula. Questa esigenza può essere soddisfatta tramite il requisito di non posizionare elementi davanti al collo. Per quanto riguarda la compromissione del sistema immunitario, troviamo l'esigenza che il dispositivo non debba rappresentare una fonte di contagio. Occorre quindi che una delle caratteristiche della soluzione sia quella di resistere ai cicli di sterilizzazione e/o di utilizzare oggetti di alto consumo nelle parti che si interfacciano con l'utente in modo da poter essere sostituiti frequentemente. Un'altra esigenza è la prevenzione delle piaghe da decubito qualora la soluzione debba essere indossata dal soggetto e i requisiti legati a questa esigenza sono stati estrapolati dagli incontri svolti all'USU. Al fine di diminuire la pressione sui punti di contatto, la soluzione deve essere realizzata con materiali leggeri ed occorre che le zone di appoggio risultino ampie e morbide. Troviamo poi due esigenze legate tra loro: la soluzione deve essere utilizzabile nelle diverse posture e deve essere raggiungibile anche dopo movimenti involontari dei soggetti. Ad esempio, per rispondere all'esigenza sui movimenti involontari, un possibile requisito può essere quello di realizzare una soluzione indossabile in modo che rimanga solidale con il corpo e si muova con esso. Per soddisfare questo requisito occorre rendere il supporto personalizzabile con materiali che possono essere facilmente reperiti nei reparti dell'USU. Invece, per quanto riguarda l'esigenza sulle posizioni, un requisito è quello di non risentire della gravità. Pensiamo, ad esempio, alla soluzione presentata in Figura 1.4g: se il soggetto viene posizionato sdraiato sul fianco, la leva potrebbe risentire della gravità e muoversi autonomamente verso il basso, risultando non accessibile oppure attivando una falsa chiamata.

Oltre alle esigenze appena discusse, ne sono state estrapolate altre tre dalle esperienze riassunte in Tabella 1.2, che poi sono state confermate dagli incontri all'USU. Come prima esigenza vi è quella di fornire un'informazione sulla corretta attivazione della chiamata. Essa può essere pienamente soddisfatta tramite l'introduzione di feedback sonori e/o visivi. Un'altra esigenza fondamentale è quella di realizzare un dispositivo intuitivo che non richieda una sessione di allenamento preliminare al suo utilizzo. Questo può essere soddisfatto, a livello di requisiti, tramite l'utilizzo di movimenti elementari e intuitivi per attivare la chiamata. Vi è poi la questione dell'affidabilità della soluzione legata alla sicurezza di un'attivazione della chiamata quando necessario. In questo caso, i requisiti che sono stati estrapolati possono essere pienamente soddisfatti realizzando un sistema con una catena di trasduzione a pochi elementi. Essa, infatti, permetterebbe di abbassare la fragilità e ridurre eventuali errori casuali di comunicazione tra i vari trasduttori. Infine, un'ultima esigenza è quella di ridurre il numero di false chiamate tramite una strategia di riconoscimento dell'effettiva volontà di attivare una chiamata.

ESIGENZE	**REQUISITI**	**PRESTAZIONI**
Raggiungibile anche dopo movimenti involontari o passivi del corpo	Solidale al corpo	Materiale leggero e adattabile: stecche di Zimmer, plastica, compensato, legno sottile
		Personalizzazione in base alle dimensioni corporee del soggetto
	Coprire tutto il range di movimento dello spostamento corporeo	Includere un sistema di tiraggio per spostare l'elemento di attivazione
		Aumentare la superficie dell'elemento sensibile
No attivazione con fiato o voce	Impiego del movimento del mento	Sistema di leve meccaniche che azionano il pulsante
		Prolungamento del mento che attiva il pulsante
		Microswitch
	Impiego del movimento della bocca	Sfera metallica che viene spostata con la lingua. Lo spostamento viene rilevato con dei sensori esterni alla bocca
		Sensori posizionati sulla guancia o sotto il labbro inferiore
		Tubo a sezione ridotta per portare una aspirazione con guancia all'elemento sensibile
		Mordere un palloncino
	Impiego del movimento della testa	Sistema di leve meccaniche che azionano il pulsante
		Utilizzo di un IMU
		Utilizzo di un sensore di pressione
	Impiego del movimento della palpebra	Sensing capacitivo
Intuitività di utilizzo	Impiego di movimenti elementari ed intuitivi	Movimento della testa quali "si" e/o "no"
		Movimento del mento verso il basso
		Battito di ciglia
		Movimento della guancia

ESIGENZE	**REQUISITI**	**PRESTAZIONI**
Utilizzabile in diverse posizioni: seduto, supino e sdraiato sul lato	Non deve risentire della gravità	Sistema a molla per ritornare alla posizione neutra
		Impiego di sensori
	Ancoraggio alla struttura della seduta	Pinza con braccio flessibile o rigido ma componibile per adattarsi al cambiamento di posizione
Prevenzione piaghe da decubito	Appoggio della struttura ampio e morbido	Aumentare il più possibile la superficie d'appoggio e rivestirla con cotone e garze oppure con schiume
	Materiale leggero	Stecche di Zimmer o plastica
Informazione sulla corretta attivazione	Feedback visivo	Led vicino al viso
		Utilizzare il telecomando già esistente come feedback
	Feedback sonoro	Buzzer posizionato vicino al letto che produce un suono prolungato
Evitare ostruzione della tracheostomia	Non posizionare nessun elemento davanti al collo	Appoggio sul tronco o sulla testa
		Sistema di leve posizionate lateralmente
Non deve rappresentare una fonte di contagio	Materiale che può essere sterilizzato ripetutamente	Metalli quali acciaio e alluminio
		Plastiche termoresistenti quali polipropilene, politetrafluoroetilene e policarbonato
		Gomma e silicone
	Oggetto di alto consumo a basso costo	Siringhe, tubi si aspirazione, pompette per clisteri, abbassalingua, ecc...
Ridurre al minimo le false chiamata	Riconoscere la volontà di chiamare	Ripetizione del gesto attivatore più volte di seguito
		Impiego di un movimento esclusivo
Affidabilità	Abbassare il grado di fragilità	Catena di trasduzione con pochi elementi
	Garantire la corretta attivazione	Catena di trasduzione con pochi elementi

Tabella 2.1: Analisi di esigenze, requisiti e prestazioni degli utilizzatori. Nota: le celle evidenziate indicano le prestazioni selezionate per la fase di progetto.

ESIGENZE	**REQUISITI**	**PRESTAZIONI**
Ridurre al minimo le false chiamata	Riconoscere la volontà di chiamare	Ripetizione del gesto attivatore più volte di seguito
		Impiego di un movimento esclusivo
Affidabilità	Abbassare il grado di fragilità	Catena di trasduzione con pochi elementi
	Garantire sempre l'attivazione della chiamata	Catena di trasduzione con pochi elementi
Facile montatura e smontatura	Ridurre al minimo il numero di elementi	Catena di trasduzione con pochi elementi
Facile sterilizzazione	Impiego di un bagno sterilizzante	Disinfettante per ciucci o prodotti neonatali
		Soluzione idroalcolica
	Materiale che può essere sterilizzato ripetutamente	Acciaio, alluminio e plastiche termoresistenti; gomme e silicone ma il numero di cicli di sterilizzazione è più basso
	Oggetto di alto consumo a basso costo	Tubi di aspirazione, pompette per clisteri, abbassalingua, ecc...
Adattabilità tra i pazienti	Calibrazione delle misure	Inserire parametri relativi alla zona d'appoggio
Adattabilità tra i sistemi	Prevedere la compatibilità tra diversi impianti nello stesso ospedale e tra ospedali diversi	Utilizzare il telecomando esistente come ultimo elemento della catena

Tabella 2.2: Analisi di esigenze, requisiti e prestazioni per la gestione. Nota: le celle evidenziate indicano le prestazioni selezionate per la fase di progetto.

2.2.2 Sistema esigenziale dell'utenza di gestione

La Tabella 2.2 rappresenta il sistema esigenziale dell'utenza di gestione e raccoglie le esigenze, i requisiti e le prestazioni legate al personale medico che si interfaccia con il dispositivo. Alcune esigenze sono condivise con l'utenza d'uso e sono: la riduzione del numero di false chiamate e l'affidabilità del sistema. Ritroviamo, difatti, gli stessi requisiti e le stesse prestazioni come, ad esempio, l'impiego di

movimenti esclusivi per attivare la chiamata, ossia movimenti che normalmente non vengono compiuti dai soggetti. Inoltre, è presente un'esigenza legata alla possibile fonte di contagio ma letta in chiave di gestione. Nello specifico, l'esigenza assume la forma di facile sterilizzazione, in quanto, per garantire che la soluzione non rappresenti una fonte di contagio, essa deve essere disinfettata frequentemente dagli operatori. Come procedura di sterilizzazione, che costituisce un requisito di questa esigenza, è stata pensata l'immersione in bagni sterilizzanti, in modo tale che la sterilizzazione possa essere svolta mentre il personale sanitario è in stanza per fare i controlli di routine. Troviamo poi l'esigenza, emersa durante gli incontri, di rendere la soluzione facile da posizionare per il personale medico, che può essere pienamente soddisfatta realizzando un sistema con pochi elementi da collegare tra loro. Infine, sono state inserite due esigenze legate alla possibile diffusione del dispositivo. In primis troviamo l'esigenza di rendere la soluzione adattabile alla varietà antropometrica dei pazienti. Tale esigenza può essere soddisfatta inserendo una calibrazione del dispositivo, soprattutto per la zona di appoggio, se indossabile. Oltre all'adattabilità tra i soggetti, deve poter essere garantita anche l'adattabilità tra i vari sistemi di chiamata infermieri che possono essere installati nelle strutture ospedaliere. Basti pensare che lo stesso USU presenta due sistemi di chiamata differenti tra i vari piani del reparto. Per poter garantire la soddisfazione di questa esigenza, poiché le informazioni sui sistemi di chiamata installati non possono essere divulgate per questioni di sicurezza, si può pensare di interfacciare il dispositivo con il telecomando tradizionale presente in quella struttura.

2.3 Conclusioni

Durante il metaprogetto sono state considerate solo le esigenze del target e del personale sanitario, in quanto sono questi gli utenti che entrano veramente in contatto con il sistema di chiamata infermieri. Come detto in precedenza, il sistema esigenziale considera valide tutte le vie che possono essere intraprese per la realizzazione del prodotto, elencando una serie di prestazioni indipendenti tra loro che possono escludersi a vicenda. Questa caratteristica è visibile soprattutto nella voce "No attivazione con fiato o voce" in Tabella 2.1. Una volta realizzato il sistema esigenziale, si può dunque procedere a una scrematura delle prestazioni con l'obiettivo di selezionare una soluzione progettuale piuttosto che un'altra. Per quanto riguarda questo progetto, durante gli incontri all'USU è stato possibile visitare alcuni pazienti per constatare di persona il loro quadro clinico. É stato osservato che i movimenti della testa risultano estremamente limitati, soprattutto nel primo periodo di riabilitazione. Poiché vi è l'intento di garantire l'accesso al sistema per tutto il periodo di ricovero, si è deciso di escludere il movimento della testa come attivatore delle chiamate. Inoltre, nei primi mesi, i pazienti indossano

un collare al fine di garantire un corretto decorso post-operatorio, mantenendo la zona cervicale ferma. Poiché alcuni pazienti sono costretti a portare il collare per mesi, si è deciso di escludere le soluzioni attivabili con lo spostamento del mento. Infine, siccome molte esigenze sono legate alla riduzione della fonte di contagio, si è scelto di escludere tutti quei meccanismi di controllo che si interfacciano con la bocca. Difatti, quando il dispositivo rimane in attesa di essere utilizzato per attivare una chiamata, esso può essere contaminato da agenti presenti nella struttura e può facilmente indurre infezioni e malattie nel momento in cui entra in contatto con la bocca. Di conseguenza, riprendendo la tassonomia in Figura 1.3, come possibili soluzioni sono rimaste tutte quelle che rientrano nell'insieme occhio. Poiché un requisito è l'impiego di movimenti elementari e intuitivi che non richiedono un allenamento preliminare, escludendo quei movimenti legati alle strutture eliminate precedentemente, come prestazione per tale requisito rimane il battito di palpebra. Tutto ciò ha portato a considerare l'ammiccamento con movimento di controllo, il quale può essere indagato tramite il sensing capacitivo. Il dispositivo che si intende realizzare prende quindi spunto dalla tecnologia illustrata in una ricerca [1, 2], che costituisce lo studio di riferimento per lo sviluppo e la cui soluzione è presentata in Figura 1.5e, il cui obiettivo era il rilevamento del battito delle palpebra.

In definitiva, l'approccio esigenziale-prestazionale ha permesso di individuare la via ottimale per la fase di progettazione, rispondendo a tutte le esigenze che sono emerse durante la ricerca e gli incontri all'USU. Nella progettazione verrà quindi realizzato un dispositivo indossabile personalizzabile che utilizza, come meccanismo di controllo, il movimento della palpebra rilevato tramite sensing capacitivo. In questo modo viene utilizzato un sensore posizionato su un occhiale che non risente della gravità e non ostruisce la tracheostomia. Inoltre, tale soluzione non rappresenta una fonte di contagio in quanto non entra direttamente in contatto con la bocca o l'occhio, anche se va comunque garantita una sterilizzazione durante l'utilizzo. Come affermato in sottosezione 1.3.2, l'ammiccamento può essere impiegato per l'attivazione di interruttori a patto che si preveda una ripetizione del movimento per attenuare il rumore dei battiti involontari. Questo aspetto è inserito nella prestazione per l'esigenza di ridurre il numero di false chiamate. Nonostante la soluzione rientri nella classificazione come hardware e software a catena di trasduzione, vi sono solo tre elementi che la compongono: sensore, software e microcontrollore. Di conseguenza, la prestazione di realizzare una catena di trasduzione con pochi elementi è soddisfatta. Tali evidenze consentono di affermare che la scelta di realizzare il dispositivo presentato nello studio di riferimento permette di rispondere a tutte le esigenze con requisiti e prestazioni chiare e complete, evidenziate in Tabella 2.1 e Tabella 2.2.

Capitolo 3

Materiali e Metodi

Come affermato in sezione 2.3, la soluzione in grado di rispondere alle esigenze degli utenti è un dispositivo indossabile che utilizza il sensing capacitivo per rilevare l'ammiccamento. Tipicamente, il movimento della palpebra viene indagato tramite analisi dei segnali EOG (elettrooculografia) o EEG (elettroencefalogramma) [13], ma essi impiegano catene di prelievo ad alta risoluzione con componenti elettroniche specifiche. In aggiunta, poiché sono tecniche che richiedono il posizionamento di elettrodi a contatto con la pelle del volto, i movimenti dei muscoli facciali causano interferenze che possono nascondere la registrazione dell'ammiccamento nei segnali. Un'alternativa al rilevamento del movimento della palpebra, che permette di superare alcuni limiti dei segnali biologici, è il sensing capacitivo. Difatti, il corpo umano è intrinsecamente un oggetto conduttivo in grado di generare un campo elettrico e di deformare la distribuzione di un campo elettrico esistente in prossimità del corpo stesso [24]. Un esempio di tale rilevamento è il *touch screen* il quale sfrutta la proprietà conduttiva del dito per rilevare il tocco e il movimento sullo schermo.

La capacità di distorsione di un campo elettrico esistente da parte del corpo umano viene sfruttata in uno studio [1, 2] che realizza una soluzione indossabile e senza contatto per l'identificazione in tempo reale della chiusura della palpebra. I ricercatori di tale studio affermano di aver ideato un prototipo innovativo a basso costo e a basso consumo energetico, che si dimostra robusto e accurato nel rilevamento con sensing capacitivo. Poiché nello studio erano interessati alla misurazione delle chiusure involontarie come indice di stanchezza oculare, nel sistema hanno implementato una strategia di riconoscimento delle chiusure volontarie tramite considerazioni temporali. Infatti, la chiusura volontaria dell'occhio presenta delle tempistiche medie caratteristiche che la distinguono dalla chiusura involontaria. L'azione può essere divisa in due fasi: la fase di chiusura, dalla durata media di 100 ms, seguita dalla fase di apertura, con una durata media di 200 ms fino al recupero del 97% dell'apertura totale [25]. L'implementazione di tale strategia

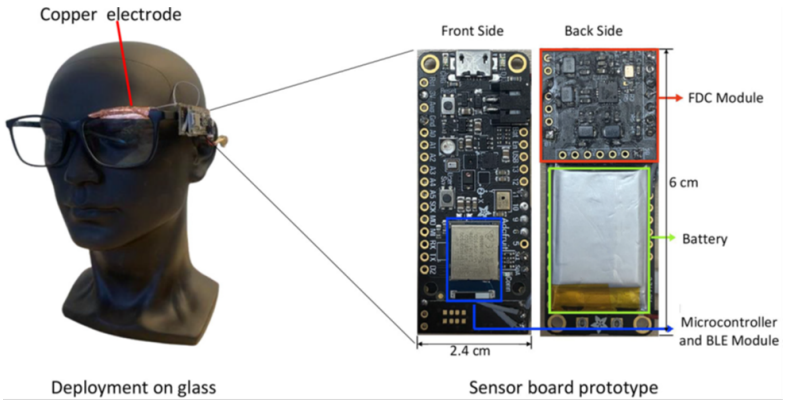


Figura 3.1: Dispositivo realizzato nella ricerca di riferimento per il rilevamento della chiusura della palpebra [2].

nello studio è stata testata tramite una prova, della durata di 8 minuti, in cui i soggetti erano seduti e dovevano chiudere volontariamente l'occhio una serie di volte. In media, i soggetti hanno chiuso l'occhio 10 volte al minuto e il rilevamento ha ottenuto una precisione del 93% e una sensibilità pari al 94%. Le chiusure involontarie, invece, sono state testate durante le attività di vita quotidiana, come ad esempio la camminata, la guida e il lavoro al computer. Per tali test vengono riportati una precisione del 92% e una sensibilità del 94% nel rilevamento. Date le buone prestazioni, si è deciso di prendere come riferimento tale studio per lo sviluppo del sistema adattativo di chiamata infermieri per pazienti tetraplegici che impiega l'ammiccamento come attivatore della chiamata.

I dettagli hardware del prototipo realizzato nella ricerca di riferimento sono visibili in Figura 3.1. Su un'asta di un occhiale viene installato il sensore, rappresentato dal modulo FDC, al quale viene collegato un elettrodo di rame posizionato sulla parte frontale della montatura. L'elettrodo viene alimentato da un circuito risonante, incorporato nel modulo FDC, e genera un campo elettrico debole davanti all'occhio che viene distorto dal passaggio della palpebra. La rilevazione del movimento viene eseguita tramite la misurazione, da parte del chip FDC2214, della frequenza di risonanza del circuito risonante, la quale subisce variazioni in risposta alla distorsione del campo elettrico. I dati vengono campionati dal microcontrollore nRF52840, con una frequenza di campionamento di 60 Hz, per poi essere filtrati con un filtro a media mobile e analizzati in finestre di 1 s con un overlap del 50%. Il riconoscimento del movimento della palpebra viene attuato tramite il confronto della differenza tra due campioni consecutivi con una soglia costante predefinita. L'intero sistema è alimentato da una batteria al litio da 300 mAh di capacità che garantisce, secondo quanto dichiarato nell'articolo, un'autonomia di circa 20 ore di utilizzo consecutivo.

Per quanto promettente e performante, i ricercatori dello studio mettono in luce alcuni limiti. Anzitutto, le prestazioni nel riconoscimento decadono notevolmente se l'occhiale non combacia perfettamente con la fisionomia del volto del soggetto. Infatti, hanno osservato che più l'elettrodo di rame si trovava vicino all'occhio, davanti alla palpebra superiore mobile, più le prestazioni miglioravano. Un altro limite è rappresentato dal fatto che alcune attività quotidiane, come il cammino o la corsa, generano vibrazioni degli occhiali, le quali possono essere scambiate per movimenti della palpebra e dare falsi positivi nel riconoscimento. Infine, è stato osservato che la scala del segnale analizzato risultava dipendente dal soggetto a causa della diversa forma dell'occhio e della diversa distanza elettrodo-palpebra. Nonostante questi limiti nel rilevamento del movimento della palpebra con sensing capacitivo, si è deciso di realizzare un sistema adattativo di chiamata infermieri che utilizza, come meccanismo di controllo, l'ammiccamento indagato tramite sensing capacitivo. Nello specifico, quando il sistema rileva la presenza di 3 chiusure dell'occhio entro una finestra di 6 secondi, manda un segnale a un servomotore che, tramite una leva fissata all'albero motore, preme sul pulsante di chiamata del telecomando tradizionale in dotazione all'USU.

3.1 Sensing capacitivo

Il cuore del meccanismo di controllo per l'attivazione della chiamata è il rilevamento del movimento della palpebra tramite il sensing capacitivo. Nel XXI secolo, il rilevamento capacitivo del corpo umano ha mostrato un notevole sviluppo grazie alla diffusione di nuovi approcci di rilevamento innovativi ad alta precisione, come i chip basati su circuiti risonanti o sulla variazione di carica di un circuito RC [24]. Il sensing capacitivo sfrutta la conduttività del corpo umano e integra il corpo, o una parte di esso, in un sistema elettrico per la percezione del movimento nel contesto del riconoscimento dell'attività o dell'interazione uomo-macchina. Vi sono due caratteristiche conduttive del corpo umano che possono essere utilizzate nel sensing capacitivo:

- Il corpo, in quanto trasportatore di cariche, genera un campo elettrico intorno a se e si può dedurre il movimento monitorando i cambiamenti del campo emesso dal corpo stesso;
- La presenza del corpo in un campo elettrico esistente provoca una deformazione della distribuzione del campo, la quale può essere riconosciuta tramite la presenza di alcuni pattern nei segnali.

Il primo approccio viene principalmente impiegato nel rilevamento capacitivo del movimento dell'intero corpo umano, mentre il secondo viene tipicamente utilizzato per indagare il movimento di una parte del corpo (mano, dito, testa, bocca, ecc...).

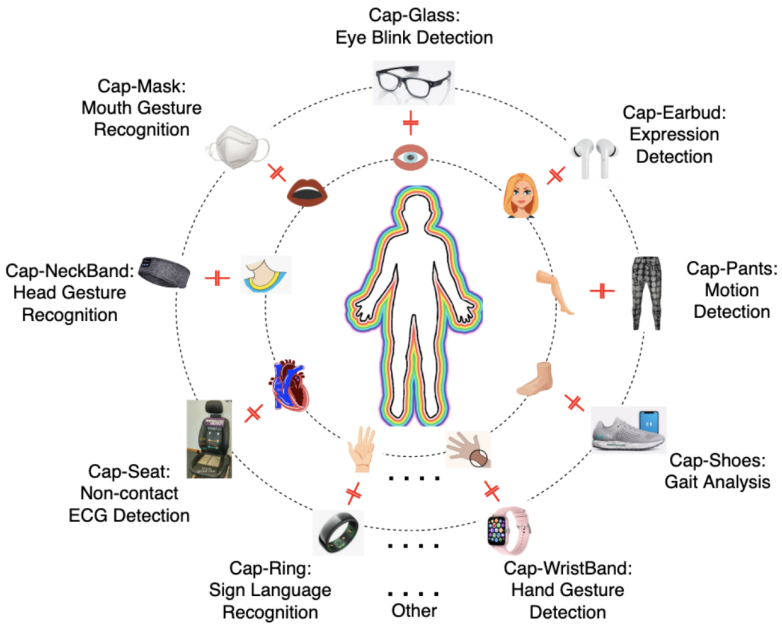


Figura 3.2: Esempi di alcune applicazioni del sensing capacitivo per il rilevamento del movimento di una parte del corpo [24].

In generale, il sensing capacitivo è una tecnica non invasiva ad alta sensibilità che permette di realizzare sistemi con i seguenti vantaggi: basso costo e carico computazionale, come risultato di un'implementazione hardware semplice ed efficace; basso consumo energetico, con un risparmio dieci volte superiore al riconoscimento del movimento con IMU (tecnologia indossabile più impiegata per registrare il movimento) [24]. A discapito di questi vantaggi vi è, tuttavia, lo svantaggio di essere una tecnica di prelievo sensibile al rumore e alle interferenze ambientali. Occorre quindi implementare tecniche di pre-processing dei segnali e alcune accortezze nell'hardware al fine di ridurre al minimo il rumore durante il prelievo.

Negli ultimi anni, questa metodologia di indagine si è dimostrata un'alternativa promettente nella realizzazione di dispositivi indossabili per il rilevamento di determinate attività umane e nell'interazione uomo-macchina [24]. In Figura 3.2 è possibile osservare alcuni esempi di dispositivi che implementano il sensing capacitivo per il riconoscimento del movimento di una parte del corpo. Possiamo notare come tale tecnica stia iniziando a essere impiegata in svariati campi quali, ad esempio, l'analisi del cammino, il riconoscimento di specifici movimenti e la registrazione del segnale ECG.

3.1.1 Il campo elettrico e la capacità

Il campo elettrico $\vec{E}$ è una quantità fisica generata da una distribuzione di carica che, in ogni punto dello spazio, ha direzione e verso della forza $\vec{F_0}$ esercitata su una carica di prova q_0 posta nello spazio a una distanza $\vec{r_0}$ dall'origine:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F_0}}{q_0} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_{i=1}^{n} \left(Q_i \frac{\vec{r_0} - \vec{r_i}}{|\vec{r_0} - \vec{r_i}|^3} \right) \tag{3.1}$$

con Q_i la carica i-esima della distribuzione di carica, $\vec{r_i}$ la sua posizione rispetto all'origine e $\epsilon_0 \simeq 8.854 \times 10^{-12} \frac{\mathrm{C}^2}{\mathrm{Nm}^2}$ la costante dielettrica del vuoto. Se la configurazione della distribuzione di carica si modifica, l'informazione sulla sua variazione si propaga nello spazio circostante attraverso la modifica del campo elettrico e viceversa. Ad un campo elettrico è possibile associare un potenziale elettrico V che esprime il lavoro per unità di carica del campo elettrico. Infatti, campo elettrico e potenziale elettrico sono strettamente connessi e collegati tra loro: in presenza di un potenziale elettrico si genera sempre un campo elettrico e in presenza di un campo elettrico è sempre presente un potenziale elettrico. Questo legame è descritto dalla seguente relazione:

$$\vec{E} = -\vec{\nabla} V \tag{3.2}$$

Consideriamo un conduttore, ossia un materiale all'interno del quale le cariche sono libere di muoversi. Il rapporto tra la carica totale Q del conduttore e il valore del potenziale sulla sua superficie V_0 prende il nome di capacità:

$$C = \frac{Q}{V_0} \tag{3.3}$$

Essa esprime la quantità di carica che può essere immagazzinata dal conduttore per un dato valore di potenziale sulla superficie. Un sistema composto da due conduttori carichi di carica opposta, detti piastre, prende il nome di condensatore. Definendo V_+ il potenziale del conduttore con carica positiva e V_- il potenziale di quello con carica negativa, è possibile calcolare la capacità del condensatore:

$$C = \frac{Q}{\Delta V} = \frac{Q}{V_+ - V_-} \tag{3.4}$$

Tale capacità misura la quantità di carica che può essere posta su ognuna delle piastre di un condensatore per una determinata differenza di potenziale ΔV. Poiché è presente una differenza di potenziale, per la Equazione 3.2 tra le due piastre del condensatore si genera sempre un campo elettrico.

In generale, quando in un ambiente due oggetti conduttivi presentano differenti potenziali elettrici, tra di essi si genera un campo elettrico secondo la Equazione 3.2. Poiché nello spazio tra i due oggetti è presente del materiale dielettrico,

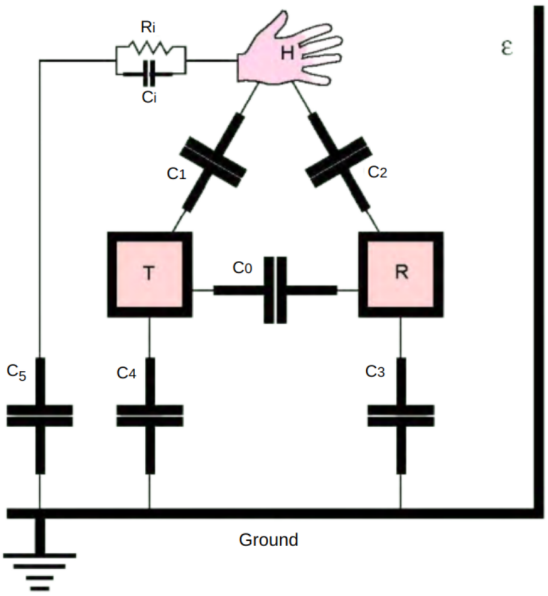


Figura 3.3: Modello elettrico per il sensing capacitivo di una parte del corpo [24]. H: parte del corpo che si vuole rilevare; T: trasmettitore del sensore; R: ricevitore del sensore; R_i, C_i: schema elettrico della parte del corpo; C_3, C_4, C_5: capacità parassite; C_0, C_1, C_2: accoppiamenti capacitivi di sensing.

ossia un materiale nel quale le cariche sono vincolate (aria, rivestimenti isolanti, ecc.), sulla superficie dei due conduttori si osserva una ridistribuzione delle cariche: un conduttore presenterà una carica netta superficiale negativa mentre l'altro una carica netta superficiale positiva. Tale separazione di carica costituisce un condensatore virtuale dando origine al fenomeno dell'accoppiamento capacitivo. Il corpo umano è un conduttore quindi può presentare degli accoppiamenti capacitivi con altri corpi o oggetti. Quando l'accoppiamento avviene con la rete di distribuzione elettrica, poiché tipicamente la sua presenza costituisce un disturbo nell'acquisizione dei segnali biologici, la capacità virtuale che si genera tra corpo e cavi della rete elettrica prende il nome di capacità parassita.

3.1.2 Rilevamento del movimento di una parte del corpo

L'accoppiamento capacitivo è il fenomeno alla base del sensing capacitivo. Infatti, se tra una parte del corpo e il sensore posto nelle sue vicinanze è presente una differenza di potenziale, o un campo elettrico generato dal sensore stesso, secondo quanto affermato precedentemente in sottosezione 3.1.1, tra di essi sarà sempre presente una capacità virtuale il cui valore dipende dall'accoppiamento capacitivo

che si instaura. Tale accoppiamento varia nel tempo in quanto risulta sensibile a variazioni elettriche indotte dal movimento del corpo e/o del sensore. Registrando le variazioni della capacità è possibile dedurre il movimento della parte del corpo che si sta indagando.

Il sensing capacitivo può essere eseguito in due modalità:

- Attiva: il sensore è alimentato e genera un campo elettrico che viene deformato dal movimento del corpo, che agisce come interferenza sul campo;
- Passiva: il sensore rileva e risponde al campo elettrico statico del corpo senza essere alimentato.

Indipendentemente dalla modalità attiva o passiva, il rilevamento capacitivo di una parte del corpo può essere schematizzato con lo schema elettrico visibile in Figura 3.3. Nel modello è possibile notare gli accoppiamenti capacitivi C_0, C_1, C_2, che costituiscono le capacità di sensing, e le capacità parassite C_3, C_4, C_5 degli accoppiamenti con la rete di distribuzione elettrica. Esistono tre modalità operative:

1. *Load Mode*: il trasmettitore genera e rileva il campo elettrico, senza la presenza del ricevitore, e vengono osservate le variazioni della capacità C_1;
2. *Transmit Mode*: il trasmettitore viene posto sul soggetto e si muove con esso verso il ricevitore che rileva le variazioni della capacità C_0;
3. *Shunt Mode*: il soggetto si muove nello spazio vicino al trasmettitore e al ricevitore, la capacità C_0 rimane costante e variano tutte le altre capacità.

In accordo con lo studio di riferimento, per il rilevamento dell'ammiccamento si è deciso di attuare un sensing capacitivo di tipo attivo in *Load Mode*.

La capacità non è misurabile direttamente ma occorre attuare delle misure indirette tramite il rilevamento di una grandezza fisica che risponde a una variazione della capacità stessa. I parametri acquisiti sono quindi delle grandezze fisiche legate alle caratteristiche elettriche dei condensatori: frequenza di risonanza, flusso di corrente e tempo di carica e scarica. Anche se il valore della capacità può essere ricavato indirettamente da una delle tre grandezze fisiche misurate, tipicamente il sensing capacitivo di una parte del corpo viene impiegato per il rilevamento del movimento e non vi è interesse nel ricavare il valore della capacità dell'accoppiamento capacitivo. Di conseguenza, generalmente, vengono analizzati direttamente i segnali della grandezza fisica scelta come sorgente di sensing.

Frequenza di risonanza. Quando un elettrodo viene alimentato da un circuito risonante, genera un campo elettrico alternato sensibile ai movimenti nell'intorno dell'elettrodo. Se un corpo viene posto davanti a tale elettrodo, a causa della

presenza del campo elettrico, si genera una differenza di potenziale tra il corpo e l'elettrodo, con la formazione di un accoppiamento capacitivo. La capacità di sensing che si instaura può essere schematizzata come un condensatore in serie al circuito risonante, che contribuisce al valore della frequenza di risonanza del circuito equivalente. Di conseguenza, qualsiasi movimento del corpo davanti all'elettrodo produce una variazione della frequenza di risonanza a causa dei cambiamenti nella distribuzione del campo elettrico. La frequenza di risonanza può essere acquisita tramite un contatore di frequenza integrato in un modulo analogico-digitale. Rispetto alle altre sorgenti di sensing, la frequenza di risonanza è la grandezza che risente meno del rumore ambientale, dimostrandosi l'approccio più robusto.

Flusso di corrente. Tipicamente, quando l'elettrodo viene posizionato a contatto con una parte del corpo, vi è una differenza di potenziale tra di essi. Tale differenza di potenziale genera un campo elettrico e, come conseguenza, un accoppiamento capacitivo. Un qualsiasi movimento della parte del corpo induce una variazione del bio-potenziale sotto l'elettrodo che, in risposta, genera una ridistribuzione delle cariche con conseguente passaggio di corrente. Il passaggio di corrente altera il potenziale dell'elettrodo, che può essere rilevato con un convertitore analogico-digitale. L'utilizzo di questo approccio permette di realizzare un sensing passivo, ma necessita del contatto con il corpo per indagare il movimento. Tuttavia, si distingue dagli altri approcci per l'elevata sensibilità che permette l'osservazione di piccole variazioni generate dai movimenti più fini.

Costante di tempo. Come nel caso precedente, l'elettrodo presenta una differenza di potenziale rispetto all'oggetto che si vuole rilevare e, di conseguenza, è presente un accoppiamento capacitivo. Si può pensare di integrare il condensatore virtuale in un circuito RC in modo che esso contribuisca al valore della costante di tempo $\tau = RC_{eq}$, con C_{eq} la capacità equivalente totale del circuito. Quando il corpo compie un movimento, il valore della C_{eq} subisce delle variazioni alterando la τ del circuito, che può essere calcolata acquisendo la tensione con un convertitore analogico-digitale. Tale approccio si distingue per la facile implementazione, ma necessita di un'attivazione manuale della carica e scarica del circuito RC.

In accordo con lo studio di riferimento, si è scelto di utilizzare la frequenza di risonanza come sorgente di sensing. Infatti, un'esigenza del prodotto è l'affidabilità ed è necessario che il sistema risulti robusto alle interferenze dell'ambiente circostante. Inoltre, il sistema implementa un sensing capacitivo senza contatto che è tipicamente realizzato tramite l'analisi della frequenza di risonanza [24].

L'impiego del sensing capacitivo per il rilevamento del movimento corporeo presenta alcuni limiti intrinseci. Indipendentemente da quale sorgente di sensing

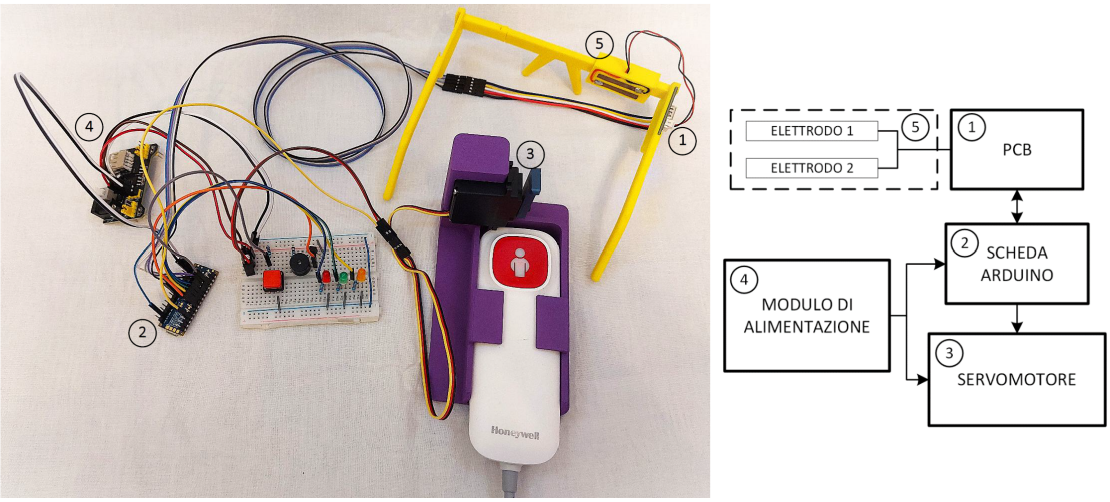
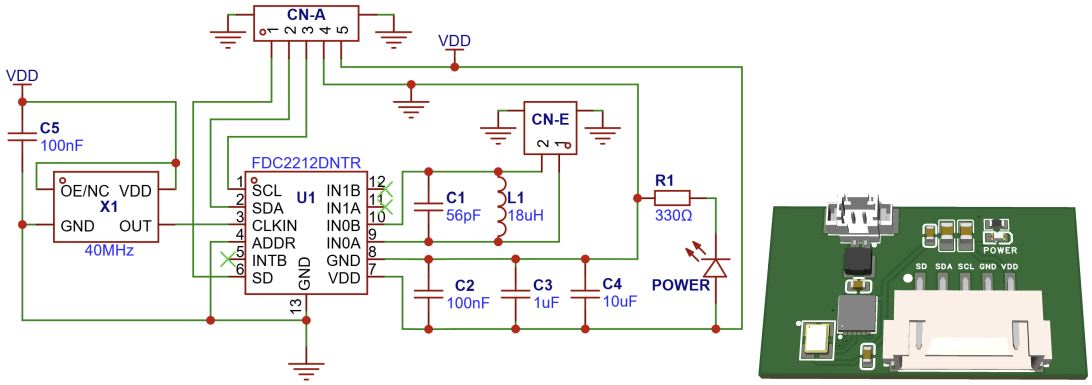


Figura 3.4: Prototipo del sistema adattativo di chiamata infermieri realizzato durante la tesi. 1) Modulo di sensing: PCB contente il chip FDC2212 per attuare il sensing capacitivo; 2) Unità di controllo: scheda Arduino Nano 33 BLE che gestisce la logica del sistema e gli output di segnalazione; 3) Sostegno: servomotore HS-322HD per eseguire la pressione sul pulsante; 4) Alimentazione: Modulo in grado di ricevere in ingresso al massimo 10 V e resituire l'alimentazione a ± 3.3 V e ± 5 V; 5) Occhiale: dispositivo indossabile che incorpora i due nastri di rame.

viene scelta, generalmente i sensori utilizzati nel rilevamento capacitivo presentano un *drift* del segnale, ossia una variazione lenta e indesiderata del valor medio del segnale nel tempo. Esso si presenta principalmente a causa di cambiamenti di temperatura e umidità della pelle [24] e genera errori nella stima del movimento. Per cercare di risolvere questo problema, nello studio di riferimento l'analisi viene svolta sul segnale generato dalla differenza, campione per campione, delle frequenze di risonanza. In questo modo il *drift* diventa un rumore di fondo a bassa ampiezza che, tramite un valore opportuno della soglia, può non essere rilevato. Un secondo limite della tecnica è l'elevata sensibilità del campo elettrico dell'accoppiamento capacitivo. Infatti, esso è facilmente soggetto a distorsioni, soprattutto per la presenza di altri movimenti nelle vicinanze del sensore che potrebbero essere falsamente identificati come il movimento target. Infine, vi è il problema della generalizzazione tra i soggetti, sorto anche nella ricerca di riferimento, a causa della diversa fisionomia anatomica legata alla diversità antropometrica del corpo umano.



(a) Schema elettrico (b) Modello 3D

Figura 3.5: PCB per il sensing capacitivo. CN-A: connettore per collegamento con i pin di Arduino, CN-E: connettore per collegamento con gli elettrodi, X1: oscillatore, U1: chip FDC2212

3.2 Sviluppo Hardware

In Figura 3.4 è possibile osservare il sistema adattivo di chiamata infermieri realizzato durante questa tesi. La progettazione del sistema ha previsto la realizzazione di un occhiale sensorizzato per il rilevamento dell'ammiccamento. In accordo con lo studio di riferimento, il sensing capacitivo è stato realizzato con l'utilizzo della famiglia logica FDC2x1x, mentre l'unità di controllo è composta dalla scheda Arduino Nano 33 BLE che incorpora il microcontrollore nRF52840. Siccome vi è l'esigenza dell'adattabilità tra i diversi sistemi di chiamata infermieri, si è scelto di realizzare un supporto per il telecomando standard in dotazione all'USU, nel quale viene inserito un servomotore per eseguire la pressione sul pulsante al posto del paziente.

3.2.1 Modulo per il sensing capacitivo

Il modulo di sensing è costituito dal chip FDC2212, dal circuito risonante LC, da due nastri di rame che fungono da elettrodi, da un oscillatore a 40 MHz e dall'elettronica di contorno. Al fine di migliorare la qualità del segnale, si è deciso di integrare l'intero modulo per il sensing all'interno di un circuito stampato (PCB, *Printed Circuit Board*) il cui schema elettrico è visibile in Figura 3.5. La PCB è alimentata dall'uscita del pin 3V3 di Arduino, che viene collegato all'ingresso VDD del connettore CN-A.

Il chip FDC2212 (FDC) è un convertitore capacità-digitale ad alta risoluzione, impiegato tipicamente in sensori di prossimità e sensori per il rilevamento del livello

dei liquidi in serbatoi. Esso implementa un sensing capacitivo attivo in *Load Mode* che utilizza, come sorgente, la frequenza di risonanza di un circuito risonante LC. Difatti, l'FDC incorpora un contatore di frequenza con il quale legge e digitalizza la frequenza di risonanza per poi fornirla in uscita. La frequenza di eccitazione del sensore va da un minimo di 10 kHz a un massimo di 10 MHz e la risoluzione è pari a 28 bit. Da questi dati è possibile calcolare la frequenza di quantizzazione per una dinamica del segnale pari al range delle frequenze di eccitazione:

$$f_q = \frac{f_{max} - f_{min}}{2^{N_{bit}}} = \frac{(10 - 0.01)\,\mathrm{MHz}}{2^{28}} \approx 37.2\,\mathrm{mHz} \tag{3.5}$$

Questo significa che la minima variazione della frequenza di risonanza osservabile è pari a circa 37 mHz. In accordo con quanto indicato dai costruttori nel datasheet, come segnale di clock viene utilizzata l'uscita di un oscillatore a 40 MHz. Infatti, per applicazioni in cui è richiesta una elevata precisione, è raccomandato l'utilizzo di un clock esterno per offrire maggiore stabilità e accuratezza della misura.

Al canale 0 dell'FDC, i cui ingressi sono i pin INA0 e INB0, viene collegato il circuito risonante costituito dal parallelo tra il condensatore C_1 e l'induttore L_1. In un circuito elettrico, la corrente e la tensione per queste due componenti seguono le seguenti relazioni:

$$\begin{cases} v_C(t) = \frac{q(t)}{C} \\ i_C(t) = \frac{dq(t)}{dt} = C\frac{dV_C(t)}{dt} \end{cases} \qquad \begin{cases} v_L(t) = L\frac{di_L(t)}{dt} \\ i_L(t) = \frac{1}{L}\int v_L(t)dt \end{cases} \tag{3.6}$$

Per la legge delle maglie di Kirchhoff si ha che la somma delle tensioni lungo un percorso chiuso è uguale a zero:

$$v_C(t) + v_L(t) = \frac{q(t)}{C} + L\frac{di(t)}{dt} = 0 \tag{3.7}$$

Applicando la definizione di corrente elettrica, si ottiene la seguente equazione differenziale di secondo grado:

$$L\frac{d^2q(t)}{dt^2} + \frac{q(t)}{C} = 0 \tag{3.8}$$

In generale, per un'equazione differenziale lineare del tipo $a\frac{d^2x}{dt^2} + bx = 0$ la soluzione è rappresentata dalla relazione:

$$x(t) = c_1\cos(\omega_n t) + c_2\sin(\omega_n t) \qquad \text{con } \omega_n = \sqrt{\frac{b}{a}} \tag{3.9}$$

dove c_1 e c_2 sono delle costanti determinabili tramite le condizioni iniziali. Consideriamo come istante iniziale il circuito scollegato dall'alimentazione con una

carica iniziale q_0 sulle piastre del condensatore. Sfruttando la Equazione 3.9, con le condizioni iniziali pari a $q(0) = q_0$ e $i(0) = 0\,\text{A}$, dalla Equazione 3.8 è possibile ricavare l'andamento nel tempo della corrente:

$$i(t) = \frac{dq(t)}{dt} = \frac{d}{dt}[q_0 \cos(\omega t)] = -q_0 \omega \sin(\omega t) \qquad \text{con } \omega = \sqrt{\frac{1}{LC}} \tag{3.10}$$

Possiamo quindi affermare che la corrente, e di conseguenza anche la tensione, oscilla nel tempo con un andamento sinusoidale a una frequenza f che dipende dai valori di L e C. A livello energetico, l'energia potenziale totale del circuito per un istante generico t è pari alla somma dell'energia immagazzinata dal condensatore U_C e dell'energia spesa dalla corrente nell'induttore U_L:

$$U = U_C + U_L = \frac{1}{2}\frac{q(t)^2}{C} + \frac{1}{2}Li(t)^2 \tag{3.11}$$

Sostituendo la Equazione 3.10 in Equazione 3.11 si ricava che:

$$U = \frac{q_0^2}{2C}\cos^2(\omega t) + \frac{Lq_0^2\omega^2}{2}\sin^2(\omega t) = \frac{q_0^2}{2C}\ \forall t \tag{3.12}$$

Possiamo notare che il circuito LC è conservativo in quanto l'energia totale è costante nel tempo. Di conseguenza, quando tale circuito è alimentato, l'energia oscilla tra il condensatore e l'induttore: questa proprietà gli conferisce il nome di circuito oscillatorio o, più comunemente, circuito risonante. La frequenza di oscillazione che governa il circuito risonante prende il nome di frequenza di risonanza ed è pari a:

$$f_{risonanza} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{3.13}$$

Dallo schema elettrico della PCB, Figura 3.5, possiamo ricavare il valore dell'induttanza $L = 18\,\mu\text{H}$ e della capacità totale $C = 60\,\text{pF}$, pari al parallelo tra la capacità $C_1 = 56\,\text{pF}$ e la capacità parassita tra i due ingressi $C_p = 4\,\text{pF}$ (valore dichiarato nel datasheet dell'FDC). Utilizzando la Equazione 3.13 si ottiene la frequenza di risonanza massima del sensore pari a:

$$f_{SENSOR}^{max} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} = 4.843\,\text{MHz} \approx 5\,\text{MHz} \tag{3.14}$$

Infatti, l'aggiunta degli elettrodi di rame genera degli accoppiamenti capacitivi le cui capacità si sommano a quelle del circuito LC, aumentando il valore della capacità totale. Siccome la frequenza di risonanza è inversamente proporzionale alla capacità, il valore calcolato in Equazione 3.14 costituisce il massimo della frequenza di risonanza che il sensore può raggiungere.

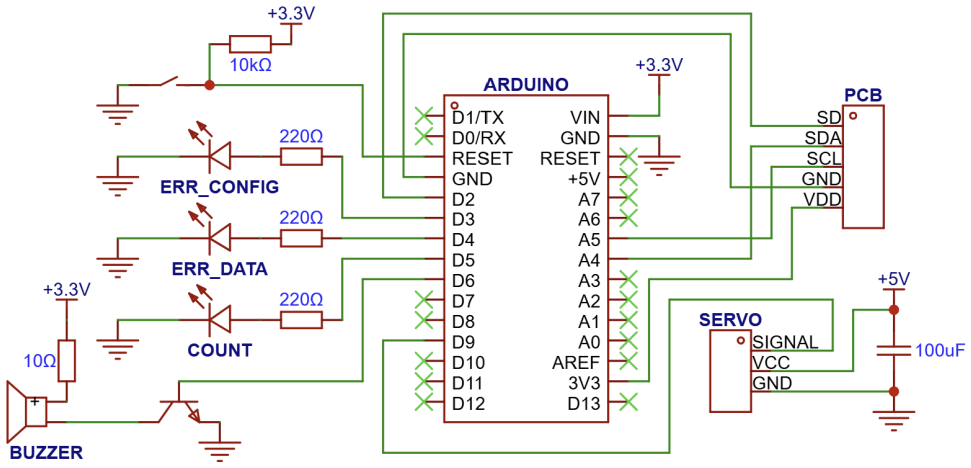


Figura 3.6: Schema elettrico dell'unità di controllo. PCB: ingressi del connettore CN-A della PCB, SERVO: ingressi del servomotore, ERR_CONFIG: led rosso, ERR_DATA: led verde, COUNT: led arancione.

Al circuito LC del sensore vengono collegati due elettrodi di rame in configurazione differenziale: il primo elettrodo viene collegato al nodo IN0A e il secondo al nodo IN0B. La scelta della configurazione differenziale rispecchia quanto dichiarato dai costruttori nel datasheet: per applicazioni in cui è richiesta un'elevata sensibilità a distanza ravvicinata, la configurazione differenziale ha prestazioni migliori rispetto alla configurazione single-ended. Entrambi gli elettrodi sono realizzati con un nastro di rame lungo 3 cm e largo 5 mm. Essi sono stati incollati in orizzontale, a una distanza di 2 mm tra di loro, su un supporto che viene agganciato all'occhiale e posizionato davanti all'occhio. I due elettrodi vengono alimentati dal circuito LC e, in risposta, generano un campo elettrico debole variabile. In questo modo si instaura un accoppiamento capacitivo di sensing tra i singoli elettrodi e la palpebra. Le capacità virtuali contribuiranno nel tempo al valore della frequenza di risonanza del sensore che costituisce il segnale in uscita analizzato: una chiusura dell'occhio corrisponde a uno shift negativo nel segnale, mentre un'apertura a uno shift positivo [1, 2].

3.2.2 Unità di controllo

L'unità di controllo è costituita dalla scheda Arduino Nano 33 BLE, da un buzzer, da tre led di segnalazione, da un pulsante di reset e dall'elettronica di contorno. Lo schema elettrico è visibile in Figura 3.6, dove l'alimentazione a +3.3V e a +5V viene fornita da un modulo di alimentazione per breadboard. Grazie all'utilizzo di tale modulo, il sistema può essere direttamente collegato alla rete di distribuzione

elettrica tramite, ad esempio, il caricatore di un cellulare. In questo modo si elimina la dipendenza del dispositivo da una batteria, come invece avviene nello studio di riferimento. Il cuore dell'unità di controllo è la scheda Arduino Nano 33 BLE che riceve in ingresso i dati dall'FDC, li elabora e, se necessario, attiva uno o più elementi di segnalazione.

La comunicazione tra l'FDC e la scheda avviene tramite il protocollo I^2C (*Inter Integrated Circuit*) sulle due linee seriali di comunicazione: SDA (*Serial DAta*) per i dati e SCL (*Serial CLock*) per il clock. Poiché la comunicazione sulla linea seriale viene svolta in digitale, occorre verificare la compatibilità logica delle due porte i cui livelli logici sono definiti dai seguenti parametri:

- V_{OH}: minima tensione garantita in uscita a livello logico alto;
- V_{OL}: massima tensione garantita in uscita a livello logico basso;
- V_{IH}: minima tensione che deve essere garantita in ingresso affinché la porta la interpreti come livello logico alto;
- V_{IL}: massima tensione che deve essere garantita in ingresso affinché la porta la interpreti come livello logico basso.

Siccome la scheda Arduino è il master mentre l'FDC è lo slave, occorre verificare la compatibilità tra le tensioni di uscita del microcontrollore nRF52840 integrato nella scheda (porta pilotante) e le tensioni di ingresso del chip FDC2212 (porta pilotata). Entrambe le porte sono alimentate da una $V_{al} = +3.3\,\mathrm{V}$ e condividono lo stesso riferimento. Dai rispettivi datasheet si ricavano i seguenti valori delle tensioni:

$$\text{nRF}: \begin{cases} V_{OH} = V_{al} - 0.4\,\mathrm{V} = 2.9\,\mathrm{V} \\ V_{OL} = 0.4\,\mathrm{V} \end{cases} \qquad \text{FDC}: \begin{cases} V_{IH} = 0.7V_{al} = 2.31\,\mathrm{V} \\ V_{IL} = 0.3V_{al} = 0.99\,\mathrm{V} \end{cases} \tag{3.15}$$

La compatibilità logica è rispettata in quanto: $V_{OH}^{nRF} > V_{IH}^{FDC}$, $V_{OL}^{nRF} < V_{IL}^{FDC}$ e sono presenti margini di rumore accettabili.

La scheda Arduino gestisce l'accensione delle varie componenti di segnalazione quali led e buzzer. Se, ad esempio, viene riportato dall'FDC un errore durante la configurazione dei registri, la scheda procede all'accensione del led "ERR_CONFIG". Invece, il led "COUNT" viene acceso in maniera graduale per visualizzare in tempo reale lo stato del contatore degli ammiccamenti. Infine, se vengono contati 3 ammiccamenti, Arduino attiva il buzzer per segnalare l'attivazione della chiamata e invia il segnale al servomotore.

3.2.3 Modello occhiale

Il sistema adattativo di chiamata infermieri realizzato si compone di un occhiale sensorizzato, il cui modello completo è visibile in Figura 3.7, che costituisce il

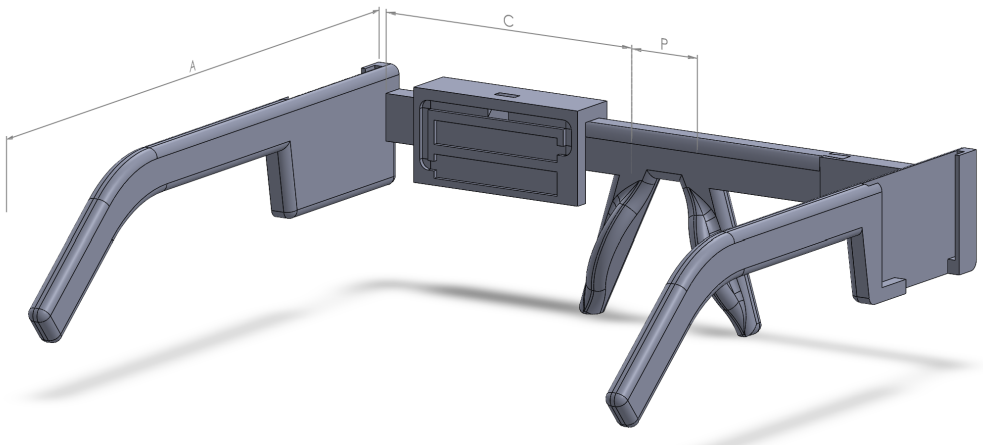


Figura 3.7: Modello 3D dell'occhiale e del sensore assemblato. Nota: per i dettagli fare riferimento a Appendice B.

dispositivo indossabile del sistema. Il dispositivo presenta 4 componenti: il fronte, le due aste e il sensore.

Come affermato in sezione 2.1, i pazienti tetraplegici possono trovarsi sdraiati sul fianco e l'asta dell'occhiale può rappresentare un rischio per la formazione delle piaghe da decubito. Poiché un'esigenza è quella di prevenire la formazione di piaghe da decubito, si è realizzato l'occhiale in modo tale che le aste risultino rimovibili. Così facendo, è possibile togliere l'asta dal lato della testa in appoggio sul cuscino e rimuovere la possibilità di formazione di piaghe da decubito a causa della pressione dell'asta. Una conseguenza di questa scelta, unita alla presenza di eventuali compromissioni per la condizione di tetraplegia, è la necessità di spostare il sensore con i due elettrodi davanti all'occhio destro o a quello sinistro. Ciò è stato ovviato realizzando il sensore come elemento separato che viene agganciato all'occhiale dal lato corretto. Al fine di ridurre al minimo la lunghezza dei cavi che collegano i due elettrodi di rame con il circuito LC, in entrambe le aste sono state realizzate delle tasche in cui infilare la PCB.

Un'esigenza dell'utenza di gestione è l'adattabilità tra i pazienti, che può essere soddisfatta dalla prestazione di personalizzazione del dispositivo indossabile. Tale caratteristica rappresenta anche la prestazione di alcune esigenze dell'utenza d'uso (Tabella 2.1). Di conseguenza, il dispositivo è stato realizzato tramite un modello parametrico i cui parametri sono le tre dimensioni caratteristiche di un occhiale:

- Calibro (C): larghezza delle lenti che varia in base alla larghezza del viso;
- Ponte (P): distanza tra le lenti che varia in base alle caratteristiche del naso;
- Lunghezza asta (A): lunghezza dell'asta rettilinea.

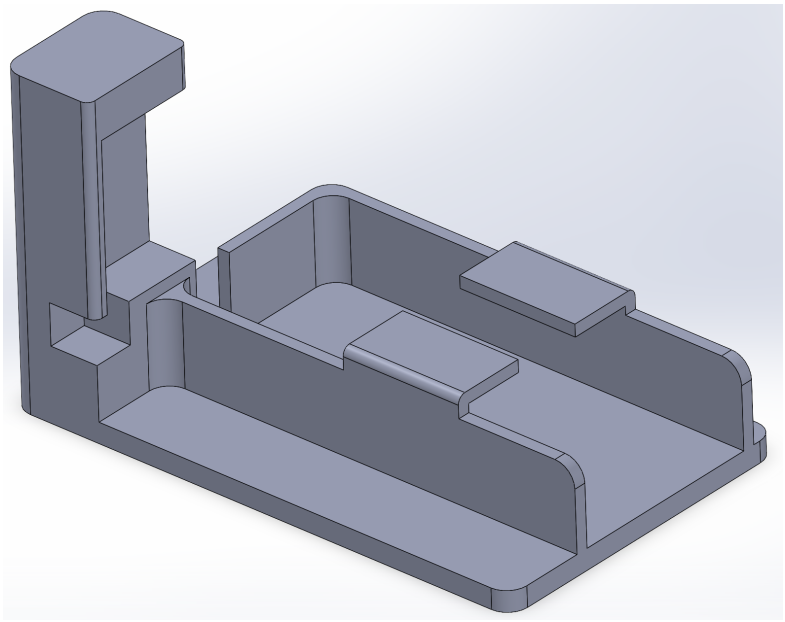


Figura 3.8: Modello 3D del supporto per il dispositivo di attivazione standard (telecomando con pulsante) in dotazione all'USU. Nota: per i dettagli fare riferimento a Appendice B.

Esistono varie tecniche per ricavare i valori dei tre parametri. Ad esempio, la distanza tra le tempie può approssimare la larghezza totale ideale della montatura, pari alla somma tra C, P e uno scarto di 2-4 mm per lato. Una volta ricavati C,P e A tramite misurazioni sul soggetto, si possono inserire i rispettivi valori nel modello e procedere alla stampa dell'occhiale personalizzato.

3.2.4 Meccanismo di attivazione del pulsante

Per rispondere all'esigenza dell'adattabilità tra i sistemi di chiamata infermieri si è deciso di realizzare un supporto, visibile in Figura 3.8, per il dispositivo di attivazione tradizionale in dotazione. In questo modo, cambiando la morfologia del modello, è possibile scalare il sistema adattivo per le diverse tipologie dei sistemi tradizionali presenti nelle strutture sanitarie. Contemporaneamente, l'utilizzo del dispositivo in dotazione permette l'impiego dei feedback già integrati nel sistema al fine di fornire informazioni al paziente sulla corretta attivazione della chiamata.

Ad eseguire la pressione sul pulsante al posto del paziente è una leva a forma di martello azionata da un servomotore HS-322HD. Il servomotore è un motore progettato per i movimenti rotatori grazie a un controllo preciso della posizione dell'albero di uscita. La posizione dell'albero viene specificata da un impulso a larghezza variabile, segnale PWM (*Pulse Width Modulation*), inviato dalla scheda

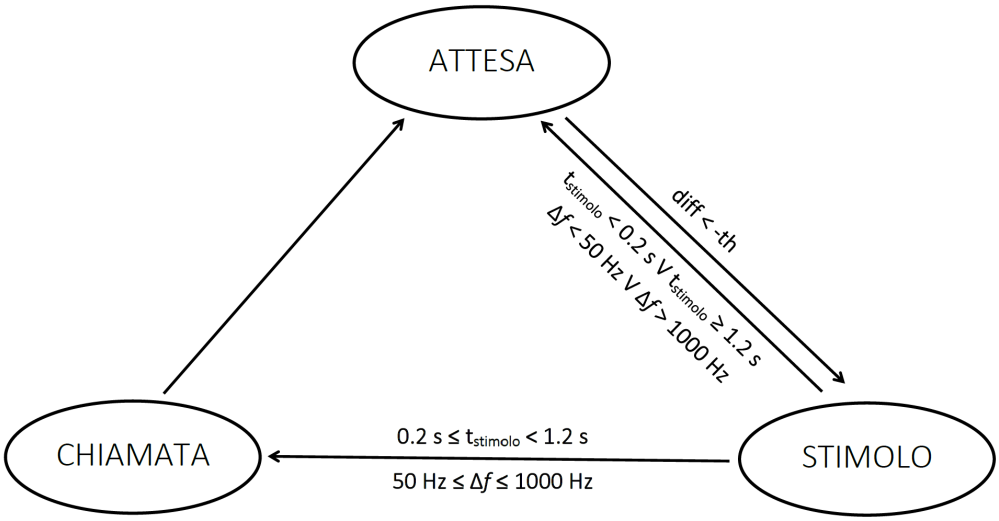


Figura 3.9: Diagramma della macchina a stati che costituisce il software del sistema adattivo di chiamata infermieri sviluppato.

Arduino. Una volta ricevuto il segnale, il circuito interno del servomotore alimenta il motore per spostare l'albero verso la posizione desiderata ed imprimere il movimento rotatorio alla leva. Data la morfologia del sistema in dotazione, come posizione neutra della leva si è scelta quella verticale e viene imposto un movimento di 100° in senso antiorario, rispetto alla posizione neutra, al fine di eseguire la pressione sul pulsante.

3.3 Sviluppo Software

La scheda Arduino è stata programmata tramite Arduino IDE e il codice è visibile in Appendice C. In accordo con lo studio di riferimento, al fine di ridurre i problemi legati al *drift* del segnale in uscita dell'FDC, la logica di riconoscimento viene svolta sul segnale dato dalla differenza tra due campioni consecutivi del sensore (f_{DIFF}) campionati a 60 Hz. Data la funzione del sistema, si è deciso di realizzare una macchina a stati il cui diagramma è visibile in Figura 3.9. Si distinguono tre stati:

1. "ATTESA": il sistema aspetta di ricevere una f_{DIFF} sotto soglia, che potrebbe segnare l'inizio di un ammiccamento;
2. "STIMOLO": il sistema verifica che sia effettivamente presente un ammiccamento;
3. "CHIAMATA": il sistema incrementa il contatore degli ammiccamenti e attiva la chiamata solo se vengono contati tre ammiccamenti consecutivi.

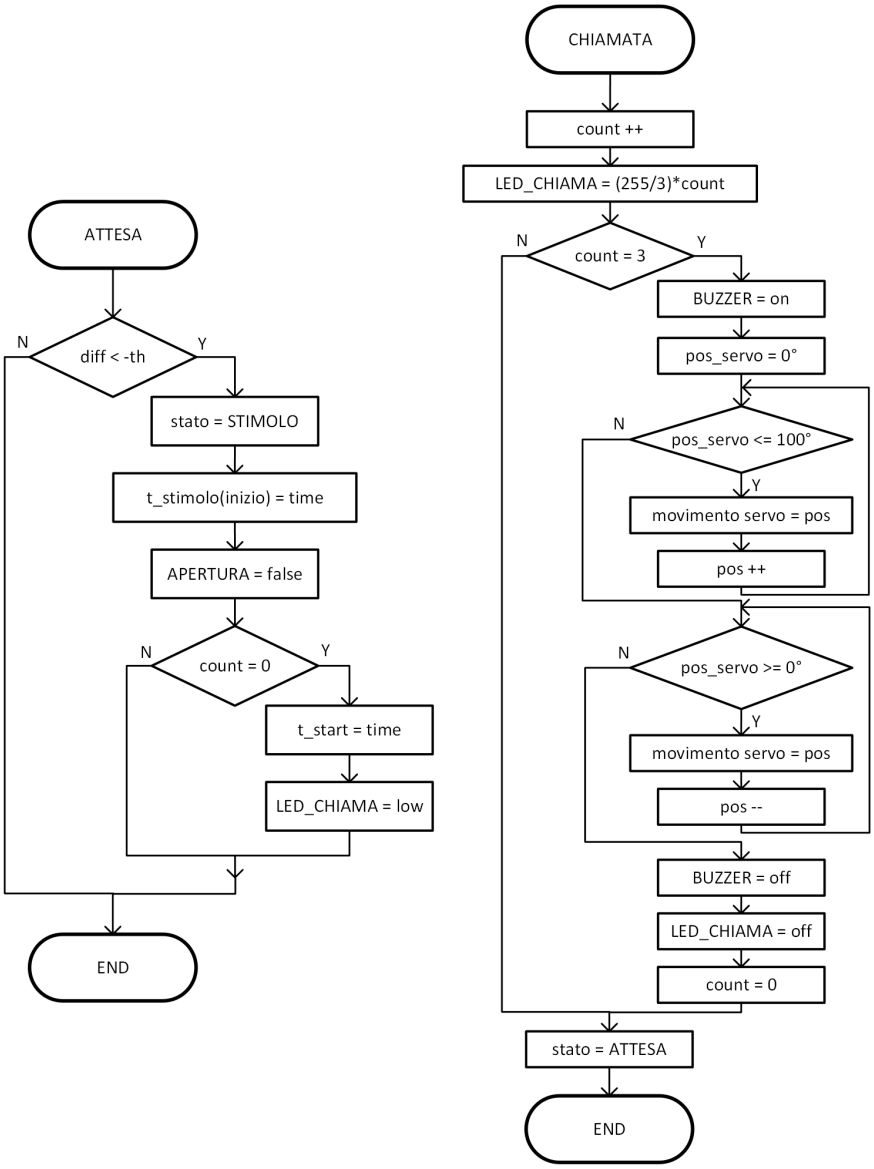


Figura 3.10: Flowchart dello stato "ATTESA", nel quale viene rilevato il primo campione di inizio stimolo, e dello stato "CHIAMATA" nel quale viene gestita l'attivazione della chiamata.

La presenza dell'ammiccamento viene verificata solo nel momento in cui il segnale f_{DIFF} rispetta una determinata morfologia e durata, con una variazione della frequenza del sensore (f_{SENSOR}) che rientra in un range specifico.

I flowchart del codice all'interno dei vari stati sono presenti in Figura 3.10 e Figura 3.11.

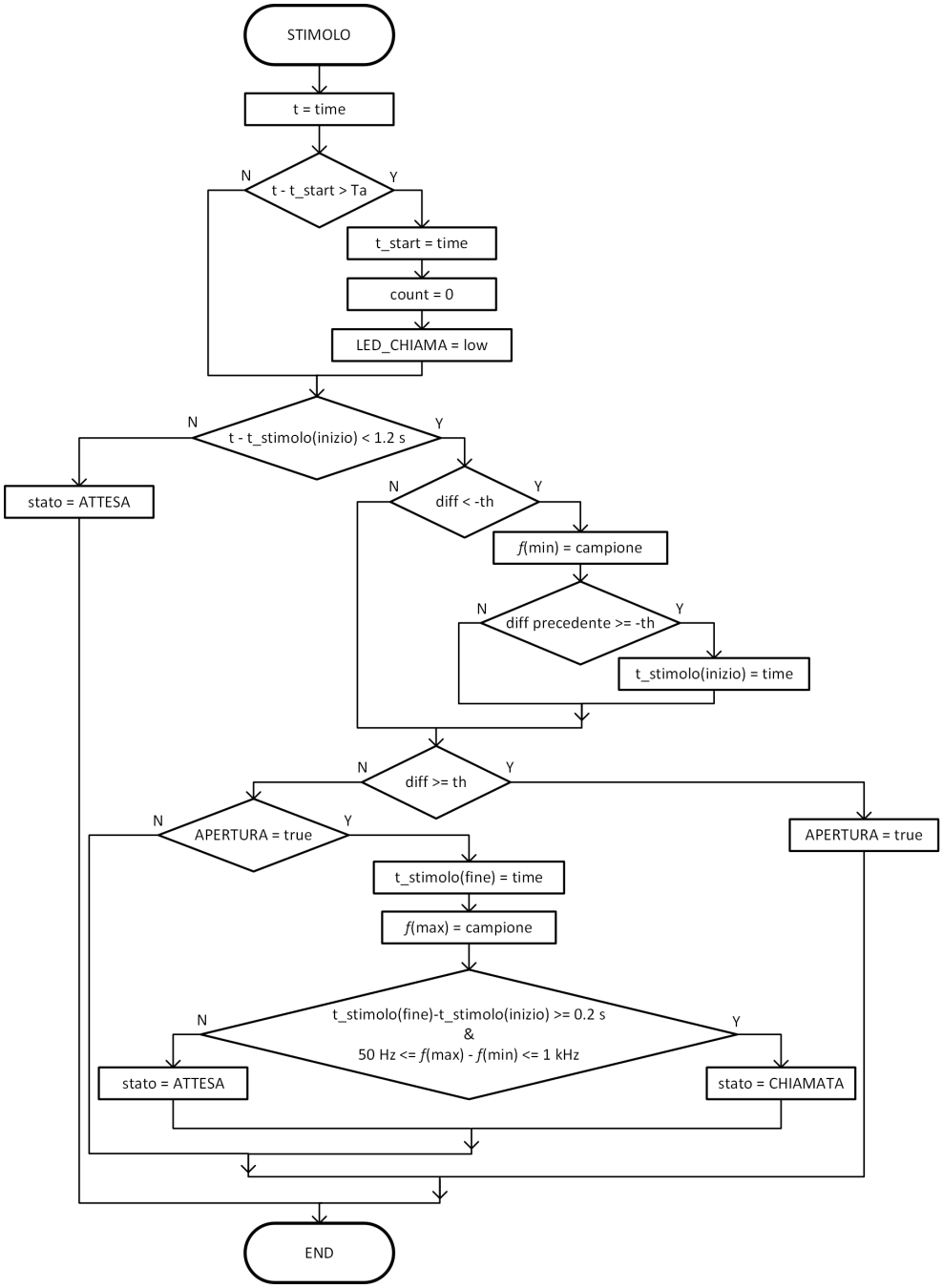


Figura 3.11: Flowchart dello stato "STIMOLO" nel quale viene svolto il riconoscimento dell'ammiccamento.

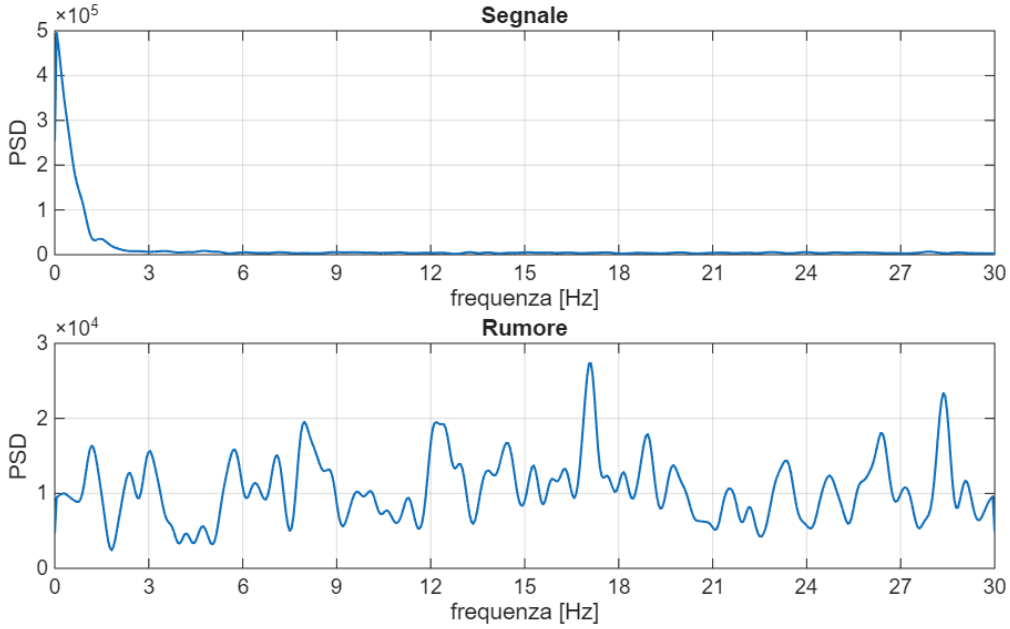


Figura 3.12: PSD del segnale in uscita dal sensore.

3.3.1 Design del filtro FIR

Per migliorare la qualità del segnale analizzato, i dati dell'FDC vengono filtrati in tempo reale da un filtro digitale di tipo FIR (*Finite Impulse Response*). Il filtro FIR è un sistema lineare tempo invariante la cui funzione di trasferimento, in termini di trasformata zeta, è del tipo:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + ... + b(n+1)z^{-n} + ... + b(n_b+1)z^{-n_b}}{1} \tag{3.16}$$

dove n_b è l'ordine del filtro. Esso riceve in ingresso una sequenza numerica $x[n]$ e da in uscita una sequenza numerica $y[n]$ filtrata che può essere ricavata dalla Equazione 3.16 attuando l'antitrasformata:

$$y[n] = b(1)x[n] + b(2)x[n-1] + ... + b(n_b+1)x[n-n_b] \tag{3.17}$$

Il filtro FIR è dunque un filtro non ricorsivo, in quanto l'uscita dipende solo dai valori dell'ingresso, a media mobile. A differenza della seconda tipologia di filtro digitale, filtro IIR (*Infinite Impulse Response*), la stabilità è sempre garantita e non introduce una distorsione di fase nella morfologia del segnale filtrato. Date le sue caratteristiche, il filtro FIR si presta per applicazioni in tempo reale ed è quindi stato scelto per il filtraggio dei dati dell'FDC.

Per scegliere la frequenza di taglio del filtro, si è osservata la densità spettrale di potenza, PSD (*Power Spectral Density*), del segnale grezzo. Dalla Figura 3.12 è

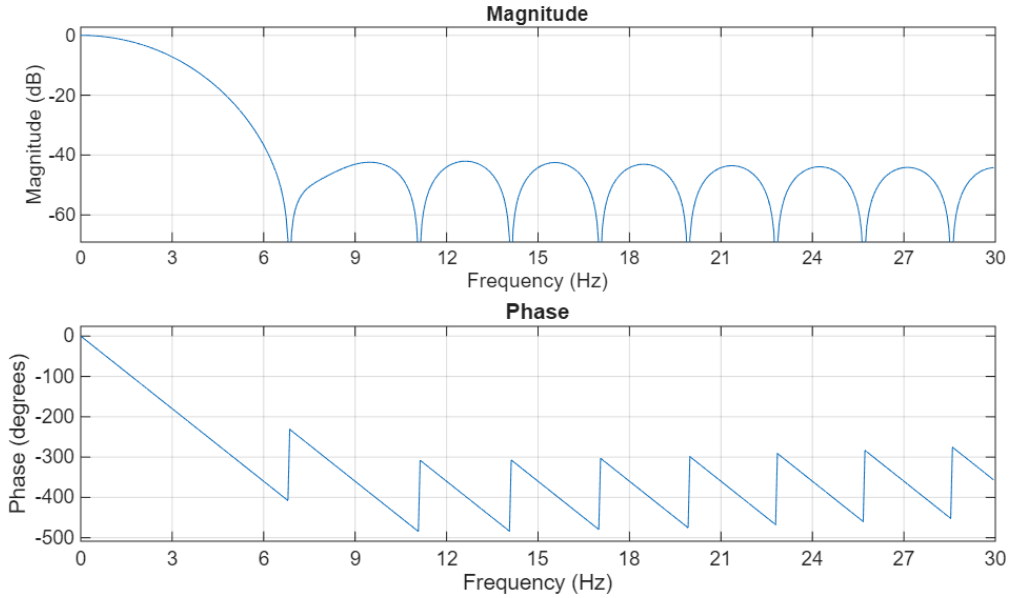


Figura 3.13: Modulo e fase del filtro FIR impiegato per il filtraggio dei dati in uscita dal sensore.

possibile notare che il contenuto in frequenza del segnale contenente gli ammiccamenti è inferiore a 3 Hz. Di conseguenza, si è deciso di realizzare un filtro FIR di ordine 20 con frequenza di taglio a 3 Hz, il cui modulo e fase sono visibili in Figura 3.13. Ad ogni campione grezzo $f_{RAW}[k]$ della frequenza del sensore corrisponde un campione filtrato $f_{SENSOR}[k]$ calcolabile tramite la Equazione 3.17:

$$f_{SENSOR}[k] = b(1)f_{RAW}[k] + c_m(k) \quad \text{con } c_m(k) = \sum_{m=1}^{n_b} b(m+1)f_{RAW}[k-m] \quad (3.18)$$

dove $c_m(k)$ prende il nome di pesi del filtro. Per poter lavorare correttamente, un filtro digitale deve formare tutti i suoi pesi, il cui numero è pari all'ordine del filtro. Per questo motivo, nella parte di *setup* del codice vi è l'inizializzazione del filtro FIR per il riempimento dei pesi che lo caratterizzano.

3.3.2 Configurazione del sensore

La configurazione dell'FDC è stata eseguita secondo le indicazioni riportate dai costruttori nel datasheet. Per garantire le corrette prestazioni del chip, si è ricavato sperimentalmente il valore della corrente I_{ch} per il canale 0 (ch0), individuando la minima e la massima corrente programmabile non restituenti un errore di ampiezza sul sensore. Infatti, viene indicato che l'ampiezza di picco V_{pk} della tensione del sensore deve essere compresa tra 1.2 V e 1.8 V. Una volta individuato il range di

correnti possibili, è stato scelto il valore medio programmabile tra quelli disponibili:

$$I_{ch} = 0.126\,\text{mA} \quad \rightarrow \quad V_{pk} \approx 1.6\,\text{V} \tag{3.19}$$

Il primo registro configurato è il registro di gestione della frequenza di riferimento f_{REF} per ch0. Difatti, l'FDC restituisce in uscita un valore digitale pari al rapporto tra la frequenza di risonanza del sensore f_{SENSOR} e la f_{REF} del canale al quale è collegato il circuito LC. Per un corretto funzionamento viene indicato che, in modalità singolo canale, la f_{REF} deve rispettare i seguenti limiti:

$$\frac{4f_{SENSOR}^{max}}{m} < f_{REF} \leq 35\,\text{MHz} \tag{3.20}$$

dove m è un parametro che dipende dalla configurazione degli elettrodi. Gli elettrodi sono in configurazione differenziale e la massima frequenza di risonanza del sensore è pari a circa 5 MHz (Equazione 3.14). Di conseguenza, dal datasheet si ricava che: in configurazione differenziale con delle f_{SENSOR} che variano tra 0.01 MHz e 8.75 MHz occorre impostare $m = 1$. Al fine di rispettare la Equazione 3.20, è stata configurata una divisione per 2 della frequenza di clock esterna $f_{CLOCK} = 40\,\text{MHz}$ per ottenere la seguente frequenza di riferimento per ch0:

$$f_{REF} = \frac{f_{clock}}{2} = 20\,\text{MHz} \tag{3.21}$$

Un aspetto importante che influisce sulle prestazioni dell'FDC è la gestione dei tempi che governano le operazioni da svolgere sui canali. Infatti, il tempo totale di campionamento T_S deve comprendere: un tempo t_A di attivazione del sensore, in cui la tensione sul sensore viene portata ai valori ottimali configurati; un tempo di conversione t_C, in cui viene misurata la frequenza di risonanza; un tempo di attesa $t_D = \frac{5}{f_{REF}} + 692\,\text{ns}$. Il primo intervallo di tempo da configurare è t_A tramite la relazione:

$$t_A = \frac{16 \cdot SCOUNT}{f_{REF}} \qquad \text{con } SCOUNT > \frac{V_{pk} \cdot f_{REF} \cdot C \cdot \pi^2}{32 \cdot I_{ch}} > 3 \tag{3.22}$$

dove $SCOUNT$ è il parametro da configurare per la gestione di t_A. Utilizzando il valore di $C = 60\,\text{pF}$ (sottosezione 3.2.1) e i risultati di Equazione 3.19 e Equazione 3.21, si ottiene un $SCOUNT > 4.7$. Si è scelto di impostare $SCOUNT = 8$ come margine di sicurezza e si ha quindi un $t_A = 6.4\,\mu\text{s}$. Una volta calcolato t_A si passa alla configurazione di t_C tramite la seguente relazione:

$$t_C = \frac{16 \cdot RCOUNT}{f_{REF}} = T_S - t_A - t_D \qquad \text{con } RCOUNT > 8 \tag{3.23}$$

dove $RCOUNT$ è il parametro da configurare per la gestione di t_C. La frequenza di campionamento scelta, in accordo con lo studio di riferimento, è di 60 Hz a cui

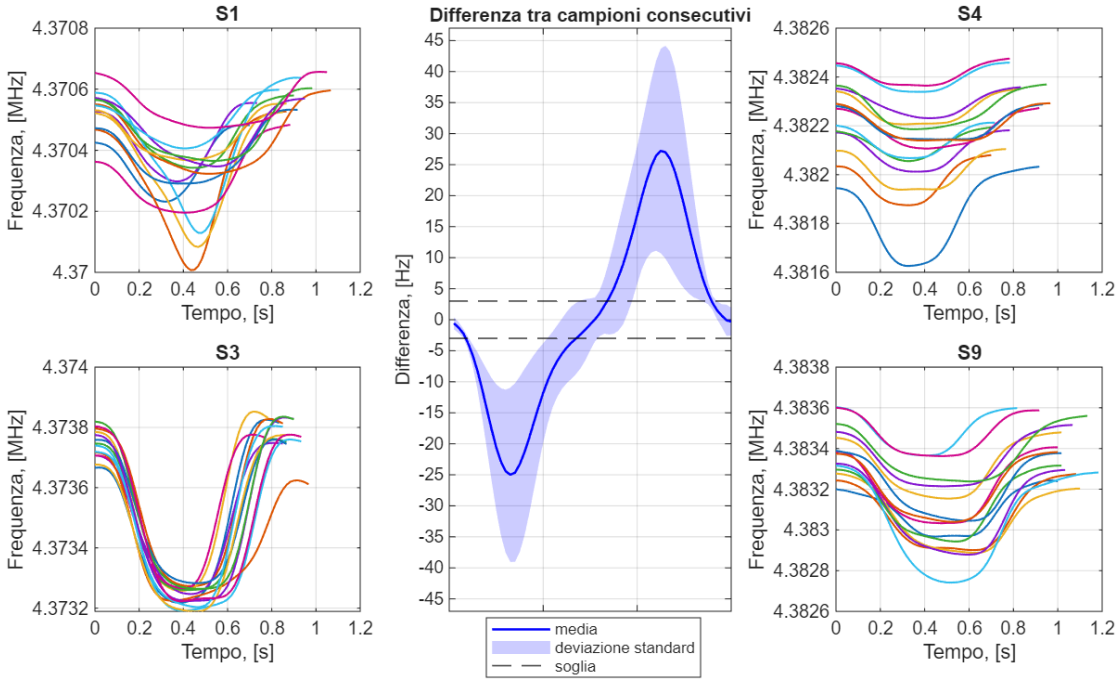


Figura 3.14: Rappresentazione degli ammiccamenti riconosciti in alcuni soggetti durante la prova da seduti.

corrisponde una $T_S \approx 17\,\text{ms}$. Con questo valore, dalla Equazione 3.23 si ricava che $t_C = 16{,}99\,\text{ms}$ ed occorre impostare $RCOUNT = 21241$ al fine di ottenere il tempo di conversione desiderato.

Durante la configurazione, viene abilitato il filtro interno, per la rimozione dei segnali di interferenza ad alta frequenza, alla frequenza di taglio di 10 MHz. Tale frequenza di taglio è stata scelta tra quelle programmabili in quanto rappresenta il valore più piccolo disponibile che risulta maggiore della massima frequenza di risonanza del sensore.

3.3.3 Riconoscimento dell'ammiccamento e attivazione della chiamata

Il riconoscimento dell'ammiccamento avviene nello stato "STIMOLO", il cui flowchart è visibile in Figura 3.11. In Figura 3.14 è possibile osservare gli andamenti dei segnali f_{SENSOR} e f_{DIFF} per diversi ammiccamenti di quattro soggetti distinti. Si può notare che f_{SENSOR} presenta un andamento comune tra i soggetti: alla fase di chiusura corrisponde un abbassamento delle frequenze, mentre alla fase di apertura corrisponde un aumento delle frequenze con il ripristino della frequenza di base. Tuttavia, si riscontra una variabilità inter-soggetto e intra-soggetto nel

valor medio, nella durata e nella variazione delle frequenze. Invece, se osserviamo il segnale f_{DIFF} notiamo che l'andamento risulta comune, con una variabilità principalmente nei valori di picco. Queste osservazioni hanno portato, in accordo con lo studio di riferimento, a indagare l'ammiccamento sul segnale f_{DIFF} tramite un riconoscimento a doppia soglia per individuare le fasi di chiusura e apertura dell'occhio. Il segnale f_{DIFF} presenta un andamento simmetrico rispetto al valore medio pari a 0 Hz. Di conseguenza, sono state scelte due soglie simmetriche rispetto al valor medio: la soglia negativa $-th = -3\,\text{Hz}$ viene utilizzata per il riconoscimento dell'inizio della fase di chiusura, mentre la soglia positiva $+th = 3\,\text{Hz}$ viene impiegata per il riconoscimento dell'inizio e della fine dalla fase di apertura. Inoltre, è stato osservato sperimentalmente che la fascia compresa tra $-th$ e $+th$ risulta sufficiente a contenere il rumore strumentale di fondo residuo dopo il filtraggio. Se osserviamo la deviazione standard del segnale f_{DIFF} in Figura 3.14, si nota che essa diminuisce in presenza del primo attraversamento di $-th$ e dell'ultimo attraversamento di $+th$. Poiché questi due punti costituiscono i due momenti principali nel riconoscimento dell'ammiccamento, la riduzione della variabilità suggerisce una probabile universalità della soglia.

Il sistema, che inizialmente si trova nello stato "ATTESA", interpreta il primo $f_{DIFF} < -th$ come l'inizio di uno stimolo e in risposta cambia lo stato in "STIMOLO". A questo punto, la macchina verifica che lo stimolo individuato corrisponda ad un ammiccamento riconoscendo la fase di apertura e verificando che la durata totale ($t_{stimolo}$) e la variazione delle frequenze (Δf) rientrino in intervalli prestabiliti. Come prima operazione, il programma verifica di essere all'interno della finestra dell'ammiccamento, la quale viene inizializzata con il primo campione sotto soglia. La finestra temporale dell'ammiccamento è stata ricavata sperimentalmente e l'intervallo va da un minimo di 200 ms a un massimo di 1.2 s. Imporre una durata minima ha permesso di ridurre i falsi riconoscimenti. Infatti, come riportato in Tabella 1.1, i soggetti tetraplegici presentano movimenti involontari e spasmi che possono generare rapide variazioni della f_{SENSOR} con morfologie simili a quella dell'ammiccamento. Durante prove sperimentali si è osservato che imporre una durata minima di 200 ms permetteva l'esclusione di questi falsi stimoli. Per quanto riguarda la durata massima, essa può trovare una validità teorica se confrontata con alcuni studi di cinematica del movimento della palpebra. In un articolo [25], che raccoglie i risultati di altri articoli affini, si è scoperto che la chiusura volontaria può avere una durata media di circa 600 ms (considerando il massimo intervallo medio tra quelli riportati nell'articolo). L'ammiccamento si distingue dalla chiusura volontaria per la presenza di una fase intermedia di strizzamento dell'occhio, che impone una tempistica più lunga di esecuzione. Considerando anche la condizione nella quale si possono trovare i pazienti tetraplegici, la scelta di porre una durata massima dell'ammiccamento di 1.2 s risulta conservativa. Inoltre, se osserviamo i grafici della f_{SENSOR} in Figura 3.14, si può notare come la $t_{stimolo}$ risulta prossima

a 1 s nella maggior parte dei casi. Prima di verificare la presenza della fase di apertura, il programma controlla se non è presente un nuovo inizio dello stimolo. Infatti, può accadere che, a causa del rumore, la soglia $-th$ venga attraversata prima del vero campione sotto soglia di inizio ammiccamento. Se non fosse presente questa verifica, potrebbe succedere che la finestra temporale di 1.2 s si esaurisca durante la fase di apertura e l'ammiccamento non venga riconosciuto. A questo punto, il sistema aspetta di ricevere una $f_{DIFF} \geq +th$ che segna l'inizio della probabile fase di apertura. La fine di tale fase, e di conseguenza la fine dello stimolo, corrisponde al primo campione $f_{DIFF} < +th$ successivo all'inizio dell'apertura. In corrispondenza di tale campione vengono attuati tutti i controlli per verificare che lo stimolo rilevato corrisponda a un ammiccamento. Oltre ad essere verificata la durata minima, viene verificata la Δf il cui valore deve essere compreso tra 50 Hz e 1 kHz. Tale intervallo di validità è stato ricavato sperimentalmente da alcune prove preliminari in fase di progettazione. La Δf corrisponde alla variazione tra l'ultima f_{SENSOR} che genera una $f_{DIFF} < -th$ e la prima f_{SENSOR} che genera una $f_{DIFF} < th$. Questi due valori non corrispondono, rispettivamente, al minimo e al massimo delle frequenze di risonanza del sensore, ma ai due campioni che meglio approssimano tali punti notevoli senza aumentare il carico computazionale. Se i due parametri dello stimolo, $t_{stimolo}$ e Δf, rientrano negli intervalli di validità programmati allora lo stimolo viene riconosciuto come un ammiccamento.

Una volta riconosciuta la presenza di un ammiccamento, la macchina passa allo stato "CHIAMATA" nel quale viene incrementato un contatore. La chiamata viene attivata quando viene contato il terzo ammiccamento all'interno della finestra di attivazione, della durata di 6 s. Tale finestra viene inizializzata, con conseguente azzeramento del contatore, all'interno dello stato "STIMOLO" ogni volta che è trascorso un tempo superiore a 6 s dal primo campione del primo ammiccamento riconosciuto. La necessità di produrre, da parte del paziente, 3 ammiccamenti consecutivi entro una finestra temporale precisa ha permesso di rilassare gli intervalli di validità dell'ammiccamento a discapito di alcuni falsi riconoscimenti. Tuttavia, poiché è necessario ripetere gli ammiccamenti, questi falsi riconoscimenti non contribuiscono all'attivazione di una chiamata.

3.4 Test

Una volta realizzato il prototipo, si è svolta la fase di test su una popolazione di 10 soggetti sani al fine di fornire una validazione preliminare delle prestazioni. Si è scelto di stampare un unico occhiale per tutti i soggetti selezionando, come parametri del modello, misure standard: C = 60 mm, P = 16 mm e A = 140 mm. Inoltre, nell'unità di controllo è stato inserito un secondo buzzer al pin D7 della scheda Arduino. Ogni soggetto ha eseguito quattro prove:



Figura 3.15: Posizioni del soggetto assunte durante le quattro prove del test.

1. SUPINO: attivazione della chiamata in risposta a un suono da supino;
2. LATO: attivazione della chiamata in risposta a un suono da sdraiato sul fianco;
3. SEDUTO: attivazione della chiamata in risposta a un suono da seduto;
4. LETTURA: esecuzione di una lettura ad alta voce di un testo.

Una rappresentazione delle posture assunte dal soggetto durante le prove è visibile in Figura 3.15. Le prime tre prove avevano lo scopo di verificare il riconoscimento della volontà di attivare la chiamata nelle tre posture principali in cui viene posizionato il corpo dei tetraplegici durante il ricovero. Per queste prove è stato modificato leggermente il codice caricato sulla scheda Arduino, nello specifico, la logica della macchina a stati è stata inserita all'interno di un loop che viene eseguito per 15 s dopo l'attivazione del secondo buzzer. La prova LETTURA, invece, è stata ideata per verificare la resistenza del sistema ai falsi stimoli. In questa prova è stato utilizzato il codice originale non modificato discusso in sezione 3.3.

3.4.1 Protocollo

Come prima cosa ai soggetti è stato presentato il dispositivo e la condizione nella quale tipicamente si trovano i pazienti tetraplegici, dopodiché ai soggetti è stato detto:

"Durante l'esecuzione delle prove che stai per svolgere, immagina sempre di non poter muovere il tuo corpo dalla spalle in giù. Per chiamare l'infermiere devi chiudere l'occhio per tre volte strizzandolo leggermente, come se volessi fare un occhiolino con entrambi gli occhi. Non è importante che tu esegua i tre movimenti in maniera rapida, anzi, è meglio che tu li scandisca separandoli leggermente."

Prima di iniziare il test, ogni soggetto ha familiarizzato con il funzionamento del dispositivo. I soggetti sono stati fatti posizionare supini su un tappetino, hanno indossato gli occhiali ed è stato avviato il codice di riconoscimento originale. È stato detto loro di provare, quando volevano, ad attivare una chiamata e che avrebbero sentito un feedback acustico (attivazione del buzzer) se ci fossero riusciti. Quando il soggetto è riuscito ad avviare almeno due chiamate consecutive, si è passati all'esecuzione delle quattro prove. In media, i soggetti hanno impiegato non più di 5/10 minuti ad acquistare familiarità con il sistema adattivo di chiamata infermieri.

Il protocollo per le prove SUPINO, LATO e SEDUTO era il medesimo. Ai soggetti è stato detto:

"Ora sentirai un doppio "BIP" per avvisarti che la prova è iniziata. A quel punto, ogni volta che sentirai un singolo "BIP", devi provare ad effettuare la chiamata ripetendo la chiusura dell'occhio per tre volte e, come prima, se ci sei riuscito si attiverà il suono. É importante che tu provi ad attivare la chiamata solo una volta, quindi se non ci sei riuscito aspetta il prossimo "BIP". Ricordati di immaginare sempre di essere paralizzato dalle spalle in giù. Quando sentirai nuovamente il doppio "BIP", significa che la prova è finita."

All'inizio della prova, sono stati eseguiti 10 s di registrazione in modo da avere, in fase di analisi, un brano di segnale contenente solo rumore. Dopo questo lasso di tempo, per 5 volte ogni 15 s è stato riprodotto il "BIP" tramite il secondo buzzer. Ogni soggetto ha quindi eseguito 5 tentativi per ogni prova della durata di 85 s, seguendo l'ordine: SUPINO, LATO e SEDUTO. Per la prova LATO, è stata rimossa l'asta dell'occhiale dal lato in appoggio per i motivi indicati in sottosezione 3.2.3. Per ogni prova è stato segnato quando il sistema ha correttamente attivato la chiamata.

Dopo le tre prove di attivazione si è seguita la prova LETTURA. Ogni soggetto

ha scelto un testo da alcune riviste fornite e gli è stato detto:

"Adesso devi leggere a voce alta il testo che hai scelto. Non è necessario che tu mantenga una certa serietà durante la lettura anzi, se vuoi essere espressivo sei libero di farlo. Ricordati solo di immaginare che il tuo corpo è impossibilitato a muoversi dalle spalle in giù, quindi dovresti cercare di rimanere il più possibile fermo. Durante la lettura potresti attivare involontariamente delle chiamate e sentire, di conseguenza, il suono di attivazione. Tu ignora qualsiasi suono e continua a leggere finché non ti dico io di fermarti."

Una volta che i soggetti hanno compreso quanto riferito, è stata avviata la prova. I soggetti hanno quindi eseguito la lettura ad alta voce per 2 minuti da seduti. Durante la prova sono stati segnati i casi in cui il sistema ha erroneamente attivato una chiamata.

3.4.2 Metriche di validazione

In riferimento alla funzione del sistema adattivo di chiamata infermieri progettato, definiamo:

- Vero positivo (TP) quando viene correttamente attivata la chiamata;
- Vero negativo (TN) quando il sistema rimane correttamente silente;
- Falso positivo (FP) quando viene attivata la chiamata ma non vi era l'intenzione di chiamare;
- Falso negativo (FN) quando non viene attivata la chiamata a fronte di un'intenzione di chiamare.

L'efficacia del sistema può essere quantificata tramite la sensibilità definita come:

$$Sens = \frac{TP}{TP + FN} \tag{3.24}$$

dove TP è il numero di corrette attivazioni nelle prime tre prove e FN quello delle attivazioni non avvenute. Tale metrica misura la capacità del sistema di identificare correttamente l'intenzione di attivare una chiamata. L'affidabilità nel riconoscimento può essere quantificata tramite la balance accuracy definita come:

$$BalAcc = \frac{1}{2}\left(\frac{TN}{TN + FP} + \frac{TP}{FP + FN}\right) \tag{3.25}$$

dove TN è il numero di soggetti per i quali non si è attivata la chiamata durante la lettura e FP è quello per i quali il sistema ha attivato almeno una chiamata durante

la lettura. Il valore della $BalAcc$ permette di misurare la capacità del sistema di identificare correttamente l'azione da svolgere, ossia attivare la chiamata o restare silente. Infine, la robustezza del sistema può essere quantificata utilizzando due metriche. Per valutare la capacità del sistema di non attivarsi quando il soggetto compie altri movimenti, si è scelto di utilizzare la specificità definita come:

$$Spec = \frac{TN}{TN + FP} \tag{3.26}$$

Invece, la probabilità che, a fronte di un'attivazione del sistema, il paziente voglia effettivamente chiamare viene quantificata dalla precisione, definita come:

$$Prec = \frac{TP}{TP + FP} \tag{3.27}$$

dove FP è il numero totale di false chiamate durante le prove LETTURA.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Miglioramento del segnale

In Figura 4.1 è possibile osservare un confronto tra le due configurazioni degli elettrodi, dove il circuito del modulo di sensing è stato realizzato su una piastra millefori. Per agevolare il confronto, è stata registrata la chiusura contemporanea di entrambi gli occhi: la configurazione single-ended è stata posizionata davanti all'occhio sinistro, mentre quella differenziale è stata posizionata davanti all'occhio destro. Osservando i due grafici, è possibile notare che le frequenze di risonanza in configurazione single-ended risultano maggiormente affette da rumore rispetto a quelle in configurazione differenziale, nella quale i movimenti della palpebra risultano più visibili. Per quantificare il miglioramento del cambio di configurazione, è possibile calcolare il rapporto segnale-rumore (SNR, *Signal-to-Noise Ratio*), ossia un numero adimensionale che confronta la potenza del segnale utile P_s con quella del rumore di fondo P_n. Questo parametro è utile per comprendere quanto il rumore possa coprire il segnale analizzato: maggiore è il valore dell'SNR, migliore è la separazione tra il segnale stesso e il rumore di fondo. Poiché in questa applicazione sia il rumore che il segnale possono essere considerati processi casuali, il calcolo dell'SNR viene eseguito secondo la seguente relazione:

$$\mathrm{SNR} = 10 \cdot \log_{10} \frac{P_s}{P_n} = 20 \cdot \log_{10} \frac{\sigma_s}{\sigma_n} \tag{4.1}$$

dove σ_s e σ_n sono le deviazioni standard del segnale contenente le chiusure dell'occhio e del segnale contenente solo rumore, rispettivamente. Prendendo il segnale grezzo, l'SNR per la configurazione single-ended è pari a circa 3 dB e si osserva un netto miglioramento nella configurazione differenziale, in quanto l'SNR aumenta a 12 dB. Tale differenza è presente anche per i valori dei segnali filtrati, con un SNR del single-ended di circa 5 dB e quello del differenziale di circa 13 dB. Sempre

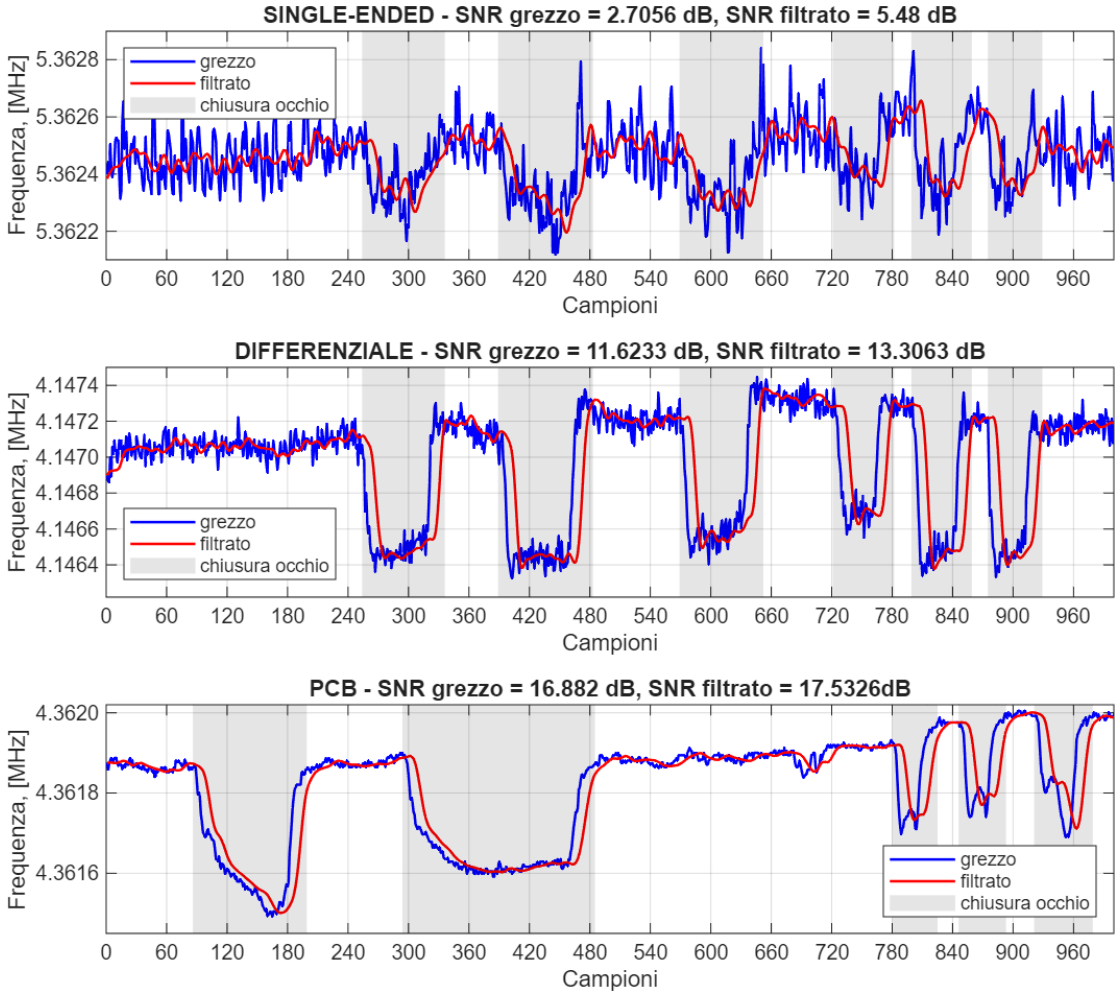


Figura 4.1: Effetto del filtraggio e della configurazione differenziale degli elettrodi sul segnale in uscita dall'FDC. Nota: il modulo di sensing per il prelievo del single-ended e del differenziale è stata realizzato su una piastra millefori, mentre il segnale con la PCB è stato prelevato in configurazione differenziale.

in Figura 4.1 è presente un confronto tra la configurazione differenziale degli elettrodi con prototipo su millefori e con il modulo di sensing integrato in una PCB. Osservando i due segnali, si può notare un netto miglioramento nell'attenuazione del rumore di fondo. Infatti, con l'utilizzo della PCB, l'ampiezza del rumore diminuisce e aumenta il valore dell'SNR di circa 4 dB sia per il segnale grezzo che per quello filtrato.

In Figura 4.2 è possibile osservare l'effetto del filtraggio sul segnale f_{DIFF}. Dal grafico di f_{DIFF} è possibile notare che la fascia di rumore del segnale grezzo risulta più ampia e non sempre facilmente distinguibile dalle variazioni in presenza di

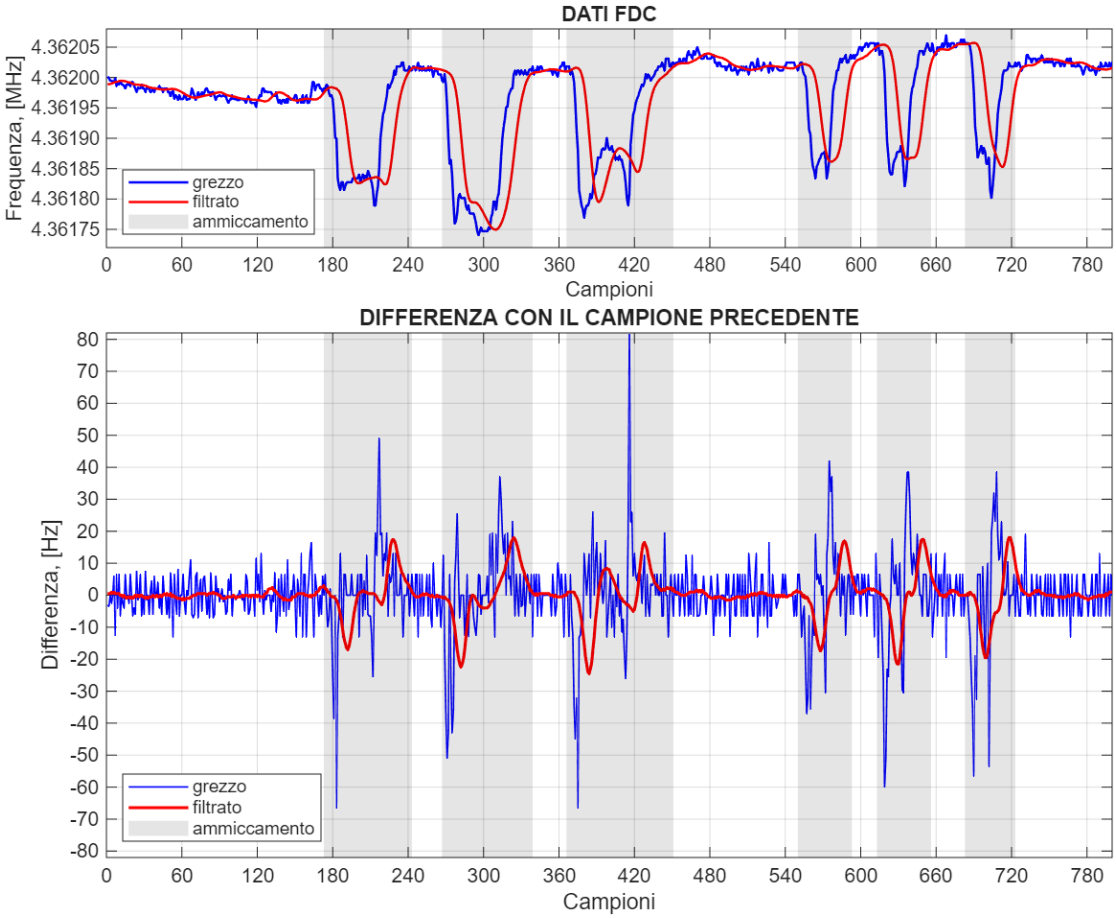


Figura 4.2: Effetto del filtraggio sul segnale dato dalla differenza tra campioni consecutivi delle frequenze di risonanza del sensore integrato nella PCB.

ammiccamenti. Al contrario, il segnale f_{DIFF} del segnale filtrato f_{SENSOR} risulta più stabile e con le variazioni degli ammiccamenti ben distinte dal rumore di fondo.

4.2 Riconoscimento degli ammiccamenti

In Figura 4.3 è riportato un esempio di registrazione in cui è presente un corretto riconoscimento della volontà di attivare una chiamata, ossia un TP. Possiamo osservare che il *drift* del sensore causa nel valor medio del segnale f_{SENSOR}, assimilabile alla frequenza di risonanza di base, una variazione di circa 50 Hz nei primi 400 campioni. Questa variazione nella frequenza di base si traduce in fluttuazioni del segnale f_{DIFF} perfettamente contenute all'interno della soglia $th = \pm 3$ Hz. Il primo campione sotto la soglia $-th$ è il 413, mentre l'ultimo campione sotto

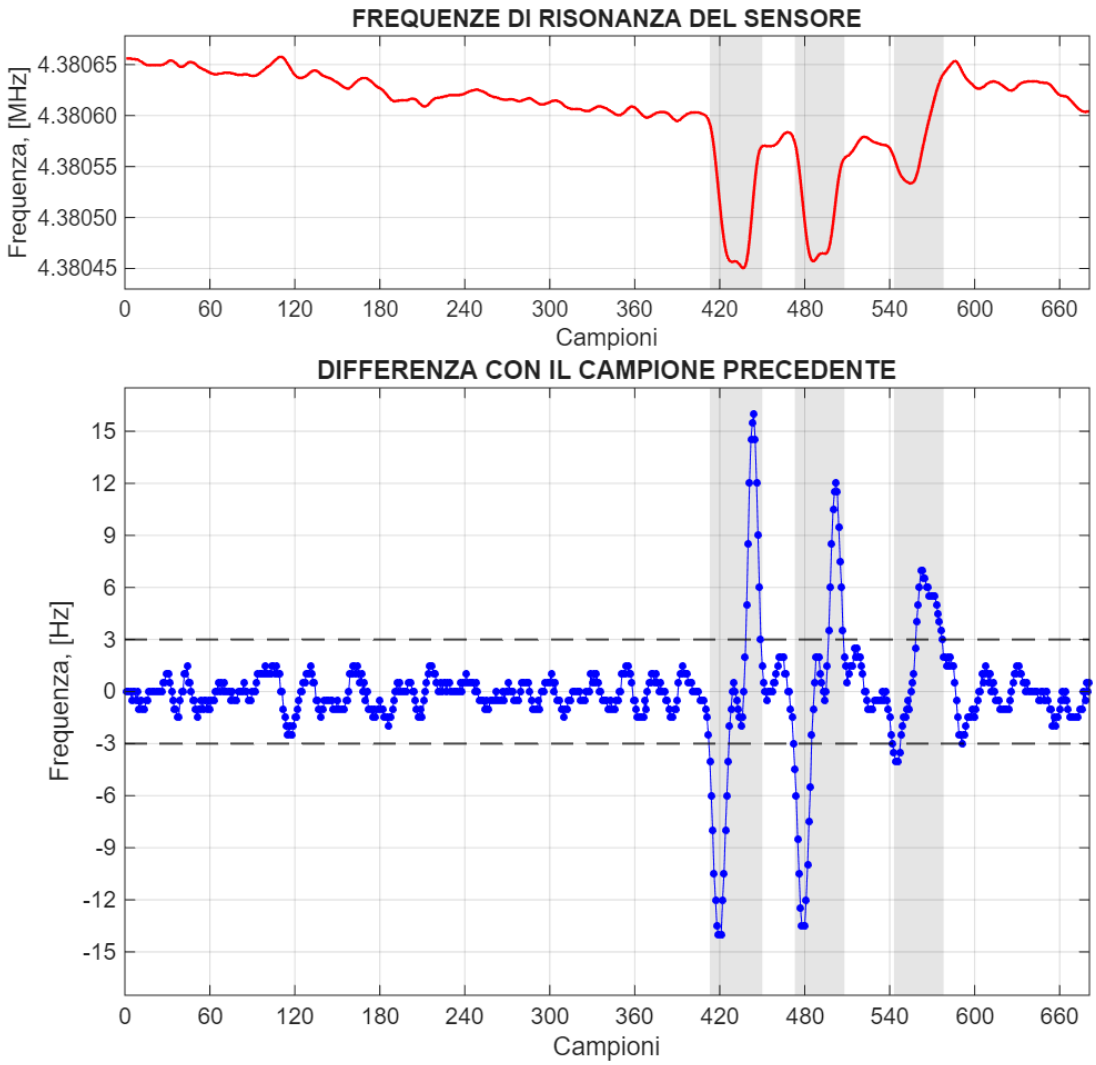


Figura 4.3: Esempio di un riconoscimento della volontà di attivare la chiamata per il soggetto 5 durante la prova LATO. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

la soglia $+th$ è il 578. Questo significa che i tre ammiccamenti sono avvenuti in 2.7 s, perfettamente all'interno della finestra utile di attivazione pari a 6 s. Anche i singoli ammiccamenti, della durata di circa 0.6 s, sono stati effettuati con una tempistica contenuta nel range di controllo. Al contrario, in Figura 4.4 è presente un esempio di FN in quanto non è stato riconosciuto il secondo ammiccamento. Nello specifico, il software considera come ultimo campione dello stimolo il 190, ma possiamo notare che esso fa ancora parte della fase di apertura. Infatti, nell'intorno di tale campione, il segnale f_{SENSOR} risulta ancora in crescita verso il valore della

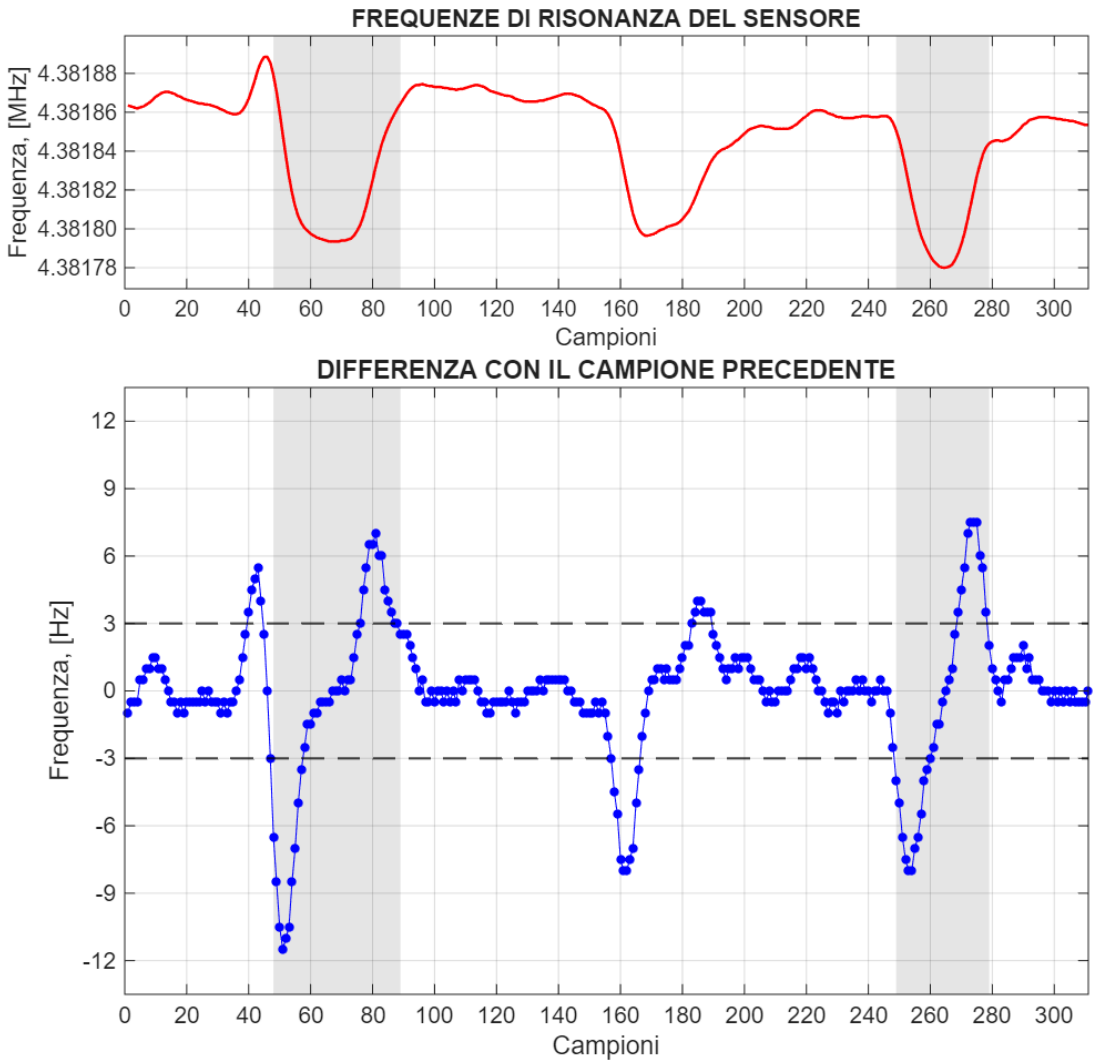


Figura 4.4: Esempio di un mancato riconoscimento della volontà di attivare la chiamata per il soggetto 6 durante la prova LATO. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

frequenza di risonanza di base. Di conseguenza, come valore massimo per il calcolo della variazione viene preso quello del campione 190, per il quale viene stimata una $\Delta f = 40\,\text{Hz}$, e non il valore del campione 202 assimilabile come vera fine apertura, che darebbe come risultato una $\Delta f = 51\,\text{Hz}$. Poiché il valore della Δf rilevata dal software è inferiore al range di validità, lo stimolo non viene riconosciuto come ammiccamento e il sistema attende il prossimo campione $f_{DIFF} < -th$.

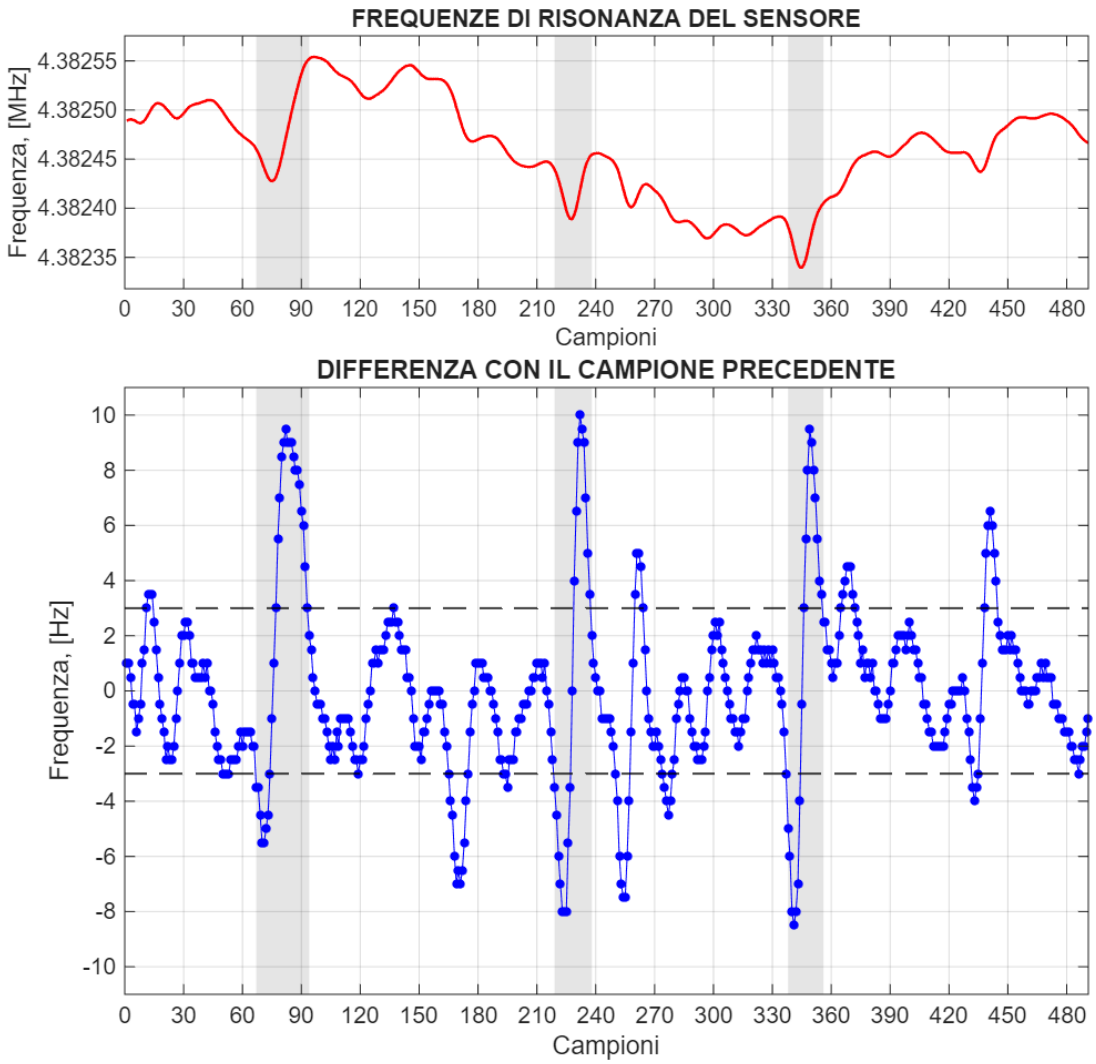


Figura 4.5: Esempio di un falso riconoscimento di attivazione della chiamata per il soggetto 10 durante la prova LETTURA. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

Per quanto riguarda la prova LETTURA, in Figura 4.5 è riportato un esempio di FP. Osservando i grafici, è possibile notare che i tre falsi stimoli hanno caratteristiche morfologiche che rientrano nei range di controllo per il riconoscimento dell'ammiccamento. Infatti, le durate dei tre stimoli sono rispettivamente 0.47 s, 0.20 s e 0.32 s e rientrano tutti all'interno dell'intervallo di validità per essere riconosciuti come ammiccamenti. Anche le variazioni delle frequenze, 120 Hz per il primo e 60 Hz per il secondo e il terzo, sono contenute nel range di validità dell'ammiccamento. Di conseguenza, i tre stimoli vengono erroneamente riconosciuti

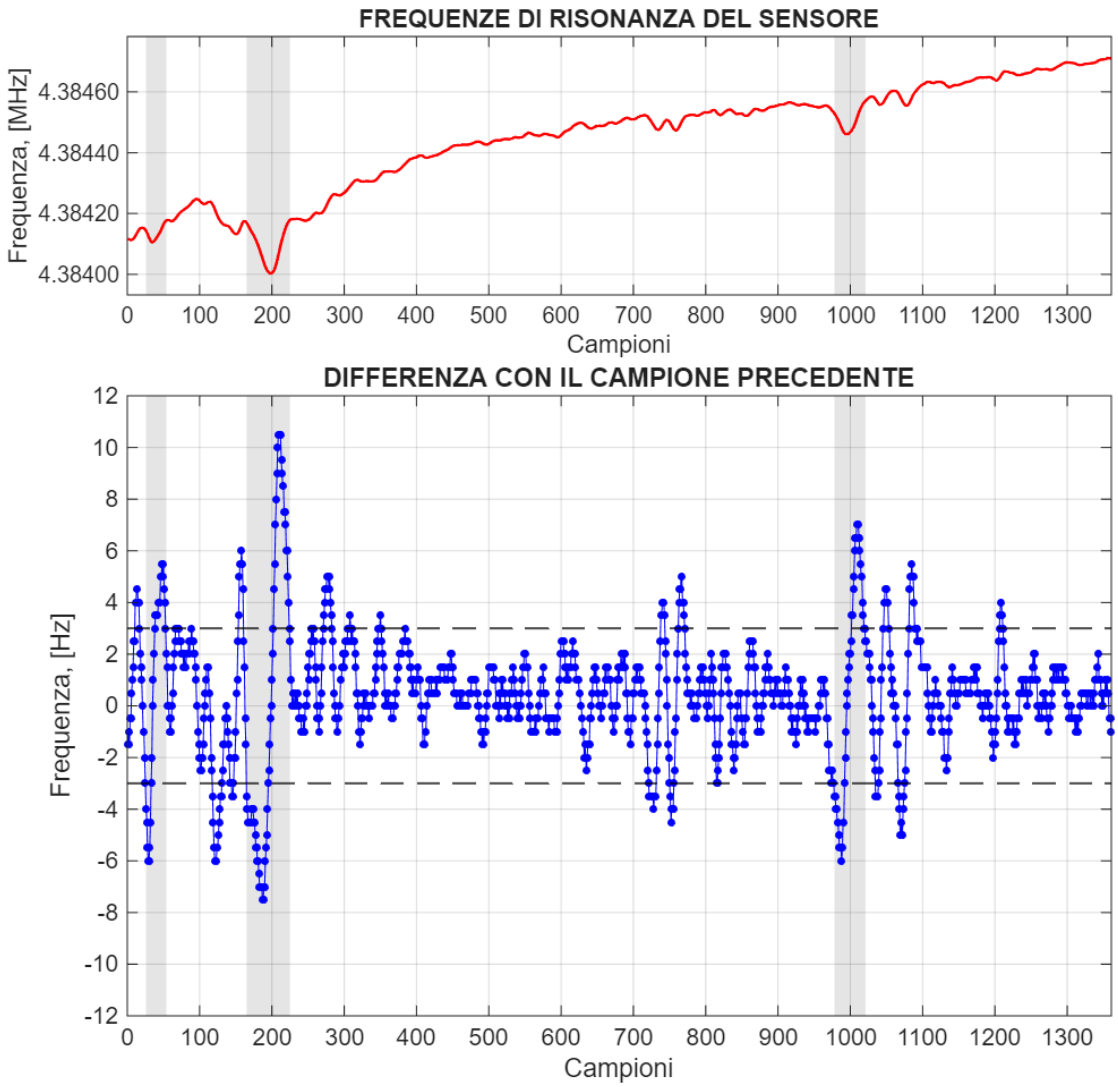


Figura 4.6: Porzione di segnale registrato per il soggetto 9 durante la prova LETTURA in cui vi è un falso riconoscimento degli stimoli, ma senza attivazione della chiamata. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

come ammiccamenti e viene attivata la chiamata in quanto sono eseguiti in una finestra di 4.53 s . In Figura 4.6 è possibile osservare un esempio di TN in quanto il sistema ha riconosciuto degli stimoli come ammiccamenti, ma è rimasto correttamente silente. Infatti, se osserviamo le tempistiche tra i vari stimoli erroneamente riconosciuti, notiamo che il terzo dista dal primo di circa 16 s. Questo fa si che la finestra utile per attivare la chiamata venga nuovamente inizializzata in presenza del terzo stimolo, con conseguente azzeramento del conteggio degli ammiccamenti.

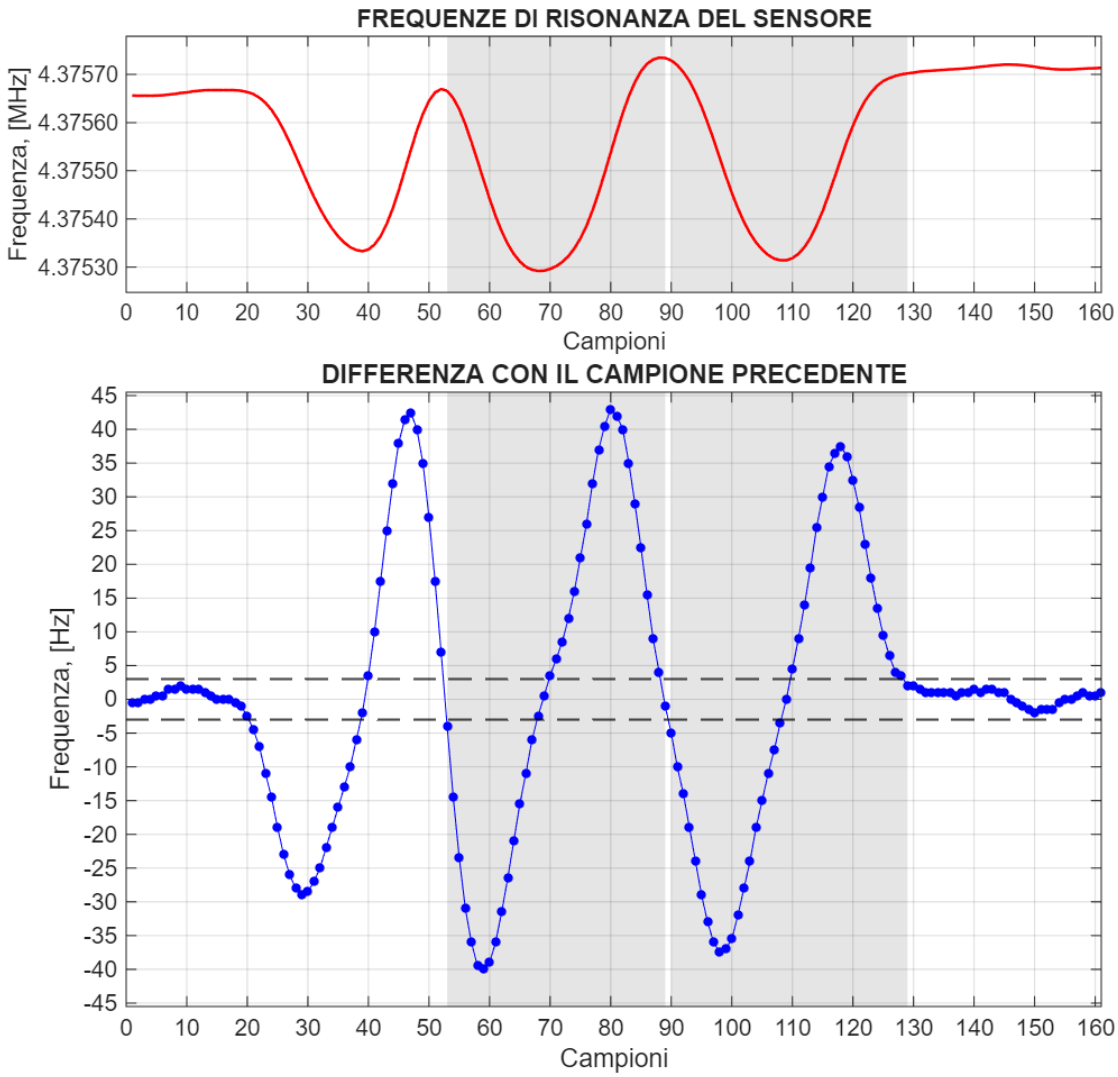


Figura 4.7: Esempio di una esecuzione dei tre ammiccamenti ravvicinati per il soggetto 2 durante la prova SEDUTO. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

Quando l'esecuzione dei tre ammiccamenti è ravvicinata, il sistema potrebbe non rilevare correttamente la presenza di uno o più ammiccamenti e, di conseguenza, non attivare la chiamata. É il caso della Figura 4.7 in cui non viene riconosciuto il primo ammiccamento. Se osserviamo con attenzione il primo stimolo, è possibile notare che esso inizia al campione 21 e dopo l'ultimo campione $f_{DIFF} > th$ (campione 52) è presente il campione $f_{DIFF} < -th$, il quale viene interpretato come un nuovo inizio di stimolo. Infatti, il secondo ammiccamento inizia al campione 53 e dista circa 0.55 s dall'inizio del primo stimolo. Poiché è trascorso un lasso

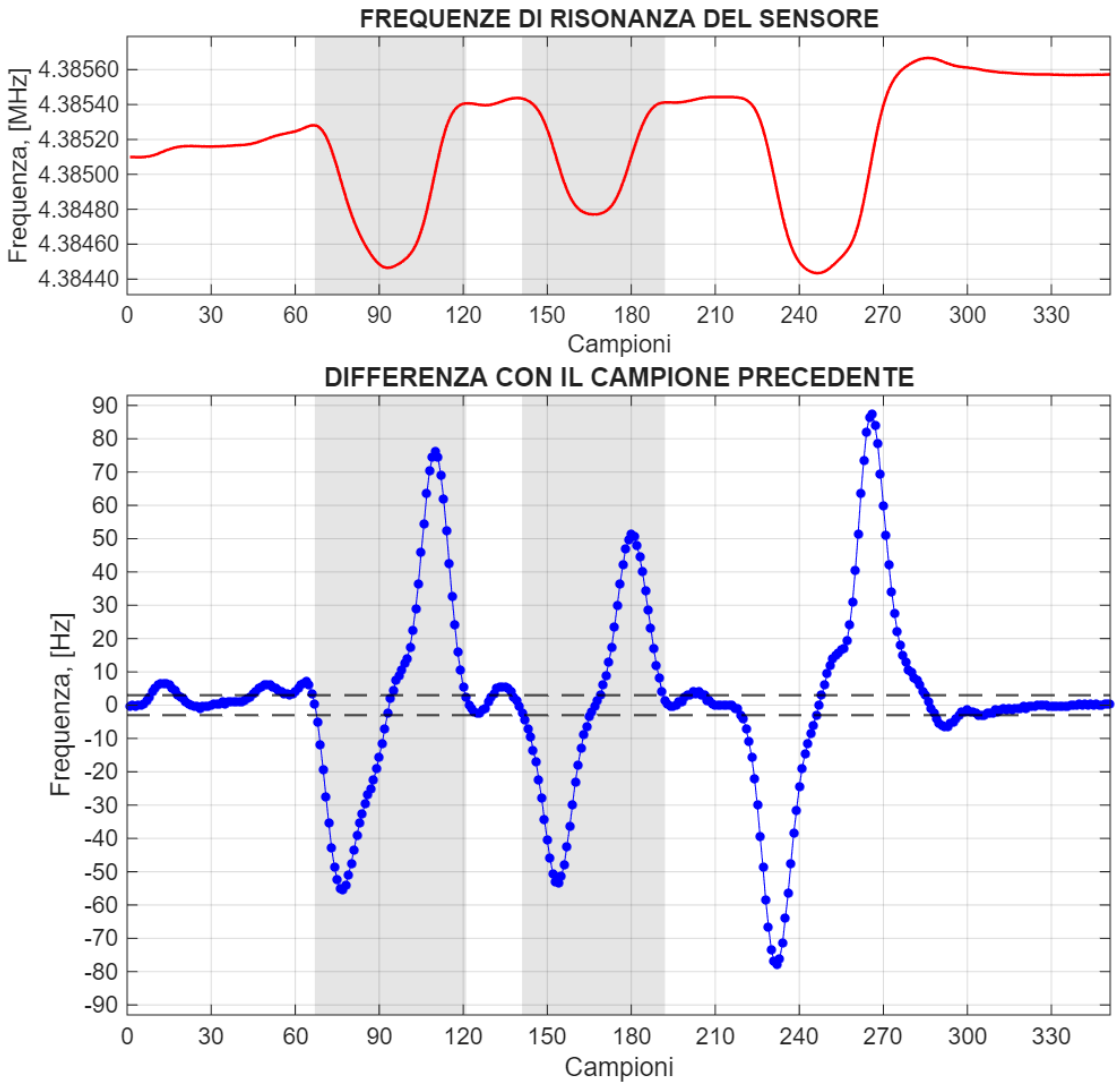


Figura 4.8: Riconoscimento degli ammiccamenti per il soggetto 7 durante la prova SUPINO. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

di tempo minore della massima durata possibile di un ammiccamento, il software interpreta il campione 53 come un nuovo inizio stimolo e inizializza nuovamente la finestra. Di conseguenza, il primo ammiccamento non viene contato in quanto non è presente il campione $-th < f_{DIFF} < +th$ che separa i due ammiccamenti. Invece, nonostante il terzo ammiccamento sia stato eseguito ravvicinato al secondo, il campione 89 si trova tra le due soglie e distingue il secondo stimolo dal terzo. Tuttavia, non rilevando il primo ammiccamento, il sistema ne conta solamente due e non attiva la chiamata.

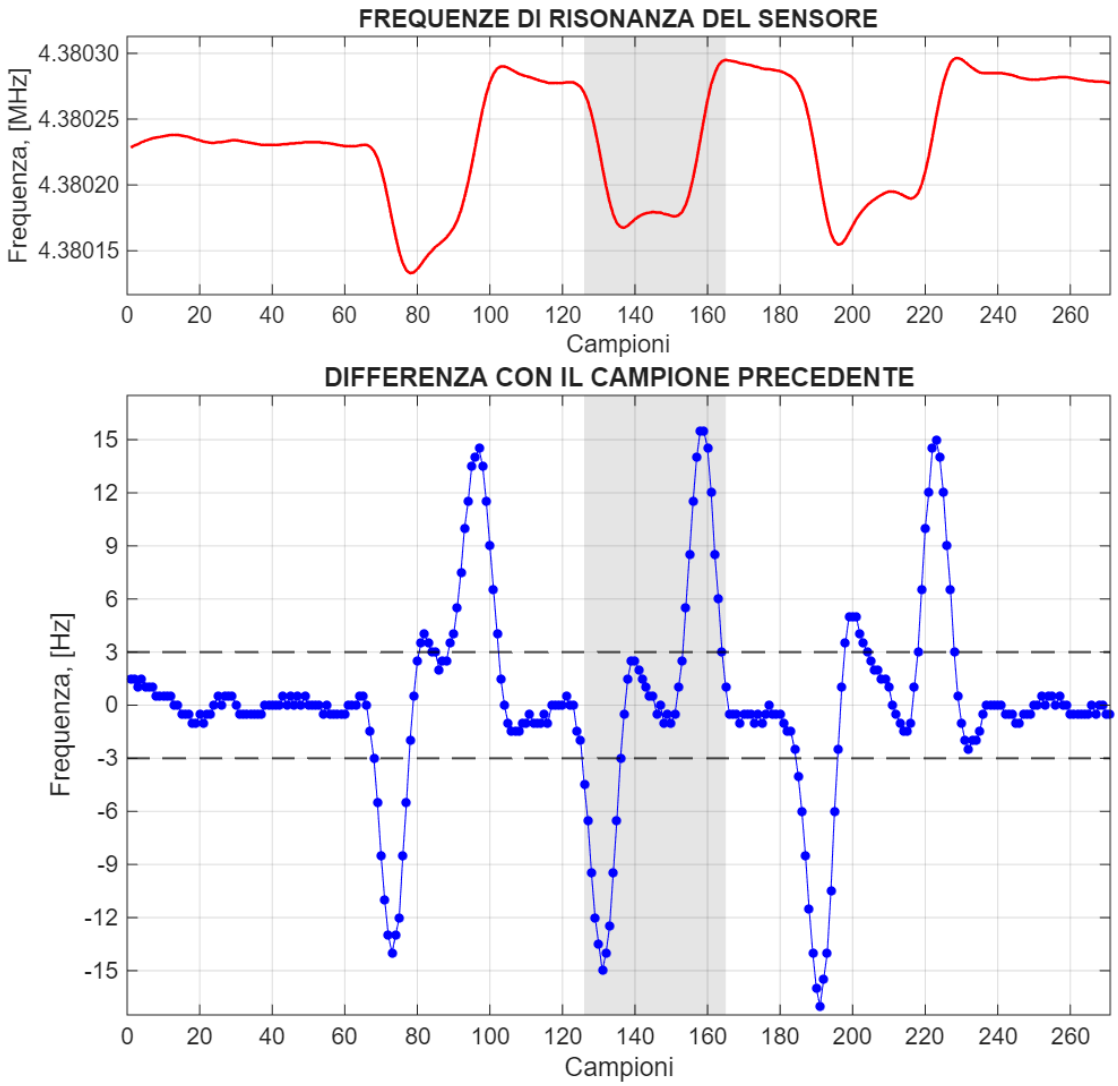


Figura 4.9: Esempio di un pre-attraversamento della soglia $+th$ per il soggetto 5 durante la prova SEDUTO. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

L'impiego di soglie e range fissi per tutti i soggetti ha portato, a volte, al mancato riconoscimento degli ammiccamenti. Ad esempio, in Figura 4.8 troviamo un tentativo di attivazione della chiamata non riuscito. Nonostante i tre ammiccamenti sono stati eseguiti distanziati e la morfologia dei segnali risulti simile, il terzo ammiccamento genera, secondo la logica del codice di riconoscimento, una $\Delta f = 1.23\,\text{kHz}$ che supera la massima variazione della f_{SENSOR} durante un ammiccamento impostata a 1 kHz. Al contrario, la durata dell'ammiccamento è di

0.55 s e rientra perfettamente nella finestra temporale di controllo per i singoli ammiccamenti. Di conseguenza, a causa del $\Delta f > 1\,\text{kHz}$, l'ammiccamento non viene riconosciuto e vengono contati solo i primi due. Per quanto riguarda la soglia th, può capitare che il suo valore non sia ottimale a causa di variazioni dei segnali registrati durante l'ammiccamento. Ad esempio, come mostrato in Figura 4.9, può accadere che fluttuazioni nella f_{SENSOR} durante l'ammiccamento generino dei $f_{DIFF} > +th$ prima dell'effettiva fase di apertura dell'occhio. Infatti, nel caso riportato, non viene contato né il primo né il terzo ammiccamento a causa di questo pre-attraversamento della soglia $+th$. Osservando il grafico, si nota che il terzo ammiccamento inizia al campione 185 e finisce al campione 229 con una durata reale di 0.75 s e una $\Delta f = 140\,\text{Hz}$ quindi, rientrando nei range di controllo, doveva essere rilevato. Tuttavia, la presenza di quei campioni sopra soglia inducono il software a considerare la fine dello stimolo al campione 205, ossia prima dell'effettiva fine dell'ammiccamento: la durata si riduce a 0.35 s, che rientra nell'intervallo di controllo, ma viene calcolata una $\Delta f = 30\,\text{Hz}$ che risulta essere inferiore al range di validità. Di conseguenza, l'ammiccamento non viene rilevato e la chiamata non viene attivata. Un discorso analogo può essere svolto anche sul primo ammiccamento, in cui la Δf reale risulta pari a 150 Hz ma viene stimata una $\Delta f = 20\,\text{Hz}$.

4.3 Prestazioni del sistema

I risultati dei test effettuati, in termini di numero di chiamate attivate, sono visibili in Tabella 4.1. Dai dati riportati, è possibile osservare che la posizione seduta si distingue per il maggior numero di chiamate attivate, con un totale di 44 chiamate su 50 tentativi. Al contrario, la posizione sdraiato sul fianco risulta essere la peggiore nella quale attivare una chiamata, in quanto sono state attivate solo 29 chiamate in totale. Infatti, se osserviamo il soggetto 6 o il soggetto 9, notiamo che sono stati in grado di attivare sempre la chiamata nella prova SEDUTO, ma hanno attivato la chiamata solo 1 volta su 5 quando si sono trovati sdraiati sul fianco. Invece, la prova SUPINO ottiene, per la maggior parte dei soggetti, un buon numero di chiamate attivate, per un totale di 36 attivazioni su 50 tentativi. Ad abbassare il numero di chiamate sono i soggetti 2, 6 e 7, in quanto sono stati in grado di attivare la chiamata solo 1 volta in 5 tentativi. La prova LETTURA ha restituito dei buoni risultati: la chiamata si è attivata solo per 3 soggetti su 10, con un totale di 7 false chiamate. Il soggetto con il numero più alto di FP è il soggetto 2 per il quale si sono attivate 4 chiamate in 2 minuti di lettura. L'aspetto positivo è che per la maggior parte dei soggetti non si sono presentate false chiamate nonostante la presenza di alcuni falsi stimoli, come mostrato in Figura 4.6, riconosciuti come ammiccamenti.

SOGGETTO	PROVE			
	SEDUTO	SUPINO	LATO	LETTURA
1	5	4	0	0
2	4	1	4	4
3	5	5	5	0
4	5	4	4	0
5	1	5	3	0
6	5	1	1	0
7	4	1	3	0
8	5	5	5	2
9	5	5	1	0
10	5	5	3	1
tot	44	36	29	7

Tabella 4.1: Numero di attivazioni delle chiamate avvenute durante le prove dei singoli soggetti. Nota: per ogni postura sono stati eseguiti 5 tentativi di attivazione della chiamata.

Da questi risultati è possibile calcolare le metriche di validazione illustrate in sottosezione 3.4.2. Anzitutto definiamo i valori di TP, TN, FP e FN:

$$TP = 109\,; \quad TN = 7\,; \quad FP = \begin{cases} 3 & \text{soggetti} \\ 7 & \text{chiamate} \end{cases}\,; \quad FN = 41 \tag{4.2}$$

In linea generale, la sensibilità nel riconoscimento dell'intenzione di attivare una chiamata è pari al 73% ma non risulta costante nelle tre posizioni assunte durante i test. Infatti si ha una sensibilità dell'88% da seduto, del 72% da supino e del 58% da sdraiato sul fianco. La capacità del sistema di rimanere silente in presenza di falsi riconoscimenti degli ammiccamenti è quantificata dalla specificità, che risulta essere pari al 70%. Invece, la probabilità che, a fronte di un'attivazione, vi sia l'effettiva volontà di chiamare è misurata dalla precisione, mentre la capacità di discriminare quando il sistema deve attivare la chiamata e quando deve rimanere silente è quantificata dalla balance accuracy. Dai test effettuati risulta una precisione del 94% e una balance accuracy del 71%.

Capitolo 5

Conclusioni

L'obiettivo di questa tesi era la realizzazione di un sistema adattivo di chiamata infermieri per i pazienti tetraplegici dell'USU. Infatti, durante alcuni colloqui avvenuti con una terapista occupazionale e un infermiere dell'USU, è emerso che alcuni pazienti tetraplegici non sono in grado di produrre un suono efficace all'attivazione del sistema adattivo di chiamata infermieri esistente a causa della compromissione dei volumi respiratori. Data l'importanza del sistema di chiamata sulla salute dei pazienti, si è scelto di utilizzare l'approccio esigenziale-prestazionale per progettare una soluzione che sia in grado di rispondere alle esigenze dei tetraplegici e del personale sanitario. Grazie alla realizzazione del sistema esigenziale dell'utenza d'uso e di gestione (Tabella 2.1 e Tabella 2.2), è stato possibile scegliere la via progettuale ottimale che ha portato alla realizzazione di un occhiale sensorizzato in grado di rilevare l'ammiccamento tramite il sensing capacitivo.

Per la realizzazione del modulo di sensing, è stato impiegato il convertitore capacità-digitale FDC2212 che realizza un sensing capacitivo attivo in *load mode* e utilizza la frequenza di risonanza di un circuito LC come sorgente di sensing. Al fine di rispondere all'esigenza di un'adattabilità ai diversi sistemi di chiamata, si è scelto di interfacciare il dispositivo con il sistema tradizionale esistente all'USU. Nello specifico, si è realizzato un supporto contenente il telecomando tradizionale e il servomotore HS-322HD che aziona una leva a martello per eseguire la pressione sul pulsante al posto del paziente. La chiamata viene attivata dalla presenza di 3 ammiccamenti in una finestra di 6 s. La realizzazione di questo sistema adattivo di chiamata infermieri ha permesso di rispondere alla maggior parte delle esigenze dell'utilizzatore, ossia i pazienti tetraplegici, e del personale sanitario con prestazioni molto promettenti.

5.1 Discussione dei risultati

Un passaggio fondamentale per un corretto rilevamento dell'ammiccamento è stato la realizzazione della PCB con gli elettrodi in configurazione differenziale. Se osserviamo la Figura 4.1 notiamo che l'SNR migliora notevolmente in configurazione differenziale e ulteriormente con l'utilizzo della PCB. Infatti, l'SNR del segnale grezzo con la PCB, che è pari a circa 17 dB, mostra un miglioramento di 12 dB rispetto al segnale filtrato in configurazione single-ended, e di 4 dB rispetto al segnale filtrato in configurazione differenziale. Il fatto che vi sia un aumento significativo dell'SNR tra il segnale grezzo e i segnali filtrati del circuito su millefori sottolinea l'importanza di utilizzare una PCB per il rilevamento con sensing capacitivo del movimento della palpebra. Questi miglioramenti nell'SNR corrispondono ad una netta diminuzione dell'ampiezza del rumore di fondo con una conseguente minore variabilità nel rispettivo segnale filtrato. Difatti, come mostrato in Figura 4.2, l'utilizzo della PCB permette di ottenere un segnale f_{DIFF} quasi stabile quando non è presente un ammiccamento. Di conseguenza, l'utilizzo dei segnali filtrati del sensore integrato sulla PCB permette di discriminare in modo più accurato le porzioni di segnale che contengono ammiccamenti rispetto alla realizzazione su millefori.

Le metriche di validazione mostrano prestazioni molto promettenti del prototipo sviluppato. Il punto di forza del sistema sviluppato è rappresentato dalla precisione: ogni qualvolta il sistema attiva una chiamata, c'è il 94% di probabilità che si tratti di una reale volontà di chiamare. L'accuratezza del sistema è pari al 71%, il che dimostra una buona capacità di riconoscimento dell'azione da svolgere. Infatti, il valore alto della balance accuracy indica che il dispositivo è in grado di rispondere correttamente in presenza di ammiccamenti e di rimanere silente in presenza di altri movimenti e interferenze. La sensibilità totale del 73% nel riconoscimento della volontà di attivare la chiamata e la specificità del 70% nel resistere agli stimoli involontari conferma ulteriormente la capacità del sistema di riconoscere quando attivare e quando non attivare la chiamata. Tuttavia, da queste metriche si evince che in circa il 30% dei casi il sistema commette errori e genera false chiamate o non attiva la chiamata quando richiesto dal soggetto. Inoltre, la presenza di 7 false chiamate durante le prove di lettura indica che l'algoritmo di riconoscimento, unito alla necessità di 3 ammiccamenti in una finestra di 6 s, risente parzialmente dei movimenti facciali. Un secondo aspetto critico è la non uniformità delle prestazioni nelle varie posture. Infatti, per la posizione sdraiato sul fianco la sensibilità scende al 58%, mostrando una prestazione non accettabile nel riconoscimento della volontà di attivare la chiamata. Ad influire sul calo delle prestazioni è, verosimilmente, il cambio della posizione degli elettrodi di rame rispetto alla postura seduta, che raggiunge invece una sensibilità dell'88%. Infatti, per rispondere all'esigenza sulla prevenzione delle piaghe da decubito, in tale

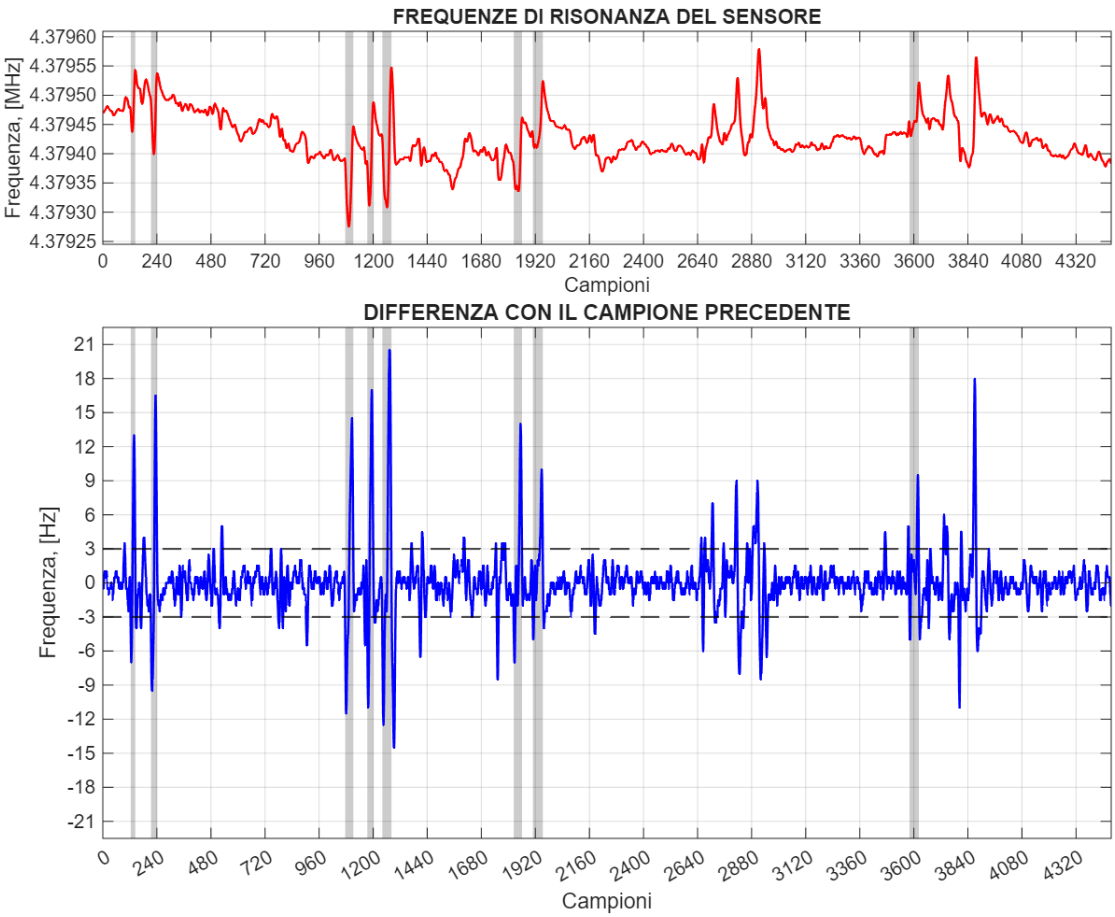


Figura 5.1: Registrazione della prova SUPINO per il soggetto 6 in cui il rumore ha compromesso il riconoscimento degli ammiccamenti. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

postura l'asta dal lato in appoggio è stata rimossa e questo ha generato un cambiamento nella posizione dell'occhiale. Ad esempio, complice il materiale (PLA) e il fatto che per alcuni soggetti le aste risultavano leggermente corte, l'occhiale potrebbe essere scivolato leggermente e i nastri di rame potrebbero non trovarsi più correttamente posizionati davanti alla palpebra superiore mobile. Di conseguenza, questo cambiamento della posizione relativa tra sensore e palpebra può aver causato le variazioni nella morfologia del segnale f_{SENSOR} che hanno portato alla presenza di un numero minore di chiamate attivate.

Osservando i vari segnali delle prove dei soggetti, è emerso che solo in pochi casi le non attivazioni delle chiamate sono da attribuire alla presenza di interferenze. In Figura 5.1 possiamo osservare uno di questi casi in cui la presenza di forti variazioni di f_{SENSOR} non permette il riconoscimento di alcuni ammiccamenti. Nello

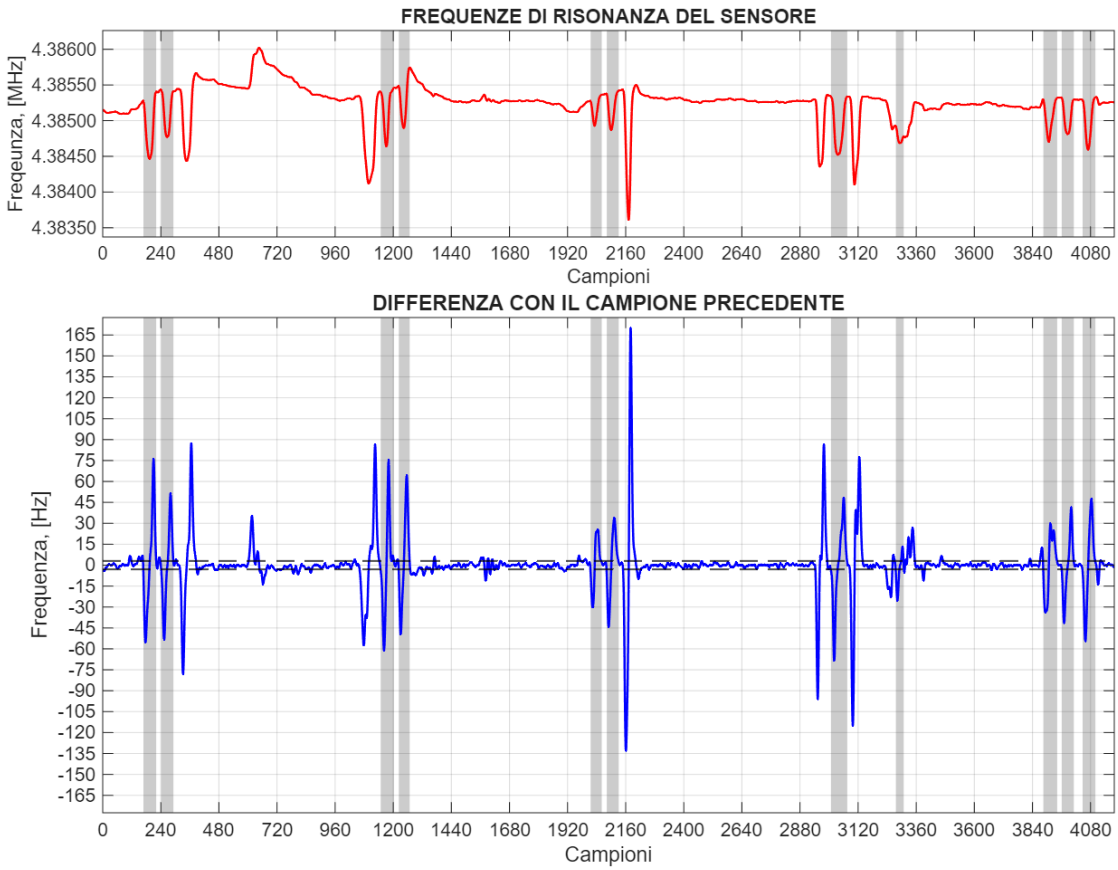


Figura 5.2: Registrazione della prova SUPINO per il soggetto 7. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

specifico, non vengono riconosciuti tutti gli ammiccamenti durante il quarto tentativo e alcuni ammiccamenti durante gli altri tentativi, ad eccezione del secondo, per il quale si è attivata la chiamata. Tuttavia, nella maggior parte dei segnali, analizzati gli ammiccamenti risultano sempre distinguibili anche quando non vengono rilevati, come mostrato in Figura 5.2. I motivi del non riconoscimento di questi ammiccamenti possono essere diversi. La causa più comune è la presenza di un pre-attraversamento (Figura 4.9) della soglia $+th$ prima della reale fase di apertura dell'occhio. Questo genera sempre un non riconoscimento a causa di una stima errata della Δf: poiché viene preso come massimo un campione durante la fase di strizzamento dell'occhio si ottiene sempre una $\Delta f < 50\,\text{Hz}$. Questo errore di stima è il motivo di tutti i FN dei soggetti 4, 5 e 9. Per cercare di risolvere questo problema, i dati sono stati nuovamente analizzati aumentano il valore della soglia $+th$. Il numero di ammiccamenti correttamente identificati è aumentato, aumentando anche il numero di chiamate, ma è notevolmente aumentato anche il numero

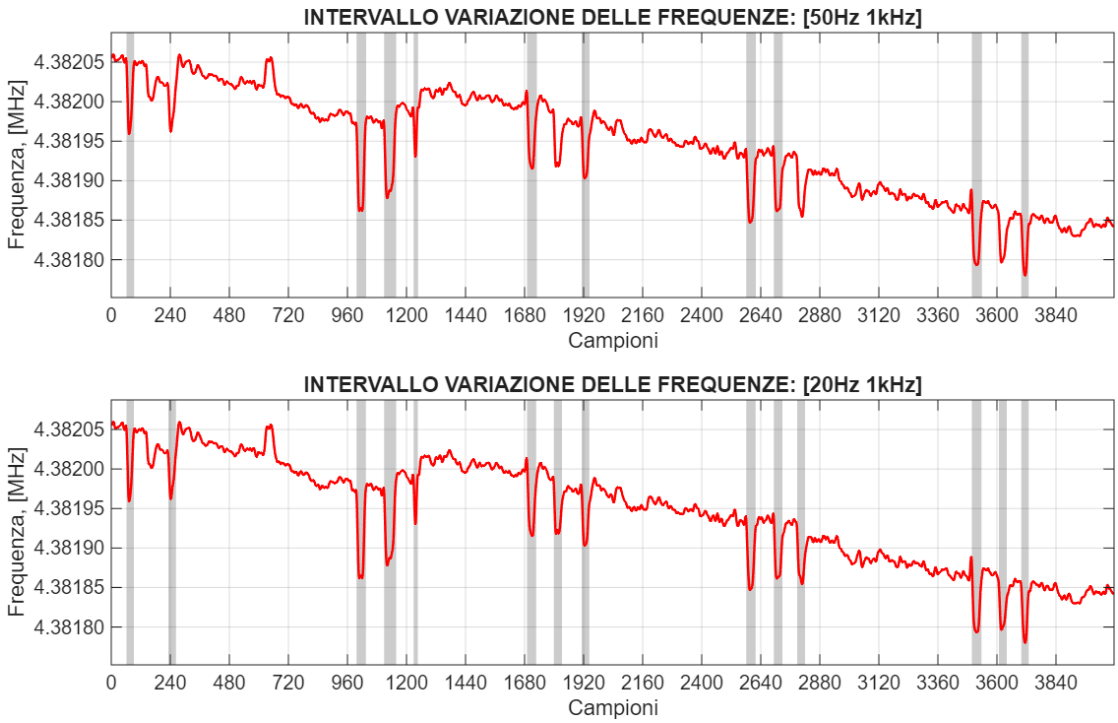


Figura 5.3: Confronto per il rilevamento degli ammiccamenti per il soggetto 6 durante la prova LATO con cambiamento nel range di validità per la variazione delle frequenze di risonanza. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti.

di falsi riconoscimenti con la presenza di alcune false chiamate tra i vari tentativi. Una seconda causa comune è l'esecuzione ravvicinata degli ammiccamenti, come mostrato in Figura 4.7. Infatti, la logica di riconoscimento ha bisogno di almeno un campione f_{DIFF} sotto la soglia $+th$ per dichiarare la fine di uno stimolo, ma tale campione non deve essere minore della soglia $-th$. Nel caso in cui questo campione sia minore della soglia $-th$, esso viene considerato un nuovo inizio di stimolo e il precedente stimolo non viene rilevato. Se gli ammiccamenti vengono eseguiti in maniera ravvicinata, la probabilità che non sia presente un campione tra le due soglie per separare, a livello di riconoscimento software, i due stimoli è molto alta. Infatti, il soggetto 2 ha sempre eseguito i movimenti della palpebra molto ravvicinati e questo è il motivo di tutti i FN durante le prove di attivazione della chiamata. Infine, come ultima causa, può succedere che il valore della Δf venga stimato correttamente, ma risulti fuori dal range di validità. Questo si è verificato, ad esempio, durante le prove LATO e SUPINO del soggetto 6 (Figura 4.4) e durante la prova SUPINO del soggetto 7 (Figura 4.8), per i quali i valori di Δf risultavano leggermente inferiori e superiori al range, rispettivamente. Aggiustan-

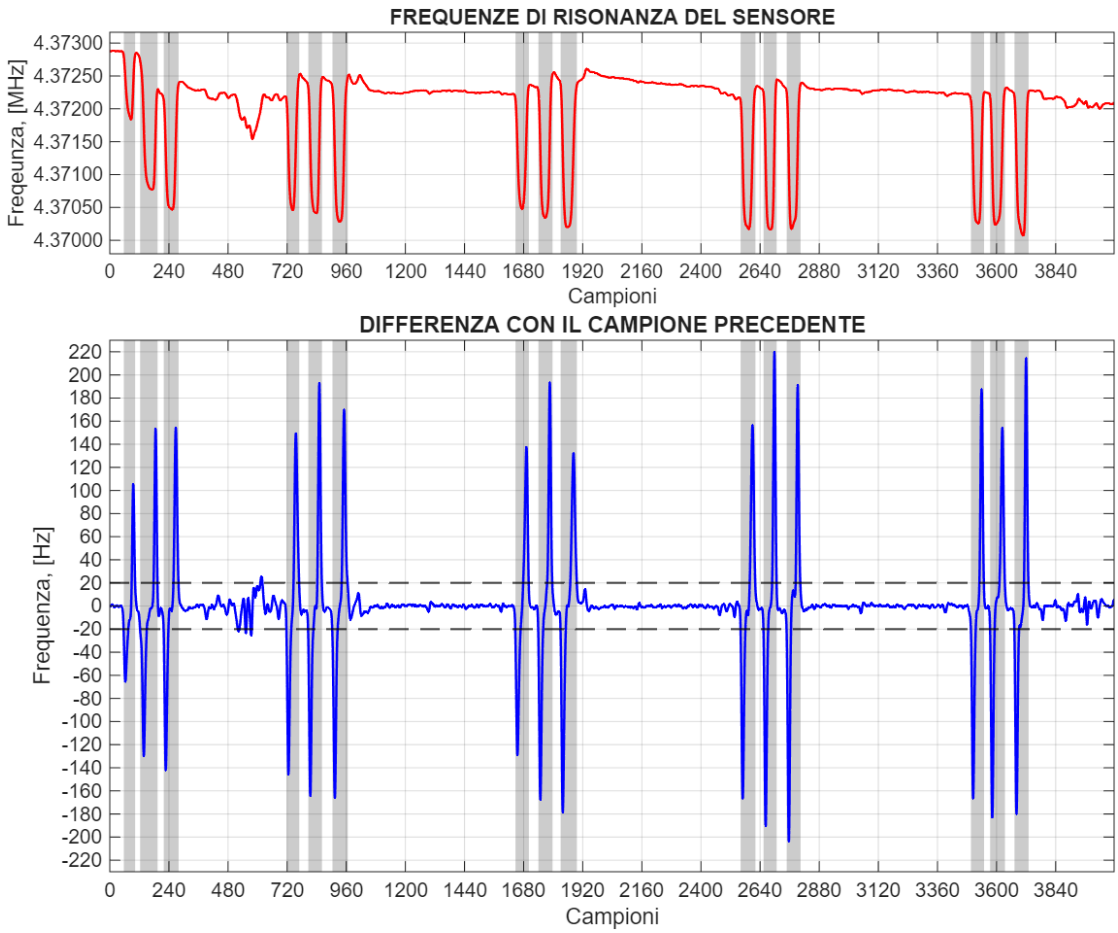


Figura 5.4: Esempio di riconoscimento per il soggetto 1 durante la prova LATO impostando una $th = \pm 20$ e $700\,\text{Hz} < \Delta f < 3\,\text{kHz}$. Nota: i riquadri grigi identificano gli ammiccamenti riconosciuti

do i valori dell'intervallo di controllo sulla Δf per questi due soggetti, il numero di chiamate attivate aumenta mantenendo fisso il numero di falsi rilevamenti che potrebbe indurre delle false chiamate. Un esempio dell'effetto del cambio dei valori per il range di validità della Δf è visibile in Figura 5.3. Alcune volte è stato necessario cambiare sia la soglia th che il range di validità di Δf per permettere l'attivazione della chiamata. Ad esempio, il soggetto 1 non è stato in grado di attivare la chiamata per tutta la prova da sdraiato sul fianco, ma i segnali degli ammiccamenti risultano nettamente distinguibili. Analizzando i dati, è emerso che la scala nei valori della f_{SENSOR} e della f_{DIFF} risultava molto superiore rispetto alle prove precedenti. Di conseguenza, venivano rilevati molti falsi stimoli e i valori delle Δf correttamente stimati dei reali ammiccamenti risultavano superiori al

range di validità. Impostando una soglia $th = \pm 20$ e un intervallo di validità della Δf compreso tra 700 Hk e 3 kHz, il soggetto sarebbe stato perfettamente in grado di attivare sempre le chiamate, come mostrato in Figura 5.4.

5.2 Limiti

Riguardo al soddisfacimento delle esigenze emerse nella realizzazione del sistema esigenziale, non tutte sono state pienamente soddisfatte. Una tra le più importanti è la prevenzione delle piaghe da decubito, la quale risulta solo in parte risolta. Infatti, tramite il modello dell'occhiale con aste rimovibili, si è eliminata la probabilità di formazione delle piaghe a causa della pressione dell'asta quando il paziente si trova sdraiato sul fianco. Tuttavia, le zone d'appoggio rimanenti non risultano realizzate in maniera appropriata. Il requisito era la realizzazione di zone di appoggio morbide, ma il materiale con il quale è stato stampato l'occhiale (PLA) non rispetta questa caratteristica. Difatti, anche se leggero, il PLA risulta rigido e può generare dei punti di pressione tali da indurre la formazione di piaghe. Basti pensare che, negli incontri con la terapista, si è venuti a conoscenza del fatto che i pazienti tetraplegici non portano tutto il giorno i loro occhiali personali a causa dell'alta probabilità di formazione delle piaghe da decubito, in quanto non è facile rivestire le zone di appoggio con i materiali antidecubito in dotazione al reparto. Per poter utilizzare tutto il giorno l'occhiale sensorizzato realizzato per il sistema adattativo di chiamata infermieri, occorre che le zone di appoggio siano rivestite con del materiale opportuno. Di conseguenza, l'assenza nell'occhiale di un cuscinetto in materiale morbido che riveste il ponte e la parte finale delle aste rappresenta un limite dell'attuale modello.

Le prestazioni emerse durante i test sono da considerarsi soddisfacenti in quanto si tratta di un prototipo. Tuttavia, nell'ottica di una implementazione nelle strutture sanitarie, una sensibilità complessiva del 74% non risulta pienamente accettabile. Infatti, questo dato indica che circa 3 chiamate su 10 non vengono attivate. La situazione peggiora ancora di più se consideriamo la posizione sdraiata sul fianco, nella quale circa la metà delle chiamate non viene innescata. Considerando che la possibilità di chiamare il personale sanitario ha un impatto non indifferente sulla salute del paziente e sulla prevenzione degli eventi avversi [3, 6], la presenza di quel 30% di probabilità che il sistema non attivi la chiamata quando necessario rappresenta un rischio per il paziente. Tale rischio non è considerato accettabile in una struttura sanitaria dove la sicurezza del paziente è di primaria importanza.

L'utilizzo di range costanti sulla $t_{stimolo}$ e la Δf per la classificazione dello stimolo come ammiccamento ha rappresentato, a volte, un limite nel rilevamento degli

ammiccamenti. Infatti, come affermato in sezione 3.1 e come riportato nello studio di riferimento [1, 2], i dati provenienti dal sensing capacitivo sono fortemente dipendenti dal soggetto a causa della variabilità fisiologica e anatomica del corpo umano. Ciò è emerso nelle prove di alcuni soggetti in cui gli ammiccamenti correttamente identificati non sono stati classificati tali a causa di valori non contenuti negli intervalli di controllo dell'algoritmo. Poiché si è successivamente osservato che personalizzando i parametri le chiamate si sarebbero attivate, l'impossibilità di attuare una calibrazione dei parametri di controllo prima dell'esecuzione delle prove risulta un limite del sistema.

5.3 Sviluppi futuri

Il primo sviluppo futuro è il passaggio dal prototipo realizzato a un dispositivo vero e proprio. Difatti, l'unita di controllo può essere pienamente inserita all'interno del supporto e il design dell'occhiale può essere migliorato con l'inserimento dei cuscinetti morbidi nelle zone d'appoggio. Inoltre, andrebbe progettata una variante del sistema che possa essere posizionata sugli occhiali personali dei pazienti. Ad esempio, si potrebbe modificare il sensore del modello e progettare un supporto per la PCB in grado di agganciarsi agli occhiali personali dei pazienti. Infine, il prototipo sviluppato presenta il difetto di ostruire il campo visivo dell'occhio davanti al quale viene posizionato il sensore. Occorrerebbe quindi trovare la minima conformazione del sensore in grado di non influire negativamente sulle prestazioni e, contemporaneamente, di liberare il campo visivo del soggetto.

Un secondo sviluppo futuro importante è il miglioramento delle prestazioni. A livello hardware, occorrerebbe progettare un sistema di schermatura del connettore CN-E. Infatti, le piccole componenti metalliche esposte del connettore fungono da antenne per le interferenze ambientali e i movimenti di altri oggetti, ad esempio una mano o un dito, nelle immediate vicinanze. Questo contribuisce alla presenza di fluttuazioni della f_{SENSOR} che possono generare errori nella logica di riconoscimento del sistema. Anche toccare i fili di collegamento tra connettore CN-E ed elettrodi produce delle variazioni nei segnali. Di conseguenza, aggiungere la schermatura e progettare una soluzione che esponga il meno possibile i fili di collegamento degli elettrodi migliorerebbe ulteriormente la qualità dei segnali. A livello software, per ridurre gli errori nel riconoscimento degli ammiccamenti, si potrebbe tentare un approccio di finestratura del segnale. Così facendo, il rilevamento della presenza di un ammiccamento verrebbe condotto sull'andamento complessivo di quella porzione di segnale. In questo modo è ragionevole ipotizzare che verrebbero riconosciuti anche quegli ammiccamenti dove la morfologia varia leggermente. Inoltre, questa operazione di finestratura permetterebbe di risolvere il problema delle diverse scale tra i segnali dei soggetti, in quanto si potrebbe attuare una

normalizzazione dei dati; è verosimile ipotizzare che si risolverebbe anche il problema del pre-attraversamento della soglia $+th$. Infatti, siccome il riconoscimento verrebbe attuato sull'andamento dell'intera porzione di segnale, si potrebbero identificare correttamente i campioni f_{DIFF} positivi della fase di apertura dell'occhio invece di identificare erroneamente i campioni del pre-attraversamento. Un secondo miglioramento software che può essere introdotto è la possibilità di attuare una calibrazione della soglia e dei range di validità di $t_{stimolo}$ e Δf. Si potrebbe inserire, ad esempio, un pulsante di Interrupt per svolgere in qualsiasi momento una calibrazione del software. Durante questa calibrazione, il soggetto potrebbe eseguire una serie di ammiccamenti che successivamente verrebbero analizzati per estrapolare, a livello statistico, i parametri di soglia, di minimo e massimo per $t_{stimolo}$ e Δf.

Infine, un ultimo sviluppo futuro è il cambiamento della logica di riconoscimento sul segnale f_{DIFF}. Nello specifico, durante la fase di test, si è resa necessaria l'esclusione di alcuni volontari in quanto il segnale f_{SENSOR} risultava ribaltato rispetto a quanto atteso. Nella quasi totalità dei casi, a una chiusura dell'occhio corrisponde uno shift negativo e a un'apertura dell'occhio corrisponde uno shift positivo. Tuttavia, in pochi casi il segnale ha mostrato un comportamento opposto: aumentava durante la chiusura e diminuiva durante l'apertura. In alcuni soggetti è stato sufficiente cambiare l'occhio nel quale rilevare l'ammiccamento. La spiegazione più probabile di questo fenomeno risiede nella caratteristica di specularità delle due traiettorie della chiusura degli occhi. Infatti, da alcuni studi sulla cinematica [26], si è osservato che la traiettoria della chiusura dell'occhio non è verticale, ma essa parte da un punto distale, ossia più vicino alle tempie, per poi ritrovarsi in zona prossimale, ossia più vicino al naso. Questo fa si che le traiettorie dell'occhio sinistro e dell'occhio destro risultino speculari e, siccome il prelievo viene svolto con una configurazione differenziale, ne deriva un ribaltamento delle f_{SENSOR} con cambio di polarità nella f_{DIFF} tra i due occhi. Tuttavia, questa inclinazione della traiettoria dipende fortemente dal soggetto e può essere più o meno marcata a seconda della fisiologia e fisionomia del volto. Infatti, per alcuni soggetti la f_{SENSOR} si presentava con l'andamento atteso per entrambi gli occhi, per altri vi era differenza tra l'occhio destro (andamento atteso) e occhio sinistro (andamento ribaltato), mentre per un paio di soggetti la f_{SENSOR} risultava ribaltata in entrambi gli occhi. Probabilmente, per quest'ultimi soggetti, ha influito di più la fisionomia del volto piuttosto che la specularità del movimento di chiusura. La logica di riconoscimento dipende fortemente dalla presenza di una $f_{DIFF} < -th$ per dichiarare l'inizio dello stimolo da classificare. Tuttavia, nei soggetti con il ribaltamento, la fase di apertura è la porzione di segnale ad avere delle $f_{DIFF} < -th$ e non la fase di chiusura dell'occhio, che invece presenta delle $f_{DIFF} > +th$. Questo fa si che il riconoscimento della volontà di chiamare non avvenga in maniera corretta: l'algoritmo rileva come inizio stimolo il primo

campione $f_{DIFF} < -th$ della fase di apertura dell'ammiccamento in corso e come fine stimolo il primo campione $f_{DIFF} < +th$ della fase di chiusura dell'ammiccamento successivo. Di conseguenza, su tre ammiccamenti vengono erroneamente contati solo due stimoli costituiti dai campioni a cavallo tra fase di apertura e fase di chiusura di due ammiccamenti consecutivi. Si potrebbe pensare di cambiare la logica di riconoscimento e lavorare sul modulo delle differenze al fine di eliminare il cambio di polarità. In questo modo, sia la fase di apertura che la fase di chiusura presentano delle f_{DIFF} positive a prescindere dalla presenza o meno del ribaltamento del segnale f_{SENSOR}. In alternativa, siccome il ribaltamento non è temporaneo ma definitivo per quell'occhio, si potrebbe pensare di inserire una calibrazione in grado di rilevare se il segnale f_{SENSOR} è ribaltato e attuare gli aggiustamenti nella logica di riconoscimento. Si potrebbe, ad esempio, moltiplicare la f_{DIFF} per -1 in presenza di ribaltamento e considerare l'ultimo campione della f_{SENSOR} con $f_{-DIFF} < -th$ come il massimo della variazione e il primo campione con $f_{-DIFF} < +th$ come il minimo della variazione.

In conclusione, l'implementazione di queste ottimizzazioni consentirebbe di superare alcuni limiti attuali del dispositivo, potenziandone le prestazioni in ottica di una futura applicazione nelle strutture sanitarie. Il lavoro svolto in questa tesi pone, quindi, delle solide basi per lo sviluppo di un sistema adattivo di chiamata infermieri per i pazienti tetraplegici, che impiega l'ammiccamento come meccanismo di attivazione della chiamata.

Appendice A

Definizioni ICF

Definizioni estrapolate dal documento [27].

Funzioni del corpo umano

b310 Funzioni fonatorie Funzioni relative alla produzione di suoni diversi grazie al passaggio di aria attraverso la laringe. Inclusioni: funzioni relative alla produzione e alla qualità della voce; funzioni di fonazione, intonazione, intensità e altre qualità della voce; problemi come afonia, disfonia, raucedine, ipernasalità e iponasalità.

b440 Funzioni respiratorie Funzioni relative all'inspirazione di aria nei polmoni, allo scambio di gas tra aria e sangue e all'espirazione dell'aria. Inclusioni: funzioni relative a frequenza, ritmo e profondità della respirazione; problemi come apnea, iperventilazione, respirazione irregolare, respiro paradosso, spasmo bronchiale, e come si verificano nell'enfisema polmonare; riduzione del flusso d'aria attraverso le vie respiratorie superiori e inferiori.

b445 Funzioni dei muscoli respiratori Funzioni relative ai muscoli implicati nella respirazione. Inclusioni: funzioni dei muscoli respiratori toracici; funzioni del diaframma; funzioni dei muscoli respiratori accessori.

b450 Ulteriori funzioni dell'apparato respiratorio Ulteriori funzioni relative alla respirazione, come la produzione e il trasporto di secrezioni respiratorie, il tossire, lo starnutire e lo sbadigliare. Inclusioni: funzioni relative al soffiare, fischiare e respirare con la bocca.

b730 Funzioni della forza muscolare Funzioni relatice alla forza generata dalla contrazione di un muscoli e di gruppi di muscoli. Inclusioni: funzioni relative alla forza di specifici muscoli e gruppi di muscoli, muscoli di un arto, di un lato del corpo, della metà inferiore del corpo, di tutti gli arti, del tronco e dell'intero corpo; problemi come debolezza dei piccoli muscoli dei piedi e delle mani, paresi muscolare, paralisi muscolare, monoplegia, emiplegia, paraplegia, quadriplegia, mutismo acinetico.

b755 Funzioni di reazione motoria involontaria Funzioni di contrazione involontaria di grandi muscoli o di tutto il corpo indotta dalla posizione corporea, dal mantenimento dell'equilibrio e da stimoli di pericolo. Inclusioni: funzioni relative a reazioni posturali, reazioni di raddrizzamento, reazioni di aggiustamento corporeo, reazioni di equilibrio, di sostegno e di difesa.

b760 Funzioni di controllo del movimento volontario Funzioni connesse al controllo e alla coordinazione dei movimenti volontari. Inclusioni: funzioni relative al controllo di movimenti volontari semplici e complessi, coordinazione dei movimenti volontari, funzioni di sostegno delle braccia e delle gambe, coordinazione motoria destra-sinistra, coordinazione occhio-mano, coordinazione occhio-piede; problemi di controllo e coordinazione, per esempio disdiadococinesia.

b765 Funzioni motorie involontarie Funzioni relative a contrazioni involontarie, non intenzionali, afinalistiche o semifinalistiche, di un muscolo o (di un) gruppo di muscoli. Inclusioni: contrazioni involontarie dei muscoli; problemi come tremori, tic, manierismi, stereotipie, perseverazione motoria, corea, atetosi, tic vocali, movimenti distonici o discinesia.

b810 Funzioni protettive della pelle Funzioni della pelle di protezione del corpo da agenti fisici, chimici e biologici. Inclusioni: funzioni protettive nei confronti del sole e di altre radiazioni, fotosensibilità, pigmentazione, qualità della pelle, funzione isolante della pelle, formazione del callo, ispessimento; problemi come pelle fessurata, ulcere, ulcere da decubito e assottigliamento cutaneo.

Strutture del corpo umano

s120 Midollo spinale e strutture correlate Struttura del midollo spinale cervicale, toracico, lombare e cauda equina; nervi spinali.

s430 Struttura dell'apparato respiratorio Trachea, polmoni, gabbia toracica, muscoli della respirazione.

s710 Struttura della testa e della regione del collo Ossa del cranio, del volto e della regione del collo; articolazioni della testa e della regione del collo; muscoli della testa e della regione del collo; legamenti e fasce della testa e della regione del collo.

s720 Struttura della regione della spalla Ossa, articolazioni, muscoli, legamenti e fasce della regione della spalla.

s730 Struttura dell'arto superiore Ossa, muscoli, legamenti e fasce del braccio, avambraccio e mano; articolazioni del gomito, del polso, della mano e delle dita.

s740 Struttura della regione pelvica Ossa, articolazioni, muscoli, legamenti e fasce della regione pelvica.

s750 Struttura dell'arto inferiore Ossa, muscoli, legamenti e fasce della coscia, della gamba, della caviglia e del piede; articolazioni dell'anca, del ginocchio, della caviglia, del piede e delle dita del piede.

s760 Struttura del tronco Colonna vertebrale cervicale, toracica, lombare, sacrale e coccige; muscoli, legamenti e fasce del tronco.

Attività e partecipazione

d415 Mantenere una posizione corporea Rimanere nella stessa posizione corporea per un dato periodo di tempo, come restare seduti o in piedi al lavoro o a scuola. Inclusioni: rimanere sdraiati, accovacciati, inginocchiati, seduti o in piedi.

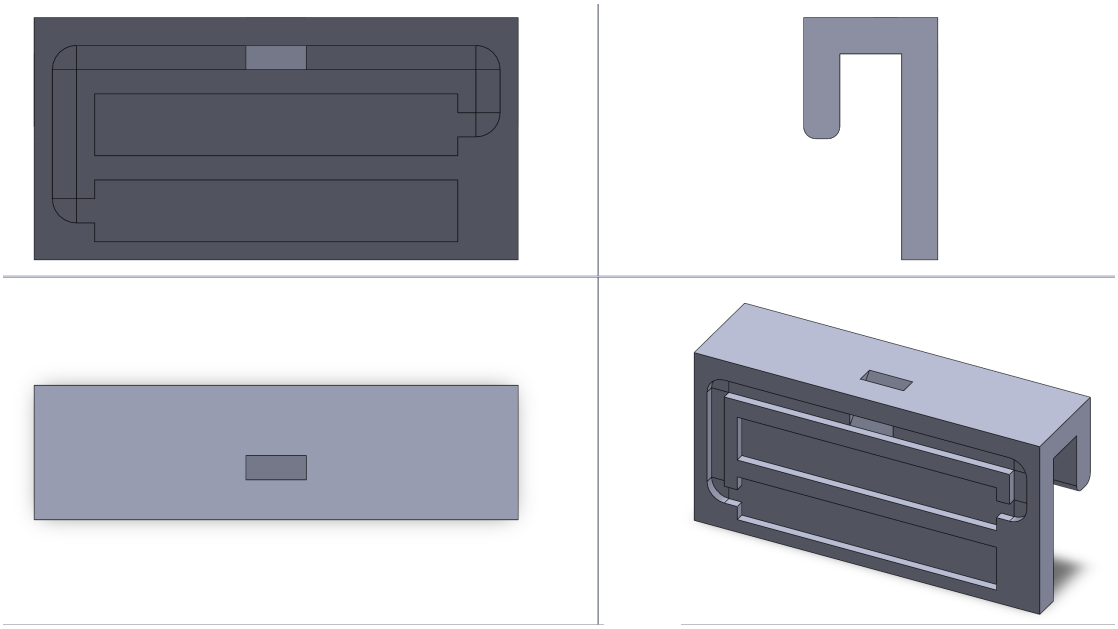
d440 Usare le mani per movimenti fini Svolgere le azioni coordinate di maneggiare oggetti, raccoglierli, manipolarli e mollare la presa usando le proprie mani, dita e pollice, come è necessario fare per prendere una moneta da un tavolo, o girare una manopola o un pomello. Inclusioni: raccogliere, afferrare, manipolare, mollare la presa.

d445 Usare le mani e le braccia Svolgere le azioni coordinate necessarie per spostare o manipolare oggetti usando mani e braccia, come quando si gira la maniglia di una porta o si lancia o si afferra un oggetto. Inclusioni: tirare o spingere oggetti; girare o ruotare; lanciare; afferrare.

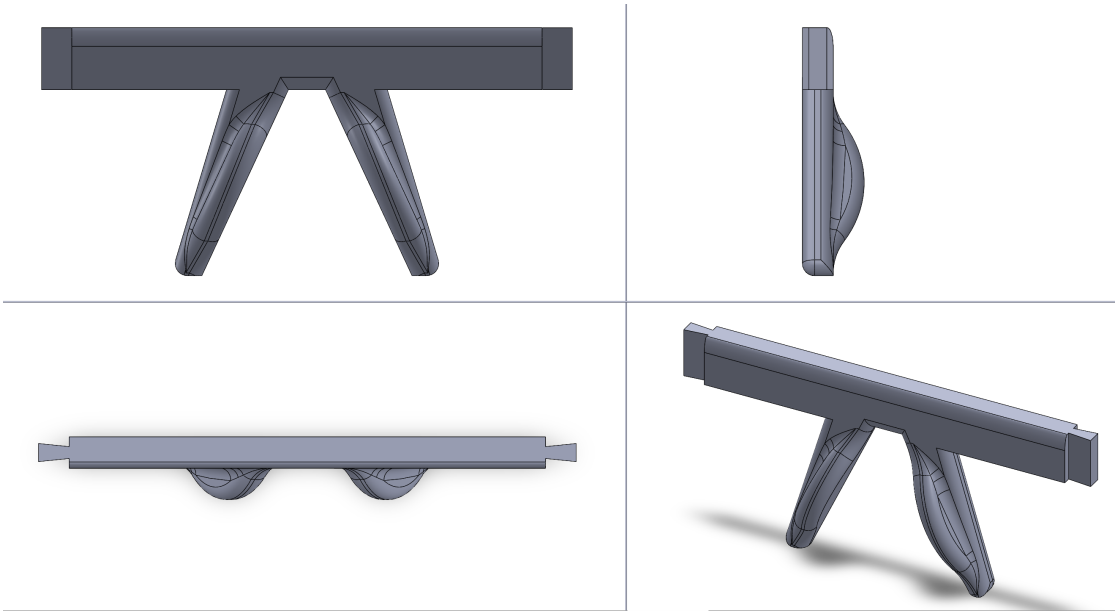
Appendice B

Componenti del supporto e dell'occhiale

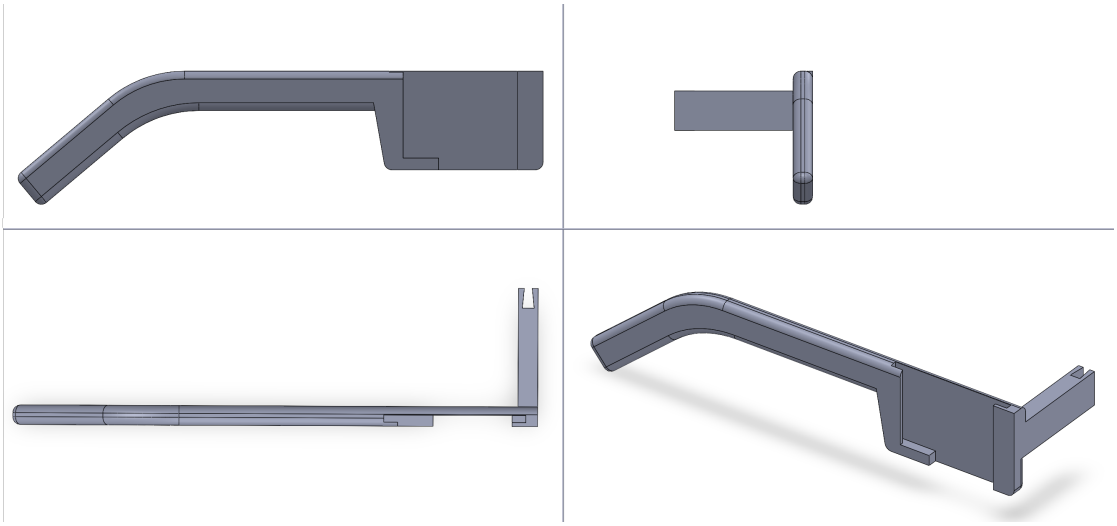
Sensore



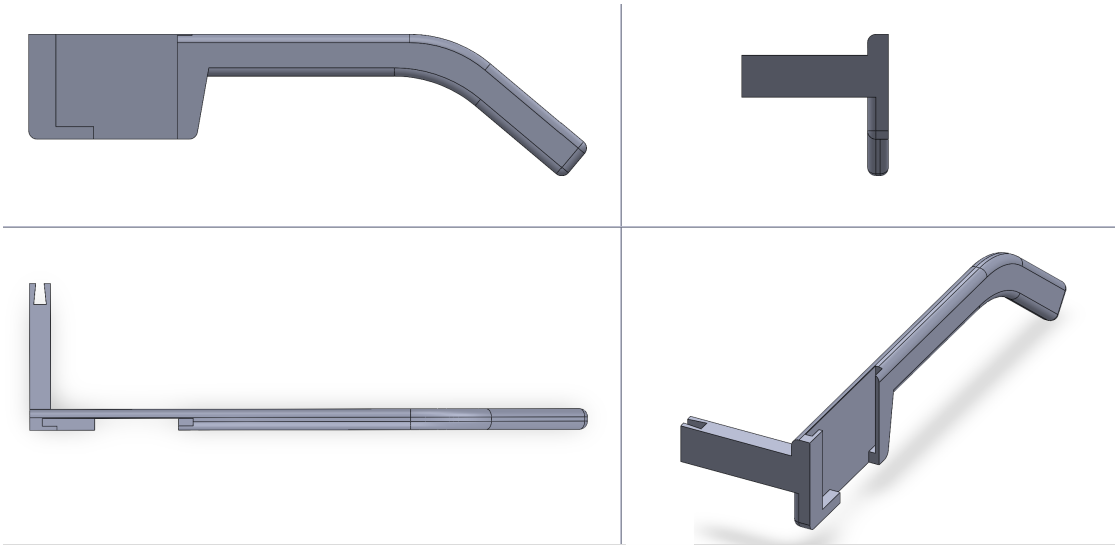
Fronte dell'occhiale



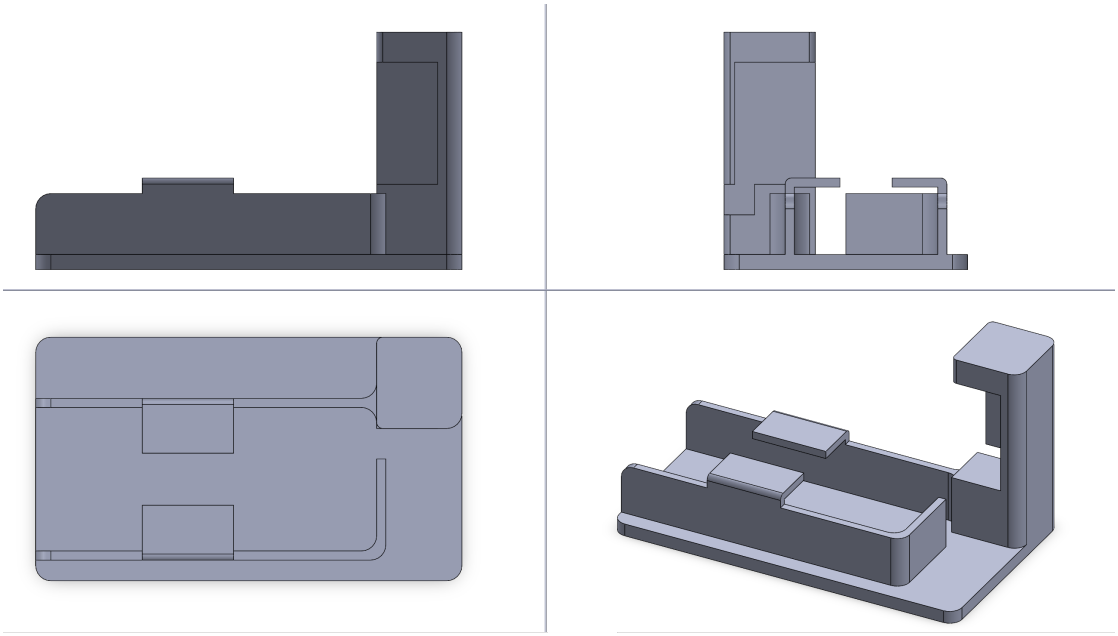
Asta destra



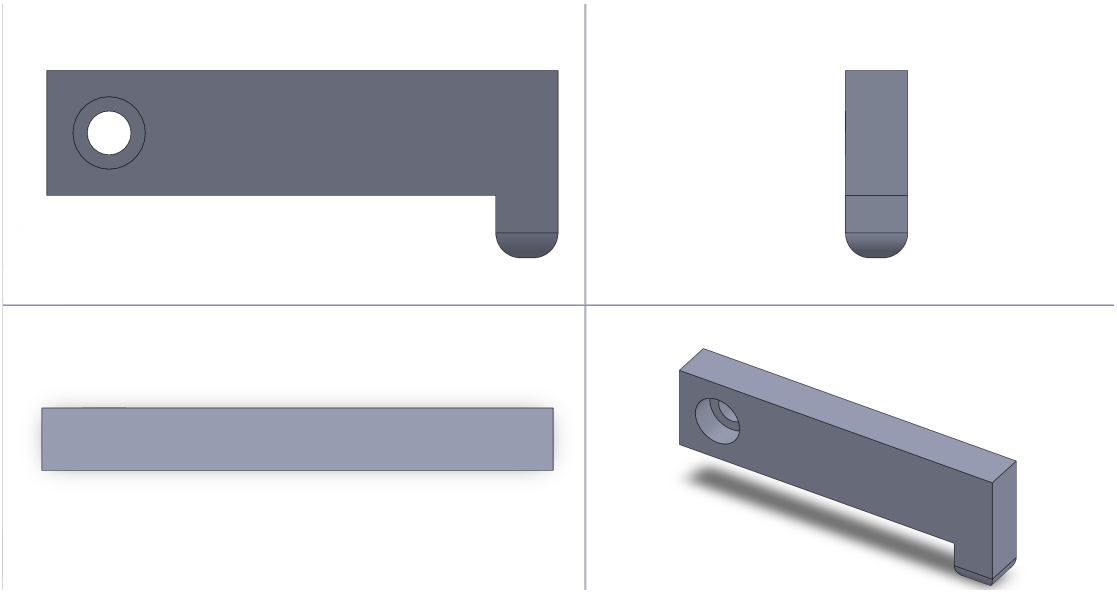
Asta sinistra



Supporto



Leva a martello



Appendice C

Codice Arduino

```
// LIBRERIE:
#include <Wire.h>          // comunicazione I2C
#include <FIR_Filters.h>   // filtro FIR
#include <Servo.h>         // gestione servomotore

// INDIRIZZI:
#define ID_FDC 0x2A
#define DATA_MSB 0x00
#define DATA_LSB 0x01

// PIN:
const int FDC_SD = 2;       // pin per il Shutdown
const int ERR_CONFIG = 3;   // led errore configurazione
const int ERR_DATA = 4;     // led errore con dato
const int LED_CHIAMA = 5;   // led riconoscimento stimolo
const int BUZZER = 6;       // feedback sonoro
const int SERVO_PIN = 9;    // segnale per il servomotore

// VARIABILI:
const int ATTESA = 1;
const int STIMOLO = 2;
const int CHIAMATA = 3;
int stato = ATTESA;                   // inizializzazione dello
    stato attesa
float f_raw;                          // [Hz] -> frequenza sensore
    grezza
float f_sensor[3];                    // [Hz] -> frequenza sensore
    filtrata
const long f_ref = 20 * pow(10, 6);   // [Hz] -> frequenza di
    riferimento
const long Ts = 17;                   // [ms] -> tempo di
    campionamento (f_sample = 60 Hz)
```

```
28 const long Ta = 6000;                  // [ms] -> durata finestra di
       attivazione chiamata (6 s = 6000 ms)
29 const float th = 3;                    // [Hz] -> valore assoluto
      della soglia
30 long t;                                // [ms] -> variabile di tempo
31 long ts[2];                            // [ms] -> variabile
      registrazione tempo di campionamento
32 long t_stimolo[2];                     // [ms] -> array per misurare
       la durata dello stimolo
33 long t_start;                          // [ms] -> tempo di inizio
      rilevamento chiamata
34 bool APERTURA = false;                 // flag per segnalare la fase
       di apertura dell'occhio
35 float f_min;                           // [Hz] -> picco negativo
      dello stimolo
36 float f_max;                           // [Hz] -> picco positivo
      dello stimolo
37 int count = 0;                         // contatore degli stimoli
38 Servo myservo;                         // oggetto per controllare il
       servomotore
39 int deg = 100;                         // [deg] -> angolo di
      attivazione pulsante per servomotore
40 int pos_start = 180;                   // [deg] -> posizione
      iniziale del servomotore
41
42 // COSTRUZIONE FILTRO FIR:
43 #define FIR_TAPS 21
44 double b[FIR_TAPS] = { 0.000000000000000, 0.001327222896911,
      0.004650252250658, 0.011749802608142, 0.023779221956107,
      0.040723451189875, 0.061156926116235,
45                        0.082403674188359, 0.101082211156672,
      0.113897378800498, 0.118459717673086, 0.113897378800498,
      0.101082211156672, 0.082403674188359,
46                        0.061156926116235, 0.040723451189875,
      0.023779221956107, 0.011749802608142, 0.004650252250658,
      0.001327222896911, 0.000000000000000 };
47 FIR_Filter_post_multiplication<double, FIR_TAPS> filter(b);  //
      filtro
48 int i_fir = 0;                                                //
      numero del campione inserito nel filtro
49
50
51 void setup() {
52
53   // inizializzazione della porta seriale per visualizzare i dati
54   Serial.begin(9600);
55   delay(500);
56
57   // inzializzazione dei pin
```

```
58    pinMode(BUZZER, OUTPUT);
59    digitalWrite(BUZZER, LOW);
60    delay(50);
61    myservo.attach(SERVO_PIN);
62    myservo.write(pos_start);
63    delay(50);
64    pinMode(FDC_SD, OUTPUT);
65    digitalWrite(FDC_SD, LOW);
66    delay(50);
67    pinMode(ERR_CONFIG, OUTPUT);
68    digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
69    delay(50);
70    pinMode(ERR_DATA, OUTPUT);
71    digitalWrite(ERR_DATA, LOW);
72    delay(50);
73    pinMode(LED_CHIAMA, OUTPUT);
74    analogWrite(LED_CHIAMA, 0);
75    delay(50);
76
77    // configurazione Arduino come Master per la I2C
78    Wire.begin();
79    delay(50);
80
81    // Configurazione FDC: ch0 differenziale con fs = 60Hz
82    configurazioneFDC();
83
84    delay(1000);  //pausa per vedere i messaggi della configurazione
85
86    // RIEMPIMENTO FILTRO (impiega circa 0.5 s)
87    for (int i = 0; i < 30; i++) {
88      f_raw = dataFDC();
89      // Aggiungo il campione al filtro
90      filter.add_sample(f_raw, i_fir, TimeUnit::SECONDS);
91      i_fir++;
92      delay(Ts);
93    }
94
95    // INIZIALIZZAZIONE VARIABILI
96    for (int i = 0; i < 3; i++) {
97      f_raw = dataFDC();
98      f_sensor[i] = dataFilter(f_raw);
99      delay(Ts);
100   }
101   t_start = millis();
102 }
103
104 void loop() {
105   ts[0] = millis(); // tempo di inizio campionamento
106
```

```
107   f_raw = dataFDC();
108   f_sensor[2] = dataFilter(f_raw);
109
110   float diff = f_sensor[2] - f_sensor[1];
111
112   switch (stato) {
113
114     case ATTESA: // aspetta di trovare un probabile inizio di
      stimolo
115       if (diff < -th) {
116         stato = STIMOLO;
117         t_stimolo[0] = millis(); // tempo di inizio stimolo
118         APERTURA = false;
119
120         if (count == 0) { //azzeramento tempo della finestra in
      presenza del primo stimolo
121           t_start = millis();
122           analogWrite(LED_CHIAMA, 0);
123         }
124       }
125
126       break;
127
128     case STIMOLO:
129
130       // controllo di essere dentro la finestra di attivazione
      della chiamata
131       t = millis();
132       if ((t - t_start) > Ta) { // se finestra finita azzero il
      conteggio
133         t_start = millis();
134         count = 0;
135         analogWrite(LED_CHIAMA, 0);
136       }
137
138       if ((t - t_stimolo[0]) < 1200) {  // lo stimolo deve durare
      al massimo 1.2s = 1200ms
139
140         if (diff < -th) {
141           f_min = f_sensor[2];
142           // controllo se non è iniziata di nuovo la prima fase
      dello stimolo
143           if ((f_sensor[1] - f_sensor[0]) >= -th) {
144             t_stimolo[0] = millis();
145           }
146         }
147
148         if (diff >= th) {  // inizia la seconda fase dello stimolo
149           APERTURA = true;
```

```
150         }
151         else if (APERTURA == true) {  // lo stimolo è finito (diff
    <th dopo l'apertura)
152           t_stimolo[1] = millis();
153           f_max = f_sensor[2];
154           // se lo stimolo è durato almeno 0.2s = 200ms e se c'è
    stato il corretto delta
155           if (((t_stimolo[1] - t_stimolo[0]) >= 200) && ((f_max -
    f_min) >= 50) && ((f_max - f_min) <= 1000)){
156             stato = CHIAMATA;
157           }
158           else {
159             stato = ATTESA;
160           }
161         }
162       }
163       else {
164         stato = ATTESA;
165       }
166
167       break;
168
169     case CHIAMATA:
170       count++;
171       analogWrite(LED_CHIAMA, (255 / 3) * count);
172
173       // se sono stati riconosciuti tre stimoli nella finestra
    attivo la chiamata
174       if (count == 3) {
175         digitalWrite(BUZZER, HIGH);
176
177         delay(20);
178
179         for (int pos = 0; pos <= deg; pos++){
180           myservo.write(pos_start-pos);
181           delay(20);
182         }
183         delay(20);
184         for (int pos = deg; pos >= 0; pos--){
185           myservo.write(pos_start-pos);
186           delay(20);
187         }
188
189         digitalWrite(BUZZER, LOW);
190         delay(50);
191         analogWrite(LED_CHIAMA, 0);
192         count = 0;
193       }
194
```

```
195       stato = ATTESA;
196       break;
197   }
198
199   // print per serial plotter
200   Serial.print("time:");
201   Serial.print((t - t_start) * pow(10, -3));
202   Serial.print(",");
203   Serial.print("f_sensor:");
204   Serial.print(f_sensor[2]);
205   Serial.print(",");
206   Serial.print("diff:");
207   Serial.print(diff);
208   Serial.print(",");
209   Serial.print("-th:");
210   Serial.print(th*-1);
211   Serial.print(",");
212   Serial.print("th:");
213   Serial.print(th);
214   Serial.print(",");
215   Serial.print("count:");
216   Serial.println(count);
217
218   // scalo i dati
219   f_sensor[0] = f_sensor[1];
220   f_sensor[1] = f_sensor[2];
221
222   ts[1] = millis(); // tempo di fine campionamento
223
224   // aspetto il tempo necessario per avere una fs = 60 Hz
225   if ((ts[1] - ts[0]) < Ts) {
226     delay(Ts - (ts[1] - ts[0]));
227   }
228 }
229
230 /*************** FUNZIONE PER LA CONFIGURAZIONE DEL FDC
      **********************************/
231 void configurazioneFDC() {
232   /*-------IMPORTNATE--------------------
233     FDC vuole sempre prima i MSB e poi gli LSB ma arduino manda
      prima gli LSB
234     indirizzi -> ok (8bit)
235     configurazioni -> vanno mandati manualmente i primi 8bit MSB e
      poi gli altri 8bit LSB
236   */
237
238   Serial.println("Sto configurando il FDC. Attendere ...");
239
```

```
240  byte error = 0; // flag per segnalare un errore di
      configurazione
241  c = 0;          // contatore per arrestare il while
242
243  delay(5);
244
245  do{
246    Wire.beginTransmission(ID_FDC);
247    /* CLOCK_DIVIDERS
248      bit 15:14 = b00 -> riservati
249      bit 13:12 = b01 -> divisione per 1 di f_sensor (f_in=
     f_sensor) per frequenze del sensore 0.01-8.75 MHz in
     differenziale
250      bit 11:10 = b00 -> riservati
251      bit 9:0 = b10 -> divisione per 2 della f_clock per avere
     f_ref = 20 MHz (f_ref > 4*f_in(max) con f_sensor(max) = 5 MHz)
252
253      0001 0000 0000 0010 => 0x1002
254    */
255
256    Wire.write(0x14);
257    Wire.write(highByte(0x1002));
258    Wire.write(lowByte(0x1002));
259
260    error = Wire.endTransmission();
261
262    if (error == 0) {
263      Serial.println("Configurazione CLOCK_DIVIDER inviata con
     successo!");
264      digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
265      break;
266    } else {
267      Serial.println("Errore nella trasmissione");
268      Serial.println(error);
269      digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
270    }
271    c++;
272  } while ((error != 0) && (c < 3));
273
274  delay(5);
275  do{
276    Wire.beginTransmission(ID_FDC);
277    /* DRIVE_CURRENT
278      bit 15:11 = b01110 -> corrente nel sensore (I_DRIVE = 0.126
     mA)
279      bit 10:0 = b000 0000 0000 -> riservati
280
281      0111 0000 0000 0000 => 0x7000
282    */
```

```
283
284     Wire.write(0x1E);
285     Wire.write(highByte(0x7000));
286     Wire.write(lowByte(0x7000));
287
288     error = Wire.endTransmission();
289
290     if (error == 0) {
291       Serial.println("Configurazione DRIVE_CURRENT inviata con
      successo!");
292       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
293       break;
294     } else {
295       Serial.println("Errore nella trasmissione");
296       Serial.println(error);
297       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
298     }
299     c++;
300   } while ((error != 0) && (c < 3));
301
302   delay(5);
303
304   do{
305     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
306     /* SETTLECOUNT
307       bit 15:0 = 8 -> fattore per il tempo di attesa ts = (
      SETTLECOUNT*16)/f_ref con SETTLECOUNT > (Vpk*f_ref*C*pi^2)/(32*
      I_drive) = 7.31
308
309       0000 0000 0000 1000 => 0x0008
310     */
311
312     Wire.write(0x10);
313     Wire.write(highByte(0x0008));
314     Wire.write(lowByte(0x0008));
315
316     delay(5);
317
318     error = Wire.endTransmission();
319
320     if (error == 0) {
321       Serial.println("Configurazione SETTLECONUT inviata con
      successo!");
322       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
323       break;
324     } else {
325       Serial.println("Errore nella trasmissione");
326       Serial.println(error);
327       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
```

```
328     }
329     c++;
330   } while ((error != 0) && (c < 3));
331
332   delay(5);
333
334   do{
335     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
336     /*RCOUNT
337       bit 15:0 = 21241 -> fattore per il tempo di conversione tc = Tsample - ts - delay con delay = 692ns + 5/f_ref, RCOUNT = (tc*f_ref)/16 = 2^(ENOB), ENOB:numero di bit effettivi
338
339       0101 0010 1111 1001 => 0x52F9
340     */
341
342     Wire.write(0x08);
343     Wire.write(highByte(0x52F9));
344     Wire.write(lowByte(0x52F9));
345
346     delay(5);
347
348     error = Wire.endTransmission();
349
350     if (error == 0) {
351       Serial.println("Configurazione RCOUNT inviata con successo!");
352       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
353       break;
354     } else {
355       Serial.println("Errore nella trasmissione");
356       Serial.println(error);
357       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
358     }
359     c++;
360   } while ((error != 0) && (c < 3));
361
362   delay(5);
363
364   do{
365     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
366     /* ERROR_CONFIG
367       bit 15:14 = b00 -> riservati
368       bit 13 = b1 -> riporta errore Watchdog sul bit DATA_MSB
369       bit 12 = b1 -> riporta errore ampiezza elevata sul bit DATA_MSB
370       bit 11 = b1 -> riporta errore ampiezza bassa sul bit DATA_MSB
371       bit 10:6 = 0 -> riservati
```

```
372       bit 5 = b0 -> non riporta errore Watchdog sul pin INTB
373       bit 4:1 = 0 -> riservati
374       bit 0 = b0 -> non riporta presenza nuovo dato su INTB
375
376       0011 1000 0000 0000 => 0x3800
377     */
378
379     Wire.write(0x19);
380     Wire.write(highByte(0x3800));
381     Wire.write(lowByte(0x3800));
382
383     delay(5);
384
385     error = Wire.endTransmission();
386
387     if (error == 0) {
388       Serial.println("Configurazione ERROR_CONFIG inviata con
      successo!");
389       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
390       break;
391     } else {
392       Serial.println("Errore nella trasmissione");
393       Serial.println(error);
394       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
395     }
396     c++;
397   } while ((error != 0) && (c < 3));
398
399   delay(5);
400
401   do{
402     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
403     /* MUX_CONFIG
404       bit 15 = 0 -> continuità sul canale attivo
405       bit 14:13 = b00 -> sequenza dell'autoscan (valore di defult
      non utilizzato perchè selezionata prima la modalità a singolo
      canale)
406       bit 12:3 = b0 0010 0000 1 -> riservati
407       bit 2:0 = b101 -> filtro deglitch @ 10 MHz (il più piccolo
      valore che supera f_sensor(max) = 5 MHz)
408
409       0000 0010 0000 1101 => 0x020D
410     */
411     Wire.write(0x1B);
412     Wire.write(highByte(0x020D));
413     Wire.write(lowByte(0x020D));
414
415     delay(5);
416
```

```
417     error = Wire.endTransmission();
418
419     if (error == 0) {
420       Serial.println("Configurazione MUX inviata con successo!");
421       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
422       break;
423     } else {
424       Serial.println("Errore nella trasmissione");
425       Serial.println(error);
426       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
427     }
428     c++;
429   } while ((error != 0) && (c < 3));
430
431   delay(5);
432
433   do{
434     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
435
436     /* CONFIG
437       bit 15:14 = b00 -> CH0 come canale attivo
438       bit 13 = b0 -> passa alla modalità attiva
439       bit 12 = b1 -> riservato
440       bit 11 = b0 -> massima corrente durante attivazione
441       bit 10 = b1 -> riservato
442       bit 9 = b1 -> clock esterno
443       bit 8 = b0 -> riservato
444       bit 7 = b1 -> disattiva segnalazione interupt su INTB
445       bit 6 = b0 -> no amplificazione corrente
446       bit 5:0 = 00 0001 -> riservati
447
448       0001 0110 1000 0001 => 0x1681
449     */
450     Wire.write(0x1A);
451     Wire.write(highByte(0x1681));
452     Wire.write(lowByte(0x1681));
453
454     delay(5);
455
456     error = Wire.endTransmission();
457
458     if (error == 0) {
459       Serial.println("Configurazione CONFIG inviata con successo!"
    );
460       digitalWrite(ERR_CONFIG, LOW);
461       break;
462     } else {
463       Serial.println("Errore nella trasmissione");
464       Serial.println(error);
```

```
465       digitalWrite(ERR_CONFIG, HIGH);
466     }
467     c++;
468   } while ((error != 0) && (c < 3));
469
470   delay(5);
471
472   Serial.println("Fatto");
473 }
474
475 /*************** FUNZIONE PER LA LETTURA DEL DATO DAL FDC
      **********************************/
476 float dataFDC() {
477   // oss: f = 0 quando non è riuscito a leggere il dato
478
479   float f;         // dato del sensore
480   bool err;        // flag di errore
481   int count = 0;   // contatore degli errori
482
483   do {
484
485     byte lsb[2];  // dati contenuti nel registro LSB
486     byte msb[2];  // dati contenuti nel registro MSB
487
488     // RICHIESTA DATO
489     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
490     Wire.write(DATA_MSB);
491     Wire.endTransmission();
492     Wire.requestFrom(ID_FDC, 2);
493     int i = 0;
494     while (Wire.available()) {
495       msb[i] = Wire.read();
496       i++;
497     }
498
499     Wire.beginTransmission(ID_FDC);
500     Wire.write(DATA_LSB);
501     Wire.endTransmission();
502     Wire.requestFrom(ID_FDC, 2);
503     i = 0;
504     while (Wire.available()) {
505       lsb[i] = Wire.read();
506       i++;
507     }
508
509     // CONTROLLO ERRORI
510     if (bitRead(msb[0], 5) == 1) {  // bit 13 = 1
511       Serial.println("Errore timeout watchdog conversione");
512       err = true;
```

```
513     }
514
515     else if (bitRead(msb[0], 4) == 1) {  // bit 12 = 1
516       Serial.println("Problema ampiezza sul canale");
517       err = true;
518     }
519
520     else {
521       err = false;
522       long s = (long(msb[0] << 24) + long(msb[1] << 16) + long(lsb
      [0] << 8) + long(lsb[1]));  // dato digitale completo
523       f = (float(f_ref) * s) / pow(2, 28);  // frequenza di
      risonanza del sensore
524     }
525
526     count++;
527
528   } while ((err) && (count < 3));  // dopo 3 volte che tenta esce
     fuori
529
530   if (count == 3) {
531     Serial.println("Lettura dato fallita, ritenta");
532     f = 0;
533     digitalWrite(ERR_DATA, HIGH);
534     delay(500);
535     digitalWrite(ERR_DATA, LOW);
536   }
537
538   return (f);
539 }
540
541 /*************** FUNZIONE PER IL FILTRAGGIO DEL DATO DEL FDC
      ******************************/
542 float dataFilter(float data_raw) {
543
544   // Aggiungo il campione al filtro
545   filter.add_sample(data_raw, i_fir, TimeUnit::SECONDS);
546   i_fir++;
547   // chiedo il campione filtrato
548   float data_filt = filter.get_filtered_value();
549
550   return (data_filt);
551 }
```

Bibliografia

[1] Mengxi Liu, Sizhen Bian e Paul Lukowicz. «Non-contact, real-time eye blink detection with capacitive sensing». In: *Proceedings of the 2022 ACM International Symposium on Wearable Computers*. 2022, pp. 49–53.

[2] Mengxi Liu et al. «Energy-efficient, low-latency, and non-contact eye blink detection with capacitive sensing». In: *Frontiers in Computer Science* 6 (2024), p. 1394397.

[3] Richard R Hurtig, Rebecca M Alper e Benjamin Berkowitz. «The cost of not addressing the communication barriers faced by hospitalized patients». In: *Perspectives of the ASHA special interest groups* 3.12 (2018), pp. 99–112.

[4] Normazlianita Mohamad Alias. «Multi-Array Sensorised Pillowcase as Call Detection Alarm System for in Ward Tetraplegic Patient». Tesi di laurea mag. University of Malaya (Malaysia), 2021.

[5] Susan K Fager, Judith M Burnfield e Tabatha Sorenson. «Participatory Design Approach to Creating an Accessible Nurse-Call/Hospital Room Control System for Individuals with Severe Physical Impairments.» In: *Assistive Technology Outcomes & Benefits (ATOB)* 17 (2023).

[6] Lauren Zubow e Richard Hurtig. «A demographic study of AAC/AT needs in hospitalized patients». In: *Perspectives on Augmentative and Alternative Communication* 22.2 (2013), pp. 79–90.

[7] Susan Koch Fager e Judith M Burnfield. «Patients' experiences with technology during inpatient rehabilitation: opportunities to support independence and therapeutic engagement». In: *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 9.2 (2014), pp. 121–127.

[8] Sunil Sabharwal. *Essentials of spinal cord medicine*. Demos Medical Publishing, 2013.

[9] Nicolas Nels Brown. «Comparing User Performance with Multiple Sip-and-Puff Control Strategies for Adaptive Devices». Tesi di laurea mag. The University of Utah, 2018.

[10] KH Herrmann et al. «Differences in functioning of individuals with tetraplegia and paraplegia according to the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)». In: *Spinal Cord* 49.4 (2011), pp. 534–543.

[11] L Floris, C Dif e M Le Mouel. «The tetraplegic patient and the environment». In: *Surgical rehabilitation of the upper limb in tetraplegia* (2002), pp. 45–55.

[12] Sara Ventura et al. «Acceptance of assistive technology by users with motor disabilities due to spinal cord or acquired brain injuries: a systematic review». In: *Journal of Clinical Medicine* 12.8 (2023), p. 2962.

[13] Håvard Breivik. «Assistive technology for the physically impaired». Tesi di dott. MS thesis. NTNU, 2021.

[14] Nakamura Eiji. «Nurse call apparatus». JP2006075333A (JP). Keakomu Kk. 23 Mar. 2006. URL: https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/036155277/publication/JP2006075333A?q=pn%3DJP2006075333A.

[15] Kusunoki Hirokazu. «Nurse call slave unit». JP2010104530A (JP). Aiphone Co. Ltd. 13 Mag. 2010. URL: https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/042294580/publication/JP2010104530A?q=pn%3DJP2010104530A.

[16] Donald P. Natitus e Curt T. Carlson. «Portable patient call». US4298863A (US). St. Anthony Hospital Systems. 3 Nov. 1981. URL: https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/022373886/publication/US4298863A?q=pn%3DUS4298863A.

[17] Yoshikawa Shigeki. «Nurse call slave machine». JP2016179031A (JP). Corecom Co. Ltd. 13 Ott. 2016. URL: https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/057131327/publication/JP2016179031A?q=pn%3DJP2016179031A.

[18] Ryuto Tamai et al. «Eyeglass-Type Switch: A Wearable Eye-Movement and Blink Switch for ALS Nurse Call». In: *Electronics* 14.21 (2025), p. 4201.

[19] Jeonghee Kim et al. «Qualitative assessment of tongue drive system by people with high-level spinal cord injury». In: *Journal of rehabilitation research and development* 51.3 (2014), p. 451.

[20] Anja Jackowski, Marion Gebhard e Roland Thietje. «Head motion and head gesture-based robot control: A usability study». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 26.1 (2017), pp. 161–170.

[21] Tobais Elder, Michelle Martinez e David Sylvester. «Alternate computer input device for individuals with quadriplegia». In: (2014).

[22] Okabe Hiromichi. «Input device for computer». JP2006139327A (JP). Okabe Hiromichi. 1 Giu. 2006. URL: https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/036620142/publication/JP2006139327A?q=pn%3DJP2006139327A.

[23] Giulio E Lancioni et al. «Children with multiple disabilities and minimal motor behavior using chin movements to operate microswitches to obtain environmental stimulation». In: *Research in Developmental Disabilities* 27.3 (2006), pp. 290–298.

[24] Sizhen Bian et al. «Body-area capacitive or electric field sensing for human activity recognition and human-computer interaction: A comprehensive survey». In: *Proceedings of the ACM on interactive, mobile, wearable and ubiquitous technologies* 8.1 (2024), pp. 1–49.

[25] Kyung-Ah Kwon et al. «High-speed camera characterization of voluntary eye blinking kinematics». In: *Journal of the royal society Interface* 10.85 (2013), p. 20130227.

[26] Jinyoung Kim et al. «Human eyelid behavior is driven by segmental neural control of the orbicularis oculi». In: *Proceedings of the National Academy of Sciences* 122.32 (2025), e2508058122.

[27] L. Frattura et al. *ICF 2018 - Classificazione Internazionale del Funzionamento, della Disabilità e della Salute. Nuova traduzione in italiano della classificazione a un livello, a due livelli e dettagliata con definizioni, comprensiva degli aggiornamenti cumulativi 2011-2018*. Licenza: CC BY-NC-ND 4.0. Trieste: Azienda Sanitaria Universitaria Giuliano Isontina, 2022.