

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Elettronica



Tesi di laurea

PROGETTAZIONE E REALIZZAZIONE DI UN SENSORE ELETTROMAGNETICO

PER AUSILIO DI ATLETI IPOVEDENTI O NON VEDENTI

DESIGN AND REALIZATION OF AN ELECTROMAGNETIC SENSOR

TO HELP VISUALLY IMPAIRED OR BLIND ATHLETES

Relatore:

Prof.ssa Paola Russo

Correlatore:

Ing. Alfredo De Leo

Candidato:

Jun Xian Zheng

Anno accademico 2021/2022

Ringraziamenti

Dedico questa tesi ai miei genitori che mi hanno dato l'opportunità di studiare e messo sempre nelle condizioni migliori per poter raggiungere questo importante traguardo.

Ringrazio le mie tre sorelle che mi hanno sempre incoraggiato e spronato a dare il meglio durante questo percorso.

Ringrazio i miei amici Andrea e Michele che con i loro consigli e le loro risate mi hanno permesso di affrontare e superare anche i momenti più difficili.

Un ringraziamento particolare va a Man Ling, fidanzata, ma anche "mamma", psicologa, coinquilina e tanto altro. Grazie per essere stata sempre al mio fianco.

Infine, un ringraziamento speciale va alla mia relatrice, la professoressa Paola Russo, al professore Graziano Cerri e all'ingegnere Alfredo De Leo, che mi hanno seguito durante il tirocinio e nella stesura della tesi con grande disponibilità, professionalità e competenza.

INDICE

1. CAPITOLO 1	1
Introduzione	
1.1 L'atletica leggera paralimpica	2
1.2 L'atletica leggera per atleti ipovedenti o non vedenti	3
1.3 L'importanza dell'atleta guida	4
2. CAPITOLO 2	5
Infrastruttura del sistema di corsa autonoma per atleti non vedenti	
2.1 Infrastruttura fissa: il loop	5
2.2 Infrastruttura fissa: il generatore	6
2.3 Infrastruttura mobile	7
2.3.1 Risoluzione dei problemi riscontrati nel sensore ricevente	8
3. CAPITOLO 3	9
Ottimizzazione del sensore ricevente: il modello a campo non uniforme	
3.1 Il modello a campo non uniforme	10
3.2 Programma di calcolo MatLab	12
3.3 Considerazioni sul nuovo modello	16
4. CAPITOLO 4	17
Valutazione del flusso di campo magnetico e della forza elettromotrice	
4.1 Andamento del flusso di campo magnetico	17
4.2 Andamento della forza elettromotrice	19
5. CAPITOLO 5	22
Attività di laboratorio: simulazione del sensore ricevente	
5.1 Allestimento del set-up sperimentale	22
5.2 Misure in laboratorio	26
5.3 Confronto teorico-sperimentale	28
6. CONCLUSIONE	29

CAPITOLO 1

Introduzione

Lo sport riveste da sempre un ruolo fondamentale nella vita dell'essere umano poiché comporta molteplici benefici sia dal punto di vista mentale che sul piano fisico. Contribuisce ad allieviare lo stress, eliminare l'ansia, attenuare i sintomi della depressione e permette di mantenere giovane e attivo il corpo. Praticare un'attività sportiva, dunque, costituisce uno strumento molto efficace per uno sviluppo sano dell'intero organismo e del mantenimento della sua efficienza funzionale. Esso risulta fondamentale in ogni fase della nostra vita in quanto aiuta il bambino a socializzare, supporta l'adolescente nella fase dello sviluppo, funge da antidepressivo naturale per l'adulto e dà fonte di svago a quest'ultimo dallo stress della routine quotidiana.

Tali benefici risultano ancora più significanti e soddisfacenti se vengono associati a una persona con disabilità.

In questo caso, la regolare pratica sportiva permette all'individuo di uscire da schemi e muri mentali, diminuire le emozioni negative, migliorare le capacità di risposta agli stimoli e quindi, raggiungere un importante benessere interiore. Inoltre, le attività sportive aiutano ad ottenere una maggiore consapevolezza del proprio corpo, a riconoscerne le potenzialità e a riscoprire la propria dignità in quanto persona umana e sociale. Pertanto, per un soggetto disabile, praticare uno sport significa avere dei vantaggi non solo in ambito fisico ma anche sotto l'aspetto cognitivo e psichico, e comporta, in aggiunta, lo sviluppo di importanti competenze socio-relazionali.

I principali benefici a livello fisico riguardano lo sviluppo di un maggiore equilibrio e il potenziamento del tono muscolare. Attraverso lo sport, infatti, una persona disabile può imparare a muoversi correttamente nello spazio, acquisendo e incrementando le abilità di organizzazione spazio-temporali e raggiungendo un ottimo livello di autonomia motoria. Inoltre, attraverso il movimento, i soggetti disabili migliorano la loro resistenza, velocità e forza, favoriscono la diminuzione della frequenza cardiaca, ottimizzano il ritmo respiratorio e rinforzano il sistema immunitario. Tutto ciò non solo consente loro di scoprire quali sono le risorse e i limiti del proprio corpo, ma anche di maneggiare e di relazionarsi più facilmente con eventuali ausili.

Non vanno poi sottovalutati gli effetti positivi dello sport sulla nostra mente. Infatti, una persona disabile che pratica uno sport vedrà ridursi drasticamente le emozioni negative, come ansia, stress, depressione e solitudine; inoltre riuscirà a gestire meglio le situazioni di crisi e a controllare i nervi. Questo aumento del benessere emotivo generale è spiegato dal fatto che svolgere un'attività motoria induce l'organismo alla produzione di endorfine, sostanze chimiche che hanno effetti positivi sull'umore generale dell'essere umano e sulla regolazione del sonno. Tutto ciò permette alla persona con disabilità di acquisire maggiore sicurezza ed autostima, contribuendo a ripristinare la fiducia nelle proprie potenzialità.

Per quanto concerne i benefici socio-relazionali, la pratica sportiva risulta molto importante perché facilita l'inserimento delle persone con disabilità in un contesto sociale. Infatti, all'interno del mondo sportivo le interazioni che si instaurano sono molteplici e di diverso tipo: si entra in contatto con l'allenatore, con i compagni e con gli avversari. Questo permette all'individuo di comprendere l'importanza di far parte di un team e di rafforzare valori come il rispetto, la lealtà, e la disciplina. Inoltre, la vasta gamma di relazioni e connessioni consente al soggetto di sperimentare diversi sentimenti ed emozioni, gestire eventuali conflitti relazionali e a porsi correttamente nei confronti delle persone con cui interagisce.

Dunque, lo sport permette alle persone con disabilità di trarre numerosi giovamenti su corpo, equilibrio, umore e mente. Inoltre, fornisce gli strumenti adeguati per sperimentare se stessi in contesti nuovi e inaspettati, contribuendo quindi, a costruire o potenziare una propria identità personale.

1.1 L'atletica leggera paralimpica

Attualmente sono tante le discipline che possono essere praticate anche in situazioni di disabilità: dal basket in carrozzina al sitting volley, dalla vela allo sci fino all'handbike. Tra le varie discipline, ai fini di questo progetto approfondiamo l'atletica leggera paralimpica.

Le prime gare di atletica leggera paralimpica risalgono ai primi anni del 1950, dove ai Giochi di Stoke Mandeville (Inghilterra), i veterani della Seconda guerra mondiale disputavano le gare in carrozzina. Negli anni successivi, vennero aggiunte altre categorie di disabilità, come quelle degli amputati e dei non vedenti, facendo diventare questo sport sempre più popolare e praticato. Attualmente, infatti, l'atletica leggera paralimpica viene praticata in oltre 120 Paesi ed è considerata come la "regina" delle discipline sportive per disabili.

A livello internazionale, l'atletica leggera paralimpica è governata dall'IPC, International Paralympic Committee (Comitato Paralimpico Internazionale), mentre in Italia sono due le associazioni di riferimento: FISPE (Federazione Italiana Sport Paralimpici e Sperimentali) e FISDIR (Federazione Italiana Sport Paralimpici Degli Intellettivo-Relazionali).

La prima federazione concerne le disabilità fisiche e sensoriali, mentre la seconda si occupa di disabilità di tipo intellettivo-relazionale.

Le discipline sportive paralimpiche, così come quelle olimpiche, includono gare su pista (staffette, 100 m, 200 m, ecc.), su strada (maratona), concorsi (salto in alto, salto in lungo, lancio del disco, lancio del giavellotto, ecc.) e pentathlon.

Questo sport può essere praticato da atleti colpiti da disabilità fisiche, sensoriali e intellettive, che a seconda delle loro patologie, partecipano alle varie competizioni in carrozzina, in piedi (con o senza l'ausilio di protesi) e, nel caso di atleti ipovedenti o non vedenti, insieme ad una guida.

Oltre alla suddivisione in gruppi, gli atleti vengono poi divisi in categorie a seconda del tipo di disabilità e dei livelli di funzionalità:

- T/F 11-13 Atleti con menomazione visiva (ipovedenti)
- T/F 20 Atleti con disabilità intellettiva
- T/F 31-38 Atleti cerebrolesi (possono gareggiare sia in piedi che in carrozzina)
- T/F 40-46 Atleti con amputazione, atleti affetti da nanismo e altre tipologie di disabilità
- T 51-54 Atleti in carrozzina (in questa categoria possono gareggiare sia i paraplegici che gli amputati che scelgono di non gareggiare in piedi)
- F 51-58 Atleti che gareggiano seduti sul campo di gara

dove T = tracks, gare su pista; F = field, concorsi

Infine, è bene ricordare che le carrozzine da corsa e le protesi sono da considerarsi a tutti gli effetti attrezzature sportive degli atleti disabili. Quest'ultime, grazie all'innovazione tecnologica e alla continua ricerca di materiali più leggeri e performanti, hanno permesso agli atleti paralimpici di effettuare prestazioni eccellenti a tal punto da ottenere risultati paragonabili a quelli degli atleti olimpici. [1]

1.2 L' atletica leggera per atleti ipovedenti o non vedenti

Tra le diverse categorie, poniamo la nostra attenzione su quella degli atleti con menomazione visiva. Quest'ultimi durante la corsa, che sia in pista o su strada, necessitano di qualcuno o

qualcosa che li guidi verso la corretta direzione, motivo per il quale normalmente vengono affiancati da un atleta guida che mediante un semplice richiamo verbale, attraverso il contatto fisico o utilizzando degli ausili li aiuta a non perdere l'orientamento.

Solitamente nelle gare in pista si utilizza una corda di circa 50 cm che unisce l'atleta non vedente alla sua guida. Questo permette al corridore vedente di guidare facilmente l'atleta con disabilità visiva, senza ostacolare la sua corsa.

1.3 L'importanza dell'atleta guida

Per una persona con menomazione visiva, poter contare sull'affiancamento di un atleta guida che lo segua quotidianamente durante gli allenamenti, aiutandolo ad evitare gli ostacoli e a rendere i movimenti fluidi e precisi significa poter accedere ad uno sport. Pertanto, il ruolo di queste figure risulta di fondamentale importanza non solo nell'atletica leggera, ma in tutte le discipline che prevedano categorie riservate ad atleti non vedenti. Solitamente, il rapporto che si instaura tra atleta e la sua guida è strettissimo e, per ottenere risultati eccellenti, necessita di giungere a un livello di grande sintonia, proprio come se fossero un tutt'uno.

Nonostante la grande importanza dell'atleta guida per corridori con disabilità visiva, in Italia tale figura risulta quasi introvabile e poco conosciuta. Sono infatti poche le persone che si dedicano a formarsi come atleti guide. Attualmente, una delle poche onlus dedicate è quella di 'Disabiliincorsa', che si occupa di far incontrare atleti e persone che vogliano fare le guide, ma per il resto, molto è lasciato ad azioni individuali. [2]

La carenza di guide sportive e la volontà di rendere l'atleta disabile più libero hanno incentivato lo sviluppo di sistemi innovativi per la guida autonoma di atleti ipovedenti. Tali sistemi si pongono l'obiettivo di rendere più indipendente l'atleta disabile, permettendogli di muoversi autonomamente all'interno dell'area di gara. L'idea, quindi, è quella di guidare l'atleta non più con un altro soggetto normodotato, ma con una serie di sensori fissati al suo corpo che lo indirizzeranno verso la direzione giusta attraverso stimoli sonori o vibrazionali.

Chiaramente la tecnologia non riuscirà mai a soppiantare del tutto i compiti svolti dall'atleta guida, poiché quest'ultimo non deve solo orientare il corridore cieco, ma anche ascoltare l'atleta per coglierne le difficoltà, gli stati d'animo e le esigenze. La nuova tecnologia però, può dare nuovi impulsi e stimoli all'atleta ipovedente, in quanto quest'ultimo potrà raggiungere gli obiettivi prefissati in modo autonomo e libero. Inoltre, non dovrà più condividere i risultati ottenuti con la sua guida, ma saranno a tutti gli effetti il frutto della sua forza di volontà e del suo talento.

Infrastruttura del sistema di corsa autonoma per atleti non vedenti

Attualmente la gran parte dei dispositivi elettronici a supporto di persone non vedenti si basa su sensori ottici o ad ultrasuoni. Oltre a queste tecniche, recentemente è stato dimostrato che, per implementare un efficiente sistema di rilevamento di ostacoli, è altrettanto valida la tecnologia elettromagnetica. Sfruttando quindi la generazione e il rilevamento dei campi elettromagnetici, si vuole sviluppare un sistema adatto alla corsa autonoma di un atleta non vedente.

Questo sistema è composto da due parti principali: un'infrastruttura fissa integrata al terreno della pista di atletica e da un sensore che il corridore dovrà indossare.

La parte fissa ha il compito di generare il segnale elettromagnetico che verrà poi rilevato dal sensore indossato dall'atleta, tale segnale verrà poi elaborato ed utilizzato per generare un avviso al corridore riguardo la sua posizione dentro la corsia. Ciò è possibile in quanto ai bordi di quest'ultima sono collocati dei conduttori fissi e se l'atleta dovesse avvicinarsi troppo, il sensore capta un segnale che andrà ad azionare dei sistemi vibrazionali indossati come bracciali dall'atleta. Quest'ultimi avvertiranno il corridore intensificando o riducendo la vibrazione a seconda della correttezza della sua posizione all'interno della corsia.

2.1 Infrastruttura fissa: il loop

Due semplici fili conduttivi ed un apposito generatore a radiofrequenze compongono l'infrastruttura fissa. I fili, di sezione 2.5 mm, sono posti a una distanza costante in modo da formare un loop e possono essere appoggiati sul terreno della pista creando un sistema provvisorio, o altrimenti possono essere interrati realizzando un impianto fisso. I due conduttori paralleli saranno quindi percorsi da una corrente I_1 e I_2 e andranno a definire un percorso fittizio

formato dai campi elettromagnetici B1 e B2. Quest'ultimi verranno rilevati dal sensore indossabile, che, tramite i bracciali vibrazionali, permetterà all'atleta di orientarsi in modo ottimale all'interno della pista.

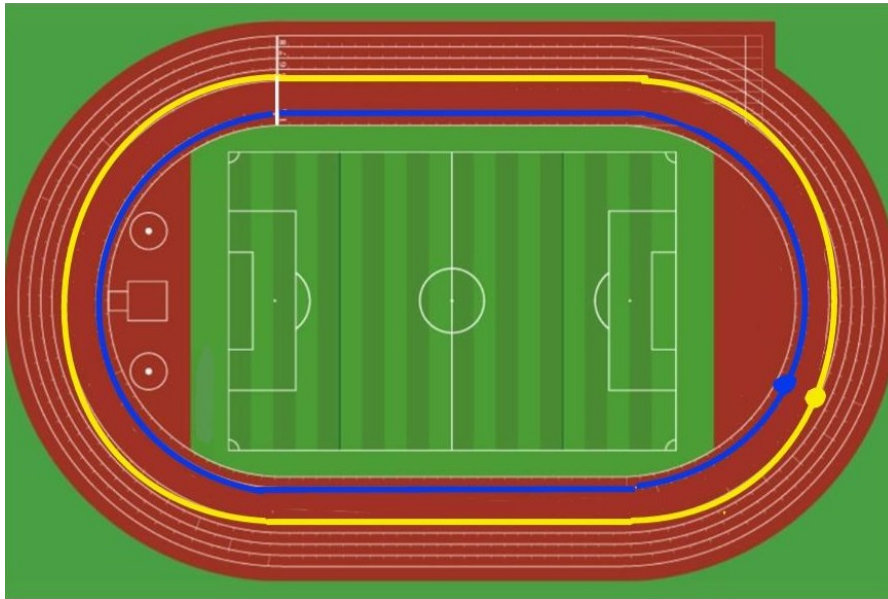


Fig.1: Rappresentazione dell'infrastruttura fissa su una pista d'atletica

2.2 Infrastruttura fissa: il generatore

Per quanto concerne il generatore a radiofrequenze, esso genera un segnale che consiste in una portante sinusoidale modulata in ampiezza da un'onda quadra alla frequenza di 100 kHz, la quale non risulta dannosa per l'essere umano.

La corrente prodotta è un impulso che presenta un'ampiezza da picco a picco di almeno 300 mA, così da avere una tensione percepibile ed utilizzabile dal sensore ricevente.

L'andamento del segnale nei due fili è rappresentato in *figura 2*. Il segnale inviato al primo filo, raffigurato in blu, è un impulso con un periodo di 32 ms e una durata di 5 ms; mentre in verde è mostrato lo stesso segnale ma trasmesso al secondo filo con un ritardo di 7 ms.

Sempre dalla *figura 2* è possibile notare che tra la fine di un impulso sul secondo filo e l'inizio di uno nuovo sul primo vi è un intervallo di tempo di 15 ms. Questo aspetto è fondamentale per il riconoscimento dei due campi magnetici prodotti dai fili poiché, grazie al ritardo temporale, l'unità ricevente capta un solo campo alla volta e, sapendo i tempi di invio di ogni segnale, potrà identificare con precisione dove si trova l'atleta.

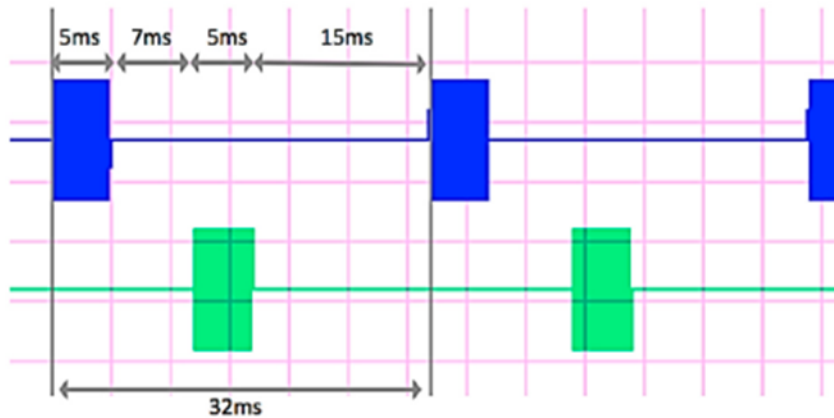


Fig. 2: grafico del segnale generato dal generatore per i due fili

2.3. Infrastruttura mobile

I campi elettromagnetici generati dall'impianto fisso vengono rilevati dall'infrastruttura mobile. Quest'ultima è composta da tre parti: il sensore per il rilevamento dei campi, un componente di elaborazione che analizza i dati ricevuti e dei sensori vibrazionali utilizzati per correggere la posizione dell'atleta.

In *figura 3*, i sensori vibrazionali indossabili come bracciali sono rappresentati ai lati, mentre il sensore ricevente è il componente bianco e infine la scheda elettronica funge da unità di elaborazione.



Fig. 3: infrastruttura mobile

Il sensore ricevente è una cintura indossabile dall'atleta costituita da N avvolgimenti che formano una piccola spira, la cui funzione è quella di rilevare i due campi magnetici generati dal loop trasmittente giacente a terra. Tali campi magnetici inducono due diverse forze elettromotrici nel sensore e l'unità di elaborazione integrata ad esso, calcola la differenza tra le due tensioni generate da ambo i fili, ricavando così, informazioni sulla posizione dell'atleta.

Se il valore della differenza supera una determinata soglia allora l'atleta si sta allontanando dal centro, finendo su uno dei confini della corsia e di conseguenza l'unità interviene attraverso una vibrazione per avvertire l'atleta del suo sviamento.

2.3.1 Risoluzione dei problemi riscontrati nel sensore ricevente

Il sistema di corsa autonoma realizzato all'interno dell'ambiente universitario è stato poi testato in pista da un atleta non vedente. Uno dei principali problemi riportati dal tester riguarda l'infrastruttura mobile e, in particolare, il sensore ricevente. Esso, infatti, non segnalava alcuna anomalia quando l'atleta si trovava proprio in corrispondenza di uno dei due confini della corsia, posizione che rappresenta il massimo sviamento, per cui i sensori vibrazionali avrebbero dovuto trasmettere all'atleta una vibrazione di massima intensità.

Ciò è causato dall'utilizzo di una sola bobina orizzontale parallela al suolo: i fili percorsi da corrente generano un campo magnetico il cui vettore è parallelo alla bobina, la quale, quindi, non risulta essere attraversata da alcun campo. Non generandosi alcuna differenza di potenziale ai capi della bobina, di conseguenza non viene azionato il processo di correzione della posizione e quindi non viene generato alcun segnale vibrazionale.

La problematica è stata superata aggiungendo, alla bobina orizzontale già presente, due bobine verticali, perpendicolari al suolo, che possono essere indossate sulle due spalle ed essendo collegate in serie, possono essere considerate come un tutt'uno.

In *figura 4* è rappresentata la soluzione appena descritta.

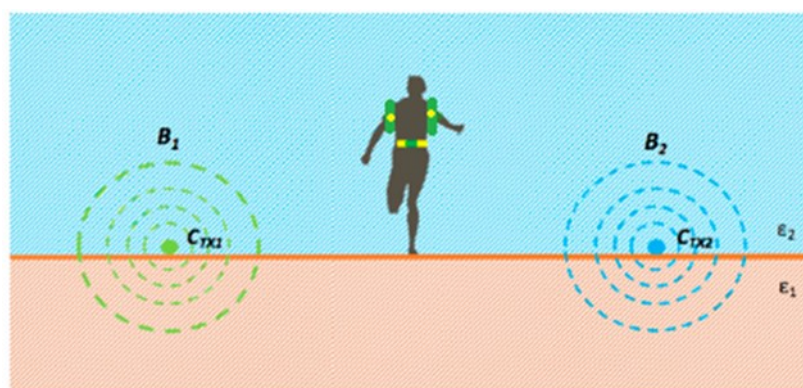


Fig. 4: rappresentazione dell'atleta con i sensori e dei due fili che generano i campi magnetici

Ottimizzazione del sensore ricevente: il modello a campo non uniforme

Come riportato nel capitolo precedente e rappresentato in *figura 5*, nel sistema di corsa autonoma è stata aggiunta una bobina verticale che, per comodità nell'indossarla, è stata suddivisa in due parti uguali, in modo da poterla avvolgere sulla spalla destra e sulla spalla sinistra.

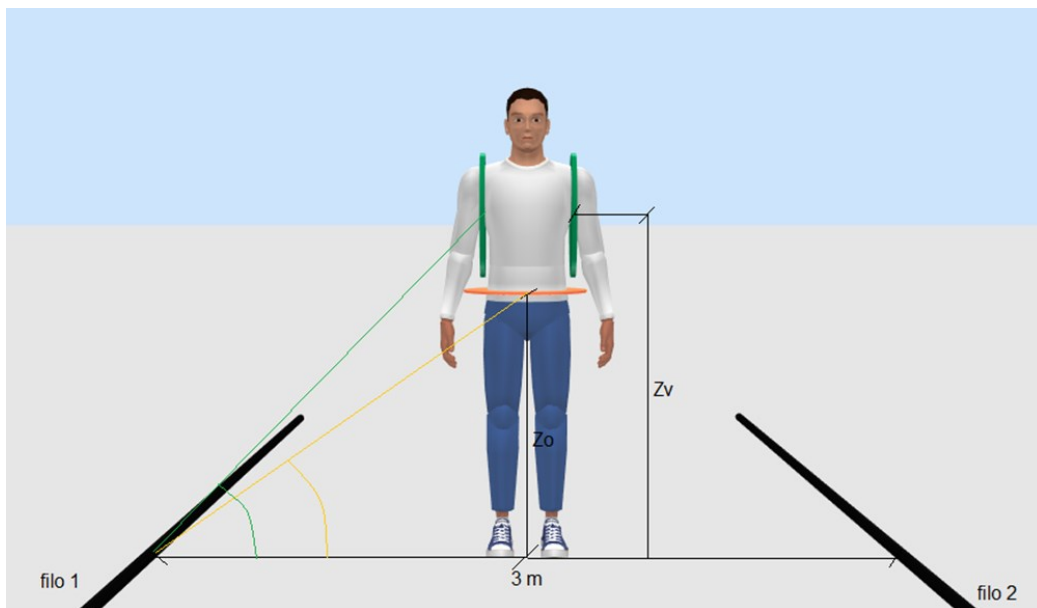


Fig. 5: rappresentazione del nuovo sistema di corsa autonoma

Avendo aggiunto quest'ultima bobina, lo studio dei campi magnetici generati dai due fili dovrà essere riferito sia alla bobina orizzontale che a quella verticale.

Inizialmente, nell'analisi dei campi magnetici, si è considerato il "modello a campo uniforme",

ovvero un modello in cui i campi magnetici dovuti ai fili sono considerati distribuiti uniformemente sulle superfici delle bobine. Tale supposizione permette di ottenere il valore dei campi magnetici calcolando semplicemente il valore nel centro delle bobine e moltiplicando poi per l'area di quest'ultime. Questo semplice modello è stato il primo ad essere implementato e ha permesso di ottenere i primi valori di campi magnetici e l'andamento di quest'ultimi.

Successivamente, con l'obiettivo di ottimizzare e migliorare tale modello, è stato implementato il "modello a campo non uniforme".

I risultati ottenuti dal modello a campo uniforme non verranno mostrati in questa trattazione, verranno invece trattati dettagliatamente, nel prossimo paragrafo, i risultati derivanti dal modello a campo non uniforme.

3.1 Il modello a campo non uniforme

Come accennato precedentemente, il modello a campo non uniforme nasce con l'obiettivo di ottimizzare il primo modello implementato. Infatti, in questo caso, il campo magnetico prodotto dal filo non verrà più considerato come uniforme sulla superficie della bobina, ma verrà considerata un'ipotesi più realistica in cui il campo è distribuito non uniformemente sulla superficie. Tale ipotesi comporta che l'analisi del campo magnetico verrà effettuata attraverso un integrale sulla superficie della bobina in considerazione, valutando quindi il flusso di campo magnetico attraverso la bobina. Infatti, come sappiamo, il flusso di campo magnetico è definito come:

$$\Phi(\mathbf{B}) = \int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S}$$

Partendo da tale definizione e considerando la geometria rappresentata in *figura 6* sono stati impostati, per entrambe le bobine, gli integrali di superficie che una volta risolti, permettono di ottenere il flusso di campo magnetico.

Inoltre, sempre dalla *figura 6*, è possibile notare che la bobina orizzontale verrà attraversata solamente dalla componente verticale del campo, ossia da B_{1z} e da B_{2z} , mentre le bobine verticali verranno attraversate dalle componenti orizzontali B_{1x} e B_{2x} . È evidente che lungo la direzione y (non rappresentata in figura) il campo resta costante.

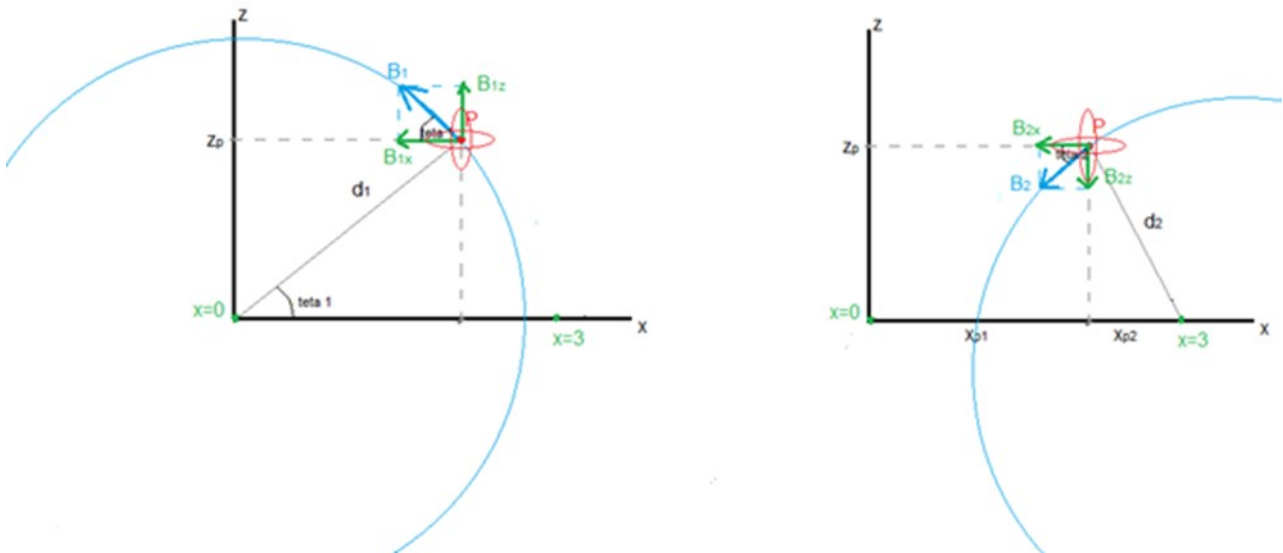


Fig. 6: rappresentazione del sensore rispetto il primo filo e il secondo filo

Di seguito vengono riportati i passaggi matematici eseguiti per impostare gli integrali di superficie necessari per il calcolo del flusso di campo magnetico. Per semplicità, si è deciso di riportare i passaggi che fanno riferimento al filo posizionato in $x = 0$ e alla bobina orizzontale; la trattazione per il secondo filo posizionato in $x = 3$ è del tutto analoga.

Dunque, per la bobina orizzontale, rispetto al primo filo posizionato in $x = 0$, possiamo scrivere:

$$\Phi(B_{1z}) = \int_S \mathbf{B}_{1z} \hat{z} \cdot \hat{z} \, dS \quad \text{dove} \quad \mathbf{B}_{1z} = B_1 \cos \theta_1 \quad \text{e} \quad B_1 = \frac{\mu_0 I}{2\pi d_1(x,z)}$$

Sostituendo le relative espressioni all'interno dell'integrale, otteniamo:

$$\Phi(B_{1z}) = \int_S \frac{\mu_0 I}{2\pi d_1(x,z)} \cos \theta_1 \, dS$$

Volendo esprimere la distanza d_1 centro bobina-filo attraverso il teorema di Pitagora e il coseno di teta come il rapporto tra la lunghezza del cateto adiacente all'angolo e l'ipotenusa, otteniamo:

$$\Phi(B_{1z}) = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \int_S \frac{x}{x^2 + z^2} \, dS$$

Per poter scrivere esplicitamente l'integrale occorre utilizzare una trasformazione di coordinate del tipo:

$$\begin{cases} x = x_0 + r \cos \varphi \\ z = z_0 \end{cases} \quad \text{dove } \varphi \text{ è l'angolo che spazza l'area della bobina}$$

Ricavando, quindi, per la bobina orizzontale:

$$\Phi(B_{1z}) = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^{r_0} \left(\frac{x_0 + r \cos \varphi}{x_0^2 + r^2 \cos^2 \varphi + 2 x_0 r \cos \varphi + z_0^2} \right) r dr d\varphi \quad (1)$$

Per le bobine verticali i passaggi sono analoghi e facendo solamente attenzione a considerare costante la coordinata x al posto della coordinata z e il seno dell'angolo al posto del coseno si ottiene:

$$\Phi(B_{1x}) = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^{r_0} \left(\frac{z_0 + r \sin \varphi}{x_0^2 + r^2 \sin^2 \varphi + 2 z_0 r \sin \varphi + z_0^2} \right) r dr d\varphi \quad (2)$$

Come prevedibile, la complicazione dovuta al fatto di aver considerato un campo non uniforme sulle superfici delle bobine ha portato a delle espressioni di flusso di campo magnetico, per entrambe le bobine, molte complesse da risolvere analiticamente.

Pertanto, si è deciso di risolvere le espressioni (1) e (2) numericamente e quindi, sfruttando le potenzialità dell'ambiente di sviluppo MatLab, si è implementato un software per il calcolo di quest'ultime.

3.2 Programma di calcolo MatLab

Di seguito si riporta il codice MatLab utilizzato per risolvere numericamente le espressioni di flusso di campo magnetico ottenute nel paragrafo precedente.

L'idea alla base di questo programma è stata quella di dividere l'area della bobina considerata in piccole aree, calcolarsi il flusso in ognuno di queste piccole aree e ottenere l'integrale del flusso attraverso la sommatoria di ogni contributo.

```

%FLUSSO DI B (spira orizzontale)

clear all;

close all;

xf1=0;           %posizione del filo 1
xf2=3;           %posizione del filo 2
zf1=0;           %coordinata z del filo 1 (filo a terra)
zf2=0;           %coordinata z del filo 2 (filo a terra)
I=1;             %corrente
dl=1;            %distanza filo-spira
r_o=0.1;         %raggio spira orizzontale
m0=4*pi*10^-7;  %valore di m0
x0=1.5;          %coordinata x del centro della spira
z0=1.5;          %coordinata z del centro della spira

%calcolo del flusso di B (spira orizzontale, filo1)

PHI1 = 0.;

NR=1000;

for i=1:NR

    r=linspace(0,r_o,NR);

    r0 = r(i);

    dr0 = r(2);

    NPFI=1000;

    for j=1:NPFI

        phi=linspace(0,2*pi,NPFI);

        phi_0 = phi(j);

        dPhi = phi(2);

        x = x0 + r0*cos(phi_0);

        z = z0;

        R = sqrt((x-xf1)^2 + (z-zf1)^2);

        B = (m0*I)/(2*pi)/R;

        cos_theta = (x-xf1)/R;

        dS= r0*dr0*dPhi;

```



```

        PHI1 = PHI1 + B * dS * cos_theta;

    end
end

PHI1

PHI1_0 = (pi*r_o^2) * m0*I/2/pi*(x0-xf1)/((x0-xf1)^2+z0^2)

*****

%FLUSSO DI B (spira verticale)

clear all;

close all;

xf1=0;           %posizione del filo 1
xf2=3;           %posizione del filo 2
zf1=0;           %coordinata z del filo 1(filo a terra)
zf2=0;           %coordinata z del filo 2(filo a terra)
I=1;             %corrente
f=100000;        %frequenza I
r_v=0.1;         %raggio spira verticale
m0=4*pi*10^-7;  %valore di m0
x0=1.5;          %coordinata x del centro della spira
z0=1.5;          %coordinata z del centro della spira
N_v=1;           %numero di spire della bobina verticale
w=2*pi*f;

%calcolo del flusso di B (spira verticale sx, filol)

x0=x0-0.2;

PHI1_x1 = 0.;

NR=1000;

for i=1:NR

    r=linspace(0,r_v,NR);

    r0 = r(i);

    dr0 = r(2);

    NPFI=1000;

    for j=1:NPFI

        phi=linspace(0,2*pi,NPFI);

        phi_0 = phi(j);

```

```

dPhi = phi(2);

x = x0;

z = z0 + r0*sin(phi_0);

R = sqrt((x-xf1)^2 + (z-zf1)^2);

B = (m0*I)/(2*pi)/R;

sin_theta = (z-zf1)/R;

dS= r0*dr0*dPhi;

PHI1_x1 = PHI1_x1 + B * dS * sin_theta;

end
end

PHI1_x1

PHI1_x1_0 = (pi*r_v^2) * m0*I/2/pi*(z0-zf1)/((x0-xf1)^2+z0^2)

```

3.3 Considerazioni sul nuovo modello

Il codice MatLab appena visto non solo ha permesso di risolvere numericamente le complicate espressioni del flusso di campo magnetico, ma ha consentito di fare anche un confronto con il primo modello sviluppato.

In linea generale, possiamo dire che quest'ultimo modello, ovvero il modello a campo non uniforme, risulta sicuramente più preciso e accurato rispetto a quello precedente.

Nel nostro caso, tuttavia, facendo un confronto tra i risultati ottenuti nei due modelli, è stato riscontrato che i valori di flusso di campo magnetico erano pressoché uguali o comunque presentavano differenze irrilevanti.

Una spiegazione di tale risultato può essere trovata nel fatto che le bobine considerate avevano un raggio di soli 10 cm; pertanto, queste dimensioni ridotte non hanno permesso di rilevare differenze significative tra i valori di flusso di campo magnetico ottenuti dai due modelli implementati.

Nel prossimo capitolo verranno mostrati gli andamenti e i valori di flusso di campo magnetico ottenuti dal modello a campo non uniforme, sia per la bobina orizzontale che per le due bobine verticali.

Valutazione del flusso di campo magnetico e della forza elettromotrice

In questo capitolo verranno mostrati gli andamenti del flusso di campo magnetico della bobina orizzontale e delle due bobine verticali.

Dal flusso di campo magnetico si passerà poi a valutare la forza elettromotrice indotta nelle corrispondenti bobine.

4.1 Andamento del flusso di campo magnetico

In *figura 7* viene riportato l'andamento del flusso di campo magnetico per la bobina orizzontale.

In particolare, la curva rossa rappresenta l'andamento rispetto al primo filo, posizionato in $x = 0$, mentre la curva blu rappresenta l'andamento rispetto al secondo filo, posto in $x = 3$.

Inoltre, è interessante notare che per questa bobina, in $x = 0$ e in $x = 3$, ovvero nelle posizioni esattamente sopra i fili, il valore del flusso di campo magnetico è pari a zero. Infatti, come affermato nel paragrafo 2.3.1, in tali punti il vettore del campo magnetico risulta esattamente parallelo alla bobina e quindi è come se quest'ultima non fosse attraversata dal campo.

In tal senso l'andamento in figura rispecchia perfettamente la valutazione teorica fatta precedentemente.

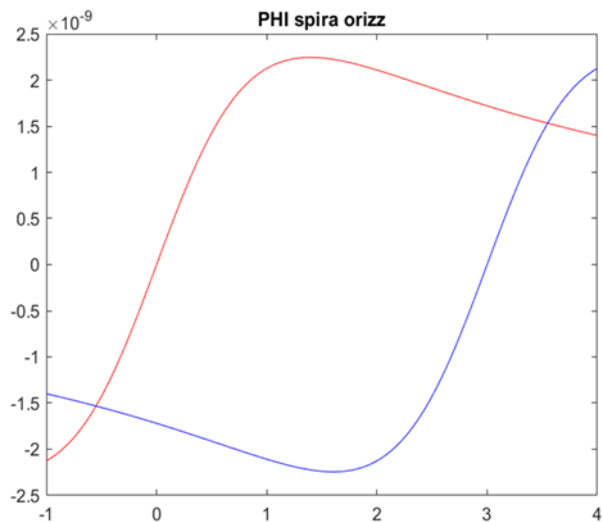


Figura 7

In figura 8 e 9, invece, vengono riportati gli andamenti per le due bobine verticali.

Anche in questo caso, le curve rosse fanno riferimento al primo filo, mentre le curve blu si riferiscono al secondo filo.

Dalle due figure è possibile notare che, a differenza della bobina orizzontale, per le bobine verticali il valore del flusso è massimo proprio in corrispondenza della posizione dei due fili e, come prevedibile, si attenua man mano che ci si allontana dal filo.

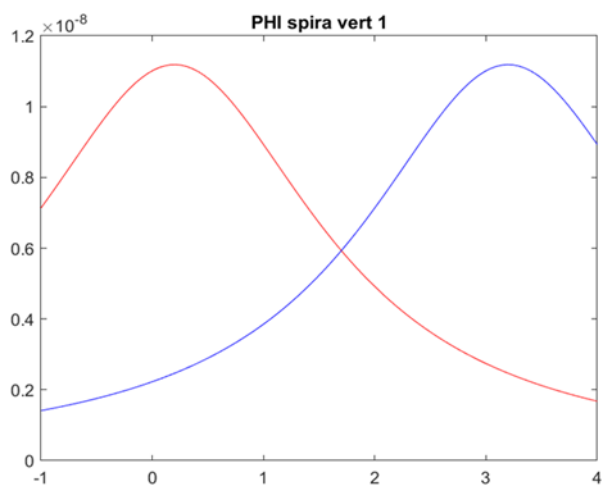


Figura 8

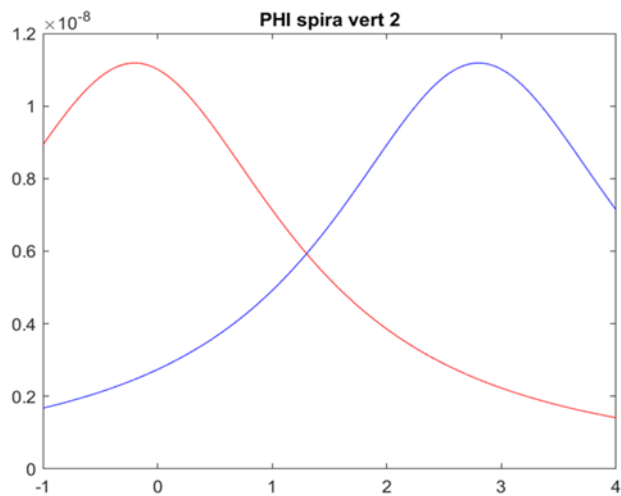


Figura 9

4.2 Andamento della forza elettromotrice

Una volta analizzato il flusso di campo magnetico rilevato dalle bobine, il passo successivo è quello di valutare la forza elettromotrice indotta in quest'ultime.

Come sappiamo, per la legge di Faraday – Neumann, è possibile calcolare il valore della forza elettromotrice indotta in una bobina come la derivata temporale del flusso del campo magnetico nel quale la bobina stessa è immersa. Tale passaggio è molto importante in quanto poi saranno proprio i segnali di tensione a determinare la posizione del corridore all'interno della corsia.

Di seguito, *in figura 10*, viene riportato l'andamento della forza elettromotrice indotta nella bobina orizzontale. In particolare, il grafico è stato ottenuto sommando la f.e.m riferita al primo filo con la f.e.m riferita al secondo filo.

Sempre dalla *figura 10* possiamo notare che, nonostante sia stata considerata la somma delle f.e.m, i valori ottenuti per la spira orizzontale sono piuttosto bassi; ciò è dovuto principalmente al fatto che per quest'ultima si è considerato un solo avvolgimento, mentre per le bobine verticali sono stati presi 10 avvolgimenti per ogni lato.

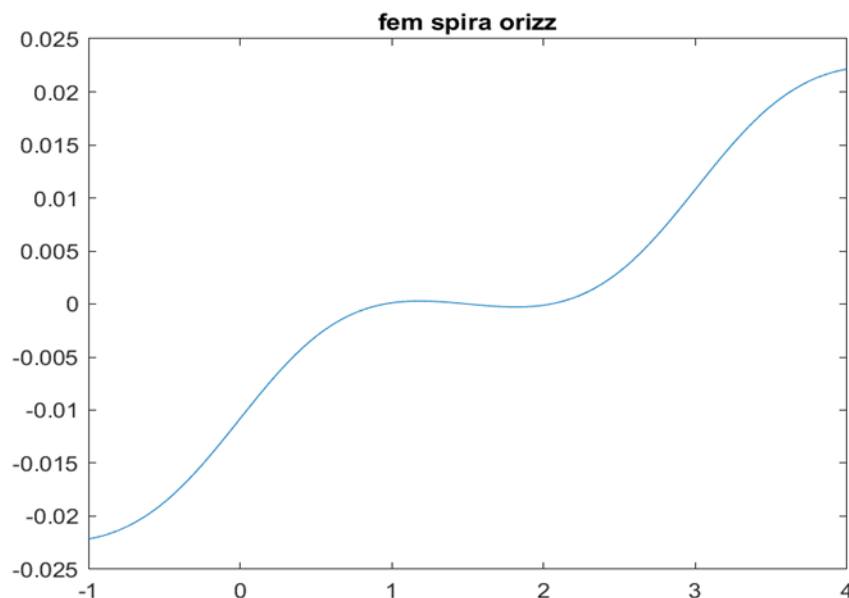


Figura 10

In *figura 11* viene mostrato l'andamento della forza elettromotrice per le due bobine verticali.

In questo caso, la curva rossa è stata ottenuta dalla somma dei due contributi di f.e.m riferiti al primo filo, mentre la curva blu dalla somma dei due contributi di f.e.m riferiti al secondo filo.

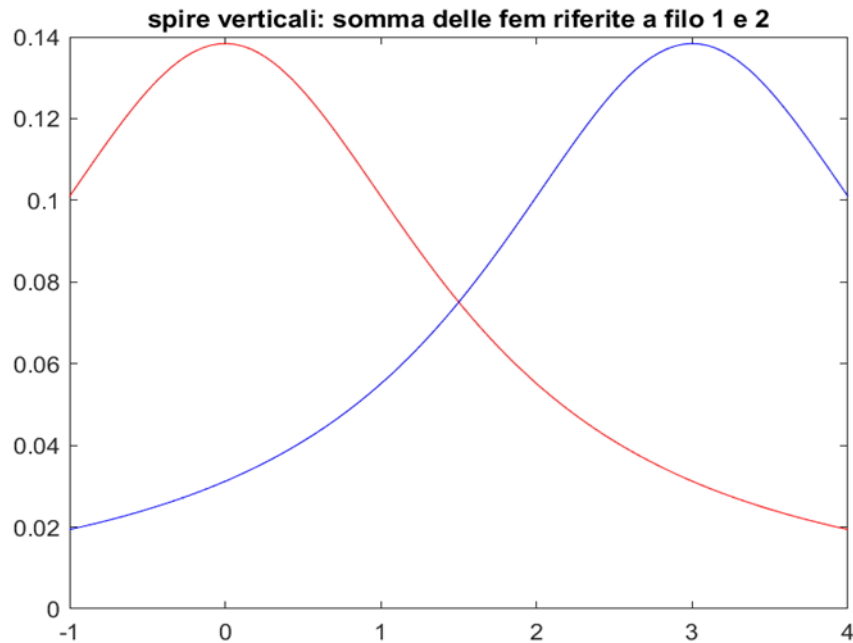


Figura 11

Se invece consideriamo la forza elettromotrice complessiva, e quindi la f.e.m della bobina orizzontale sommata alle f.e.m delle due bobine verticali, otteniamo l'andamento mostrato in *figura 12*.

È possibile notare che, nonostante sia stata valutata la somma delle f.e.m delle tre bobine, tale figura risulta molto simile alla *figura 11* in cui era stato considerato solamente il contributo delle bobine verticali.

Questo ci permette di affermare che nel computo della f.e.m complessiva, il contributo dato dalla f.e.m della bobina orizzontale risulta quasi insignificante o comunque minimo rispetto a quello dato dalle f.e.m delle bobine verticali.

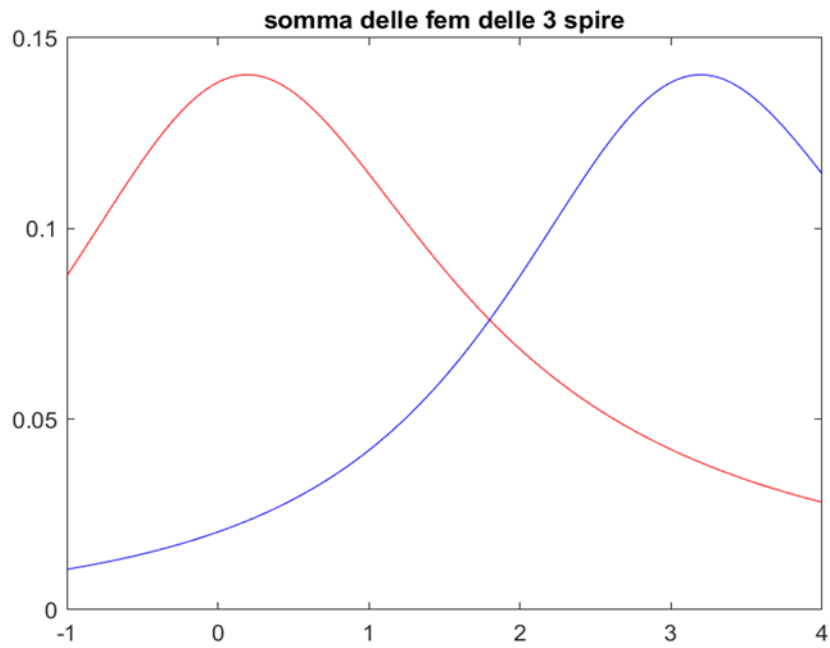


Figura 12

Infine, per completezza, è stata riportata anche la differenza tra la somma delle tre f.e.m riferite al primo filo e la somma delle tre f.e.m riferite al secondo filo, ovvero la differenza fra la curva rossa e la curva blu di *figura 12*. Quest'ultimo andamento è mostrato in *figura 13*.

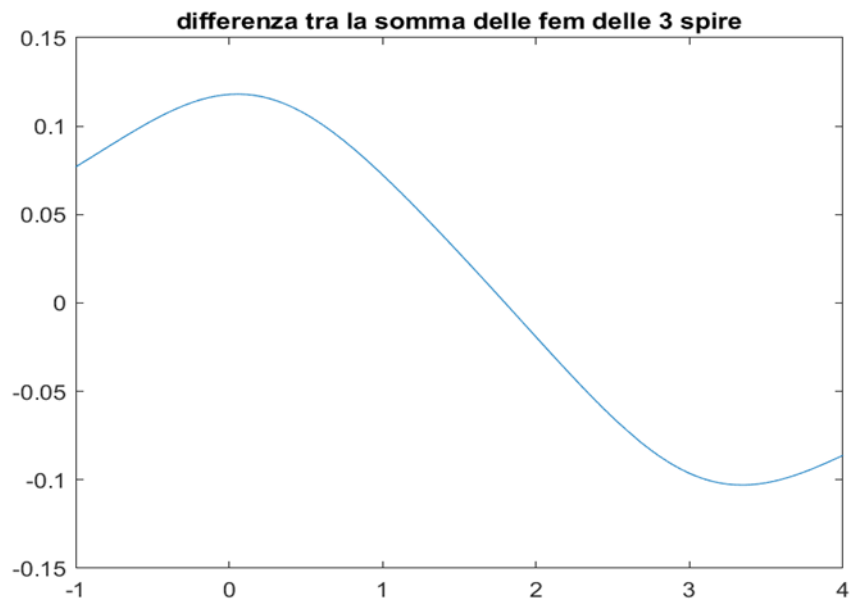


Figura 13

Attività di laboratorio: simulazione del sensore ricevente

L'analisi teorica fatta finora è stata infine accompagnata da un'attività pratica svolta all'interno dei laboratori universitari. L'idea era quella di realizzare, con gli strumenti e le attrezzature presenti nei laboratori, un prototipo di sensore elettromagnetico per atleti ipovedenti.

Chiaramente, per evidenti motivi di spazio, non è stato possibile ricreare fedelmente l'intera infrastruttura fissa e mobile; pertanto, si è cercato di riprodurre ogni parte in scala e tenendo conto degli spazi a disposizione.

Inoltre, una volta allestito il set-up, è stato possibile effettuare alcune misure sperimentali utili per fare un confronto con i risultati ottenuti analiticamente.

Di seguito vengono riportati i passaggi effettuati in tale attività e, per maggiore chiarezza, si allegano le immagini degli strumenti da laboratorio utilizzati.

5.1 Allestimento del set-up sperimentale

Il primo passo di questa attività di laboratorio è stato quello di reperire il materiale necessario per allestire il set-up sperimentale. In particolare, sono stati adoperati i seguenti elementi:

- Un tubo di plastica lungo 20 cm e con diametro di 10 cm
- Un filo di rame lungo 10 m e spesso 1.2 mm
- Una struttura in legno alta 2 m e larga 1 m
- Vari connettori e nastro adesivo

Il tubo di plastica, insieme al filo di rame, è stato utilizzato per simulare il sensore ricevente.

Come vediamo nella prima immagine, attorno al tubo di plastica è stato avvolto il filo di rame. In particolare, il filo è stato avvolto in modo da avere 10 avvolgimenti verticali da un lato e, a distanza di 6 cm, altri 10 avvolgimenti verticali.

Il tutto è stato poi fissato con del nastro adesivo; mentre le due estremità libere del filo derivanti dai due avvolgimenti verticali sono stati connessi ad un connettore.

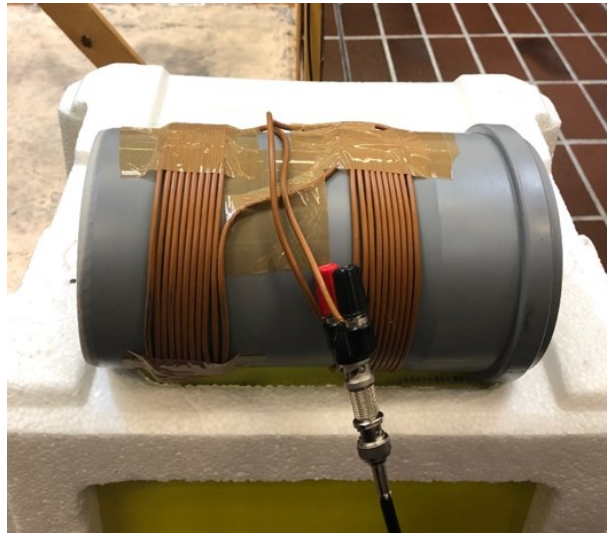


Immagine 1: riproduzione del sensore ricevente

Tale connettore, tramite un cavo, consente di collegare il filo di rame all'analizzatore di spettro e sarà proprio quest'ultimo strumento a permetterci di misurare la tensione rilevata dal sensore ricevente.

Il collegamento in questione è illustrato nella seconda immagine, mentre nella terza immagine è mostrato da vicino l'analizzatore di spettro.



Immagine 2: collegamento tra dispositivi



Immagine 3: analizzatore di spettro

Nel sistema di corsa autonoma per atleti ipovedenti analizzato finora sono stati sempre considerati due fili conduttivi; tuttavia, in questa simulazione, per le ragioni spiegate prima, è stato considerato un loop composto da un unico filo percorso da corrente.

Tale filo, come possiamo vedere nella quarta immagine, è stato fissato intorno ad una struttura in legno, la quale essendo di un materiale isolante, non va ad influenzare i valori di tensione durante le misure.

Le due estremità del filo provenienti dalla struttura in legno sono state prima intrecciate in modo da ridurre le interferenze elettromagnetiche e poi connesse, tramite un altro connettore, ad un generatore di frequenza.

Nell'immagine 5 viene mostrato il collegamento tra il filo e il generatore di frequenza, mentre nell'immagine 6 viene proposto quest'ultimo singolarmente.



Immagine 4: struttura in legno a cui è fissato il filo

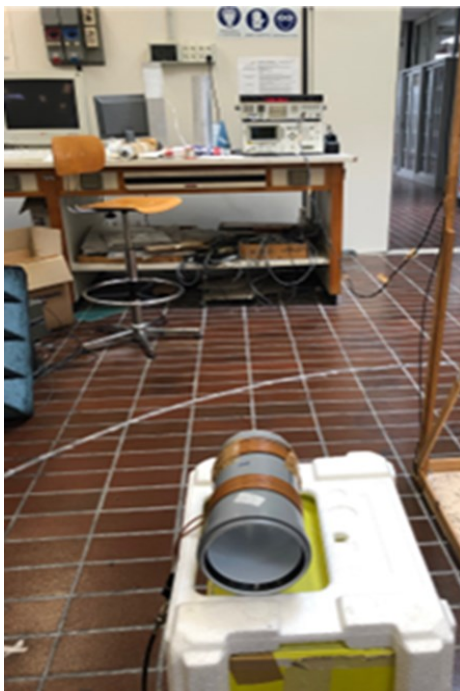


Immagine 5: collegamento con il generatore

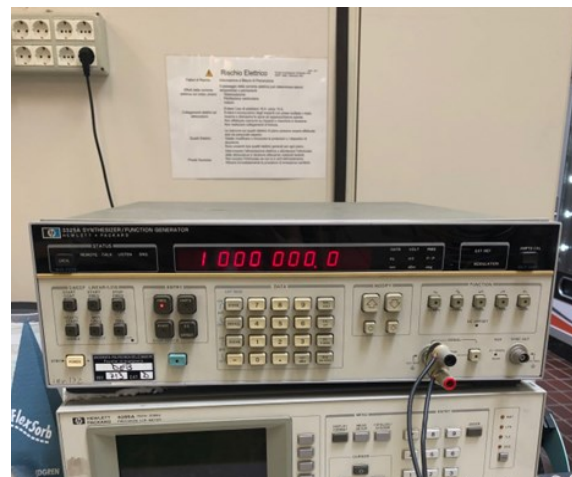


Immagine 6: generatore di frequenza

5.2 Misure in laboratorio

La prima misura effettuata è stata quella dell'induttanza del loop. Infatti, utilizzando lo strumento di misura chiamato "PONTE LCR", è stato possibile rilevare un'induttanza pari a $9.19 \mu\text{H}$, ovvero un valore molto prossimo a quello calcolato analiticamente. Alla stessa frequenza, cioè 100 kHz , la resistenza misurata è stata di 0.23Ω .

In base a queste informazioni è stato possibile risalire al valore di corrente che scorre sul filo, ottenendo un valore di picco di 0.85 A .

Successivamente sono state effettuate diverse misure di tensione variando volta per volta la frequenza e la distanza dal filo percorso da corrente.

La misura veniva effettuata ponendo il centro del sensore ricevente ad una distanza di 25 cm dal filo e veniva preso un valore di tensione ogni 5 cm , fino ad arrivare proprio davanti al filo. A questo punto, il sensore veniva spostato con la stessa logica, però allontanandolo dal filo, fino ad arrivare ad altri 25 cm .

Per maggiore chiarezza, tale situazione è mostrata nell'immagine 7.

Sempre da quest'ultima immagine è possibile notare che, per comodità nell'effettuare le misure, il sensore ricevente è stato appoggiato sopra una struttura.

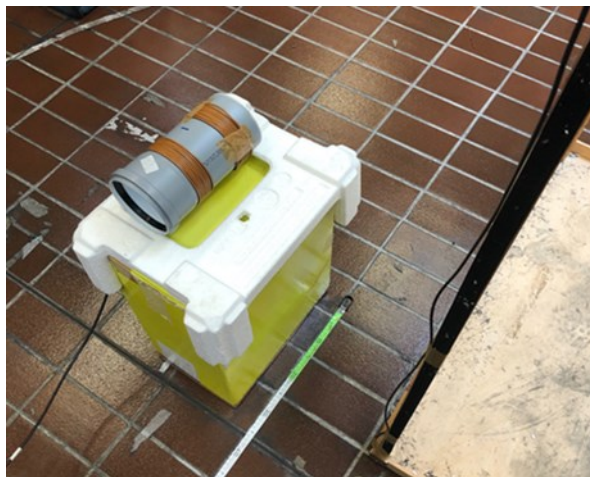


Immagine 7: area di misura

Per quanto concerne la frequenza, essa inizialmente è stata impostata a 100 kHz e, una volta effettuate le misure, veniva aumentata progressivamente di 100 kHz fino ad arrivare alla frequenza di 1 MHz .

Tutti i valori di tensione misurati dal sensore ricevente sono stati riportati nella *Tabella 1*.

Come prevedibile, tali valori crescono quando ci avviciniamo al filo e si ha il valore massimo proprio in corrispondenza del filo, mentre quando ci allontaniamo da quest'ultimo i valori tendono a diminuire.

Il valore di tensione più elevato che è stato misurato è stato di 11.8 mV alla frequenza di 500 kHz.

Tabella 1

dist. (cm) f (kHz)	+25	+20	+15	+10	+5	0	-5	-10	-15	-20	-25
	Tensione misurata (mV)										
100	2.71	3.8	4.4	5.3	5.6	5.8	5.7	5.6	5.2	4.4	3.8
200	4.8	6.6	8.3	9.2	9.6	9.8	9.6	9.2	8.6	7.8	6.9
300	6.1	7.9	9.1	10.1	10.7	11.1	10.9	10.3	9.6	8.7	7.9
400	6.4	8.6	9.8	10.5	11.5	11.7	11.4	11.1	10.2	9.2	8.3
500	6.4	7.8	9.1	10.4	11.5	11.8	11.5	11.1	10.6	9.9	8.5
600	6.7	8.2	9.8	10.6	11.2	11.6	11.3	11.1	10.7	9.9	9.0
700	5.5	7.0	7.9	9.2	9.9	10.4	10.1	9.8	9.2	8.6	7.7
800	5.1	6.5	8.1	9.2	10.0	10.4	10.2	10.0	9.4	8.7	7.8
900	5.3	6.9	8.5	9.5	10.3	10.4	10.2	10.0	9.5	8.7	7.7
1000	4.6	6.5	8	9.2	9.6	10.4	10.2	10.1	9.1	8.5	7.5

5.3 Confronto teorico-sperimentale

Infine, volendo fare un confronto fra i risultati ottenuti analiticamente e quelli ottenuti sperimentalmente, è possibile riportare i valori misurati su un grafico.

In *figura 14* è stato riportato il grafico con i valori teorici della forza elettromotrice complessiva rispetto al filo posizionato in $x = 0$, mentre il grafico in *figura 15* è stato realizzato utilizzando i valori misurati in laboratorio.

Chiaramente, i due grafici fanno riferimento alla stessa frequenza, ovvero 100 kHz.

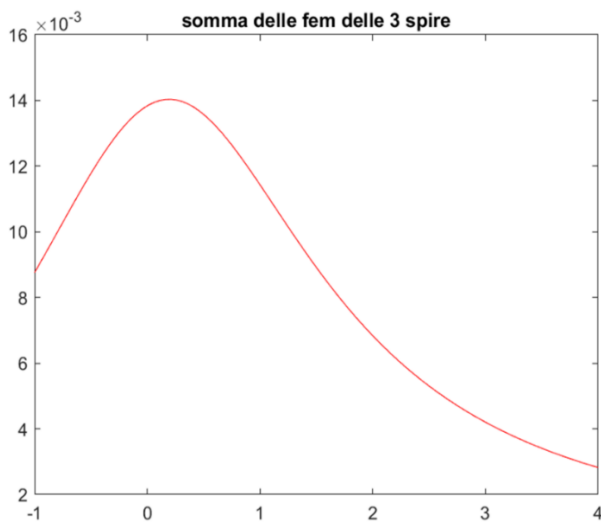


Figura 14

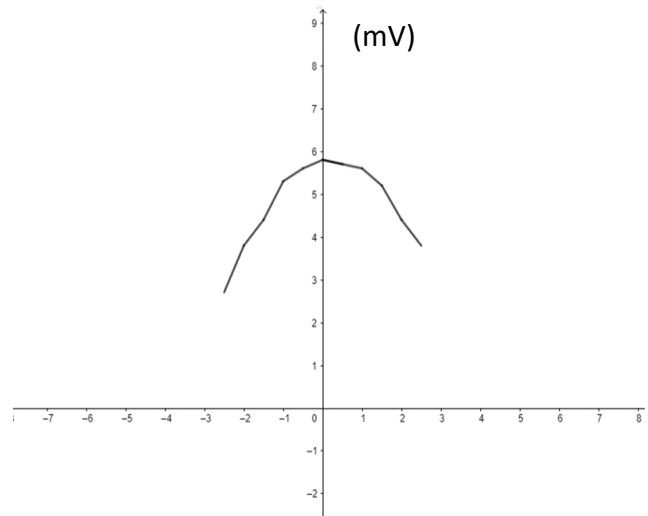


Figura 15

Confrontando le due figure è possibile affermare che la f.e.m teorica ha dei valori più elevati rispetto a quella sperimentale; tuttavia, in termini di andamento, le due figure proposte sono molto simili, avendo entrambe un picco in corrispondenza del filo ed un'attenuazione del segnale man mano che ci si sposta da quest'ultimo.

Conclusione

L'obiettivo principale di questa tesi è stato ottimizzare il modello di sensore ricevente inizialmente proposto, passando da un modello a campo uniforme ad uno non semplificato a campo non uniforme, il quale risulta essere più realistico.

Tale modello risulta chiaramente più accurato e plausibile rispetto a quello precedentemente analizzato, poiché andando a considerare un campo distribuito non uniformemente, il flusso non verrà più calcolato come un semplice prodotto tra il campo magnetico costante e la superficie, ma andrà implementato un integrale del campo magnetico non uniforme moltiplicato scalarmente per l'elemento infinitesimo di superficie.

Tuttavia, i risultati conseguiti con il nuovo modello si sono dimostrati molto prossimi a quelli raggiunti inizialmente. Questo, molto probabilmente, è dovuto a una questione di dimensioni ridotte delle bobine adottate che hanno negato la possibilità di accentuare le differenze.

Successivamente, attraverso la realizzazione di un set-up sperimentale, è stato possibile simulare concretamente in laboratorio l'intero sistema facendo uso di strumenti presenti negli ambienti universitari.

Questo progetto è da considerarsi uno dei primi modelli di sensore ricevente e a partire da questo, apportando delle modifiche e prendendo in considerazione altri aspetti e dettagli non trattati, si potrà arrivare ad un dispositivo più attendibile che rappresenterà un supporto fondamentale per atleti ipovedenti o non vedenti.

In conclusione, questo percorso di tirocinio è stato dal punto di vista formativo un'esperienza conclusiva che mi ha permesso di applicare in laboratorio le conoscenze acquisite teoricamente e, in più, mi ha consentito di approfondire ambienti di sviluppo molto importanti al giorno d'oggi come il MatLab.

Bibliografia

- Ulaby F., Ravaioli U., Fondamenti di campi elettromagnetici, Pearson Italia, Ottava edizione, 2021

- Solimini D., Appunti dalle lezioni di Campi Elettromagnetici, Edizione 2009

- Squartini S., Corso di Circuiti ed Algoritmi per il Digital Signal Processing, Slides MatLaB

- Tesi di laurea di: Curi D.

Sitografia

[1]. DisabiliNews, <https://www.disabilinews.com/sport-tempo-libero-per-disabili/atletica-leggera-per-disabili/>

AbilityChannel, <https://www.abilitychannel.tv/atletica-paralimpica/>

[2]. Disabili.com, <https://www.disabili.com/sport/articoli-qsportq/l-importanza-della-guida-sportiva-per-atleti-ciechi-e-ipoovedenti-nello-sport-paralimpico>