



UNIVERSITÀ  
DI PAVIA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA  
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E  
DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

RADAR FMCW A 24 GHZ PER IL MONITORAGGIO NON INVASIVO DEI  
PARAMETRI VITALI: SIMULAZIONE NUMERICA E STUDIO  
SPERIMENTALE

Candidata: Federica Poli  
Matricola: 542230

Relatori: Prof. Marco Pasian  
Prof.ssa Simona Di Meo

Anno Accademico 2024/2025

## INDICE:

|                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------|----|
| INTRODUZIONE: .....                                                          | 1  |
| CAPITOLO 1: .....                                                            | 5  |
| STATO DELL'ARTE E LETTERATURA .....                                          | 5  |
| 1.1 Tecniche senza contatto per parametri vitali.....                        | 5  |
| 1.2 Radar Continuous Wave (CW) .....                                         | 7  |
| 1.3 Radar Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW) .....                   | 9  |
| 1.4 Confronto CW e FMCW.....                                                 | 14 |
| 1.5 Limiti noti in letteratura .....                                         | 15 |
| CAPITOLO 2: .....                                                            | 18 |
| MODELLO NUMERICO E ALGORITMO DI STIMA .....                                  | 18 |
| 2.1 Obiettivo del modello numerico .....                                     | 18 |
| 2.2 Modello del segnale radar FMCW.....                                      | 20 |
| 2.3 Modello del movimento toracico .....                                     | 22 |
| 2.4 Modello multilayer del corpo umano.....                                  | 22 |
| 2.5 Radar equation e attenuazione .....                                      | 25 |
| 2.6 Modellizzazione del rumore .....                                         | 27 |
| 2.7 Elaborazione del segnale .....                                           | 28 |
| 2.7.1 Trasformata di Fourier in fast-time e stima della distanza .....       | 30 |
| 2.7.2 Estrazione della fase e ricostruzione dello spostamento toracico ..... | 32 |
| 2.7.3 Separazione delle componenti respiratoria e cardiaca .....             | 33 |
| 2.7.4 Analisi spettrale nello slow-time e stima delle frequenze vitali.....  | 34 |
| 2.8 Estensione al caso multi-soggetto.....                                   | 35 |
| 2.9 Stima del rapporto segnale-rumore (SNR) .....                            | 38 |
| 2.10 Scenari simulati.....                                                   | 41 |
| CAPITOLO 3: .....                                                            | 43 |
| SISTEMA HARDWARE E SETUP SPERIMENTALE .....                                  | 43 |
| 3.1 Sistema radar utilizzato.....                                            | 43 |
| 3.2 Software di acquisizione e formato dei dati.....                         | 45 |
| 3.3 Setup sperimentale .....                                                 | 46 |
| 3.4 Elaborazione del segnale .....                                           | 48 |
| 3.4.1 Pre-processing dei dati .....                                          | 49 |
| 3.4.2 Stima della distanza.....                                              | 50 |

|                                                                              |     |
|------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.4.3 Calibrazione della distanza.....                                       | 51  |
| 3.4.4 Estrazione della fase e ricostruzione dello spostamento toracico ..... | 54  |
| 3.4.5 Separazione delle componenti respiratoria e cardiaca .....             | 55  |
| 3.4.6 Stima delle frequenze vitali.....                                      | 55  |
| 3.5 Estensione al caso multi-soggetto.....                                   | 56  |
| 3.6 Scenari sperimentali.....                                                | 58  |
| CAPITOLO 4: .....                                                            | 60  |
| RISULTATI E DISCUSSIONE .....                                                | 60  |
| 4.1 Risultati del modello numerico.....                                      | 60  |
| 4.1.1 Scenario a singolo soggetto.....                                       | 61  |
| 4.1.2 Analisi al variare dei parametri operativi .....                       | 66  |
| Variabilità della frequenza respiratoria.....                                | 66  |
| Variabilità della frequenza cardiaca.....                                    | 68  |
| Variabilità dell'ampiezza respiratoria .....                                 | 69  |
| Variabilità dell'ampiezza cardiaca.....                                      | 70  |
| Variabilità della distanza.....                                              | 73  |
| Variazione della frequenza portante .....                                    | 76  |
| 4.1.3 Scenari multi-soggetto.....                                            | 80  |
| Due soggetti a distanze differenti a 24 GHz .....                            | 80  |
| Avvicinamento e allontanamento dei soggetti.....                             | 84  |
| Due soggetti nello stesso bin di distanza .....                              | 87  |
| Due soggetti a distanze differenti a 2 GHz .....                             | 89  |
| Due soggetti a distanze differenti con attenuazione in serie .....           | 91  |
| 4.2 Risultati sperimentali .....                                             | 95  |
| 4.2.1 Scenario a singolo soggetto.....                                       | 96  |
| 4.2.2 Confronto tra soggetti maschili e femminili .....                      | 101 |
| 4.2.3 Misure in apnea .....                                                  | 104 |
| Apnea di 50 secondi .....                                                    | 104 |
| Apnea di lunga durata.....                                                   | 108 |
| 4.2.4 Allontanamento del soggetto.....                                       | 111 |
| 4.2.5 Scenari multi-soggetto.....                                            | 114 |
| Due soggetti a distanze differenti .....                                     | 114 |
| Due soggetti allineati .....                                                 | 119 |
| Tre soggetti a distanze differenti .....                                     | 120 |

|                                        |     |
|----------------------------------------|-----|
| 4.3 Discussione .....                  | 126 |
| CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE ..... | 132 |
| BIBLIOGRAFIA: .....                    | 136 |

# INTRODUZIONE:

Il monitoraggio continuo e non invasivo dei parametri vitali, in particolare della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca, rappresenta un elemento chiave nei sistemi più moderni di assistenza sanitaria. La possibilità di acquisire i parametri vitali in modo continuo e affidabile consente di individuare condizioni patologiche e permette di monitorare i pazienti fragili, anziani o soggetti affetti da patologie croniche.

La frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca sono indicatori fondamentali dello stato fisiologico di un individuo. Alterazioni improvvise di questi parametri possono essere associate a condizioni cliniche critiche, mentre variazioni più lente e progressive nel tempo possono fornire informazioni sull'evoluzione dello stato di salute del paziente o sull'efficacia di una terapia. Per questo motivo, la disponibilità di sistemi di monitoraggio continui, affidabili e poco invasivi rappresenta un obiettivo strategico sia in ambito ospedaliero che in contesti di assistenza domiciliare [1].

I metodi clinici tradizionali per la misura dei parametri vitali sono l'Elettrocardiografia (ECG) e la Fotopletismografia (PPG). Queste soluzioni, tuttavia, richiedono il contatto diretto con la pelle del paziente tramite elettrodi o sistemi indossabili e, sebbene siano molto efficaci in ambito ospedaliero, questi dispositivi possono risultare scomodi durante monitoraggi prolungati. In particolare, la presenza di elettrodi e dispositivi indossabili può indurre irritazioni cutanee, può limitare la mobilità del soggetto e può rendere la misura sensibile ai movimenti del paziente [2], [3].

Negli ultimi anni sono state proposte tecniche senza contatto basate su sistemi ottici, come la Remote Photoplethysmography (rPPG), che consente la stima dei parametri vitali tramite analisi di variazioni cromatiche del volto. Tuttavia, questa tecnologia risulta molto sensibile alle condizioni di illuminazione ambientale e ai movimenti del soggetto, che possono influenzare significativamente la qualità del segnale stimato [4].

I radar a microonde, in questo contesto, possono essere una soluzione promettente per il monitoraggio non invasivo dei parametri vitali, poiché consentono di effettuare misure completamente senza contatto con il soggetto e senza la necessità di sensori applicati direttamente sul corpo. A differenza delle tecniche tradizionali basate su elettrodi o dispositivi indossabili, i sistemi radar permettono di rilevare i parametri fisiologici semplicemente illuminando il soggetto con onde elettromagnetiche ed analizzando il

segnale riflesso. Questo approccio presenta diversi vantaggi pratici, in quanto elimina il disagio associato all'uso prolungato dei sensori a contatto e riduce il rischio di irritazioni cutanee o di acquisizioni rumorose dovute al movimento degli elettrodi. Inoltre, il monitoraggio radar può risultare particolarmente utile in situazioni in cui l'applicazione di sensori sulla pelle risulta difficile o impossibile, come nel caso di pazienti con ustioni o in scenari di contaminazioni chimiche o nucleari. In questi scenari, la possibilità di monitorare respirazione ed il battito cardiaco a distanza rappresenta un vantaggio significativo dal punto di vista clinico e operativo. Un ulteriore vantaggio dei sistemi radar è la possibilità di effettuare misure anche attraverso indumenti o materiali non metallici, rendendo questa tecnologia adatta a sistemi di monitoraggio continuo in ambienti domestici o ospedalieri senza una preparazione specifica del paziente. Grazie a queste caratteristiche, il radar sensing sta emergendo come una tecnologia promettente per il monitoraggio remoto dei parametri vitali in ambito sanitario [1].

La misura avviene rilevando i micromovimenti toracici, nell'ordine dei millimetri o delle frazioni di millimetro, indotti dalla respirazione e dal battito cardiaco.

Dal punto di vista fisico, questi micromovimenti determinano una variazione della distanza tra il torace e il radar, producendo una modulazione di fase del segnale riflesso. La variazione di fase dipende direttamente dalla lunghezza d'onda del segnale trasmesso. Nel caso di una frequenza portante pari a 24 GHz, la lunghezza d'onda è nell'ordine di alcuni millimetri, questo significa che anche spostamenti toracici molto piccoli, come quelli associati al battito cardiaco, producono variazioni di fase misurabili. Questo rende i radar adatti alla rilevazione di fenomeni fisiologici caratterizzati da ampiezze molto ridotte.

Tra le diverse architetture radar impiegate per le applicazioni biomedicali, i sistemi a Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW) si distinguono per la loro capacità di stimare la distanza del bersaglio e i suoi micromovimenti. Nei radar Continuous Wave (CW) l'informazione è limitata alla variazione di frequenza dovuta all'effetto Doppler, che consente di rilevare il movimento ma non di separare spazialmente più bersagli. I radar FMCW, invece, utilizzano segnali a modulazione lineare in frequenza (chirp) che permettono di ricavare la distanza del bersaglio attraverso la differenza tra il segnale trasmesso e ricevuto. Questa è una capacità fondamentale perché permette di isolare il

soggetto di interesse dall'ambiente e distinguere più individui presenti nello stesso ambiente [5].

Inoltre, i micromovimenti del torace si traducono in una modulazione di fase del segnale ricevuto, che può essere analizzata nel dominio slow-time per estrarre la frequenza respiratoria e quella cardiaca [6].

Nonostante i progressi significativi nel campo dei radar per applicazioni medicali, molti studi presenti in letteratura considerano scenari semplificati con un singolo soggetto in condizioni ideali [7].

In ambienti reali, tuttavia, la presenza di più individui introduce alcune criticità. I segnali riflessi dai diversi soggetti possono sovrapporsi, soprattutto se si trovano a distanze simili dal radar, inoltre, soggetti posti a diverse distanze producono riflessioni con potenze molto differenti, in quanto il segnale proveniente dal soggetto più vicino può facilmente coprire quello più lontano. A questo si aggiungono i limiti del sistema, come la risoluzione in distanza e la riduzione del rapporto segnale-rumore (SNR) all'aumentare della distanza. In tali condizioni, l'estrazione della componente respiratoria e di quella cardiaca può diventare meno stabile, soprattutto per il battito, che genera movimenti di ampiezza molto ridotta.

Lavori recenti hanno dimostrato la fattibilità sperimentale del monitoraggio multi-soggetto [8], ma rimane necessario comprendere in modo più approfondito fino a che punto il sistema riesce a mantenere prestazioni affidabili al variare delle condizioni fisiche e fisiologiche dei bersagli.

Un ulteriore aspetto poco esplorato riguarda l'influenza della frequenza operativa e delle proprietà elettromagnetiche dei tessuti biologici sull'attenuazione del segnale riflesso, specialmente in scenari con più target.

Alla luce di tutte queste considerazioni, il problema affrontato in questa tesi consiste nella valutazione numerica e sperimentale delle prestazioni di un sistema radar FMCW a 24 GHz per il monitoraggio dei parametri vitali, in particolare della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca in diversi scenari operativi.

L'analisi è stata condotta considerando differenti condizioni di misura e diversi livelli di complessità, con l'obiettivo di valutare l'accuratezza delle stime e la robustezza del sistema in situazioni realistiche. In particolare, si è voluto analizzare il comportamento dell'approccio proposto al variare delle principali condizioni operative e fisiologiche, al

fine di comprendere i limiti e le potenzialità della tecnologia radar nel monitoraggio non invasivo dei parametri vitali.

Il lavoro si divide in due parti principali. La prima parte riguarda lo sviluppo di un modello numerico in ambiente MATLAB di un radar FMCW. In questa parte è stata progettata e realizzata l'intera pipeline di elaborazione del segnale necessaria per stimare sia la distanza del soggetto dal radar sia i principali parametri vitali, in particolare la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca. Attraverso un'analisi parametrica, il modello è stato utilizzato per studiare il comportamento del sistema in condizioni differenti, come la variazione della distanza, delle frequenze vitali, dell'ampiezza dei movimenti toracici, la presenza di più soggetti e il confronto tra diverse frequenze portanti. Questa fase di simulazione ha permesso di comprendere meglio le dinamiche del sistema e di valutare la robustezza dell'algoritmo di elaborazione in diversi scenari.

La seconda parte del lavoro è di natura sperimentale ed è finalizzata alla validazione pratica dei risultati ottenuti nella fase di simulazione. A tale scopo sono state effettuate acquisizioni con un sistema radar FMCW reale operante a 24 GHz, con l'obiettivo di verificare sul campo il comportamento dell'algoritmo in condizioni di misura realistiche.

In particolare, la validazione sperimentale è stata condotta considerando diversi scenari: misure su soggetto singolo, analizzate anche distinguendo tra soggetti maschili e femminili, scenari specifici su singolo soggetto, come acquisizioni in condizioni di apnea e prove a diverse distanze dal radar, ed infine scenari con due o più soggetti presenti contemporaneamente, incluse configurazioni più critiche con soggetti allineati lungo la stessa direzione radar. Questi test hanno permesso di valutare non solo l'accuratezza della stima della distanza, della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca, ma anche la robustezza dell'approccio in situazioni più complesse e vicine a quelle reali.

In sintesi, il lavoro svolto mira a fornire una valutazione il più possibile completa delle potenzialità e dei limiti di un sistema radar FMCW per il monitoraggio non invasivo dei parametri vitali, considerando diverse condizioni di misura e diversi livelli di complessità.

# **CAPITOLO 1:**

## **STATO DELL'ARTE E LETTERATURA**

### **1.1 Tecniche senza contatto per parametri vitali**

I metodi tradizionali per l'osservazione dei segnali fisiologici sono generalmente basati su sensori a contatto. Tra le tecniche più diffuse si trovano l'Elettrocardiografia (ECG) e la Fotoplethysmografia (PPG), che permettono di misurare rispettivamente l'attività elettrica del cuore e le variazioni del volume sanguigno nei tessuti periferici. Tuttavia, queste tecnologie richiedono il contatto diretto con la pelle del paziente tramite elettrodi o sensori indossabili, questo può risultare scomodo durante monitoraggi prolungati e limitare la mobilità del soggetto. Inoltre, in alcune condizioni cliniche, come nel caso di ustioni o lesioni cutanee, l'applicazione di sensori sulla pelle può risultare difficile o addirittura impossibile [2], [3].

Per superare questi limiti, negli ultimi anni, sono state sviluppate diverse tecnologie per il monitoraggio dei parametri vitali senza contatto diretto con il paziente. Queste tecniche permettono di stimare parametri fisiologici come la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca attraverso metodi ottici oppure osservando fenomeni indiretti, ad esempio, il movimento del torace.

In generale, le tecniche senza contatto per il monitoraggio dei parametri vitali possono essere suddivise in due principali categorie: metodi ottici, basati su sistemi di imaging o telecamere e metodi basati su onde elettromagnetiche, tra cui i sistemi radar a microonde. Le tecniche ottiche per il monitoraggio senza contatto dei parametri vitali sfruttano le variazioni della luce riflessa dalla pelle dovute ai cambiamenti del volume sanguigno nei capillari superficiali. In particolare, la Remote-Photoplethysmography (rPPG) utilizza telecamere o sensori ad infrarosso per analizzare le piccole variazioni di intensità luminosa associate al ciclo cardiaco e stimare la frequenza cardiaca del soggetto [4].

Sebbene questa tecnica abbia mostrato risultati promettenti in diverse applicazioni, la qualità delle misure dipende fortemente dalle condizioni di illuminazione ambientale, dalla presenza di oggetti o elementi che coprono il soggetto e dai suoi movimenti, che possono degradare significativamente il segnale stimato.

Un'alternativa sempre più studiata è rappresentata dalle tecnologie basate su onde elettromagnetiche, tra cui i radar a radiofrequenza. Questi sfruttano il principio di illuminazione del corpo umano tramite un segnale elettromagnetico e l'analisi del segnale riflesso per rilevare micromovimenti del torace dovuti all'attività respiratoria e quella cardiaca. In particolare, tra le diverse tecnologie senza contatto proposte in letteratura, i sistemi radar a microonde stanno emergendo come una delle soluzioni più promettenti per la rilevazione dei parametri vitali senza contatto diretto con il paziente, grazie alla loro capacità di rilevare spostamenti dell'ordine dei millimetri [1].

Il principio di funzionamento di queste tecnologie si basa sul fatto che i movimenti toracici dovuti alla respirazione e al battito cardiaco producono piccole variazioni della distanza tra il corpo umano e il sensore. Tali variazioni determinano una modulazione di fase del segnale elettromagnetico riflesso, dalla quale è possibile ricostruire lo spostamento toracico e stimare i parametri vitali mediante tecniche di elaborazione del segnale [6]. Studi recenti hanno dimostrato che i radar possono essere utilizzati per stimare non solo la frequenza respiratoria e cardiaca, ma anche altri parametri fisiologici come la variabilità della frequenza cardiaca o il volume respiratorio [9].

Grazie a queste caratteristiche, il monitoraggio senza contatto basato su radar è oggi considerato una delle tecnologie più promettenti per l'analisi remota dei parametri vitali. In particolare, i radar a microonde consentono di rilevare micromovimenti del torace e risultano poco sensibili alle condizioni di illuminazione ambientale, permettendo di stimare respirazione e battito cardiaco anche in scenari complessi. Per questo motivo, negli ultimi anni numerosi studi si sono concentrati sull'impiego di radar Doppler e radar FMCW per applicazioni biomedicali.

Tuttavia, nonostante i progressi significativi degli ultimi anni, rimangono ancora diverse sfide aperte, tra cui la robustezza delle misure in ambienti reali o la presenza di più soggetti nella scena e la corretta separazione della componente del battito da quella del respiro. Questi aspetti rappresentano temi importanti di ricerca nel campo dell'acquisizione radar in ambito biomedico.

## 1.2 Radar Continuous Wave (CW)

Il principio di funzionamento di un sistema radar si basa sull'emissione di un'onda elettromagnetica verso un bersaglio e sull'analisi del segnale riflesso, che viene ricevuto dall'antenna del sistema. In generale, un radar è costituito da un trasmettitore, che genera il segnale elettromagnetico, da una o più antenne, utilizzate per trasmettere e ricevere il segnale, e da una catena di ricezione ed elaborazione, che consente di analizzare il segnale riflesso. Le caratteristiche del segnale ricevuto, come ampiezza frequenza o fase, contengono informazioni sulle proprietà del bersaglio illuminato dal radar, tra cui la distanza, la velocità o eventuali movimenti del bersaglio [10].

Questo principio è alla base di numerose applicazioni radar, tra cui la stima dei parametri vitali [1].

Nel caso del monitoraggio dei parametri vitali, il bersaglio è rappresentato dal torace del soggetto. Durante la respirazione e il battito cardiaco il torace compie piccoli movimenti periodici che modificano leggermente la distanza tra il corpo umano e il radar. Questi micromovimenti, tipicamente dell'ordine dei millimetri per la respirazione e di frazioni di millimetro per il battito cardiaco, producono una modulazione del segnale elettromagnetico riflesso che può essere analizzata per stimare i parametri vitali del soggetto [6].

Tra le diverse architetture radar impiegate per questo tipo di applicazioni, una delle più semplici e diffuse è il radar Continuous Wave (CW), noto anche come radar Doppler continuo. In questa configurazione il radar trasmette un segnale elettromagnetico continuo a frequenza costante verso il soggetto e riceve il segnale riflesso dal corpo umano. Quando il torace del soggetto si muove a causa dell'attività respiratoria o cardiaca, la distanza tra il radar e il bersaglio varia nel tempo e ciò produce una variazione della fase del segnale riflesso [11]. Queste variazioni di fase possono essere rilevate tramite opportune tecniche di elaborazione del segnale.

La struttura tipica di un radar CW utilizzato per il monitoraggio dei parametri vitali è illustrata nella *Figura 1*.

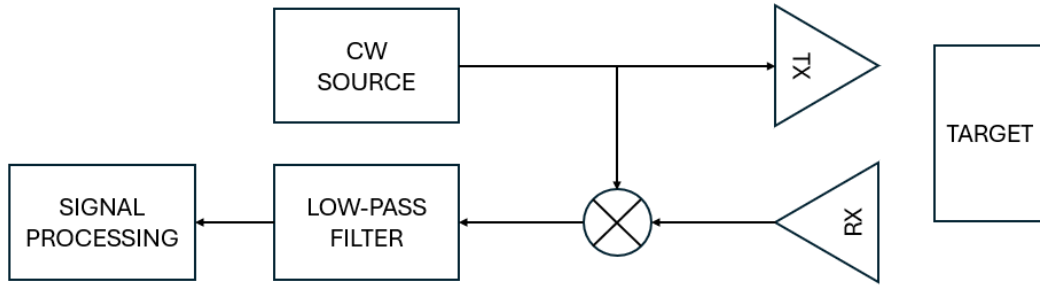


*Figura 1: Schema a blocchi di un radar CW per il monitoraggio dei parametri vitali*

Il sistema è costituito da un oscillatore a radiofrequenza (CW source) che genera un segnale continuo a frequenza costante [11]. Questo segnale viene trasmesso verso il bersaglio tramite l'antenna di trasmissione (TX). Nel caso del monitoraggio dei parametri vitali, il bersaglio è rappresentato dal torace del soggetto.

Il segnale elettromagnetico irradiato dall'antenna di trasmissione colpisce il torace del corpo umano e viene in parte riflesso verso il radar. L'antenna di ricezione (RX) acquisisce quindi il segnale riflesso, che contiene informazioni sui micromovimenti del torace. Il segnale ricevuto viene successivamente combinato con il segnale di riferimento all'interno di un mixer, che effettua una moltiplicazione tra i due segnali. Questa operazione genera un segnale a bassa frequenza contenente le informazioni sulle variazioni di fase introdotte dai movimenti del torace.

Infine, il segnale ottenuto viene filtrato tramite un filtro passa-basso, che consente di rimuovere le componenti ad alte frequenze e di isolare il segnale associato ai movimenti respiratori e cardiaci. Questo segnale può essere successivamente analizzato tramite tecniche di elaborazione del segnale per stimare i parametri vitali del soggetto [1].

Il segnale trasmesso dal radar può essere descritto come:

$$s_T(t) = A_T \cos(2\pi f_0 t)$$

dove  $A_T$  è l'ampiezza del segnale e  $f_0$  rappresenta la frequenza portante.

Il segnale riflesso dal torace del soggetto può invece essere espresso come:

$$s_R(t) = A_R \cos(2\pi f_0 t + \Delta\phi(t))$$

dove  $\Delta\phi(t)$  è la variazione di fase introdotta dai movimenti del torace.

Il segnale ricevuto dal radar può, quindi, essere descritto come una versione modulata del segnale trasmesso, in cui le variazioni di fase sono direttamente correlate allo spostamento

del torace. In particolare, la relazione tra lo spostamento del torace e la variazione di fase del segnale riflesso può essere espressa come:

$$\Delta\phi(t) = \frac{4\pi}{\lambda} x(t)$$

dove  $x(t)$  rappresenta lo spostamento del torace e  $\lambda$  è la lunghezza d'onda del segnale trasmesso. Questa relazione mostra come anche piccoli spostamenti del bersaglio producano variazioni di fase misurabili nel segnale radar, rendendo possibile la rilevazione di movimenti molto piccoli come quelli associati al battito cardiaco [12].

Grazie a questa elevata sensibilità ai micromovimenti del torace, i radar CW sono stati ampiamente utilizzati per il monitoraggio remoto dei parametri vitali. Diversi lavori in letteratura hanno dimostrato che, analizzando la modulazione di fase del segnale radar riflesso, è possibile stimare sia la frequenza respiratoria che quella cardiaca. Tali sistemi possono trovare applicazione in diversi contesti, tra cui il monitoraggio fisiologico non invasivo e il rilevamento della presenza umana in scenari di emergenza o operazioni di ricerca e soccorso [6].

Nonostante la semplicità dell'architettura e la buona sensibilità ai movimenti, i radar CW presentano alcune limitazioni. In particolare, questi sistemi non sono in grado di fornire informazioni sulla distanza del bersaglio, poiché il segnale trasmesso non è modulato in frequenza o nel tempo. Di conseguenza, il radar riceve un segnale che rappresenta la somma delle riflessioni provenienti da tutti i bersagli presenti nella scena. Quindi, in presenza di più soggetti o di riflessioni provenienti dall'ambiente circostante, può risultare difficile separare i contributi provenienti da diversi bersagli [1].

Per superare questi limiti, sono state sviluppate delle architetture radar più avanzate, come i radar Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW), che consentono di stimare contemporaneamente la distanza del bersaglio e i suoi micromovimenti.

### **1.3 Radar Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW)**

I Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW) rappresentano oggi una delle soluzioni più utilizzate per il monitoraggio remoto dei parametri vitali, grazie alla loro capacità di stimare la distanza del bersaglio e i suoi micromovimenti [7].

Nei radar FMCW il segnale trasmesso non ha una frequenza costante, ma varia linearmente nel tempo secondo una modulazione detta *chirp*. Questa modulazione

consente di ricavare la distanza del bersaglio analizzando la differenza di frequenza tra il segnale trasmesso e quello ricevuto [13].

La struttura tipica di un radar FMCW è illustrata nella *Figura 2*.

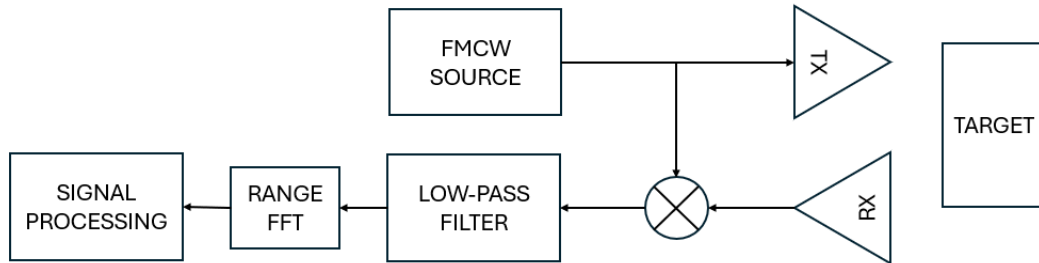


*Figura 2: Schema a blocchi di un radar FMCW per il monitoraggio dei parametri vitali*

Il sistema è composto da un generatore di segnale FMCW (FMCW source) che produce una sequenza di chirp. Il segnale generato viene trasmesso verso il bersaglio tramite l'antenna di trasmissione. Quando il segnale elettromagnetico colpisce il corpo umano, una parte dell'energia viene riflessa verso il radar. L'antenna di ricezione acquisisce quindi il segnale riflesso, che contiene informazioni sulla distanza del bersaglio e sui micromovimenti del torace dovuti alla respirazione e al battito cardiaco. Il segnale ricevuto viene successivamente combinato con una copia del segnale trasmesso tramite un mixer, che effettua una moltiplicazione tra i due segnali generando un segnale a bassa frequenza. Questo segnale viene filtrato tramite un filtro passa-basso, che consente di eliminare le componenti ad alta frequenza e di isolare la componente a bassa frequenza del segnale risultante. Tale segnale contiene le informazioni sulla distanza del bersaglio e sui micromovimenti del torace. Successivamente, il segnale filtrato viene analizzato tramite tecniche di elaborazione nel dominio della frequenza andando a stimare la distanza del target [7].

Nei radar FMCW il segnale trasmesso è costituito da una sequenza di chirp consecutivi, ovvero segnali la cui frequenza cresce linearmente nel tempo all'interno di un intervallo di banda prefissato.

Il segnale trasmesso può essere espresso come:

$$s_T(t) = A_T \cos \left( 2\pi f_0 t + \pi \frac{B}{T_c} t^2 \right)$$

dove:

- $f_0$  è la frequenza portante;
- $B$  è la larghezza di banda del chirp;
- $T_c$  è la durata del chirp;
- $A_T$  è l'ampiezza del segnale trasmesso.

Questa formula evidenzia come la frequenza del segnale vari linearmente nel tempo durante la trasmissione del chirp. La modulazione lineare è l'elemento che permette al radar di trasformare il ritardo temporale del segnale riflesso in una differenza di frequenza misurabile.

La variazione lineare della frequenza nel tempo può essere descritta tramite la pendenza del chirp:

$$S = \frac{B}{T_c}$$

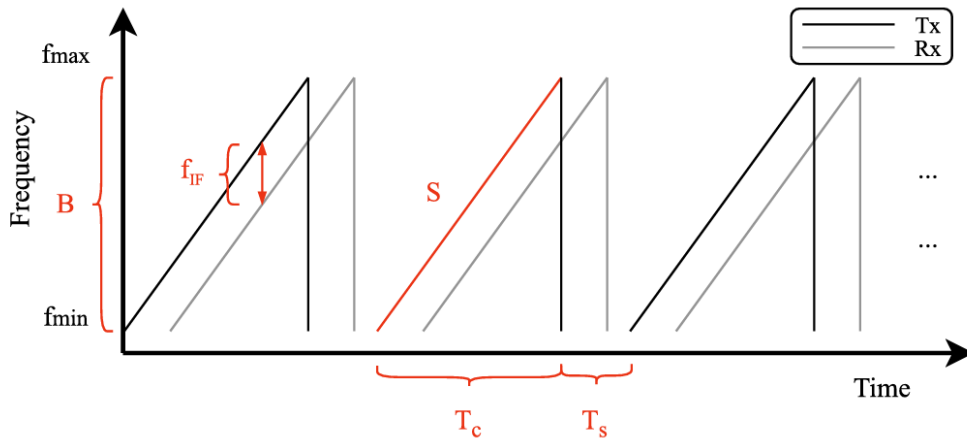


Figura 3: Segnale trasmesso e ricevuto in un radar FMCW [13]

Quando il segnale radar colpisce un bersaglio posto a distanza  $d$ , il segnale riflesso ritorna al radar con un ritardo temporale pari a:

$$\tau = \frac{2d}{c}$$

dove  $c$  è la velocità della luce. Il fattore 2 deriva dal fatto che il segnale deve percorrere il tragitto di andata e ritorno dal radar e bersaglio [14].

Il segnale ricevuto può essere quindi espresso come:

$$s_R(t) = A_R \cos(2\pi f_0(t - \tau) + \pi \frac{B}{T_c}(t - \tau)^2)$$

All'interno del radar, il segnale ricevuto viene moltiplicato con una copia del segnale trasmesso tramite un mixer. Questa operazione genera un segnale a bassa frequenza, caratterizzato da una frequenza, detta frequenza di battimento. La frequenza di battimento è proporzionale al ritardo temporale tra il segnale trasmesso e quello ricevuto. Poiché il ritardo dipende dalla distanza del bersaglio, è possibile stimare la distanza semplicemente analizzando la frequenza del segnale di battimento.

Nel caso di una modulazione lineare in frequenza, la frequenza del segnale di battimento può essere espressa come [13]:

$$f_b = \frac{B}{T_c} \frac{2d}{c}$$

Da questa relazione è possibile ricavare la distanza del soggetto:

$$d = \frac{c f_b T_c}{2 B}$$

Questo principio consente ai radar FMCW di stimare la posizione del bersaglio lungo la direzione radiale con elevata precisione [14].

Una delle principali caratteristiche dei radar FMCW è la capacità di distinguere bersagli posti a distanze diverse. Nel caso in cui siano presenti più oggetti nella scena, il segnale ricevuto sarà costituito dalla somma delle riflessioni provenienti da diversi bersagli. Ogni bersaglio produrrà un segnale di battimento con una frequenza diversa, proporzionale alla sua distanza dal radar [7].

Per separare i diversi contributi è quindi possibile analizzare il segnale nel dominio della frequenza tramite una Fast Fourier Transform (FFT). Il risultato di questa trasformazione è uno spettro in cui ciascun picco corrisponde ad un bersaglio posto ad una determinata distanza dal radar [14].

Questa proprietà è fondamentale nelle applicazioni di monitoraggio dei parametri vitali poiché consente di separare il segnale proveniente dal soggetto di interesse dalle riflessioni generate da altri oggetti presenti nell'ambiente.

Ogni intervallo dello spettro corrisponde a un range bin, ovvero a una specifica cella di distanza. La capacità di distinguere bersagli posti a distanze diverse dipende dalla risoluzione in distanza del sistema radar. Questa grandezza rappresenta la minima separazione tra due oggetti affinché possano essere identificati come bersagli distinti.

La risoluzione in distanza del radar è determinata dalla banda del segnale trasmesso ed è data da:

$$\Delta R = \frac{c}{2B}$$

Da questa relazione si osserva che una banda  $B$  più ampia consente di ottenere una maggiore risoluzione spaziale. In altre parole, aumentando la banda del segnale trasmesso è possibile distinguere oggetti che si trovano a distanze sempre più vicine tra loro [13].

Questa caratteristica rende i radar FMCW particolarmente adatti al monitoraggio di più soggetti presenti nello stesso ambiente, poiché i segnali provenienti da bersagli a distanze differenti vengono separati in range bin diversi.

Una volta identificato il range bin corrispondente al soggetto di interesse, è possibile analizzare la variazione temporale della fase del segnale radar per stimare i parametri vitali.

I movimenti del torace causati dalla respirazione e dal battito cardiaco producono piccole variazioni della distanza tra il soggetto e il radar. Questi spostamenti, tipicamente dell'ordine dei millimetri per la respirazione e di frazioni di millimetro per il battito cardiaco, introducono una modulazione di fase nel segnale radar riflesso. La relazione tra lo spostamento del torace e la variazione di fase del segnale ricevuto è data, come nel radar CW, dalla seguente equazione [12]:

$$\Delta\phi(t) = \frac{4\pi}{\lambda} x(t)$$

Da questa relazione si osserva che la variazione di fase del segnale radar è inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda del segnale trasmesso. Questo significa che radar operanti a frequenze più elevate, e quindi caratterizzati da lunghezze d'onda più piccole, risultano più sensibili ai piccoli spostamenti del bersaglio.

Nel caso dei radar utilizzati per il monitoraggio dei parametri vitali, questa proprietà è particolarmente vantaggiosa, poiché i movimenti del torace associati al battito cardiaco hanno ampiezze molto ridotte. Radar operanti nella banda delle microonde consentono, quindi, di rilevare variazioni di posizione anche inferiori al millimetro attraverso l'analisi del segnale ricevuto [13].

Nei sistemi radar FMCW per il monitoraggio dei parametri vitali, l'estrazione della frequenza respiratoria e cardiaca avviene generalmente attraverso diverse fasi di

elaborazione del segnale. Dopo aver individuato il range bin corrispondente alla distanza del soggetto tramite l'analisi del segnale di battimento nel dominio delle frequenze mediante una FFT, si analizza l'evoluzione temporale del segnale all'interno del range bin selezionato. È quindi possibile ricavare il segnale dello spostamento toracico, in quanto le variazioni di fase nel tempo riflettono i micromovimenti del torace causati dalla respirazione e dal battito cardiaco. Successivamente, applicando tecniche di elaborazione del segnale nel dominio del tempo o della frequenza, è possibile stimare la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca del soggetto monitorato [7].

## **1.4 Confronto CW e FMCW**

Rispetto ai radar CW, i radar FMCW presentano diversi vantaggi nelle applicazioni di monitoraggio dei parametri vitali. Il principale limite dei radar CW è infatti l'impossibilità di stimare la distanza del bersaglio. In questi sistemi il segnale trasmesso ha frequenza costante e il segnale ricevuto rappresenta la somma delle riflessioni provenienti da tutti gli oggetti presenti nell'ambiente. Di conseguenza, il radar non è in grado di distinguere tra contributi provenienti da bersagli diversi, rendendo più complessa l'analisi del segnale in scenari reali in cui sono presenti riflessioni multiple o più soggetti nella scena [1].

Al contrario, nei radar FMCW la modulazione lineare della frequenza del segnale trasmesso consente di stimare il ritardo temporale del segnale riflesso e quindi la distanza del bersaglio. Questo permette di suddividere lo spazio osservato dal radar in diverse celle di distanza all'interno delle quali possono essere separati i contributi provenienti da oggetti posti a distanze differenti. Grazie a questa proprietà, i radar FMCW sono in grado di isolare il segnale proveniente dal soggetto di interesse dalle riflessioni generate dall'ambiente circostante [13], [14].

Questa capacità di separazione spaziale risulta particolarmente importante nelle applicazioni di monitoraggio dei parametri vitali in ambienti reali, come abitazioni o strutture sanitarie, dove possono essere presenti più persone o diversi oggetti riflettenti all'interno della scena radar. In tali condizioni, la possibilità di individuare il range bin corrispondente al soggetto monitorato consente di isolare il segnale proveniente dal soggetto di interesse e di migliorare la qualità del segnale analizzato [7], [8].

Un ulteriore vantaggio dei radar FMCW riguarda la maggiore robustezza rispetto alle riflessioni multiple dell'ambiente. Nei radar CW, infatti, il segnale ricevuto può essere

fortemente degradato dalle riflessioni provenienti da pareti, mobili o altri oggetti presenti nella scena. Nei radar FMCW, invece, la suddivisione del segnale nelle diverse celle di distanza consente di distinguere più facilmente tra il bersaglio di interesse e le riflessioni indesiderate provenienti dall'ambiente circostante [13].

Grazie a queste caratteristiche, i radar FMCW oggi possono essere utilizzati nelle applicazioni di monitoraggio remoto dei parametri vitali. Diversi studi hanno dimostrato la loro capacità di rilevare in modo affidabile la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca anche in ambienti più complessi [7].

Inoltre, la possibilità di stimare contemporaneamente la posizione del bersaglio e i suoi micromovimenti rende questa tecnologia particolarmente adatta a sistemi di monitoraggio non invasivi e a soluzioni di assistenza domestica per il controllo continuo dello stato fisiologico dei pazienti.

## **1.5 Limiti noti in letteratura**

Nonostante i progressi significativi nel campo dei radar per il monitoraggio dei parametri vitali, diversi fattori possono limitare l'accuratezza delle misure ottenute. Tra le principali criticità riportate in letteratura si trovano il rumore del sistema radar, la presenza di riflessioni multiple nell'ambiente, i movimenti involontari del soggetto e la difficoltà di separare la componente cardiaca da quella respiratoria [7], [9].

Uno dei principali fattori che influisce sulla qualità delle misure è proprio il rumore del sistema radar. Il segnale ricevuto dal radar è infatti influenzato dalla presenza di rumore generato dall'elettronica del sistema, tra cui il rumore termico della catena di ricezione. Questo rumore può peggiorare il rapporto segnale-rumore (SNR) del segnale e rendere più difficile l'identificazione delle variazioni di fase associate ai movimenti del torace. Il problema risulta particolarmente critico nel caso del battito cardiaco, poiché il segnale associato al cuore presenta un'ampiezza significativamente inferiore rispetto a quello respiratorio e risulta quindi più sensibile al rumore del sistema [7].

La qualità del segnale radar ricevuto è fondamentale per l'estrazione accurata dei parametri vitali. In presenza di un SNR ridotto, l'identificazione delle componenti associate alla respirazione e al battito cardiaco diventa più complessa e può portare a stime meno accurate dei parametri fisiologici.

Diversi fattori possono influenzare il valore dell'SNR nelle applicazioni per il monitoraggio dei parametri vitali, tra cui la distanza tra il radar e il soggetto e la presenza di movimenti casuali del soggetto durante la misura.

Un ulteriore aspetto evidenziato in letteratura è che la definizione tradizionale di SNR utilizzata nei sistemi radar classici non sempre descrive in modo adeguato la qualità del segnale nelle applicazioni di monitoraggio dei parametri vitali. Infatti, questa definizione è stata originariamente sviluppata per applicazioni come il rilevamento e il tracciamento di bersagli, e non tiene pienamente conto delle caratteristiche specifiche dei segnali fisiologici generati dal corpo umano [15].

Per questo motivo, esistono lavori recenti che propongono approcci alternativi per la valutazione dell'SNR nei sistemi radar dedicati al monitoraggio dei parametri vitali. Tuttavia, la corretta modellizzazione del rapporto segnale-rumore e la sua influenza sull'accuratezza delle misure rappresentano ancora oggi un tema di ricerca attivo nel campo dei radar biomedicali.

Un'altra criticità, appunto, riguarda i movimenti involontari del soggetto. I sistemi radar per il monitoraggio dei parametri vitali sono progettati per rilevare movimenti molto piccoli del torace, tipicamente dell'ordine dei millimetri o inferiori. Tuttavia, movimenti più ampi del corpo, come lo spostamento del busto o delle braccia, possono generare variazioni del segnale radar molto più intense rispetto a quelle prodotte dalla respirazione o dal battito cardiaco.

Questi movimenti possono introdurre artefatti nel segnale ricevuto e rendere più difficile l'identificazione delle componenti fisiologiche di interesse, degradando l'accuratezza delle misure radar [7].

Un ulteriore limite è rappresentato dalla presenza di riflessioni multiple nell'ambiente circostante. Quando il segnale radar viene trasmesso, può non essere riflesso solamente dal torace del soggetto, ma anche da altri oggetti presenti nella scena, come pareti, mobili o altri elementi nell'ambiente. Queste riflessioni indesiderate possono generare segnali aggiuntivi che si sovrappongono al segnale proveniente dal soggetto monitorato. In alcuni casi, queste riflessioni indesiderate, possono introdurre variazioni di fase che interferiscono con quelle generate dai movimenti toracici, rendendo più complessa l'estrazione dei parametri vitali [9].

L'utilizzo di radar FMCW consente in parte di ridurre questo problema grazie alla possibilità di separare i bersagli in base alla distanza. Tuttavia, anche in questi sistemi possono verificarsi fenomeni di interferenza tra segnali riflessi provenienti da diversi oggetti presenti nell'ambiente.

Una delle sfide più importanti nel monitoraggio radar dei parametri vitali riguarda la separazione della componente cardiaca da quella respiratoria. Il segnale associato alla respirazione presenta un'ampiezza maggiore rispetto al segnale cardiaco. Di conseguenza, la componente respiratoria può mascherare il segnale del battito cardiaco, rendendo difficile la sua identificazione.

Inoltre, il segnale respiratorio può generare armoniche che si estendono verso frequenze più alte e possono sovrapporsi allo spettro del battito cardiaco. Questo fenomeno rende necessario l'utilizzo di tecniche di elaborazione del segnale avanzate per isolare correttamente la componente cardiaca dal segnale complessivo [9].

La separazione robusta delle due componenti rimane comunque uno degli aspetti più complessi nel campo del monitoraggio radar dei parametri vitali.

Un altro limite evidenziato nella letteratura riguarda la dimensione ridotta dei dataset utilizzati per la valutazione dei sistemi radar per il monitoraggio dei parametri vitali. In molti studi gli algoritmi vengono testati su un numero limitato di soggetti, spesso inferiore a dieci, il che può introdurre distorsioni nello sviluppo e nella valutazione dei metodi proposti [13].

Quindi, dato che le caratteristiche fisiche del corpo umano, come la distribuzione dei tessuti, possono influenzare la riflessione del segnale radar, una maggiore variabilità dei soggetti utilizzati negli esperimenti è importante per una valutazione affidabile delle prestazioni del sistema.

## **CAPITOLO 2:**

### **MODELLO NUMERICO E ALGORITMO DI STIMA**

#### **2.1 Obiettivo del modello numerico**

Per studiare il funzionamento e le prestazioni dei radar per il monitoraggio non invasivo dei parametri vitali, è stato sviluppato un modello numerico in ambiente MATLAB. Il modello simula il comportamento di un radar FMCW e riproduce le principali fasi di acquisizione ed elaborazione del segnale radar. L'obiettivo è quello di ricostruire il processo che parte dalla trasmissione del segnale fino alla stima della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca di uno o più soggetti.

Questo tipo di approccio è spesso utilizzato negli studi sui radar per applicazioni biomedicali, perché permette di analizzare il comportamento degli algoritmi di elaborazione del segnale in condizioni ideali, prima di passare alle misure sperimentali con hardware reale [7], [14]. Inoltre, attraverso il modello numerico è possibile valutare come diversi fattori influiscono sulla qualità delle stime dei parametri vitali.

Il modello sviluppato in questa tesi simula l'intero processo di acquisizione radar. Prima di tutto viene generato il segnale trasmesso dal radar FMCW. Successivamente viene modellato il movimento del torace umano, che è rappresentato come la combinazione di due movimenti periodici: uno rappresenta la respirazione, l'altro il battito cardiaco. Questi movimenti producono piccole variazioni della distanza tra il soggetto e il radar e generano quindi una modulazione di fase nel segnale riflesso.

Il segnale ricevuto viene poi calcolato attraverso l'equazione radar. Il segnale dipende, quindi, dalla distanza del soggetto e dalla potenza del segnale riflesso. Per rendere la simulazione più realistica, è stato introdotto il rumore termico del sistema radar. Inoltre, l'interazione tra l'onda elettromagnetica e il corpo umano è stata simulata tramite un modello multilayer dei tessuti biologici, per permettere di stimare il coefficiente di riflessione del segnale radar.

Una volta generato il segnale ricevuto, il modello implementa la catena di elaborazione tipicamente utilizzata nei radar FMCW per l'analisi dei parametri vitali. Il segnale viene prima portato in baseband tramite un mixer e successivamente filtrato con un filtro passa-basso per eliminare le componenti ad alta frequenza. In seguito, attraverso una

trasformata di Fourier nel dominio fast-time viene stimata la distanza del soggetto dal radar. Dopo aver individuato il range bin corrispondente al target, viene analizzata l'evoluzione temporale del segnale nel dominio slow-time.

L'analisi della variazione di fase del segnale radar consente di ricostruire lo spostamento del torace e di separare le componenti associate alla respirazione e al battito cardiaco tramite opportune tecniche di filtraggio e di analisi spettrale.

La *Figura 4* mostra la pipeline dell'algoritmo implementato nel modello MATLAB.

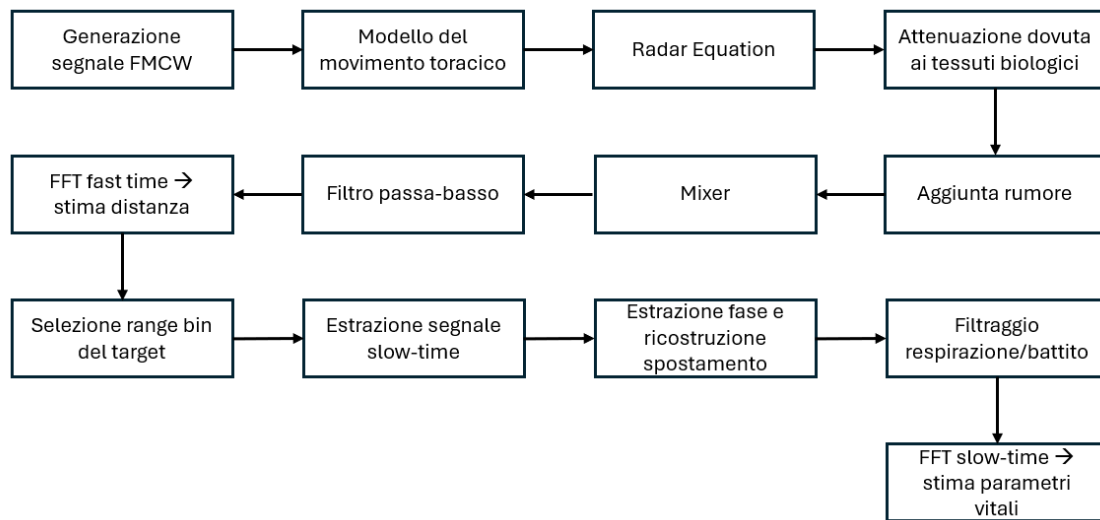


*Figura 4: Pipeline dell'algoritmo radar implementato nel modello numerico sviluppato in MATLAB per la stima della frequenza respiratoria e cardiaca*

Questo modello numerico permette, quindi, di studiare il comportamento dell'algoritmo di stima dei parametri vitali in diversi scenari. In particolare, sono state analizzate le prestazioni del sistema al variare della distanza tra radar e soggetto, della frequenza respiratoria e cardiaca, dell'ampiezza dei movimenti toracici e della presenza di più soggetti nella scena radar. Infine, è stato effettuato un confronto tra le prestazioni del radar operante a 24 GHz e quelle del radar operante a 2 GHz.

Nei paragrafi successivi vengono descritti nel dettaglio il modello del segnale radar FMCW, la modellizzazione del movimento toracico, il modello di riflessione del corpo umano e l'algoritmo di elaborazione del segnale utilizzato per la stima dei parametri vitali.

## 2.2 Modello del segnale radar FMCW

Il modello numerico sviluppato in questo lavoro è un radar Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW), che è particolarmente adatto all'estrazione dei parametri vitali in quanto riesce a stimare sia la distanza del bersaglio che i movimenti toracici associati alla respirazione e al battito cardiaco [7], [14].

La frequenza del segnale trasmesso non è costante, come accade nei radar CW, ma varia nel tempo secondo una modulazione lineare chiamata chirp [13]. In pratica, il radar trasmette una sequenza di segnali la cui frequenza cresce progressivamente all'interno di una banda prefissata.

Nel codice MATLAB sono stati inizialmente definiti i principali parametri del radar: la frequenza portante  $f_0$ , la velocità della luce  $c$ , la lunghezza d'onda, definita come  $\lambda = \frac{c}{f_0}$ , la banda del chirp  $B$ , la frequenza di ripetizione dei chirp  $PRF$ , la durata del chirp  $T_{chirp}$ , il numero di campioni per chirp  $N_s$  e la durata totale dell'osservazione  $T_{tot}$ .

A partire da questi parametri è stata calcolata anche la pendenza del chirp, definita come:

$$S = \frac{B}{T_{chirp}}$$

che descrive la variazione lineare della frequenza all'interno di ciascun chirp.

Nel modello sono presenti due scale temporali diverse. La prima è il fast-time, indicato con  $t_{fast}$ , che rappresenta il tempo all'interno del singolo chirp. La seconda scala temporale è lo slow-time, indicato come  $t_{slow}$ , che rappresenta invece l'evoluzione temporale tra chirp consecutivi. Questa distinzione è importante perché nel modello il fast-time è utilizzato per la stima della distanza, mentre lo slow-time per analizzare i micromovimenti del torace.

La *Tabella 1* riporta i principali valori dei parametri radar utilizzati.

*Tabella 1: Parametri del radar utilizzati nel modello MATLAB*

| Parametro              | Valore  |
|------------------------|---------|
| Frequenza Portante     | 24 GHz  |
| Banda chirp            | 200 MHz |
| PRF                    | 200 Hz  |
| Durata chirp           | 5 ms    |
| Campioni per chirp     | 1024    |
| Durata osservazione    | 40 s    |
| Numero totale di chirp | 8000    |

Una volta definiti questi parametri, nel codice è stato generato il segnale trasmesso come un chirp reale rappresentato dalla seguente espressione:

$$s_T(t_{fast}) = \cos(2\pi f_0 t_{fast} + \pi S t_{fast}^2)$$

La variabile temporale di questa espressione è proprio  $t_{fast}$ , cioè il tempo all'interno del singolo chirp. Il segnale trasmesso è stato generato direttamente con ampiezza unitaria. La simulazione del segnale ricevuto viene eseguita considerando l'evoluzione temporale di tutti i chirp acquisiti.

Nel modello si assume che la distanza radar-soggetto sia circa costante durante la durata di un singolo chirp. Questa ipotesi è giustificata dal fatto che i movimenti toracici associati ai parametri vitali avvengono su scale temporali molto più lente rispetto alla durata del chirp. Per ogni chirp, quindi, viene calcolata la distanza istantanea del bersaglio:

$$R(t_{slow}) = R_0 + x(t_{slow})$$

dove  $R_0$  è la distanza del soggetto dal radar e  $x(t_{slow})$  rappresenta la variazione dovuta ai micromovimenti toracici.

Nel modello numerico, questo valore viene aggiornato ad ogni chirp della sequenza radar. È possibile, quindi, introdurre una rappresentazione discreta della distanza:

$$R_n = R_0 + x(t_{slow,n})$$

dove  $n$  indica l'indice del chirp.

Partendo dalla distanza istantanea del bersaglio, per ogni chirp viene calcolato il corrispondente ritardo di propagazione andata-ritorno:

$$\tau_n = \frac{2 R_n}{c}$$

Il segnale ricevuto ideale, prima dell'aggiunta del rumore, viene quindi generato come una versione ritardata del segnale trasmesso:

$$s_R(t_{fast}) = \cos(2\pi f_0(t_{fast} - \tau_n) + \pi S(t_{fast} - \tau_n)^2)$$

Questa espressione mostra che la variabile temporale utilizzata rimane il fast-time, mentre il ritardo dipende dalla distanza istantanea del bersaglio, che evolve nel tempo tra chirp consecutivi.

## 2.3 Modello del movimento toracico

Il segnale riflesso dal corpo umano, come detto precedentemente, è influenzato dai piccoli movimenti del torace associati alla respirazione e al battito cardiaco. Durante la respirazione il torace si espande e si contrae producendo uno spostamento periodico nell'ordine di alcuni millimetri, mentre il battito cardiaco genera variazioni molto più piccole, tipicamente dell'ordine di frazioni di millimetro [6], [7].

Nel modello sviluppato, questi movimenti vengono rappresentati come la somma di due componenti periodiche: una associata alla respirazione e una associata al battito cardiaco. Lo spostamento toracico è stato rappresentato come:

$$x(t) = A_{resp} \sin(2\pi f_{resp} t) + A_{heart} \sin(2\pi f_{heart} t)$$

dove  $A_{resp}$  e  $A_{heart}$  rappresentano rispettivamente l'ampiezza dei movimenti dovuti alla respirazione e al battito cardiaco, mentre  $f_{resp}$  e  $f_{heart}$  indicano le corrispondenti frequenze fisiologiche.

Nella *Tabella 2* sono riportati i valori dei parametri fisiologici utilizzati.

*Tabella 2: Parametri fisiologici utilizzati nel modello MATLAB*

| Parametro                 | Valore  |
|---------------------------|---------|
| Ampiezza respirazione     | 5 mm    |
| Ampiezza battito cardiaco | 0.3 mm  |
| Frequenza respiratoria    | 0.25 Hz |
| Frequenza cardiaca        | 1.2 Hz  |

Nel modello in MATLAB lo spostamento toracico viene valutato nel dominio dello slow-time. In questo modo la variazione della posizione del torace viene aggiornata ad ogni chirp della sequenza radar, generando il segnale  $x(t_{slow,n})$  utilizzato per calcolare la distanza istantanea del soggetto.

## 2.4 Modello multilayer del corpo umano

Nel modello numerico sviluppato in questo lavoro, il corpo umano non è stato trattato come un bersaglio ideale, ma come un mezzo costituito da più strati con proprietà elettromagnetiche differenti. Questo è stato fatto per rendere più realistica la simulazione della riflessione del segnale radar sul torace.

In particolare, è stato utilizzato un modello multilayer semplificato composto da tre strati: pelle, grasso e muscolo. Ciascuno di questi tessuti è caratterizzato da una diversa

permittività dielettrica, da una diversa conducibilità elettrica e da uno specifico spessore. Nel codice MATLAB sono stati considerati spessori pari a 2 mm per la pelle, 5 mm per il grasso e 5 cm per il muscolo.

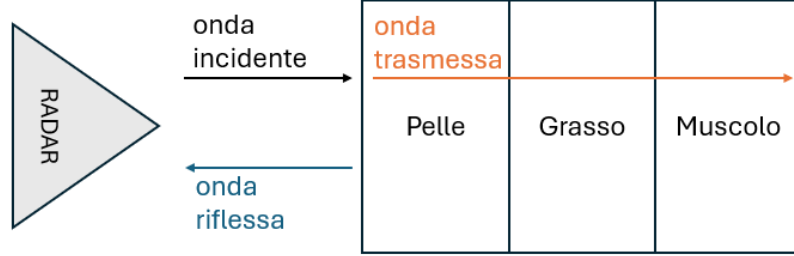


Figura 5: Schema del modello multilayer utilizzato per rappresentare il torace umano

A partire dai valori di permittività relativa e conducibilità dei diversi tessuti, è stata calcolata la corrispondente permittività complessa, che consente di tenere conto sia del comportamento dielettrico del materiale sia delle perdite conduttive.

La permittività complessa è espressa come [16]:

$$\varepsilon_c = \varepsilon_0 \left( \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right)$$

dove  $\varepsilon_0$  rappresenta la permittività del vuoto,  $\varepsilon_r$  la permittività relativa del tessuto,  $\sigma$  la conducibilità elettrica e  $\omega = 2\pi f$  la pulsazione del segnale radar.

A partire dalla permittività complessa è possibile determinare la costante di propagazione del mezzo, che descrive come l'onda elettromagnetica si propaga e si attenua all'interno del tessuto. Questa grandezza può essere espressa come:

$$\gamma = \alpha + j\beta$$

dove  $\alpha$  rappresenta il coefficiente di attenuazione e  $\beta$  il coefficiente di propagazione [16].

Il coefficiente di attenuazione  $\alpha$  descrive la riduzione dell'ampiezza dell'onda elettromagnetica mentre questa si propaga all'interno di un mezzo dissipativo come i tessuti biologici. In particolare, l'ampiezza del campo elettromagnetico decresce esponenzialmente con la profondità di propagazione [16].

$$E(z) = E_0 e^{-\alpha z}$$

dove  $E_0$  è l'ampiezza iniziale e  $z$  è la profondità del tessuto.

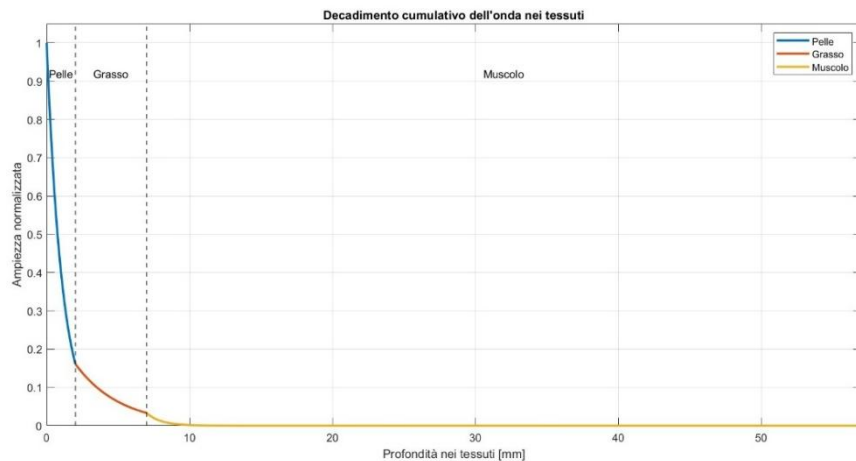


Figura 6: Decadimento dell'ampiezza dell'onda elettromagnetica nei tessuti biologici del modello multilayer

La Figura 6 rappresenta la riduzione progressiva dell'ampiezza dell'onda radar durante la propagazione nei diversi strati di pelle, grasso e muscolo. L'attenuazione dipende dalle proprietà elettromagnetiche dei tessuti e provoca una diminuzione dell'energia del segnale man mano che l'onda penetra all'interno del corpo.

Tabella 3: Parametri elettromagnetici e geometrici dei tessuti utilizzati nel modello multilayer a 24 GHz

| Tessuto | Permittività relativa | Conducibilità [S/m] | Spessore [mm] |
|---------|-----------------------|---------------------|---------------|
| Pelle   | 19                    | 22.8                | 2             |
| Grasso  | 6.51                  | 4.42                | 5             |
| Muscolo | 27.4                  | 29.4                | 50            |

I valori di permittività relativa e conducibilità dei vari tessuti biologici utilizzati nel modello sono stati ricavati dal “*database IT'IS Foundation*” relativo alle proprietà dielettriche dei tessuti umani [17].

Per modellare la propagazione dell'onda elettromagnetica attraverso i diversi strati è stato utilizzato il metodo delle matrici di trasmissione, che permette di descrivere in modo compatto l'effetto complessivo dei singoli tessuti attraversati dal segnale. Moltiplicando le matrici associate ai tre strati è stata ottenuta una matrice totale, dalla quale è stato ricavato il coefficiente complessivo di riflessione multilayer.

Il coefficiente di riflessione complessivo, indicato con  $G$ , rappresenta la frazione dell'onda elettromagnetica che viene riflessa all'ingresso del primo strato. A partire da esso è stata calcolata la frazione di potenza riflessa:

$$RX = |G|^2$$

che rappresenta la quota di potenza effettivamente riflessa dal modello multilayer del corpo umano.

Il coefficiente di riflessione ottenuto dal modello multilayer consente di stimare la frazione di potenza effettivamente riflessa dal torace. Tuttavia, la potenza del segnale ricevuto dal radar dipende anche dalla propagazione elettromagnetica tra radar e bersaglio. Per questo motivo nel modello è stata utilizzata l'equazione radar per stimare la potenza ricevuta.

## 2.5 Radar equation e attenuazione

Per stimare la potenza del segnale ricevuto dal radar è stata utilizzata la radar equation, che rappresenta la relazione fondamentale tra i parametri del sistema radar e la potenza del segnale di ritorno proveniente dal bersaglio. Questa equazione consente infatti di mettere in relazione la potenza ricevuta con i principali parametri del sistema, come la potenza trasmessa, i guadagni d'antenna, la lunghezza d'onda, la distanza dal bersaglio e la sua Radar Cross Section (RCS) [10].

Nel caso di un radar monostatico, in cui il trasmettitore e ricevitore condividono la stessa antenna, la forma classica della radar equation può essere espressa come:

$$P_r = \frac{P_t G_t G_r \lambda^2 \sigma}{(4\pi)^3 R_n^4}$$

dove:

- $P_r$  è la potenza ricevuta dal radar;
- $P_t$  è la potenza trasmessa;
- $G_t$  è il guadagno dell'antenna trasmittente;
- $G_r$  è il guadagno dell'antenna ricevente;
- $\lambda$  è la lunghezza d'onda del segnale radar;
- $R_n$  è la distanza istantanea tra il torace del soggetto e il radar;
- $\sigma$  è la Radar Cross Section del bersaglio.

La radar equation permette di stimare la potenza del segnale ricevuto a partire dai parametri del sistema e dalla capacità del bersaglio di riflettere l'energia elettromagnetica verso il radar.

Tra i parametri dell'equazione, uno dei più rilevanti è la Radar Cross Section, che rappresenta una misura dell'efficacia con cui un oggetto riflette l'energia elettromagnetica nella direzione del radar. La RCS dipende dalle dimensioni fisiche del bersaglio, dalla sua geometria, dall'orientamento rispetto al radar, dalle proprietà elettromagnetiche dei materiali e dalla frequenza operativa del sistema [10].

Nel caso delle applicazioni di monitoraggio dei parametri vitali, il bersaglio radar è rappresentato dal torace umano, il cui movimento è associato ai fenomeni fisiologici di respirazione e battito cardiaco. La RCS del torace può variare in funzione di diversi fattori, tra cui la postura del soggetto, la distanza dal radar e l'orientamento rispetto all'antenna [18], [19]. Dato che l'obiettivo è lo sviluppo di un modello semplificato del sistema radar, in questo lavoro la RCS del bersaglio è stata approssimata ad un valore costante, ma plausibile, pari a  $0.5 \text{ m}^2$ . L'utilizzo di una RCS costante consente di semplificare il modello matematico, mantenendo comunque una stima plausibile della potenza del segnale riflesso.

È, inoltre, importante notare che la potenza ricevuta dell'equazione radar dipende fortemente dalla distanza istantanea tra il radar e il bersaglio, con una dipendenza proporzionale a  $R^{-4}$ . Questo implica che anche piccole variazioni della distanza possono influenzare significativamente il livello del segnale ricevuto, rendendo la distanza uno dei parametri più critici nella progettazione e nell'analisi delle prestazioni di un sistema radar. I valori dei principali parametri utilizzati nel modello numerico sono presenti nella *Tabella 4*.

*Tabella 4: Parametri utilizzati per il calcolo della potenza ricevuta con la radar equation*

| Parametro                     | Valore            |
|-------------------------------|-------------------|
| Potenza trasmessa             | 10 mW             |
| Guadagno antenna trasmittente | 12 dB             |
| Guadagno antenna ricevente    | 12 dB             |
| Lunghezza d'onda              | 12.5 mm           |
| Radar Cross Section           | $0.5 \text{ m}^2$ |

Nel caso specifico del corpo umano questa riflessione non può essere considerata ideale, poiché il segnale incidente interagisce con tessuti biologici caratterizzati da proprietà

elettromagnetiche differenti. Per questo motivo, nel modello sviluppato la potenza ottenuta dalla radar equation viene corretta introducendo il contributo del modello multilayer descritto nel *Paragrafo 2.4*.

In particolare, la potenza effettivamente associata al segnale riflesso dal torace è stata calcolata come:

$$P_{r\ tot} = P_r\ RX$$

dove  $RX$  rappresenta la frazione di potenza riflessa ottenuta dal modello multilayer del corpo umano. In questo modo, la stima della potenza non dipende soltanto dalla distanza radar-soggetto e dai parametri del sistema, ma anche dalle perdite introdotte dall'interazione dell'onda elettromagnetica con gli strati della pelle, grasso e muscolo.

La potenza  $P_{r\ tot}$  viene utilizzata per ricavare l'ampiezza del segnale ricevuto nel dominio del tempo. Nel modello numerico, questo passaggio viene effettuato considerando un'impedenza equivalente pari a  $50\ \Omega$ . In questo modo è possibile collegare la potenza del segnale alla corrispondente ampiezza della tensione del segnale simulato.

Il segnale ricevuto viene, quindi, utilizzato nelle successive fasi della simulazione, che includono l'aggiunta del rumore e l'elaborazione del segnale radar.

## 2.6 Modellizzazione del rumore

Per rendere la simulazione del radar più realistica è stato introdotto nel modello numerico il contributo del rumore termico. Nei sistemi radar ideali, infatti, il segnale ricevuto è sempre accompagnato da componenti di rumore generate principalmente dagli elementi elettronici del ricevitore e dall'ambiente circostante.

Nel modello sviluppato in questo lavoro il rumore è stato modellato come rumore bianco gaussiano additivo. Questo tipo di rumore è caratterizzato da media nulla e da una distribuzione gaussiana dell'ampiezza.

La potenza del rumore termico è stata calcolata attraverso l'equazione [10]:

$$P_{noise} = kT_e B$$

dove  $k$  è la costante di Boltzmann, pari a  $1.38 \times 10^{-23}\ J/K$ ,  $T_e$  è la temperatura equivalente del sistema ricevente e  $B$  è la banda del segnale considerato.

Nel modello adottato la temperatura equivalente del sistema ricevente è stata rappresentata come la somma di due contributi:

$$T_e = T_0 + T_{LNA}$$

dove  $T_0 = 300\text{ K}$  rappresenta il contributo del rumore termico ambientale, mentre  $T_{LNA} = 150\text{ K}$  rappresenta il contributo equivalente introdotto dall'amplificatore a basso rumore (Low Noise Amplifier). La scelta di questi valori è coerente con radar operanti intorno ai 24 GHz. In questi sistemi il contributo principale del rumore è dato dal rumore termico ambientale, mentre il rumore aggiuntivo introdotto dall'amplificatore a basso rumore (LNA) può essere rappresentato tramite una temperatura equivalente dell'ordine di alcune centinaia di Kelvin, coerente con valori tipici riportati nei datasheet di amplificatori a basso rumore [20].

La banda utilizzata nel calcolo della potenza di rumore è stata assunta pari a  $200\text{ MHz}$ , coerente con la banda del chirp utilizzato nella simulazione.

Una volta calcolata la potenza di rumore  $P_{noise}$ , questa viene convertita nella corrispondente ampiezza nel dominio del tempo considerando l'impedenza equivalente del sistema, assunta pari a  $50\ \Omega$ . Il rumore viene quindi generato numericamente come sequenza gaussiana a media nulla e sommato al segnale ricevuto prima dell'operazione di mixing:

$$S_{R,noisy}(t_{fast}) = S_R(t_{fast}) + n(t_{fast})$$

dove  $n(t_{fast})$  rappresenta il processo gaussiano che modella il rumore termico.

A partire dal segnale ricevuto, determinato tramite l'equazione radar e modificato dalle perdite introdotte dal modello multilayer, e dal rumore aggiunto al segnale, è possibile stimare il rapporto segnale-rumore (SNR) del sistema.

Il modello numerico descritto fino ad ora consente, quindi, di simulare in modo completo il segnale radar ricevuto, tenendo conto sia della propagazione elettromagnetica tra radar e bersaglio sia delle principali sorgenti di attenuazione e rumore presenti nel sistema. A partire da questo segnale simulato è possibile applicare le tecniche di elaborazione del segnale tipicamente utilizzate nei radar FMCW per l'estrazione dei parametri vitali.

## 2.7 Elaborazione del segnale

Il primo passo dell'elaborazione consiste nell'operazione di mixing tra il segnale trasmesso e quello ricevuto. Nei radar FMCW questa operazione consente di portare il segnale nella baseband e di generare il segnale di battimento, la cui frequenza è direttamente collegata alla distanza del bersaglio [13].

Nel modello implementato, il segnale mixato è ottenuto moltiplicando il segnale trasmesso  $s_T(t)$  per il segnale ricevuto  $s_R(t)$ :

$$s_b(t_{fast}) = s_T(t_{fast}) \cdot s_R(t_{fast})$$

Sviluppando il prodotto tra due funzioni coseno si ottengono due termini: uno proporzionale alla somma delle frequenze e uno proporzionale alla differenza delle frequenze. Il termine ad alta frequenza, legato alla somma delle frequenze, è centrato intorno a valori dell'ordine di  $2f_0$ , mentre il termine a bassa frequenza è legato alla differenza tra le frequenze istantanee dei due segnali.

Nel caso dei radar FMCW, è proprio il termine a bassa frequenza che contiene l'informazione utile sulla distanza del bersaglio. Infatti, la differenza tra le frequenze del segnale trasmesso e di quello ricevuto genera la cosiddetta frequenza di battimento, che dipende dal ritardo di propagazione del segnale radar.

Per isolare questa componente utile, il segnale risultante dall'operazione di mixing viene filtrato tramite un filtro passa-basso, la cui banda è stata scelta in modo da preservare il contenuto spettrale del segnale di battimento ed eliminare le componenti non informative generate dal mixing. In questo modo il filtro elimina la componente ad alta frequenza, che non contiene informazioni sulla distanza del bersaglio e che potrebbe interferire con le successive fasi di elaborazione del segnale.

Dopo il filtraggio passa-basso rimane, quindi, il segnale di battimento in baseband, la cui frequenza è direttamente proporzionale al ritardo di propagazione  $\tau_n$ . Il segnale di battimento può essere approssimato come una sinusoidale in baseband, la cui frequenza è pari a  $f_b$ :

$$f_b = S \tau_n$$

dove  $S$  rappresenta la pendenza del chirp.

Sostituendo l'espressione del ritardo di propagazione radar  $\tau_n = \frac{2R_n}{c}$ , si ottiene la relazione tra frequenza di battimento e distanza istantanea del bersaglio:

$$f_b = \frac{2 S R_n}{c}$$

Questa relazione consente quindi di stimare la distanza del bersaglio a partire dalla frequenza del segnale di battimento ottenuto dopo il filtraggio.

### 2.7.1 Trasformata di Fourier in fast-time e stima della distanza

Dopo l'operazione di mixing e il filtraggio passa-basso, il segnale di battimento contiene l'informazione sulla distanza del bersaglio. Per estrarre questa informazione è necessario analizzare il segnale nel dominio della frequenza.

A questo scopo viene applicata la Fast Fourier Transform (FFT) nel fast-time, cioè sui campioni acquisiti all'interno di ciascun chirp. Questa operazione consente di trasformare il segnale dal dominio del tempo al dominio delle frequenze e di individuare le componenti associate ai bersagli presenti nello scenario.

Nel caso dei radar FMCW, ogni componente spettrale della FFT corrisponde ad una specifica frequenza di battimento, che a sua volta è direttamente collegata alla distanza del bersaglio secondo la relazione descritta nel paragrafo precedente. Sebbene questa relazione sia nota, nella pratica il segnale ricevuto può essere costituito dalla sovrapposizione di più contributi ed essere affetto da rumore, rendendo difficile una stima diretta e affidabile della frequenza di battimento nel dominio del tempo. Per questo motivo si ricorre alla trasformata di Fourier, che consente di separare le diverse componenti nel dominio della frequenza e di ottenere una rappresentazione spaziale della scena radar, suddivisa in intervalli di distanza, detti *range bin*.

Per migliorare la qualità dell'analisi spettrale, prima di applicare la trasformata di Fourier al segnale viene utilizzata una finestra di Hann. L'uso di una funzione finestra permette di ridurre gli effetti dovuti alla dispersione dell'energia su più componenti spettrali, quindi su più bin adiacenti. L'applicazione della finestra di Hann consente quindi di ottenere uno spettro più pulito, migliorare la separazione tra le diverse componenti di frequenza del segnale e ottenere un picco di distanza più definito [21].

L'FFT applicata nel fast-time restituisce quindi, per ciascun chirp, uno spettro di distanza che rappresenta l'energia del segnale riflesso alle diverse distanze dal radar. Ripetendo questa operazione per tutti i chirp della sequenza si ottiene una matrice bidimensionale in cui una dimensione rappresenta la distanza (range bin) e l'altra l'evoluzione temporale del segnale.

Questa rappresentazione del segnale è illustrata schematicamente nella *Figura 7*, dove è mostrata la trasformazione dalla matrice dei segnali nel dominio temporale (TD matrix) alla corrispondente matrice nel dominio delle distanze (FD matrix) ottenuta tramite FFT lungo il fast time. Ogni riga della matrice rappresenta un chirp della sequenza radar (slow

time), mentre le colonne rappresentano i campioni acquisiti all'interno del singolo chirp (fast time) [22].

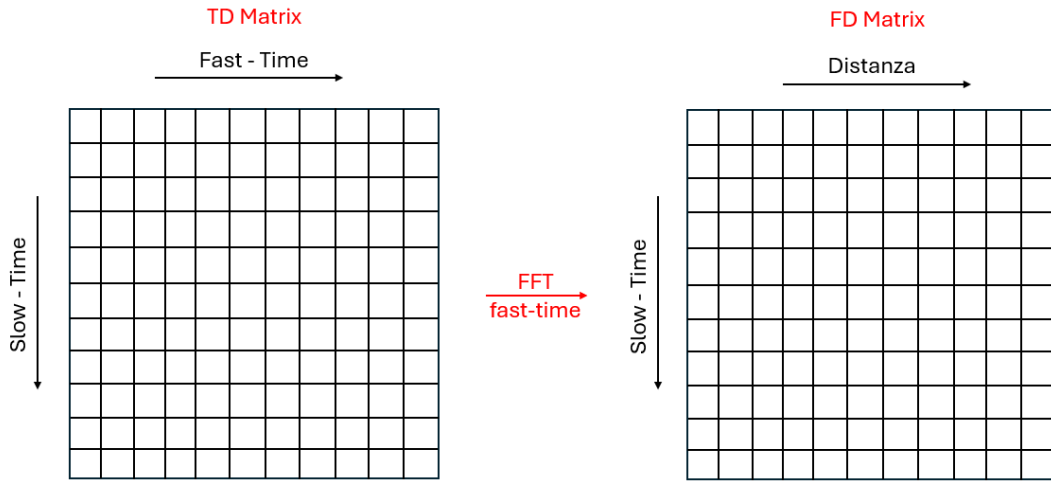


*Figura 7: Trasformazione della TD matrix nella FD matrix tramite FFT lungo il fast time*

Dopo aver applicato la trasformata di Fourier nel dominio del fast-time, per ogni chirp si ottiene uno spettro di distanza che rappresenta l'ampiezza del segnale riflesso alle diverse distanze dal radar. L'insieme di questi spettri forma la matrice di range, in cui ogni colonna corrisponde a uno specifico intervallo di distanza (range bin) mentre ogni riga rappresenta un chirp della sequenza radar.

Dato che l'obiettivo è analizzare i micromovimenti del torace del soggetto, è necessario individuare il range bin corrispondente al bersaglio umano. Nel modello sviluppato questa operazione viene eseguita analizzando la potenza media del segnale nei diversi bin di distanza. In particolare, per ogni bin viene calcolato il valore medio del modulo del segnale su tutti i chirp acquisiti. Il bin che presenta il valore medio più elevato viene quindi identificato come quello associato al bersaglio principale. In questo modo si individua la distanza alla quale si trova il soggetto, sfruttando il fatto che il segnale riflesso dal torace produce il contributo energetico dominante nella matrice di range, mediata lungo lo slow time.

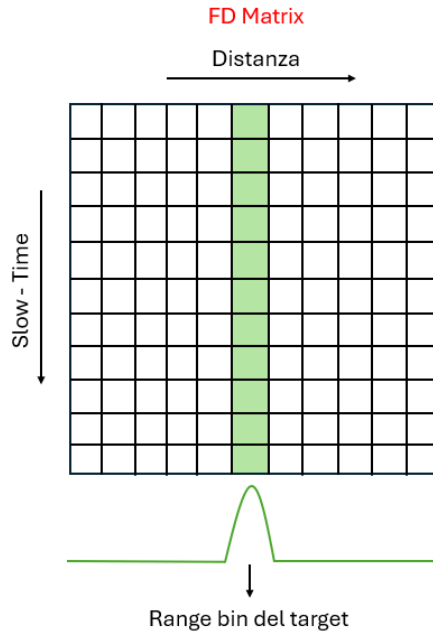


*Figura 8: Selezione del range bin associato al bersaglio a partire dalla matrice nel dominio delle distanze (FD matrix). Il bin con potenza media maggiore viene identificato come posizione del target (figura adattata da [22])*

Una volta individuato il range bin del bersaglio, viene estratto il segnale complesso nel dominio dello slow-time associato a quel bin. Questa sequenza estratta descrive l'evoluzione temporale del segnale radar riflesso dal torace e contiene l'informazione sui micromovimenti dovuti alla respirazione e al battito cardiaco.

### **2.7.2 Estrazione della fase e ricostruzione dello spostamento toracico**

Una volta estratto il segnale complesso nel dominio dello slow-time associato al range bin del bersaglio, è possibile analizzare la variazione della fase del segnale nel tempo. Nei radar per il monitoraggio dei parametri vitali, infatti, i piccoli movimenti del torace producono variazioni di fase del segnale riflesso che possono essere utilizzate per stimare lo spostamento del torace e, successivamente, la frequenza respiratoria e cardiaca [6], [7]. Il segnale complesso estratto contiene sia l'ampiezza che la fase del segnale riflesso del torace e descrive l'evoluzione temporale del segnale nel dominio dello slow-time. Nel modello implementato, la fase viene ricavata utilizzando l'argomento del segnale complesso associato al range bin selezionato.

Dato che la fase restituita è limitata nell'intervallo  $[-\pi, \pi]$  possono comparire delle discontinuità artificiali quando il valore supera questo intervallo. Per eliminare queste

discontinuità viene effettuata un'operazione di phase unwrapping, che consente di ricostruire un andamento continuo della fase nel tempo [7].

Una volta ottenuta la fase continua, si ricava lo spostamento del torace. In particolare, lo spostamento del bersaglio è espresso come:

$$x_{stimato}(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \Delta\phi(t)$$

dove  $\Delta\phi(t)$  è la variazione di fase del segnale nel tempo e  $\lambda$  è la lunghezza d'onda del segnale radar [12].

Il termine  $4\pi$  presente nell'equazione deriva dal fatto che il segnale radar percorre il tragitto andata e ritorno tra radar e bersaglio, per cui una variazione di distanza produce una variazione di fase doppia rispetto al caso di propagazione monodirezionale.

Il segnale risultante rappresenta quindi lo spostamento toracico stimato, che contiene le componenti dovute alla respirazione e al battito cardiaco e che viene utilizzato nelle successive fasi di elaborazione per stimare le rispettive frequenze.

### **2.7.3 Separazione delle componenti respiratoria e cardiaca**

Il segnale di spostamento toracico nel dominio dello slow-time  $x_{stimato}(t)$  contiene le oscillazioni associate alla respirazione e quelle dovute al battito cardiaco. Per poter stimare separatamente i due parametri vitali è necessario, quindi, separare le componenti sulla base del loro contenuto in frequenza.

Nel modello sviluppato questa operazione viene effettuata applicando due filtri passa-banda al segnale di spostamento toracico stimato. Il primo filtro è utilizzato per isolare la componente respiratoria, mentre il secondo filtro per la componente associata al battito cardiaco.

La banda di frequenze associata alla respirazione è stata considerata compresa tra  $0.1\text{ Hz}$  e  $0.6\text{ Hz}$ , intervallo che copre i valori fisiologici tipici della frequenza respiratoria umana. Analogamente, la banda di frequenze associata al battito cardiaco è stata considerata compresa tra  $0.7\text{ Hz}$  e  $2.5\text{ Hz}$ , intervallo che include i valori fisiologici tipici della frequenza cardiaca [7].

L'applicazione dei filtri consente, quindi, di ottenere due segnali distinti: uno contenente principalmente la componente respiratoria e l'altro contenente la componente cardiaca.

Il filtraggio viene applicato nel dominio dello slow-time, cioè lungo la sequenza dei chirp acquisiti dal radar. In questo modo si sfrutta il fatto che i micromovimenti del torace

dovuti alla respirazione e al battito cardiaco producono oscillazioni lente nel tempo, che possono essere separate sulla base delle loro diverse frequenze caratteristiche.

I segnali risultanti rappresentano, quindi, le componenti respiratoria e cardiaca del movimento toracico e costituiscono la base per la successiva stima delle rispettive frequenze attraverso l'analisi spettrale.

#### **2.7.4 Analisi spettrale nello slow-time e stima delle frequenze vitali**

Una volta isolate le componenti respiratoria e cardiaca del segnale di spostamento toracico, è possibile stimare le rispettive frequenze attraverso un'analisi nel dominio delle frequenze.

Nel modello sviluppato questa operazione viene effettuata applicando la Fast Fourier Transform (FFT) ai segnali filtrati dello slow-time. Poiché lo slow-time rappresenta l'evoluzione del segnale da chirp a chirp, l'analisi spettrale lungo questa dimensione consente di individuare le frequenze associate alle oscillazioni fisiologiche del torace.

In particolare, la trasformata di Fourier permette di rappresentare il segnale in funzione delle sue componenti di frequenza. Nel caso del monitoraggio dei parametri vitali, lo spettro risultante presenta tipicamente un picco dominante nella banda respiratoria e un picco nella banda cardiaca, corrispondenti rispettivamente alla frequenza respiratoria e alla frequenza cardiaca del soggetto [6], [7].

Nel modello numerico l'analisi spettrale viene applicata separatamente ai segnali filtrati della respirazione e del battito cardiaco. La frequenza dominante in ciascuna banda viene individuata cercando il massimo dello spettro di ampiezza nella metà utile dello spettro.

La frequenza corrispondente a questo picco rappresenta la stima della frequenza respiratoria o cardiaca del soggetto. In questo modo è possibile ricavare direttamente i parametri vitali a partire dalle oscillazioni del segnale radar riflesso dal torace.

L'analisi nel dominio dello slow-time consente, quindi, di completare il processo di elaborazione del segnale radar, permettendo di passare dalla misura delle variazioni di fase del segnale riflesso alla stima delle frequenze fisiologiche associate alla respirazione e al battito cardiaco.

## 2.8 Estensione al caso multi-soggetto

Nel caso di un solo soggetto, il segnale ricevuto dal radar è associato ad un unico bersaglio e l'algoritmo individua il range bin dominante corrispondente alla sua distanza. Quando nella scena sono presenti due soggetti, invece, il segnale ricevuto è dato dalla sovrapposizione dei contributi riflessi da entrambi i bersagli. In queste condizioni, l'informazione sulla distanza diventa fondamentale per poter separare i due contributi e analizzarli in modo indipendente.

Nel modello sviluppato, l'estensione al caso multi-soggetto è stata realizzata introducendo due bersagli distinti, ciascuno caratterizzato da una propria distanza dal radar, da un proprio movimento toracico, da una propria Radar Cross Section e da un proprio coefficiente di riflessione.

Per i parametri del primo soggetto sono stati utilizzati i valori precedentemente descritti nel *Paragrafo 2.3*, mentre per il secondo soggetto sono stati utilizzati i valori riportati nella *Tabella 5*.

*Tabella 5: Parametri utilizzati nel caso multi-soggetto*

| Parametro                 | Soggetto 1         | Soggetto 2         |
|---------------------------|--------------------|--------------------|
| Ampiezza respirazione     | 5 mm               | 10 mm              |
| Ampiezza battito cardiaco | 0.3 mm             | 0.5 mm             |
| Frequenza respiratoria    | 0.25 Hz            | 0.15 Hz            |
| Frequenza cardiaca        | 1.2 Hz             | 1.1 Hz             |
| Radar Cross-Section       | 0.5 m <sup>2</sup> | 0.3 m <sup>2</sup> |

Nel caso multi-soggetto, oltre a considerare parametri fisiologici diversi, nel modello sono stati utilizzati anche due coefficienti di riflessione multilayer distinti per rappresentare soggetti con caratteristiche corporee diverse. In particolare, i due soggetti sono stati descritti mediante lo stesso modello a tre strati pelle-grasso-muscolo, ma con spessori differenti dei tessuti, riportati nella *Tabella 6*. Le proprietà dielettriche dei tessuti sono state mantenute invariate, mentre la variazione degli spessori consente di simulare diverse conformazioni corporee e il loro effetto sull'attenuazione e sulla riflessione del segnale radar.

*Tabella 6: Spessori dei tessuti usati per il calcolo dei coefficienti di riflessione dei due soggetti*

| <b>Parametro</b> | <b>Soggetto 1</b> | <b>Soggetto 2</b> |
|------------------|-------------------|-------------------|
| Pelle            | 2 mm              | 1.5 mm            |
| Grasso           | 5 mm              | 10 mm             |
| Muscolo          | 50 mm             | 30 mm             |

Di conseguenza, la potenza riflessa associata ai due soggetti non dipende soltanto dalla distanza e dalla Radar Cross Section, ma anche dal diverso coefficiente di riflessione ottenuto dal modello multilayer. In questo modo il segnale ricevuto complessivo risulta più realistico, poiché tiene conto del fatto che soggetti diversi possono riflettere il segnale radar in modo differente.

Per ogni chirp, il segnale ricevuto complessivo viene ottenuto come somma dei segnali riflessi dai due bersagli. In questo modo, il radar non riceve più un segnale riflesso, ma un segnale complessivo che contiene simultaneamente i contributi provenienti dalle due distanze. Anche in questo caso, dopo l'operazione di mixing e il filtraggio passa-basso, il segnale viene analizzato nel dominio del fast-time mediante FFT. La differenza rispetto al caso a singolo soggetto è che ora la matrice di range, dopo aver fatto la media dei contributi lungo lo slow-time, può presentare più massimi, ciascuno associato a un bersaglio distinto. Questo comportamento è coerente con il principio di funzionamento dei radar FMCW, nei quali la FFT di range permette di separare i target sulla base della frequenza di battimento e quindi della loro distanza [7], [14].

Nel codice MATLAB, l'individuazione dei due soggetti viene effettuata cercando i due massimi principali della matrice di range mediata, imponendo una separazione minima in distanza tra i bin selezionati, per evitare di selezionare più volte lo stesso soggetto a causa della presenza di contributi ravvicinati nel dominio della distanza.

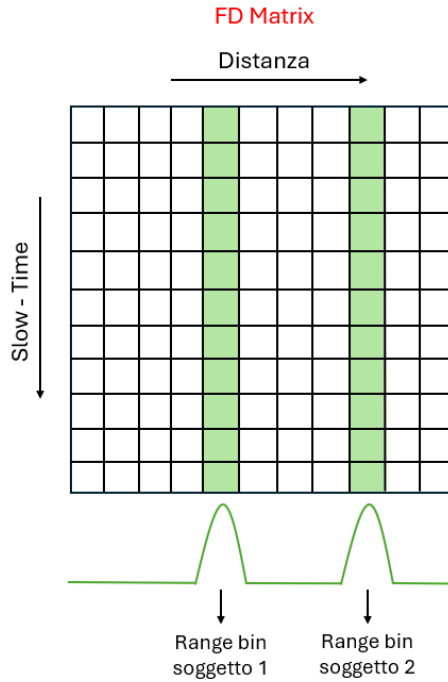


*Figura 9: Rappresentazione della selezione dei range bin nel caso multi-soggetto. I due picchi individuano i bin associati ai due soggetti, dai quali vengono estratte le corrispondenti sequenze nel dominio dello slow-time*

Una volta individuati i due range bin, per ciascuno di essi viene estratta la corrispondente sequenza complessa nel dominio dello slow-time. Su ciascun segnale vengono poi applicate in modo indipendente le stesse fasi di elaborazione già descritte per il caso a soggetto singolo: estrazione della fase, phase unwrapping, ricostruzione dello spostamento toracico, filtraggio nelle bande respiratoria e cardiaca e stima finale delle frequenze vitali.

L'estensione al caso multi-soggetto non modifica quindi la struttura generale dell'algoritmo, ma introduce una fase aggiuntiva di identificazione di più picchi nel dominio della distanza e di elaborazione separata dei rispettivi segnali slow-time. La possibilità di distinguere più soggetti sulla base della distanza rappresenta uno dei principali vantaggi dei radar FMCW rispetto ai radar CW, soprattutto negli scenari di monitoraggio multi-persona [7], [14].

## 2.9 Stima del rapporto segnale-rumore (SNR)

Per valutare la qualità dei segnali ottenuti dal modello radar è utile stimare il rapporto segnale-rumore (Signal-to-Noise Ratio, SNR). Nel modello sviluppato vengono considerate due diverse definizioni di SNR: la prima è basata sul modello fisico del radar e la seconda è basata sull'analisi spettrale dei segnali vitali.

Nel modello radar, dopo aver generato il segnale riflesso dal bersaglio, quindi prima dell'operazione di mixing, viene aggiunto rumore termico per simulare le condizioni realistiche di ricezione. La potenza del rumore viene calcolata attraverso la relazione [10]:

$$P_{noise} = kT_e B$$

La potenza del segnale utile, invece, viene stimata a partire dalla potenza media del segnale ricevuto dopo l'attenuazione dovuta alla propagazione e alla riflessione sul bersaglio. Il rapporto tra la potenza del segnale e quella del rumore consente, quindi, di ottenere una prima stima del rapporto segnale-rumore, definito come:

$$SNR_{linear} = \frac{P_{signal}}{P_{noise}}$$

Trasformandolo in decibel, invece, diventa:

$$SNR = 10 \log_{10}(SNR_{linear})$$

Questa definizione di SNR è quella comunemente utilizzata nei sistemi radar per descrivere la qualità del segnale ricevuto rispetto al rumore del sistema ricevente [10].

Tuttavia, nel monitoraggio dei parametri vitali, questa definizione di SNR non è sufficiente a descrivere la qualità del segnale utile. Infatti, l'informazione sui parametri fisiologici non è contenuta direttamente nell'ampiezza del segnale riflesso, ma nelle piccole variazioni di fase prodotte dai micromovimenti del torace [15]. Inoltre, le successive fasi di elaborazione del segnale, come il filtraggio e l'analisi su più chirp, influenzano il rapporto tra il segnale e il rumore. In particolare, l'elaborazione dei dati nel dominio dello slow-time consente di combinare le informazioni provenienti da più chirp, migliorando la visibilità del segnale utile rispetto al rumore. Questo effetto porta a un incremento apparente dell'SNR dovuto all'integrazione delle informazioni su più chirp, legato quindi al numero di campioni utilizzati nell'elaborazione.

Per questo motivo la qualità del segnale vitale viene valutata, in modo più efficace, analizzando lo spettro del segnale nel dominio della frequenza [15].

Nel modello sviluppato il Rapporto Segnale Rumore dei parametri vitali viene stimato a partire dallo spettro di potenza ottenuto dalla trasformata di Fourier del segnale di spostamento toracico. Dopo aver individuato la frequenza dominante associata alla respirazione o al battito cardiaco, viene definita una piccola banda di frequenza attorno al picco spettrale che rappresenta il contributo del segnale utile.

La potenza del segnale,  $P_{segnale}$ , viene quindi calcolata sommando la potenza spettrale all'interno di questa banda attorno al picco, mentre la potenza del rumore,  $P_{rumore}$ , viene stimata come la potenza restante all'interno della banda fisiologica considerata.

Nel caso della respirazione, la banda fisiologica considerata è compresa tra  $0.1\text{ Hz}$  e  $0.6\text{ Hz}$ , mentre per il battito cardiaco è compresa tra  $0.7\text{ Hz}$  e  $2.5\text{ Hz}$ , coerentemente con gli intervalli utilizzati nei filtri passa-banda del modello [7].

A questo punto, il calcolo del SNR della respirazione viene calcolato come:

$$SNR_{resp} = 10 \log_{10} \frac{P_{segnale\ resp}}{P_{rumore\ resp}}$$

Mentre per il battito cardiaco:

$$SNR_{heart} = 10 \log_{10} \frac{P_{segnale\ battito}}{P_{rumore\ battito}}$$

Questo approccio consente di ottenere una misura più rappresentativa della qualità dei segnali di respirazione e battito cardiaco rispetto alla definizione classica di SNR radar, poiché tiene conto direttamente delle caratteristiche spettrali del segnale vitale estratto [15].

I due valori di SNR possono risultare significativamente diversi. In particolare, anche in condizioni in cui l'SNR radar risulta basso o negativo, è comunque possibile identificare le componenti respiratorie e cardiache nel dominio della frequenza. Questo è dovuto al fatto che i segnali vitali presentano un comportamento periodico e sono confinati in bande di frequenza ben definite, il che consente di distinguerli dal rumore attraverso le tecniche di elaborazione spettrale.

Per chiarire graficamente il metodo utilizzato per il calcolo del SNR nel dominio spettrale, le *Figure 10* e *11* mostrano la suddivisione della potenza del segnale all'interno della banda fisiologica considerata. In particolare, viene evidenziata la porzione di spettro attorno alla frequenza dominante, associata al segnale utile, e la restante parte della banda, associata al rumore.

Nel caso della respirazione, il picco spettrale risulta ben definito e concentrato in una banda ristretta, evidenziando una buona separazione tra segnale e rumore. Analogamente, per il battito cardiaco si osserva un picco nella banda fisiologica corrispondente, sebbene con una maggiore dispersione dell'energia, dovuta alla minore ampiezza del segnale e alla maggiore sensibilità al rumore.

Questa rappresentazione consente di visualizzare in modo intuitivo il significato del SNR definito nel modello, mettendo in evidenza la differenza tra la potenza del segnale utile e quella del rumore all'interno della stessa banda di frequenza.

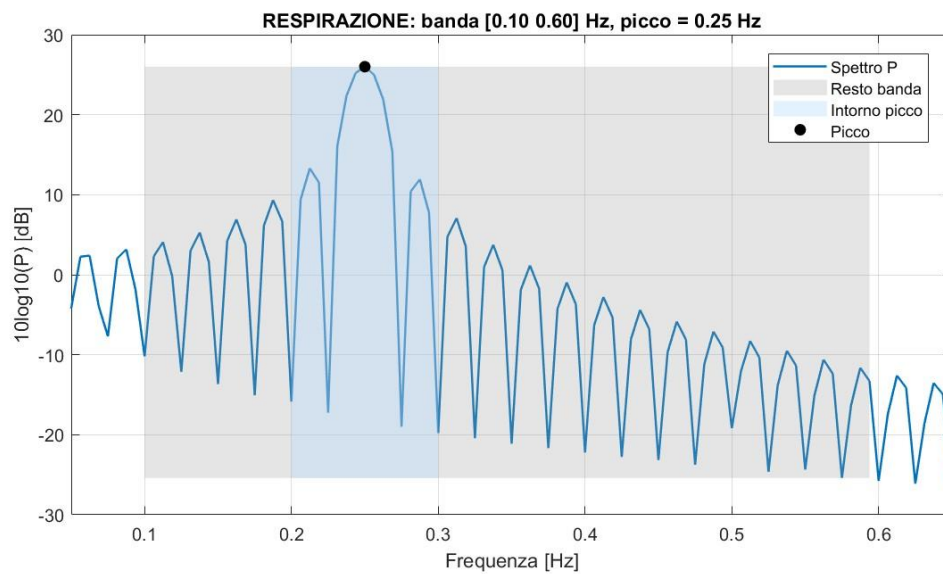


*Figura 10: Rappresentazione dello spettro di potenza del segnale respiratorio. La banda fisiologica è evidenziata in grigio, mentre l'intorno del picco spettrale (segnale utile) è mostrato in blu*

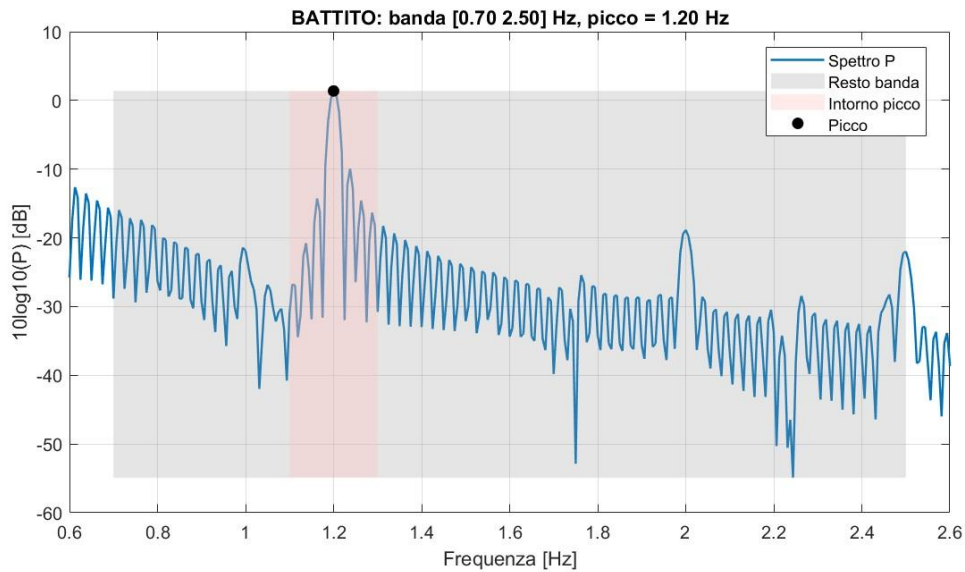


*Figura 11: Rappresentazione dello spettro di potenza del segnale del battito cardiaco. La banda fisiologica è evidenziata in grigio, mentre l'intorno del picco spettrale (segnale utile) è mostrato in rosa*

## 2.10 Scenari simulati

Per valutare le prestazioni dell'algoritmo sviluppato, sono stati definiti diversi scenari di simulazione, con l'obiettivo di analizzare il comportamento del sistema radar in condizioni più complesse e realistiche.

In una prima fase, l'analisi è stata condotta considerando un singolo soggetto, variando i principali parametri del sistema e del bersaglio. In particolare, sono stati studiati gli effetti della distanza radar-bersaglio, della frequenza respiratoria, della frequenza cardiaca, dell'ampiezza del segnale respiratorio e dell'ampiezza del segnale cardiaco, al fine di verificare la capacità dell'algoritmo di stimare correttamente i parametri vitali su tutto l'intervallo fisiologico di interesse.

Successivamente, sono stati introdotti scenari più complessi per valutare la robustezza del sistema, ottenuti aumentando la distanza del bersaglio al fine di individuare i limiti operativi dell'algoritmo.

L'analisi è stata poi estesa al caso multi-soggetto, introducendo un secondo bersaglio nella scena radar. In questi scenari, i segnali riflessi dai diversi soggetti vengono combinati nel segnale ricevuto, rendendo necessario individuare e separare i contributi associati ai diversi bin di distanza. Sono stati considerati diversi casi, tra cui soggetti a distanze

differenti, soggetti progressivamente avvicinati o allontanati, e soggetti appartenenti allo stesso bin di distanza.

Infine, sono stati analizzati scenari con diverse frequenze portanti del radar, confrontando il comportamento del sistema a 24 GHz e a 2 GHz. In particolare, sono stati considerati modelli di riflessione con attenuazione in serie nei tessuti biologici, al fine di valutare come la propagazione dell'onda elettromagnetica all'interno del corpo influenzi l'ampiezza e la qualità del segnale ricevuto. Questa analisi permette di evidenziare le differenze tra frequenze diverse in termini di attenuazione e capacità di penetrazione nei tessuti.

Questa analisi consente di valutare non solo l'accuratezza dell'algoritmo nella stima dei parametri vitali, ma anche la sua capacità di operare in scenari realistici e di analizzarne i limiti nelle situazioni più critiche.

I risultati relativi agli scenari simulati descritti in questo capitolo sono presentati nel *Capitolo 4*, in particolare nel *Paragrafo 4.1*.

## CAPITOLO 3:

### SISTEMA HARDWARE E SETUP SPERIMENTALE

#### 3.1 Sistema radar utilizzato

Per la validazione sperimentale dell'algoritmo sviluppato nel *Capitolo 2* è stato utilizzato un sistema radar commerciale operante nella banda dei 24 GHz, in particolare il modulo "IMST sentire™ Radar Module DK-sR-1200".

Il dispositivo è un radar a microonde progettato per applicazioni di sensing, in grado di operare sia in modalità Continuous Wave (CW) che in modalità Frequency-Modulated Continuous Wave (FMCW), risultando quindi adatto sia alla rilevazione di movimenti sia alla stima della distanza del bersaglio [23].

Nel contesto di questa tesi, il radar è stato utilizzato in modalità FMCW, coerentemente con quanto sviluppato nel modello numerico, al fine di stimare sia la distanza del soggetto sia i micromovimenti del torace associati alla respirazione e al battito cardiaco.

Dal punto di vista hardware, il modulo radar è un dispositivo compatto e altamente integrato che include al suo interno sia la parte a radiofrequenza sia l'elettronica di acquisizione e controllo. In particolare, il sistema è in grado di generare il segnale radar, trasmetterlo tramite le antenne integrate e acquisire il segnale riflesso dal bersaglio, rendendolo disponibile per l'elaborazione su un computer esterno [23].

Il collegamento con il sistema di acquisizione può avvenire tramite diverse interfacce di comunicazione, tra cui SPI, CAN ed Ethernet. In questo lavoro è stata utilizzata l'interfaccia Ethernet, che consente una gestione semplice e diretta delle acquisizioni tramite il software fornito dal produttore.

Il radar è dotato di due antenne per la trasmissione e la ricezione del segnale elettromagnetico, senza la necessità di componenti esterni. La presenza di più antenne riceventi permette di acquisire il segnale su più canali, migliorando la robustezza della misura. Il modulo è racchiuso in un contenitore compatto che funge anche da struttura protettiva trasparente alle onde elettromagnetiche.

Per le misure sperimentali sono stati utilizzati parametri di configurazione coerenti con quelli adottati nel modello simulativo, al fine di garantire un confronto tra risultati teorici e reali. In particolare, i parametri utilizzati sono riportati nella *Tabella 7*:

Tabella 7: Parametri utilizzati nel modello sperimentale

| Parametro                    | Valore |
|------------------------------|--------|
| Frequenza portante           | 24 GHz |
| Banda del segnale            | 1 GHz  |
| Durata del chirp             | 5 ms   |
| PRF teorica                  | 200 Hz |
| Numero di campioni per chirp | 1024   |

Questi parametri determinano direttamente le prestazioni del sistema radar. In particolare, la banda del segnale influisce sulla risoluzione in distanza, mentre la durata del chirp influenza la risoluzione temporale e la capacità di osservare i fenomeni fisiologici nel dominio slow-time.

La risoluzione in distanza è definita dalla relazione [13]:

$$\Delta R = \frac{c}{2 B}$$

Nel caso considerato, l'utilizzo di una banda pari a 1 GHz consente di ottenere una risoluzione in distanza dell'ordine di 15 cm.

Questo rappresenta una differenza rispetto al modello numerico simulativo, in cui la banda era di 200 MHz, corrispondente ad una risoluzione di circa 75 cm. L'aumento della banda nel caso sperimentale permette quindi una separazione più accurata dei bersagli nel dominio della distanza, aspetto particolarmente importante negli scenari multi-soggetto.

Il radar fornisce in uscita segnali complessi in quadratura (I/Q), acquisiti su due canali riceventi, ciascuno costituito da una coppia di componenti: I (in-phase) e Q (quadrature). Queste componenti permettono di ricostruire il segnale complesso ricevuto, fondamentale per l'analisi della fase e quindi per la stima dei micromovimenti del torace.

L'utilizzo di segnali complessi rappresenta un elemento chiave nell'elaborazione radar, in quanto consente di preservare l'informazione di fase del segnale riflesso, dalla quale è possibile ricavare lo spostamento del bersaglio con elevata sensibilità.

Il radar utilizzato presenta caratteristiche particolarmente adatte al monitoraggio dei parametri vitali. La frequenza operativa di 24 GHz corrisponde a una lunghezza d'onda dell'ordine dei millimetri, rendendo il sistema sensibile anche a spostamenti molto piccoli.

Inoltre, la modalità FMCW consente di isolare il soggetto di interesse in funzione della distanza, permettendo di ridurre l'influenza delle riflessioni provenienti dall'ambiente circostante.

Queste caratteristiche rendono il sistema idoneo alla validazione sperimentale dell'algoritmo sviluppato, consentendo di analizzare il comportamento del metodo in condizioni realistiche.



*Figura 12: Modulo radar FMCW IMST sentire™ DK-sR-1200 utilizzato nelle acquisizioni sperimentali operante a 24 GHz [23]*

### **3.2 Software di acquisizione e formato dei dati**

Per l'acquisizione dei dati sperimentali è stato utilizzato il software "IMST SenTool", fornito insieme al radar come parte del Manuale Radar. Questo software permette di configurare i parametri del radar, avviare le acquisizioni e visualizzare in tempo reale i segnali ricevuti [23].

Attraverso l'interfaccia grafica del programma è possibile selezionare la modalità di funzionamento del radar, impostare i parametri di misura e monitorare i dati acquisiti tramite diversi tipi di visualizzazione. Inoltre, il software consente di salvare i dati acquisiti per successive elaborazioni offline, che rappresentano la base dell'analisi svolta in questo lavoro.

Le misure sono state effettuate utilizzando il radar collegato al computer tramite interfaccia Ethernet. Durante ogni acquisizione, il radar trasmette una sequenza di chirp FMCW e registra il segnale riflesso dal bersaglio nel tempo.

I dati vengono salvati dal software sotto forma di una serie di file di testo (.txt), ciascuno dei quali contiene le informazioni relative a un singolo chirp acquisito. L'insieme dei file acquisiti rappresenta quindi l'evoluzione temporale del segnale radar, corrispondente al dominio slow-time.

Ogni file di acquisizione contiene un certo numero di campioni del segnale ricevuto, organizzati in forma tabellare. In particolare, i dati sono memorizzati come quattro colonne corrispondenti alle componenti in fase e in quadratura dei due canali ricevuti [23]:

- $I_1, Q_1$ : componenti in fase e quadratura del primo canale di ricezione;
- $I_2, Q_2$ : componenti in fase e quadratura del secondo canale di ricezione.

Per ogni file sono presenti 1024 campioni, che rappresentano il segnale acquisito durante un singolo chirp nel dominio fast-time.

L'intera acquisizione è quindi costituita da una sequenza di file, ciascuno associato a un chirp successivo. Questo consente di organizzare i dati in una struttura bidimensionale, in cui:

- fast-time: campioni all'interno di un chirp;
- slow-time: successione dei chirp nel tempo.

Questa rappresentazione è coerente con il modello sviluppato nel *Capitolo 2* e costituisce la base per l'elaborazione del segnale effettuata successivamente.

A partire dai dati acquisiti, le componenti in fase e quadratura vengono combinate per ottenere il segnale complesso per ciascun canale ricevente:

$$S(t) = I(t) + jQ(t)$$

Questa operazione consente di preservare l'informazione di fase del segnale radar, fondamentale per la stima dei micromovimenti del torace.

Nel caso considerato, vengono quindi ricostruiti due segnali complessi, uno per ciascun canale ricevente, che verranno successivamente elaborati per la stima della distanza e dei parametri vitali.

### 3.3 Setup sperimentale

Le acquisizioni sperimentali sono state effettuate con l'obiettivo di validare, in condizioni reali, l'algoritmo sviluppato nel *Capitolo 2* per la stima della frequenza respiratoria e cardiaca.

Durante le misure, i soggetti sono stati posizionati frontalmente rispetto al radar e invitati a rimanere il più possibile fermi. Questa configurazione consente di massimizzare la sensibilità del sistema ai micromovimenti del torace, che avvengono principalmente lungo la direzione radiale rispetto al sensore.

Le acquisizioni sono state svolte in ambiente outdoor, al fine di ridurre l'influenza di riflessioni indesiderate e disturbi dovuti all'ambiente circostante. In questo modo è stato possibile ottenere condizioni di misura più controllate e favorevoli all'analisi del segnale radar.

Il radar è stato collegato ad un computer tramite interfaccia Ethernet. L'alimentazione e la comunicazione dati sono state gestite mediante uno switch PoE (Power over Ethernet), al quale sono stati collegati sia il radar che il computer di acquisizione. Questa configurazione ha permesso di semplificare il setup, utilizzando un unico sistema per la trasmissione dei dati e la fornitura di alimentazione al dispositivo. Per consentire le acquisizioni in ambiente outdoor, l'intero sistema è stato alimentato tramite una sorgente di alimentazione portatile, utilizzata per fornire energia sia allo switch PoE sia al computer. Questa soluzione ha reso il sistema completamente autonomo e indipendente dalla rete elettrica, permettendo di effettuare le misure in modo flessibile.

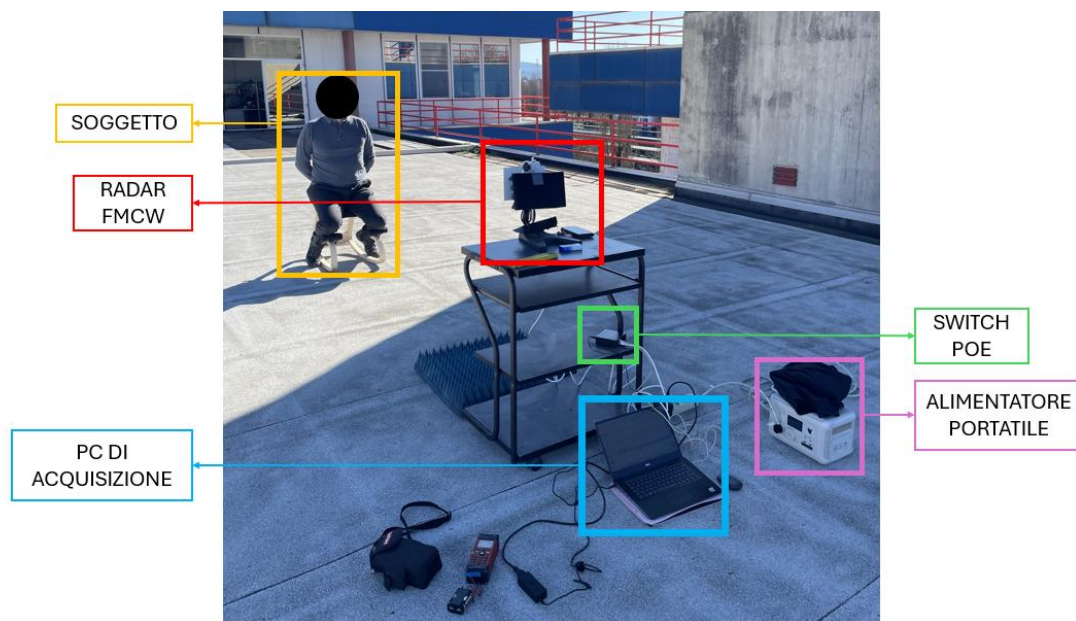


*Figura 13: Setup sperimentale utilizzato per le acquisizioni, comprendente radar FMCW, switch PoE, computer di acquisizione e sistema di alimentazione portatile. Il soggetto è posizionato frontalmente rispetto al radar*

Le misure sono state effettuate su soggetti volontari, ciascuno dei quali è stato sottoposto a sessioni di acquisizione della durata di circa *2 minuti*.

Per valutare l'accuratezza delle stime ottenute dal radar, sono stati utilizzati degli strumenti di riferimento per la misura dei parametri fisiologici e della distanza:

- Distanza dal radar: misurata mediante un misuratore laser;
- Frequenza cardiaca: misurata tramite saturimetro e, in alcune acquisizioni, tramite smartwatch;
- Frequenza respiratoria: stimata contando manualmente il numero di atti respiratori nell'arco di un minuto.

Questi strumenti hanno consentito di disporre di valori di riferimento indipendenti, utili per la validazione dei risultati ottenuti tramite l'elaborazione del segnale radar.

È tuttavia importante sottolineare che, in particolare per quanto riguarda i dispositivi commerciali come saturimetri e smartwatch, le misure possono essere affette da una limitata accuratezza e devono quindi essere interpretate tenendo conto dei limiti degli strumenti utilizzati.

La configurazione adottata ha permesso di realizzare acquisizioni in condizioni relativamente controllate, mantenendo al tempo stesso un contesto realistico. La scelta di utilizzare soggetti fermi e posizionati frontalmente rispetto al radar ha permesso di ridurre le variabilità legate al movimento e di focalizzare l'analisi sulla capacità del sistema di rilevare i micromovimenti toracici associati ai parametri vitali.

### **3.4 Elaborazione del segnale**

L'elaborazione dei dati sperimentali è stata sviluppata a partire dall'algoritmo descritto nel *Capitolo 2*. La logica di base rimane la stessa: a partire dal segnale radar si stima innanzitutto la distanza del soggetto e, successivamente, si estrae l'andamento temporale della fase per ricostruire il movimento del torace e stimare la frequenza respiratoria e cardiaca.

Nel passaggio dal modello simulativo ai dati reali, tuttavia, è stato necessario adattare alcune parti della procedura. Nel modello numerico, infatti, il segnale ricevuto viene generato artificialmente a partire dai parametri radar e dal movimento imposto al bersaglio, mentre nel caso sperimentale si parte direttamente dai dati acquisiti dal radar, già campionati e memorizzati dal software di acquisizione. Di conseguenza, la

generazione del chirp trasmesso, la simulazione del segnale ricevuto, l'aggiunta del rumore, l'operazione di mixing e il filtraggio passa-basso non sono più necessarie, poiché queste operazioni sono già incorporate nel funzionamento del sensore reale.

In altre parole, il modello simulativo riproduce l'intera catena radar a partire dal segnale trasmesso, mentre l'elaborazione sperimentale parte da un livello successivo, cioè dai campioni I/Q acquisiti sui due canali riceventi.

La *Figura 14* rappresenta lo schema della pipeline di elaborazione adottata per i dati sperimentali.

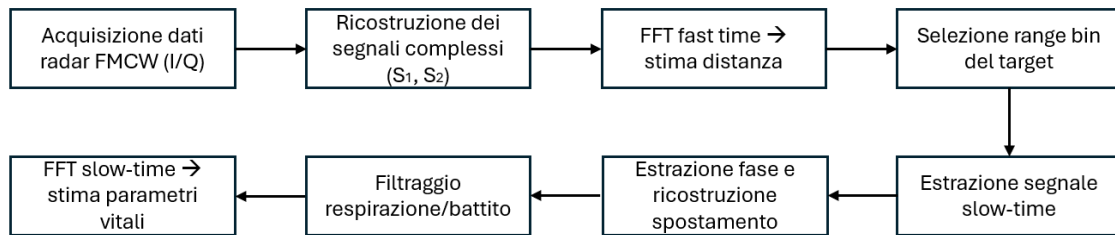


*Figura 14: Pipeline di elaborazione dei dati sperimentali per la stima della distanza e dei parametri vitali a partire dai segnali radar acquisiti*

### 3.4.1 Pre-processing dei dati

Nel *Capitolo 2* il segnale radar viene costruito numericamente chirp per chirp. Per ogni chirp viene definita la distanza istantanea del soggetto, viene generato il segnale ricevuto ritardato, viene applicata l'attenuazione tramite equazione radar e il modello multilayer e vengono aggiunti rumore e filtraggio. Solo dopo queste operazioni si procede alla stima della distanza e dei parametri vitali.

Nel caso reale, invece, il radar fornisce direttamente i campioni acquisiti per ciascun chirp. I dati acquisiti tramite il software SenTool sono organizzati in una sequenza di file, ciascuno contenente i campioni relativi a un singolo chirp. Questi file vengono letti e organizzati in una matrice bidimensionale, in cui ogni colonna rappresenta un chirp nello slow-time e ogni riga rappresenta un campione all'interno del chirp nel fast-time.

I campioni acquisiti per ciascun chirp sono organizzati nei quattro segnali  $I_1$ ,  $Q_1$ ,  $I_2$  e  $Q_2$ , in quanto sono presenti due canali di ricezione distinti, elaborati separatamente per ottenere due stime indipendenti degli stessi parametri fisiologici. L'elaborazione inizia, quindi, leggendo i file salvati dal software e ricostruendo, per ciascun canale, il segnale complesso:

$$S_1 = I_1 + jQ_1$$

$$S_2 = I_2 + jQ_2$$

Prima di procedere con l'elaborazione, viene effettuata una rimozione della componente continua, al fine di ridurre l'influenza di riflessioni statiche e migliorare la qualità della trasformata di Fourier.

Nel caso ideale, la frequenza di campionamento nel dominio dello slow-time coincide con la PRF del radar, pari a 200 Hz, corrispondente a un chirp ogni 5 ms. Tuttavia, nel caso sperimentale, i dati vengono salvati dal software in forma discreta e non tutti i chirp generati dal radar vengono effettivamente registrati. In particolare, il numero di file salvati durante un'acquisizione risulta significativamente inferiore rispetto al numero di chirp teoricamente trasmessi. Inoltre, il numero di file salvati non è determinabile a priori, in quanto dipende dalle prestazioni del sistema di acquisizione, come il computer utilizzato e il suo carico di lavoro durante la registrazione, che possono limitare la capacità di salvataggio dei dati in tempo reale.

Di conseguenza, la frequenza di campionamento slow-time effettiva non coincide con la PRF, ma deve essere stimata a partire dai dati acquisiti. La frequenza slow-time, perciò, è stata calcolata come rapporto tra il numero di campioni disponibili e la durata totale dell'acquisizione. Questa scelta consente di mantenere una corretta rappresentazione temporale del segnale, garantendo la validità dell'analisi spettrale utilizzata per la stima dei parametri vitali.

### 3.4.2 Stima della distanza

La matrice dei due segnali complessi, in cui le righe rappresentano i campioni nel fast-time per ogni chirp e le colonne rappresentano i chirp nello slow-time, è analoga a quella utilizzata nel modello simulativo del *Capitolo 2*. Infatti, rimane invariata l'elaborazione del segnale: prima si lavora lungo il fast-time per stimare la distanza, poi lungo lo slow-time per analizzare i micromovimenti del torace.

Dopo la ricostruzione dei segnali complessi, la distanza viene stimata applicando la trasformata di Fourier lungo il fast-time. Prima di eseguire la FFT, viene applicata una finestra di Hann ai dati, al fine di ridurre gli effetti di dispersione spettrale e migliorare la separazione tra i diversi contributi in distanza [21].

La trasformata viene calcolata per ciascun chirp, ottenendo così una rappresentazione del segnale nei diversi bin di distanza. Il bin associato al soggetto viene individuato cercando il massimo del segnale medio calcolato sull'insieme dei chirp acquisiti.

Rispetto al modello simulativo, nei dati reali è stato introdotto un ulteriore vincolo: l'analisi viene limitata a un intervallo di distanze compatibile con il setup sperimentale, compreso tra  $0.7\text{ m}$  e  $12\text{ m}$ . In questo modo si evita che eventuali riflessioni provenienti da oggetti lontani o non rilevanti influenzino la selezione del bin corretto. In particolare, nei primi bin di distanza è stato osservato un picco elevato e sistematico, presente in tutte le acquisizioni e non associabile alla presenza del soggetto. Tale contributo è attribuibile all'accoppiamento mutuo tra l'antenna trasmittente e le antenne riceventi, cioè a una parte del segnale trasmesso che viene ricevuta direttamente, oppure può essere dovuto a riflessioni molto vicine, ad esempio dal piano di appoggio. Per questo motivo, le distanze inferiori a  $0.7\text{ m}$  sono state escluse dall'analisi, al fine di evitare che questa componente interferisse con la corretta identificazione del target.

### **3.4.3 Calibrazione della distanza**

Durante le prime misure sperimentali è stata osservata una discrepanza sistematica tra la distanza stimata dal radar e la distanza reale del soggetto. In particolare, confrontando i valori ottenuti con quelli misurati tramite il misuratore laser, la distanza stimata risultava sempre maggiore di circa 10-15 cm, indipendentemente dal soggetto e dalla distanza.

Questo comportamento ha suggerito la presenza di un errore sistematico nella stima della distanza, non attribuibile alla risoluzione del radar, ma piuttosto a un offset tra il sistema radar e il riferimento di misura.

Per verificare l'affidabilità dello strumento di riferimento, è stata effettuata una misura preliminare confrontando il misuratore laser con un metro tradizionale. Questa verifica ha confermato la correttezza delle misure del laser, permettendo quindi di attribuire l'errore sistematico al sistema radar.

È importante sottolineare che questo tipo di errore è piuttosto comune nei sistemi radar e viene generalmente corretto tramite opportune procedure di calibrazione. Inoltre, trattandosi di un errore sistematico, esso non rappresenta un limite critico per l'analisi, in quanto può essere compensato in modo consistente su tutte le misure.

Per quantificare questo offset è stata, quindi, definita una procedura di calibrazione. A questo scopo è stata utilizzata una lastra metallica piana come bersaglio, posizionata

frontalmente al radar in un ambiente circondato da materiale anecoico, in modo da ridurre al minimo le riflessioni indesiderate. La *Figura 15* mostra il setup adottato per la calibrazione.

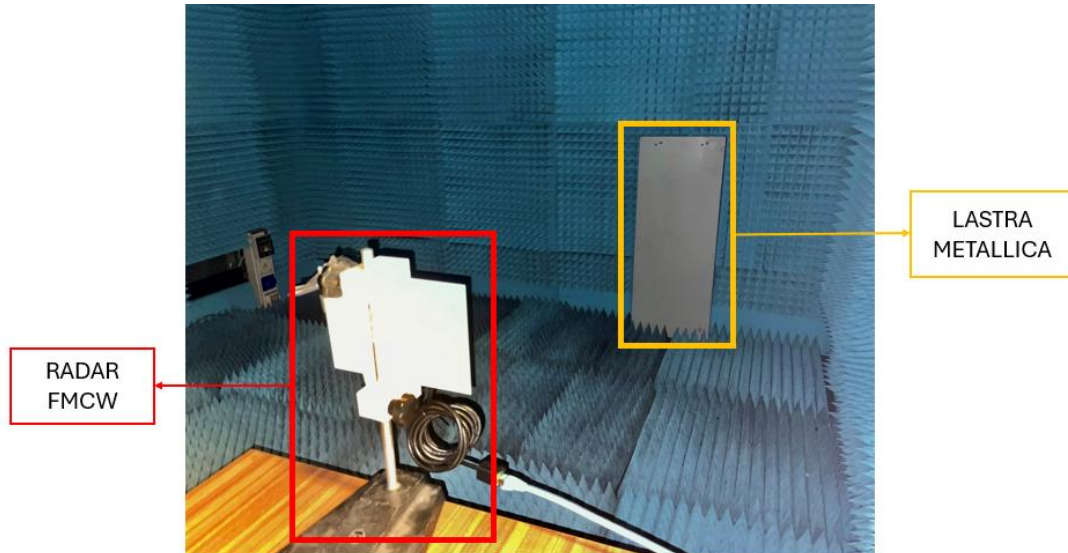


*Figura 15: Setup sperimentale utilizzato per la calibrazione della distanza. Il radar è stato posizionato di fronte ad una lastra metallica piana, in ambiente schermato con materiale anecoico. La distanza reale è stata misurata tramite misuratore laser*

Per ogni acquisizione, il segnale radar è stato elaborato in MATLAB calcolando il profilo di range medio. Il profilo di range è ottenuto elaborando il segnale complesso acquisito dal radar nel dominio fast-time mediante trasformata di Fourier (FFT). In particolare, per ogni chirp si ottiene uno spettro in cui ciascun campione corrisponde a un intervallo discreto di distanza, definito come range bin. Il passo in distanza è determinato dalla banda del radar e dal numero di campioni utilizzati nella trasformata di Fourier. In questo caso non è stato applicato zero-padding, per cui i range bin corrispondono direttamente agli intervalli di distanza ottenuti dall'elaborazione.

Successivamente, per rendere più robusta l'identificazione del bersaglio, viene considerato il modulo dei profili di range e ne viene calcolata la media lungo lo slow-time. Il risultato è il profilo di range medio, nel quale il picco principale individua il bin associato al bersaglio dominante. Questa procedura è coerente con il metodo di stima della distanza adottato, descritto nel *Capitolo 2*, basato sull'elaborazione FFT nel dominio fast-time.

Dopo l'elaborazione FFT nel dominio fast-time, la distanza del bersaglio è rappresentata tramite range bin, cioè intervalli discreti di distanza. Di conseguenza, piccoli spostamenti del radar rispetto al bersaglio non comportano necessariamente un cambiamento immediato del valore di distanza stimato, poiché il bersaglio può rimanere all'interno dello stesso range bin. In altre parole, finché il bersaglio resta nello stesso bin, il radar continua ad associare al target lo stesso valore di distanza. Tuttavia, all'interno del bin, la forma del picco nel profilo di range cambia progressivamente: se il bersaglio si avvicina a uno dei bordi del bin, l'energia inizia a distribuirsi anche sul bin adiacente.

Sulla base di questo principio, la calibrazione è stata eseguita posizionando inizialmente il radar in modo che, tramite l'interfaccia grafica di SenTool, il bersaglio risultasse circa alla distanza di 2.10 m. Successivamente, il radar è stato avvicinato alla lastra di 1 cm alla volta, effettuando un'acquisizione per ogni posizione. L'obiettivo era quello di individuare la configurazione in cui il bersaglio risultasse centrato all'interno del range bin corrispondente a 2.10 m. In pratica, questa condizione è stata identificata osservando l'evoluzione del profilo di range: man mano che il radar veniva avvicinato alla lastra, il picco si spostava all'interno del bin e iniziava progressivamente a trasferire energia al bin precedente. La posizione ottimale è stata individuata come l'ultima acquisizione in cui il picco risultava ancora dominante nel bin di 2.10 m, immediatamente prima che il bin precedente iniziasse a crescere in modo evidente.

La *Figura 16* mostra i profili di range medi ottenuti durante la procedura di calibrazione, relativi alla prima, alla sesta e all'ottava acquisizione, evidenziando lo spostamento progressivo del picco all'interno del bin di distanza. La linea tratteggiata rossa rappresenta la posizione del centro del bin selezionato (2.10 m). Il valore rimane costante in tutte le acquisizioni, tuttavia, la posizione effettiva del bersaglio all'interno dell'intervallo di distanza associato al bin si riflette nella forma del picco del profilo di range.

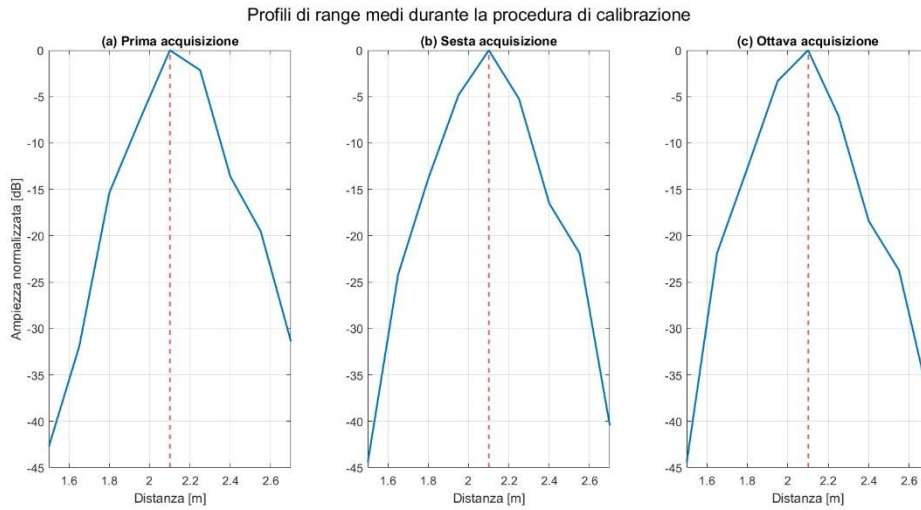


Figura 16: Profili di range medi durante la procedura di calibrazione. (a) prima acquisizione, il picco risulta sbilanciato all'interno del bin; (b) sesta acquisizione, individuata come configurazione ottimale, il picco appare centrato nel bin associato a 2.10 m; (c) ottava acquisizione, si osserva la crescita del bin adiacente che indica lo spostamento del bersaglio oltre il centro del bin

Nel caso specifico, la configurazione ottimale è stata individuata nella sesta acquisizione. Per questa posizione la misura della distanza reale tra il radar e il bersaglio, effettuata con il misuratore laser, è risultata pari a 1.982 m.

L'offset di calibrazione è stato quindi calcolato come differenza tra la distanza associata al bin (2.10 m) e la distanza reale misurata:

$$offset = 2.10 \text{ m} - 1.982 \text{ m} = 0.118 \text{ m}$$

Questo valore rappresenta la correzione da applicare alle distanze stimate dal radar. Di conseguenza, tutte le distanze sono state corrette secondo la relazione:

$$R_{corretta} = R_{stimata} - offset$$

La procedura descritta consente di compensare l'errore sistematico introdotto dal sistema radar, migliorando l'accuratezza della stima della distanza nelle misure sperimentali.

### 3.4.4 Estrazione della fase e ricostruzione dello spostamento toracico

Una volta individuato il range bin associato al soggetto, viene estratto il segnale complesso slow-time corrispondente. Anche questa operazione è perfettamente coerente con quanto sviluppato nel modello simulativo: il bin selezionato viene osservato nel tempo e la sua fase viene utilizzata per ricostruire il movimento del torace.

La fase viene prima calcolata tramite l'argomento del segnale complesso, poi resa continua mediante operazione di unwrap, così da eliminare le discontinuità di  $2\pi$ . Lo spostamento toracico viene, quindi, ottenuto dalla relazione tra fase e variazione di distanza:

$$x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \Delta\phi(t)$$

dove  $\lambda$  è la lunghezza d'onda alla frequenza operativa del radar e  $\Delta\phi(t)$  è la variazione di fase del segnale nel tempo [12].

### 3.4.5 Separazione delle componenti respiratoria e cardiaca

Nel modello simulativo la separazione delle due componenti viene effettuata tramite filtri passa-banda applicati al segnale di spostamento. La stessa scelta è stata mantenuta anche per i dati sperimentali, ma con bande leggermente adattate al caso reale.

La banda respiratoria, nel caso sperimentale, è compresa tra  $0.1 \text{ Hz}$  e  $0.45 \text{ Hz}$ , mentre la banda del battito cardiaco è compresa tra  $0.8 \text{ Hz}$  e  $1.8 \text{ Hz}$ .

Questa modifica è stata introdotta per rendere la stima più robusta sui dati reali. In presenza di rumore, riflessioni provenienti dall'ambiente e artefatti di movimento, una banda di ricerca troppo ampia può infatti favorire l'individuazione di picchi non fisiologici. Limitare l'analisi agli intervalli più plausibili per il soggetto in condizioni di misura quasi statiche consente di migliorare la stabilità del risultato.

### 3.4.6 Stima delle frequenze vitali

Dopo il filtraggio, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca vengono stimate nel dominio slow-time tramite FFT, esattamente come nel modello numerico. Anche in questo caso, però, il codice sperimentale introduce un adattamento importante.

Nel *Capitolo 2* la frequenza dominante viene individuata semplicemente cercando il massimo dello spettro del segnale filtrato. Nel caso sperimentale, invece, la ricerca del picco viene eseguita imponendo esplicitamente un vincolo sulla banda di frequenza. In pratica, lo spettro viene analizzato solo all'interno della banda respiratoria o cardiaca di interesse, annullando i contributi esterni a tali intervalli. Questo passaggio rende la stima più affidabile, perché riduce la probabilità di selezionare picchi spettrali legati al rumore o a componenti non fisiologiche. Si tratta quindi di una modifica semplice ma molto utile nel passaggio dalla simulazione al dato reale.

L'elaborazione sperimentale può quindi essere vista come un'estensione dell'algoritmo sviluppato nel *Capitolo 2*. La parte centrale del metodo, cioè la stima della distanza tramite FFT, l'estrazione della fase e la successiva analisi slow-time, rimane invariata. Cambia invece il punto di partenza: non si tratta più di un segnale generato numericamente, ma di un dato reale acquisito dal radar e soggetto a rumore, offset e riflessioni ambientali.

Questa continuità tra simulazione e misura rappresenta un aspetto importante del lavoro, perché consente di verificare sperimentalmente la validità dell'approccio sviluppato nella fase numerica, mettendone in evidenza sia i punti di forza sia i limiti in un contesto reale.

### **3.5 Estensione al caso multi-soggetto**

Nel caso a singolo soggetto, l'algoritmo descritto nei paragrafi precedenti individua il bin di distanza associato al massimo del segnale medio e, a partire da esso, estrae il segnale slow-time su cui viene effettuata l'analisi della fase e la stima dei parametri vitali. Nel caso multi-soggetto, la logica generale rimane la stessa, ma la procedura di selezione deve essere adattata per individuare più bin di distanza, ciascuno associato a un diverso bersaglio.

In questo lavoro, l'estensione al caso multi-soggetto è stata sviluppata e verificata sperimentalmente nel caso di due e tre soggetti. Nel caso di due soggetti, dopo il calcolo della trasformata di Fourier lungo il fast-time e la costruzione del segnale medio in funzione della distanza, non viene più selezionato un solo massimo, ma vengono ricercati i due picchi principali. Per evitare che lo stesso soggetto venga identificato più volte, la selezione dei due picchi non avviene semplicemente scegliendo i due massimi assoluti, ma imponendo anche una separazione minima in distanza tra i bin selezionati. Questa scelta è data dal fatto che, in presenza di rumore, dispersione spettrale e riflessioni provenienti dall'ambiente, uno stesso bersaglio può generare più contributi ravvicinati nel dominio della distanza. L'introduzione di una distanza minima tra i picchi consente quindi di rendere la selezione più robusta e di associare con maggiore affidabilità ciascun massimo a un soggetto distinto.

Una volta individuati i due bin di distanza, per ciascuno di essi viene estratto il corrispondente segnale complesso nello slow-time. A partire da questi due segnali si applica poi la stessa catena di elaborazione già utilizzata nel caso a singolo soggetto:

estrazione della fase, ricostruzione dello spostamento toracico, filtraggio delle componenti respiratoria e cardiaca e stima delle frequenze vitali tramite analisi spettrale. Dal punto di vista concettuale, quindi, l'estensione al caso di due soggetti non richiede una modifica sostanziale della pipeline di elaborazione, ma consiste principalmente in una generalizzazione della fase iniziale di selezione del bersaglio. Invece di isolare un solo bin di distanza, l'algoritmo ne seleziona due e applica poi la stessa procedura di stima in modo indipendente a ciascun contributo.

L'efficacia dell'approccio dipende dalla separazione spaziale tra i soggetti: distanze troppo ridotte possono portare a una sovrapposizione dei contributi nel dominio della distanza. Inoltre, differenze di ampiezza tra i segnali riflessi possono rendere più difficile la stima dei soggetti con segnale più debole. Nel caso reale, la presenza di rumore, movimenti residui e riflessioni ambientali rende il caso multi-soggetto più complesso rispetto a quello a soggetto singolo.

Nonostante queste difficoltà, l'estensione implementata mostra come la struttura dell'algoritmo sviluppato nel *Capitolo 2* possa essere mantenuta anche in scenari più complessi, sfruttando la risoluzione in distanza del radar FMCW per separare bersagli diversi e analizzarli individualmente.

La stessa logica è stata estesa al caso di tre soggetti, selezionando i primi tre picchi principali nel dominio della distanza, purché sufficientemente separati tra loro.

In questo caso, l'algoritmo è stato adattato per individuare tre contributi distinti nel dominio della distanza, ciascuno associato a un diverso soggetto. Una volta identificati i tre bin di distanza, viene applicata la stessa catena di elaborazione in modo indipendente a ciascun segnale, dove, per ciascun bin selezionato viene estratto il segnale slow-time, consentendo la stima dei parametri vitali per tutti i soggetti presenti.

Tuttavia, all'aumentare del numero di soggetti, la separazione dei contributi diventa più complessa, a causa della maggiore probabilità di sovrapposizione tra i segnali e della presenza di contributi di ampiezza differente.

### 3.6 Scenari sperimentali

Al fine di validare le prestazioni del sistema in condizioni realistiche, sono stati definiti diversi scenari sperimentali, progettati per analizzare il comportamento dell'algoritmo in situazioni progressivamente più complesse.

Le prime acquisizioni sono state effettuate su soggetti singoli, suddivisi in due gruppi distinti: 7 soggetti maschili e 7 soggetti femminili. Per ciascun soggetto sono state misurate: la distanza reale dal radar, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca e successivamente sono state confrontate con le stime ottenute dal sistema radar.

Questa fase ha lo scopo di validare il funzionamento dell'algoritmo in condizioni controllate e di verificare l'accuratezza delle stime su soggetti differenti. In particolare, si vuole valutare se siano presenti differenze nella variabilità delle misure tra acquisizioni effettuate su uomini e su donne. Tale analisi è motivata dalle differenze anatomiche della regione toracica, che nelle donne può presentare una maggiore componente di tessuto adiposo, potenzialmente in grado di influenzare la qualità del segnale riflesso e, di conseguenza, l'accuratezza delle stime.

Oltre alle acquisizioni standard su un singolo soggetto, sono stati considerati anche scenari specifici per analizzare il comportamento del sistema in condizioni particolari. Sono quindi state effettuate acquisizioni in condizioni di apnea, con due diverse durate: apnea breve, di circa 50 secondi e apnea prolungata, di circa 120 secondi e 160 secondi. In queste condizioni, la componente respiratoria del segnale risulta assente, permettendo di isolare più facilmente il contributo del battito cardiaco e di valutare se la stima della frequenza cardiaca risulta più accurata.

Nel caso di apnea prolungata, è stata inoltre analizzata la possibile presenza di contrazioni involontarie del diaframma.

Infine, è stato considerato uno scenario in cui il soggetto viene progressivamente allontanato dal radar, variando la distanza in un intervallo significativo.

Questo test consente di valutare la robustezza della stima della distanza e di analizzare come la qualità della stima dei parametri vitali vari al variare della distanza dal radar.

Successivamente, sono state effettuate acquisizioni con due soggetti contemporaneamente presenti nel campo di vista del radar, posizionati frontalmente e a distanze differenti.

In questo scenario, l'obiettivo è verificare la capacità del sistema di: distinguere i due bersagli nel dominio della distanza e stimare separatamente i parametri vitali di ciascun soggetto.

Sono state eseguite più acquisizioni per valutare la stabilità del metodo.

Un esempio di configurazione sperimentale con due soggetti è mostrato nella *Figura 17*.

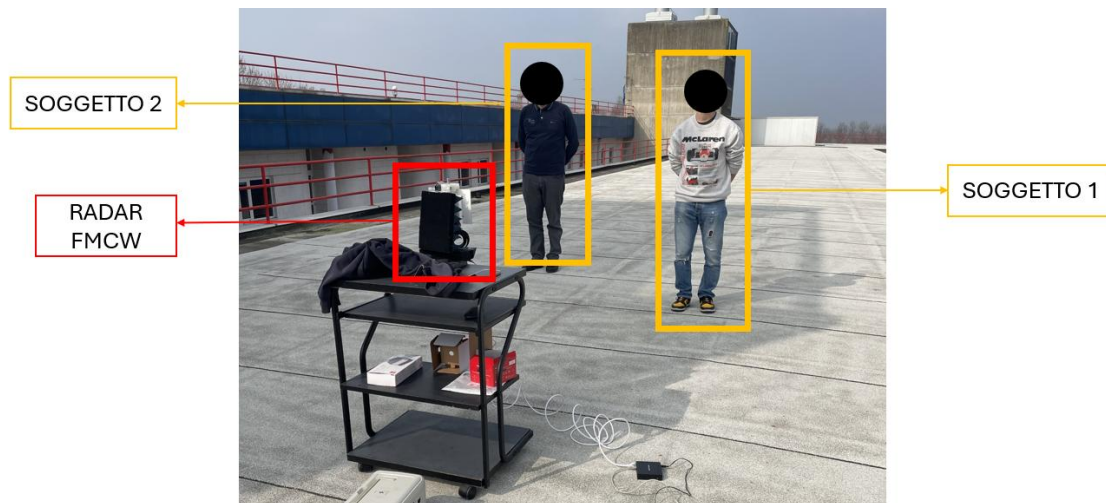


*Figura 17: Configurazione sperimentale nel caso a due soggetti, posizionati frontalmente rispetto al radar a distanze differenti*

Un ulteriore scenario analizzato è quello in cui i due soggetti sono posti lungo la stessa direzione rispetto al radar, quindi uno dietro l'altro.

Questa configurazione rappresenta una situazione più critica, in quanto: i segnali riflessi possono risultare non separabili e il soggetto più lontano può essere parzialmente coperto da quello più vicino. Questo test permette quindi di valutare i limiti dell'algoritmo.

È stato inoltre considerato uno scenario con presenti tre soggetti contemporaneamente nel campo di vista del radar, con l'obiettivo di estendere l'analisi a condizioni ancora più complesse.

Questo scenario rappresenta un'estensione del caso a due soggetti e consente di valutare l'affidabilità dell'approccio in presenza di un numero maggiore di bersagli simultanei.

I risultati delle acquisizioni sperimentali descritte in questo capitolo sono presentati nel *Capitolo 4*, in particolare nel *Paragrafo 4.2*.

## CAPITOLO 4:

### RISULTATI E DISCUSSIONE

#### 4.1 Risultati del modello numerico

In questa sezione vengono presentati i risultati ottenuti mediante il modello numerico sviluppato in ambiente MATLAB per la simulazione del radar FMCW. L'obiettivo dell'analisi è valutare il comportamento della pipeline di elaborazione descritta nel *Capitolo 2*, verificando la capacità del sistema di stimare correttamente la distanza del soggetto, di ricostruire il movimento toracico e di estrarre la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca in diversi scenari operativi. L'analisi è stata organizzata secondo un livello crescente di complessità. In primo luogo, viene considerato uno scenario di riferimento a singolo soggetto, utile per verificare il corretto funzionamento dell'intera pipeline di elaborazione. Successivamente vengono analizzati gli effetti della variazione della distanza radar-soggetto, dei parametri fisiologici e della frequenza portante, per poi estendere lo studio a scenari multi-soggetto e al confronto tra diverse frequenze operative. In questo modo è possibile evidenziare sia le potenzialità che i limiti del modello numerico sviluppato.

Per l'analisi dei risultati ottenuti tramite il modello numerico viene valutato anche il rapporto segnale-rumore. A tal fine, vengono introdotte due diverse definizioni di SNR, già descritte nel *Capitolo 2*. Il primo è un SNR complessivo, calcolato a partire dalla potenza del segnale ricevuto e dalla potenza del rumore. Questo parametro fornisce una misura globale della qualità del segnale in ingresso alla catena di elaborazione. Il secondo è invece definito direttamente nel dominio slow-time ed è riferito alle singole componenti fisiologiche. In particolare, vengono considerati l'SNR della componente respiratoria e l'SNR della componente cardiaca, ottenuti confrontando la potenza associata al picco spettrale di interesse con il livello di rumore stimato all'interno della corrispondente banda fisiologica.

Considerare queste due grandezze insieme consente di analizzare in modo più completo le prestazioni del sistema, mettendo in evidenza non solo la qualità del segnale ricevuto, ma anche l'effettiva capacità del radar di isolare e stimare correttamente i parametri vitali nelle diverse condizioni operative.

#### 4.1.1 Scenario a singolo soggetto

Come scenario di riferimento è stato considerato un singolo soggetto posto a  $2\text{ m}$  dal radar. Il movimento toracico è stato descritto come somma di una componente respiratoria e di una componente cardiaca, con ampiezze e frequenze pari rispettivamente a  $5\text{ mm}$  e  $0.25\text{ Hz}$  per la respirazione e  $0.3\text{ mm}$  e  $1.2\text{ Hz}$  per il battito cardiaco, come già definito nel *Capitolo 2*. Gli altri parametri del sistema radar e della simulazione sono stati mantenuti invariati rispetto a quanto introdotto nella descrizione del modello numerico.

Per quanto riguarda la stima della distanza del soggetto dal radar, il primo risultato analizzato è il profilo di range medio, riportato in *Figura 18*, ottenuto mediando nel dominio slow-time i profili di range ricavati tramite trasformata di Fourier nel dominio fast-time. Il profilo presenta un picco dominante chiaramente identificabile, associato al bin di distanza del bersaglio simulato. Nel caso in esame, dalla posizione del massimo si ricava una distanza stimata pari a  $2.25\text{ m}$ , a fronte di una distanza reale pari a  $2\text{ m}$ .

Questa differenza è attribuibile alla discretizzazione introdotta dalla FFT e alla risoluzione in distanza del sistema, che nel caso considerato è pari a  $0.75\text{ m}$ . La stima della distanza, infatti, non assume valori continui ma solo quelli corrispondenti ai bin dello spettro di range. L'accuratezza della stima potrebbe essere migliorata tramite tecniche di interpolazione del picco spettrale; tuttavia, in questo lavoro questa operazione non è stata implementata, in quanto l'obiettivo principale è l'individuazione del bin associato al soggetto e la successiva estrazione dei parametri vitali dal segnale corrispondente. Quindi, la presenza di una piccola differenza nella stima della distanza non influisce sull'efficacia dell'analisi.

Pertanto, il valore ottenuto rientra nell'errore atteso e non compromette la corretta identificazione del bersaglio. La presenza di un massimo ben definito consente quindi di individuare il range bin associato al soggetto e rappresenta il punto di partenza per la successiva analisi nel dominio slow-time.

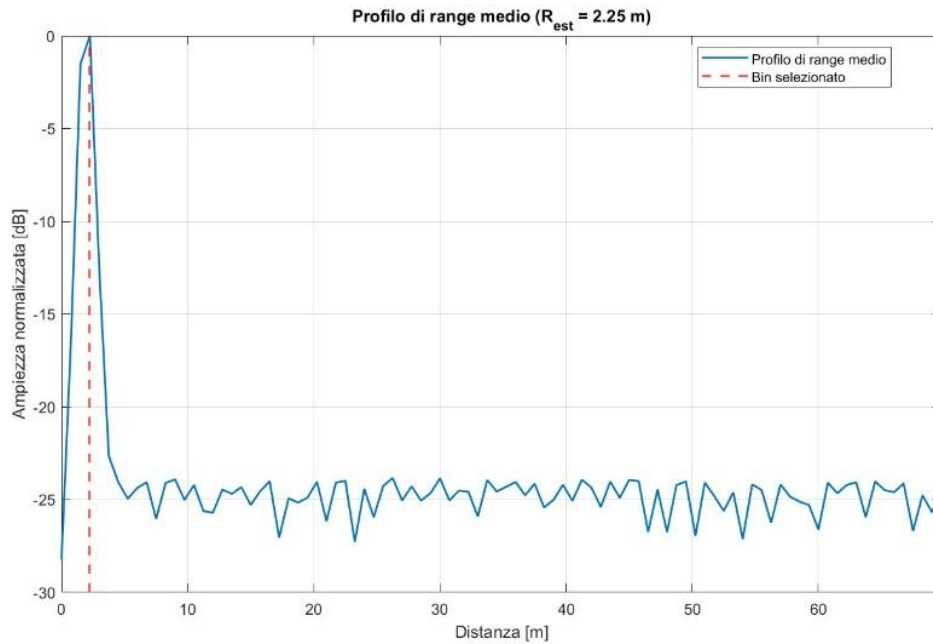


*Figura 18: Profilo di range medio (ampiezza normalizzata in dB). Il picco dominante individua il bin di distanza associato al bersaglio, evidenziato dalla linea rossa tratteggiata*

La range-time map, in *Figura 19*, mostra l'evoluzione temporale dei profili di range e conferma la stabilità del bersaglio lungo tutta la durata dell'osservazione. In presenza di un solo soggetto, il contributo dominante rimane confinato nello stesso intervallo di distanza, generando una traccia verticale ben definita. Questo comportamento indica che i micromovimenti toracici, pur modulando la fase del segnale radar, non producono variazioni nella localizzazione del bersaglio nel dominio della distanza. La mappa conferma quindi che il target è correttamente isolato nel range bin selezionato, dal quale è possibile procedere con l'analisi slow-time per la ricostruzione dello spostamento toracico.

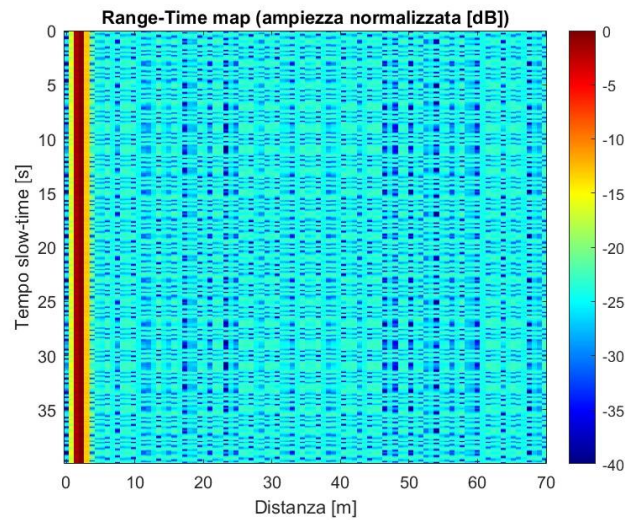


Figura 19: Range-Time map (ampiezza normalizzata in dB). La traccia verticale evidenzia la presenza del bersaglio a distanza costante lungo l'intera durata dell'acquisizione, confermando la stabilità della sua posizione nel dominio della distanza

Una volta individuato il range bin di interesse, viene estratto il segnale complesso nel dominio slow-time, dal quale è possibile ricavare l'informazione di fase.

Il confronto tra lo spostamento reale, imposto nel modello, e quello stimato evidenzia una buona sovrapposizione tra i due andamenti, confermando la correttezza della pipeline di elaborazione implementata.

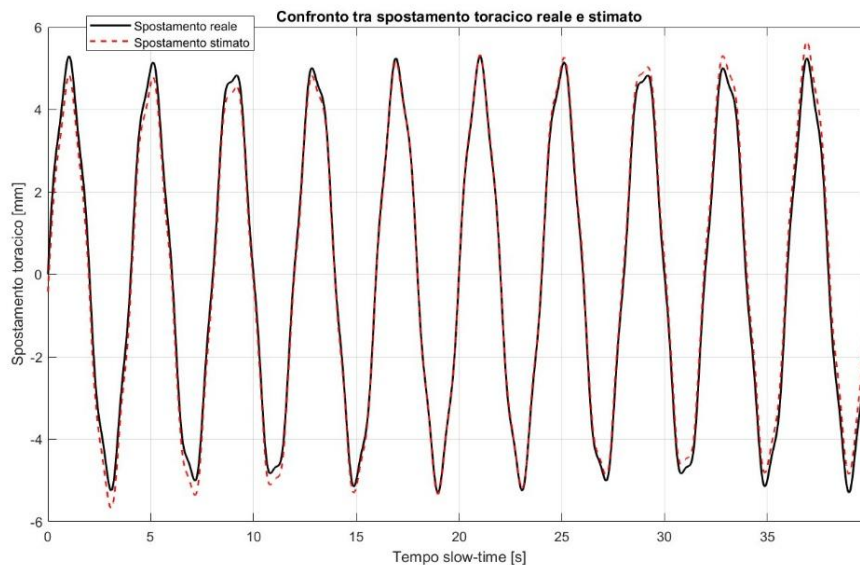


Figura 20: Confronto tra lo spostamento toracico reale (in nero) e lo spostamento toracico stimato (in rosso tratteggiato)

Il segnale di spostamento ricostruito viene successivamente separato nelle componenti respiratoria e cardiaca mediante filtri passa-banda definiti nelle rispettive bande fisiologiche.

Per ciascuna componente, viene analizzato sia l'andamento nel dominio del tempo, che il corrispondente spettro nel dominio slow-time. Nel caso della respirazione, il segnale filtrato evidenzia un'oscillazione a bassa frequenza, mentre lo spettro presenta un picco dominante in corrispondenza della frequenza stimata pari a  $0.25 \text{ Hz}$ .

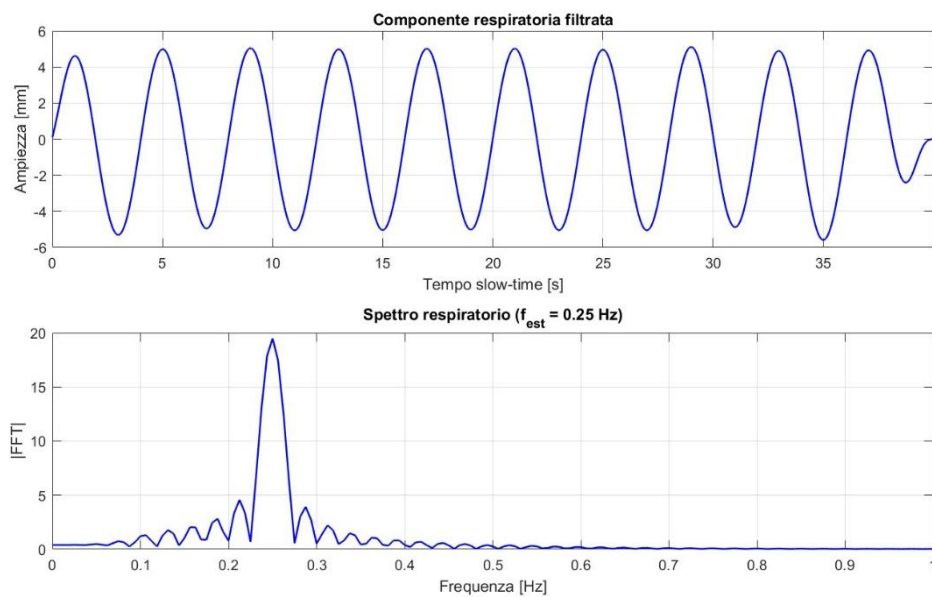


*Figura 21: Componente respiratoria. In alto è riportato il segnale filtrato della componente respiratoria; in basso è mostrato il corrispondente spettro, con un picco dominante in corrispondenza della frequenza respiratoria stimata pari a  $0.25 \text{ Hz}$*

Analogamente, per la componente cardiaca il segnale filtrato mostra oscillazioni a frequenza più elevata, e lo spettro evidenzia un picco dominante in corrispondenza della frequenza stimata pari a  $1.2 \text{ Hz}$ , in accordo con i valori reali dello scenario simulato.

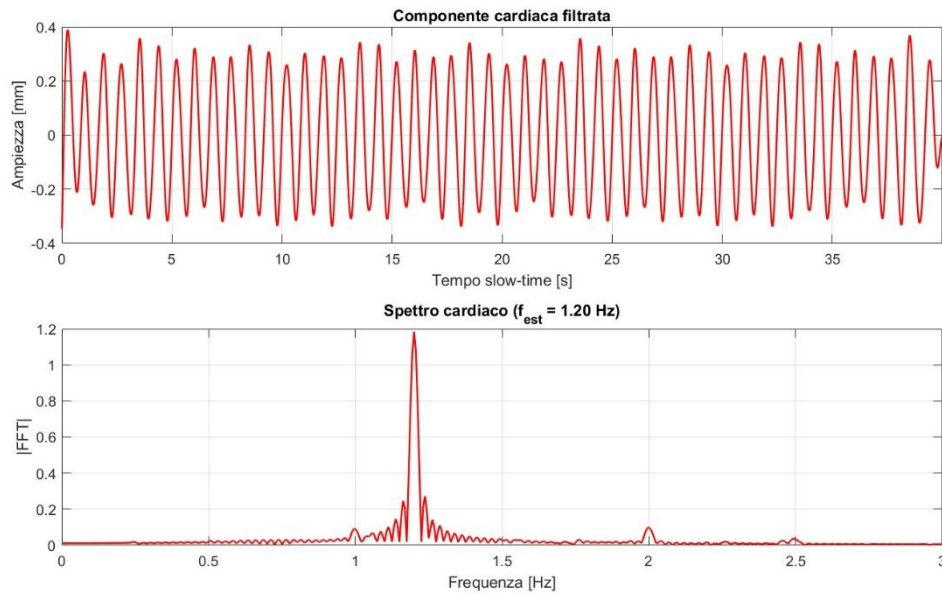


*Figura 22: Componente cardiaca. In alto è riportato il segnale filtrato della componente cardiaca; in basso è mostrato il corrispondente spettro, con un picco dominante in corrispondenza della frequenza cardiaca stimata pari a 1.20 Hz*

Dal punto di vista energetico, la potenza media del segnale ricevuto risulta pari a  $2.98 \times 10^{-9} W$ , mentre la potenza di rumore termico è pari a  $1.24 \times 10^{-12} W$ , con un rapporto segnale-rumore complessivo pari a 33.80 dB.

La valutazione dell'SNR direttamente sulle componenti fisiologiche estratte nel dominio slow-time fornisce valori pari a 13.88 dB per la respirazione e 9.41 dB per il battito cardiaco. La differenza tra le due grandezze è coerente con la minore ampiezza della componente cardiaca rispetto a quella respiratoria, che risulta quindi più sensibile alla presenza di rumore.

I risultati ottenuti mostrano quindi che, nello scenario di riferimento a singolo soggetto, il modello numerico è in grado di stimare correttamente sia la distanza del bersaglio sia i principali parametri vitali. Questo caso rappresenta una condizione ideale di funzionamento e costituisce il punto di partenza per le analisi successive, nelle quali verranno introdotte variazioni dei parametri al fine di valutare la robustezza del sistema.

### 4.1.2 Analisi al variare dei parametri operativi

In questa sezione viene analizzato il comportamento del modello numerico al variare dei principali parametri operativi, al fine di valutarne la robustezza e i limiti di funzionamento. In particolare, vengono considerate la frequenza delle componenti fisiologiche, l'ampiezza del movimento toracico, la distanza tra radar e soggetto e la frequenza portante del radar.

L'obiettivo dell'analisi è comprendere come questi parametri influenzino la qualità del segnale ricevuto e l'accuratezza nella stima dei parametri vitali, individuando le condizioni in cui il sistema mantiene prestazioni affidabili e quelle in cui emergono criticità.

#### *Variabilità della frequenza respiratoria*

In questa analisi è stata valutata l'influenza della frequenza respiratoria sulle prestazioni del sistema, mantenendo costanti tutti gli altri parametri del modello. La frequenza respiratoria è stata variata in un intervallo compreso tra 0.13 Hz e 0.5 Hz, corrispondente a valori fisiologici realistici, mentre la frequenza cardiaca è stata mantenuta costante a 1.2 Hz.

I risultati sono riportati nella *Tabella 8*:

*Tabella 8: Risultati della stima dei parametri vitali al variare della frequenza respiratoria, mantenendo la frequenza cardiaca pari a 1.2 Hz*

| <b>Frequenza<br/>respiratoria<br/>[atti/min]</b> | <b><math>f_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{heart}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>SNR_{resp}</math><br/>[dB]</b> | <b><math>SNR_{heart}</math><br/>[dB]</b> |
|--------------------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|
| 8                                                | 0.13                                  | 0.13                                        | 1.2                                          | 15.55                                   | 3.49                                     |
| 10                                               | 0.17                                  | 0.17                                        | 1.2                                          | 14.97                                   | 3.07                                     |
| 13                                               | 0.22                                  | 0.22                                        | 1.2                                          | 14.02                                   | 2.58                                     |
| 20                                               | 0.33                                  | 0.33                                        | 1.2                                          | 13.61                                   | 1.65                                     |
| 25                                               | 0.42                                  | 0.42                                        | 1.2                                          | 13.72                                   | 0.63                                     |
| 30                                               | 0.50                                  | 0.50                                        | 1.2                                          | 13.71                                   | 0.46                                     |

I risultati mostrano che la frequenza respiratoria viene stimata correttamente in tutti i casi considerati, con valori stimati coincidenti con quelli nominali. Questo indica che l'algoritmo di elaborazione risulta robusto rispetto alla variazione della frequenza respiratoria all'interno del range analizzato.

Dal punto di vista del rapporto segnale-rumore, l'SNR complessivo del segnale ricevuto rimane circa costante a  $33.8 \text{ dB}$  per tutti i casi analizzati, in quanto la variazione della frequenza respiratoria non influisce sulle condizioni energetiche del segnale radar.

Considerando invece le singole componenti fisiologiche, si osserva una leggera diminuzione dell'SNR della componente respiratoria all'aumentare della frequenza, che rimane comunque sempre su valori sufficientemente elevati, intorno a  $14 \text{ dB}$ , garantendo una corretta identificazione del segnale.

Diversamente, l'SNR della componente cardiaca si riduce in modo significativo all'aumentare della frequenza respiratoria, passando da circa  $3.5 \text{ dB}$  fino a  $0.46 \text{ dB}$ . Questo comportamento, mostrato nella *Figura 23*, è attribuibile al fatto che, all'aumentare della frequenza respiratoria, questa si avvicina alla frequenza cardiaca. Ciò comporta una maggiore sovrapposizione tra le componenti spettrali, rendendo più difficile l'isolamento della componente cardiaca e causando una riduzione dell'SNR. Nonostante ciò, l'algoritmo risulta comunque in grado di individuare correttamente la frequenza cardiaca.

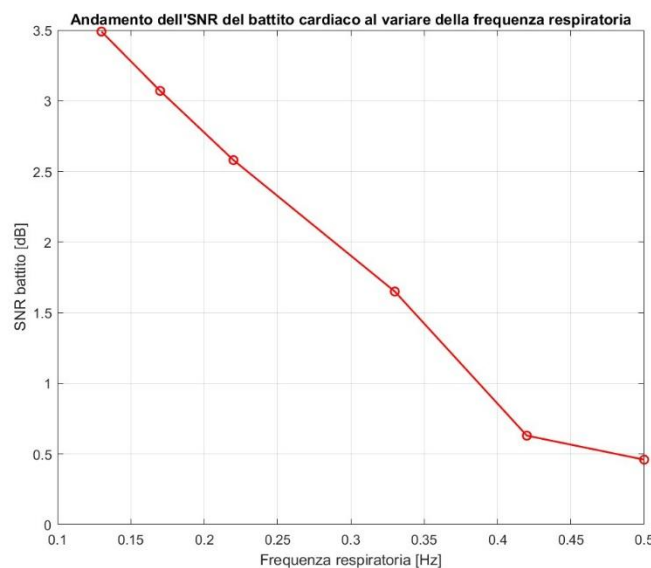


*Figura 23: Andamento dell'SNR della componente cardiaca al variare della frequenza respiratoria*

I risultati evidenziano, quindi, che l'algoritmo è in grado di stimare correttamente le frequenze respiratorie e cardiache in tutto il range fisiologico considerato. Tuttavia, mentre la stima della frequenza respiratoria risulta poco sensibile alla variazione del parametro, la componente cardiaca è maggiormente influenzata. In particolare,

l'avvicinamento tra le due frequenze rende più difficile la separazione delle componenti nello spettro, aumentando la sensibilità del battito cardiaco al rumore.

### ***Variabilità della frequenza cardiaca***

È stata successivamente analizzata l'influenza della variazione della frequenza cardiaca, mantenendo costante la frequenza respiratoria pari a 0.25 Hz. I risultati, riportati nella *Tabella 9*, mostrano che la frequenza cardiaca viene stimata correttamente in tutto l'intervallo analizzato, compreso tra 0.7 Hz e 2.5 Hz. Analogamente, la stima della frequenza respiratoria rimane invariata e corretta in tutti i casi considerati, evidenziando l'indipendenza tra le due componenti fisiologiche in questa configurazione.

*Tabella 9: Risultati della stima dei parametri vitali al variare della frequenza cardiaca, mantenendo la frequenza respiratoria pari a 0.25 Hz*

| <b>Frequenza cardiaca<br/>[atti/min]</b> | <b><math>f_{heart}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{heart}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>SNR_{resp}</math><br/>[dB]</b> | <b><math>SNR_{heart}</math><br/>[dB]</b> |
|------------------------------------------|----------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|
| 42                                       | 0.7                                    | 0.25                                        | 0.7                                          | 13.89                                   | 7.28                                     |
| 60                                       | 1.0                                    | 0.25                                        | 1.0                                          | 13.88                                   | 9.59                                     |
| 70                                       | 1.17                                   | 0.25                                        | 1.17                                         | 13.87                                   | 9.09                                     |
| 90                                       | 1.5                                    | 0.25                                        | 1.5                                          | 13.87                                   | 9.20                                     |
| 120                                      | 2.0                                    | 0.25                                        | 2.0                                          | 13.87                                   | 9.43                                     |
| 150                                      | 2.5                                    | 0.25                                        | 2.5                                          | 13.87                                   | 7.29                                     |

Dal punto di vista del rapporto segnale-rumore, l'SNR complessivo rimane costante e pari a circa 33.8 dB. Mentre l'SNR della componente respiratoria risulta pressoché stabile a circa 13.87 dB e l'SNR della componente cardiaca mostra invece una lieve variazione tra 7.28 dB e 9.59 dB, mantenendosi comunque su valori sufficientemente elevati da garantire una corretta identificazione del segnale. La lieve variazione dell'SNR della componente cardiaca è attribuibile principalmente agli effetti di discretizzazione della trasformata di Fourier nel dominio slow-time. Dato che la FFT suddivide lo spettro in bin discreti, se la frequenza cardiaca cade esattamente su un bin l'energia risulta più concentrata, mentre se cade tra due bin si distribuisce su più componenti, causando piccole variazioni dell'SNR stimato. In ogni caso, la frequenza cardiaca viene correttamente identificata su tutto il range analizzato, evidenziando la robustezza del sistema.

A differenza del caso precedente, la variazione della frequenza cardiaca non comporta una significativa sovrapposizione spettrale con la componente respiratoria, che rimane confinata a frequenze più basse. Ciò consente una separazione efficace delle due componenti e garantisce la stabilità delle prestazioni del sistema. Confrontando questi risultati con quelli ottenuti variando la frequenza respiratoria, si osserva come il sistema risulti più sensibile alla variazione della componente respiratoria rispetto a quella cardiaca.

### ***Variabilità dell'ampiezza respiratoria***

In questa analisi è stata valutata l'influenza dell'ampiezza della componente respiratoria sulle prestazioni del sistema, mantenendo costanti tutti gli altri parametri del modello. L'ampiezza della respirazione è stata variata tra 1 mm e 15 mm, mentre la frequenza respiratoria e cardiaca sono state mantenute rispettivamente pari a 0.25 Hz e 1.2 Hz.

I risultati, riportati nella *Tabella 10*, mostrano che la stima della frequenza respiratoria e di quella cardiaca rimane corretta in tutto l'intervallo analizzato, evidenziando la robustezza dell'algoritmo anche al variare dell'ampiezza del segnale.

Dal punto di vista del rapporto segnale-rumore, l'SNR complessivo rimane, anche in questo caso, costante e pari a circa 33.8 dB. L'SNR della componente respiratoria risulta anch'esso pressoché invariato, pari a circa 13.87 dB, mentre l'SNR della componente cardiaca mostra una significativa riduzione all'aumentare dell'ampiezza respiratoria, partendo da 15.70 dB e scendendo fino a 0.72 dB.

*Tabella 10: Risultati della stima dei parametri vitali al variare dell'ampiezza della componente respiratoria, mantenendo costanti la frequenza respiratoria pari a 0.25 Hz e la frequenza cardiaca pari a 1.2 Hz*

| $A_{resp}$<br>[mm] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $SNR_{resp}$<br>[dB] | $SNR_{heart}$<br>[dB] |
|--------------------|--------------------------|---------------------------|----------------------|-----------------------|
| 1                  | 0.25                     | 1.2                       | 13.78                | 15.70                 |
| 3                  | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | 12.05                 |
| 6                  | 0.25                     | 1.2                       | 13.86                | 8.19                  |
| 8                  | 0.25                     | 1.2                       | 13.88                | 5.92                  |
| 10                 | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | 4.21                  |
| 15                 | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | 0.72                  |

La diminuzione dell'SNR del battito cardiaco, mostrata in *Figura 24*, è dovuta al fatto che, all'aumentare dell'ampiezza della respirazione, il contributo della componente

respiratoria diventa ancora più dominante nel segnale, rendendo più difficile l'isolamento della componente cardiaca, caratterizzata da un'ampiezza molto inferiore. Di conseguenza, il battito cardiaco risulta progressivamente più sensibile al rumore.

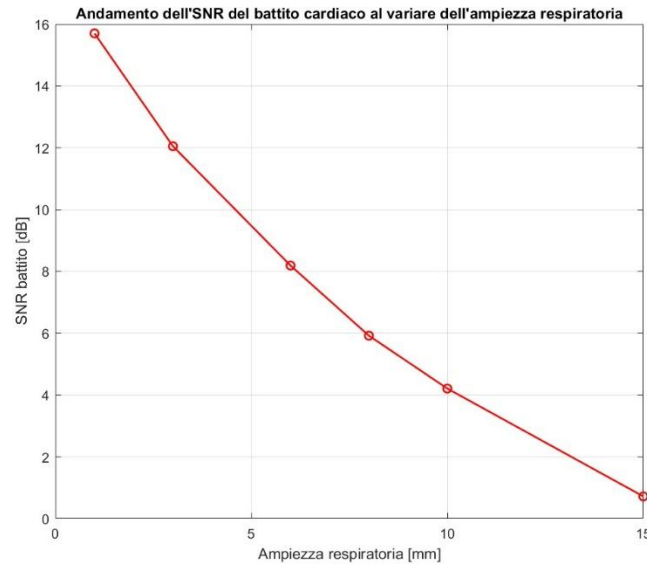


*Figura 24: Andamento dell'SNR della componente cardiaca al variare dell'ampiezza respiratoria*

Nonostante la significativa riduzione dell'SNR, la frequenza cardiaca viene comunque correttamente identificata in tutti i casi considerati, a conferma della robustezza della pipeline di elaborazione.

### ***Variabilità dell'ampiezza cardiaca***

È stata inoltre analizzata l'influenza dell'ampiezza della componente cardiaca sulle prestazioni del sistema, mantenendo costanti tutti gli altri parametri del modello. In particolare, l'ampiezza del battito è stata variata nell'intervallo compreso tra  $0.05\text{ mm}$  e  $1\text{ mm}$ , mentre la frequenza respiratoria e cardiaca sono state mantenute rispettivamente pari a  $0.25\text{ Hz}$  e  $1.2\text{ Hz}$ .

I risultati, riportati nella *Tabella 11*, evidenziano come la stima delle frequenze respiratoria e cardiaca rimanga corretta per tutti i valori considerati, a conferma della robustezza dell'algoritmo nel range analizzato.

Tabella 11: Risultati della stima dei parametri vitali al variare dell'ampiezza della componente cardiaca, mantenendo costanti la frequenza respiratoria pari a 0.25 Hz e la frequenza cardiaca pari a 1.2 Hz

| $A_{heart}$<br>[mm] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $SNR_{resp}$<br>[dB] | $SNR_{heart}$<br>[dB] |
|---------------------|--------------------------|---------------------------|----------------------|-----------------------|
| 0.05                | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | -4.70                 |
| 0.08                | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | -1.36                 |
| 0.2                 | 0.25                     | 1.2                       | 13.87                | 5.94                  |
| 0.5                 | 0.25                     | 1.2                       | 13.89                | 13.74                 |
| 0.8                 | 0.25                     | 1.2                       | 13.89                | 15.67                 |
| 1                   | 0.25                     | 1.2                       | 13.90                | 16.31                 |

Dal punto di vista del rapporto segnale-rumore, l'SNR complessivo rimane ancora costante a 33.8 dB, mentre si osserva un comportamento differente per le due componenti fisiologiche. L'SNR della componente respiratoria risulta pressoché invariato, sempre stabile intorno a circa 13.87 dB, dimostrando che la variazione dell'ampiezza del battito cardiaco non influenza la stima della frequenza respiratoria. Al contrario, l'SNR della componente cardiaca aumenta in modo significativo all'aumentare dell'ampiezza del battito, passando da valori negativi, -4.70 dB, a valori elevati superiori a 16 dB per ampiezze maggiori.

Questo comportamento, mostrato in *Figura 25*, è dovuto al fatto che, aumentando l'ampiezza della componente cardiaca, cresce il suo contributo allo spostamento toracico, rendendo il picco spettrale più evidente e facilmente distinguibile dal rumore.

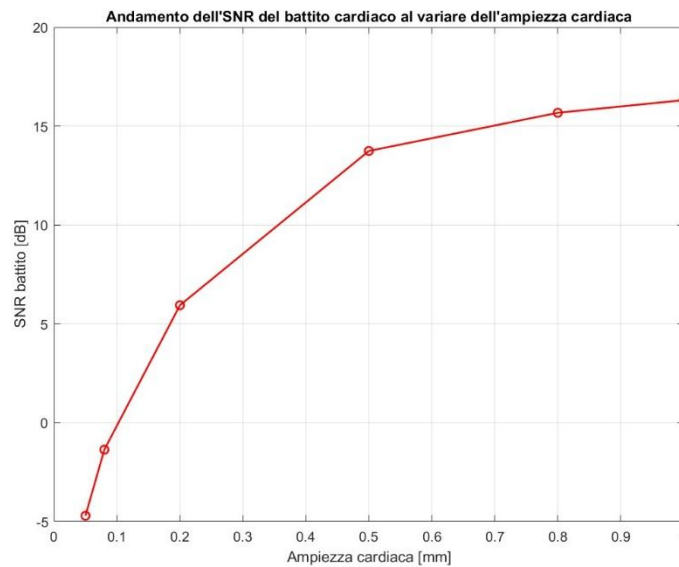


*Figura 25: Andamento dell'SNR della componente cardiaca al variare dell'ampiezza cardiaca*

È interessante osservare che, anche nei casi in cui l'SNR della componente cardiaca assume valori negativi, la frequenza cardiaca viene comunque correttamente identificata. Questo comportamento è legato alla modalità con cui l'SNR viene calcolato, ovvero come rapporto tra la potenza del picco spettrale e la potenza media del rumore all'interno dell'intera banda fisiologica.

In presenza di una componente cardiaca a bassa ampiezza, il livello medio di rumore nella banda può risultare elevato, portando a valori di SNR negativi. In particolare, il valore medio del rumore nella banda non è dovuto esclusivamente al rumore distribuito, ma anche alla presenza di altre componenti spettrali non rilevanti, come picchi secondari o armoniche. Questi contributi, pur non essendo associati alla reale frequenza cardiaca, vengono comunque inclusi nel calcolo del rumore medio, determinando un aumento del livello medio stimato del rumore e una conseguente riduzione dell'SNR. Tuttavia, il picco associato al battito rimane localmente distinguibile nello spettro e identificabile in corrispondenza della frequenza attesa. Quindi, in questo contesto, un valore negativo dell'SNR non implica necessariamente l'impossibilità di rilevare il picco corrispondente alla frequenza reale, ma indica piuttosto che il picco è poco separato dal rumore medio nella banda considerata.

Questo comportamento è confermato dallo spettro slow-time riportato in *Figura 26*, relativo al caso limite con ampiezza cardiaca ridotta, pari a  $0.05 \text{ mm}$ . Nonostante il valore

negativo dell'SNR ( $-4.70\text{ dB}$ ), il picco in corrispondenza della frequenza cardiaca risulta ancora chiaramente visibile.

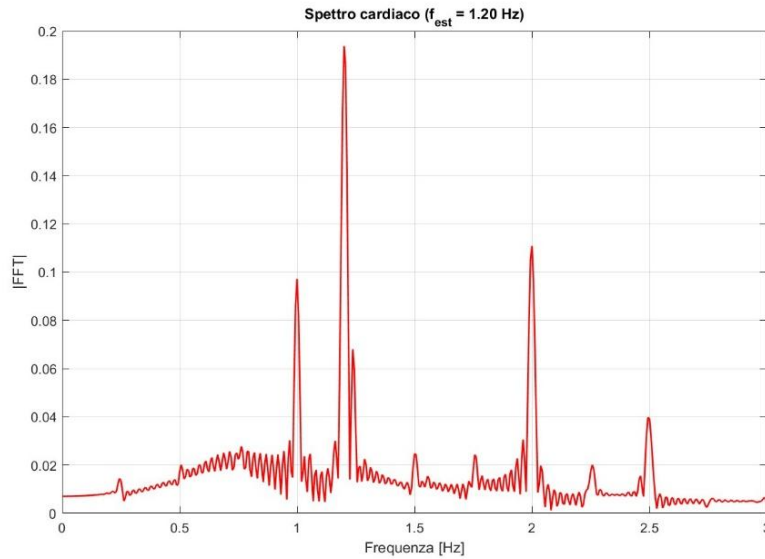


*Figura 26: Spettro della componente cardiaca nel caso limite ( $A_{\text{heart}} = 0.05\text{ mm}$ ). Nonostante il valore negativo dell'SNR, il picco a 1.2 Hz risulta ancora distinguibile, consentendo la corretta identificazione della frequenza cardiaca*

Nel complesso, i risultati mostrano che la qualità della stima cardiaca dipende fortemente dall'ampiezza del movimento associato al battito, mentre la stima della componente respiratoria risulta poco influenzata dalla variazione della componente cardiaca nel range considerato.

### ***Variabilità della distanza***

È stata inoltre analizzata l'influenza della distanza radar-soggetto sulle prestazioni del sistema, variando la distanza nell'intervallo 1 – 50 m e mantenendo costanti i parametri fisiologici e le ampiezze dei movimenti toracici.

Secondo l'equazione del radar monostatico, descritta nel *Capitolo 2*, la potenza del segnale ricevuto decresce con la quarta potenza della distanza, mentre la potenza di rumore rimane sostanzialmente costante. Questo comporta una progressiva riduzione del rapporto segnale-rumore complessivo all'aumentare della distanza.

I risultati riportati nella *Tabella 12* mostrano che l'SNR radar decresce passando da circa 45.8 dB a 1 m fino a valori inferiori a  $-20\text{ dB}$  a distanze maggiori, diventando negativo a circa 15 m. Nonostante questa riduzione e SNR globali negativi, il sistema è in grado

di stimare sempre correttamente la distanza e, invece, le frequenze fisiologiche fino a circa 40 m.

*Tabella 12: Risultati della stima della distanza e dei parametri vitali al variare della distanza radar-soggetto, mantenendo costanti la frequenza respiratoria pari a 0.25 Hz e la frequenza cardiaca pari a 1.2 Hz*

| $R$<br>[m] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $SNR$<br>[dB] | $SNR_{resp}$<br>[dB] | $SNR_{heart}$<br>[dB] |
|------------|------------------|--------------------------|---------------------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| 1          | 0.750            | 0.25                     | 1.20                      | 45.84         | 13.86                | 9.52                  |
| 3          | 3.00             | 0.25                     | 1.20                      | 26.75         | 13.85                | 9.26                  |
| 6          | 6.00             | 0.25                     | 1.20                      | 14.71         | 13.88                | 10.06                 |
| 12         | 12.00            | 0.25                     | 1.20                      | 2.67          | 13.89                | 9.84                  |
| 18         | 18.00            | 0.25                     | 1.20                      | -4.37         | 13.87                | 9.26                  |
| 25         | 24.75            | 0.25                     | 1.20                      | -10.08        | 13.86                | 9.09                  |
| 35         | 35.25            | 0.25                     | 1.20                      | -15.93        | 9.72                 | 0.37                  |
| 40         | 39.75            | 0.25                     | 1.07                      | -18.25        | 5.68                 | -5.05                 |
| 50         | 50.25            | 0.13                     | 0.89                      | -22.12        | -7.32                | -5.69                 |

Gli andamenti degli SNR in funzione della distanza sono mostrati in *Figura 27*.

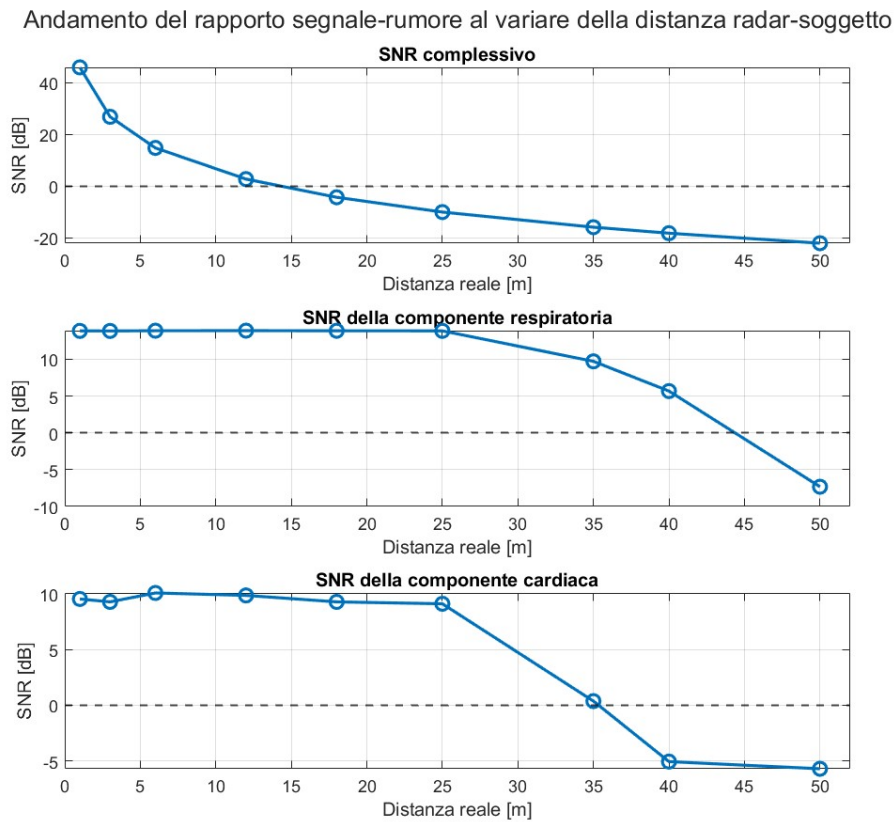


*Figura 27: Andamento del rapporto segnale-rumore complessivo, della respirazione e del battito cardiaco al variare della distanza radar-soggetto*

Dall'analisi della *Figura 27* si osserva che, mentre l'SNR complessivo decresce rapidamente con la distanza, gli SNR delle singole componenti mostrano un comportamento differente. In particolare, la componente cardiaca risulta la prima a degradarsi all'aumentare della distanza, mentre la componente respiratoria mantiene prestazioni migliori.

A partire da circa 35 m si osserva un'iniziale degradazione delle prestazioni: in particolare, l'SNR della componente cardiaca si riduce, ma permettendo comunque la stima corretta della frequenza cardiaca. Per distanze superiori a 40 m, la stima della frequenza cardiaca non risulta più corretta e l'SNR associato diventa negativo, indicando che il picco spettrale non è più distinguibile dal rumore.

A 50 m, entrambe le componenti fisiologiche risultano errate e gli SNR dei parametri fisiologici risultano entrambi negativi.

Questo comportamento dimostra che l'SNR complessivo, da solo, non è un indicatore sufficiente della qualità della stima dei parametri vitali. L'estrazione delle frequenze fisiologiche dipende infatti dagli SNR delle singole componenti e, come discusso nel paragrafo precedente, dalla visibilità dei picchi spettrali nel dominio slow-time, ovvero dalla capacità delle componenti respiratoria e cardiaca di emergere rispetto al rumore.

Per rendere più immediato il confronto tra i valori reali e quelli stimati all'aumentare della distanza, in *Figura 28* è riportato l'andamento della distanza stimata, della frequenza respiratoria stimata e della frequenza cardiaca stimata rispetto ai corrispondenti valori reali.

Dall'analisi della figura si conferma che la stima della distanza rimane accurata su tutto l'intervallo considerato. La frequenza respiratoria mantiene una buona accuratezza fino a circa 40 m, mentre la frequenza cardiaca mostra una degradazione già a partire da questa distanza e perdendo affidabilità alle distanze maggiori.

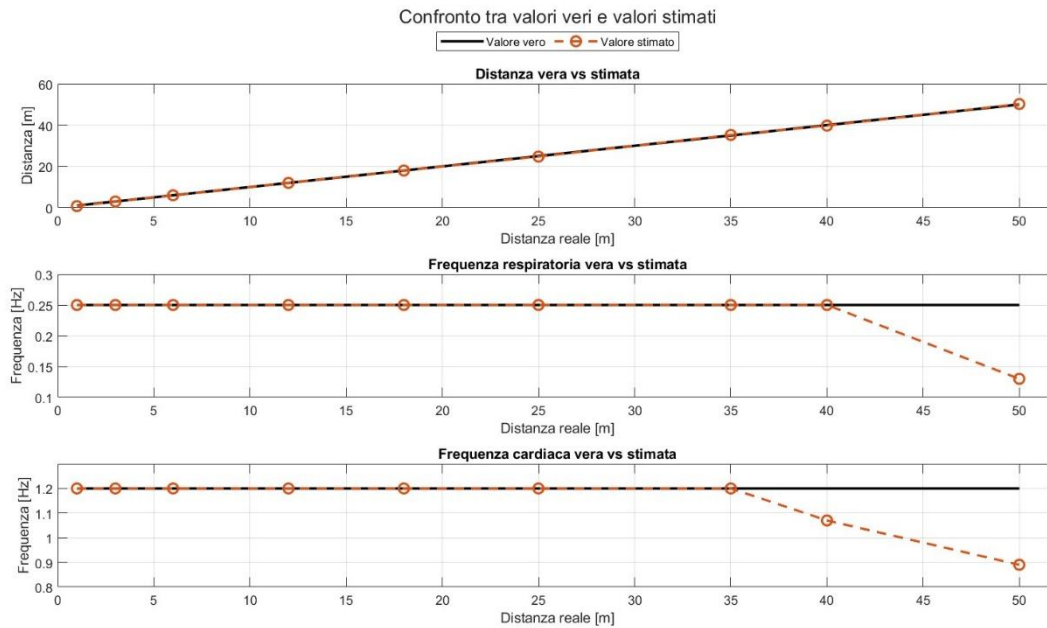


Figura 28: Confronto tra valori reali e valori stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca al variare della distanza radar-soggetto. La stima della distanza rimane accurata su tutto l'intervallo considerato, mentre la frequenza cardiaca è la prima a degradarsi all'aumentare della distanza

I risultati evidenziano quindi l'esistenza di una distanza massima operativa del sistema, oltre la quale il segnale utile non risulta più distinguibile dal rumore. Si osserva inoltre che la componente cardiaca è la prima a degradarsi con l'aumentare della distanza, risultando più sensibile alla riduzione dell'SNR rispetto alla componente respiratoria.

### ***Variazione della frequenza portante***

Nel caso a 24 GHz analizzato nei paragrafi precedenti, è possibile valutare il comportamento del segnale radar all'interfaccia con il corpo umano attraverso il modello multilayer dei tessuti biologici. Il bilancio energetico ottenuto è mostrato in Figura 29.

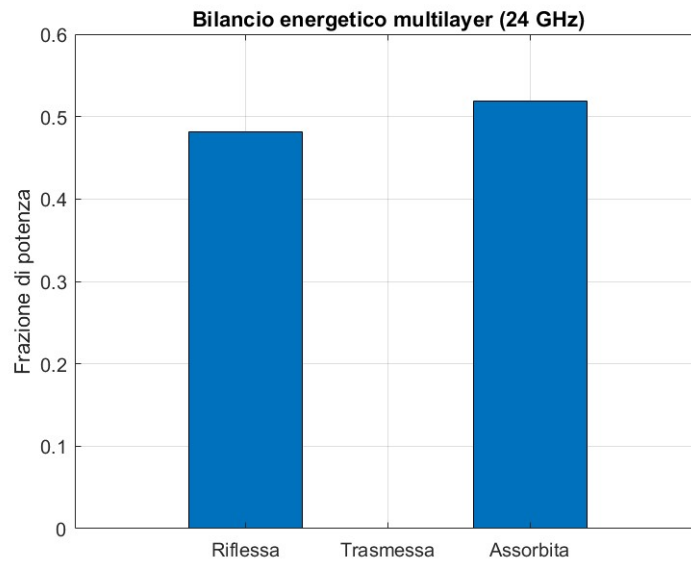


*Figura 29: Bilancio energetico del modello multilayer aria-pelle-grasso-muscolo a 24 GHz*

Dall'analisi del bilancio energetico si osserva che circa il 48% della potenza incidente viene riflessa all'interfaccia aria-tessuto, mentre la restante parte, cioè circa il 52%, viene assorbita dagli strati biologici. La componente trasmessa risulta invece trascurabile. Questo comportamento indica che, alle frequenze millimetriche, il segnale radar non riesce a penetrare nei tessuti, risultando fortemente attenuato già nei primi strati superficiali.

Per questo motivo è stato considerato uno scenario con portante pari a  $2\text{ GHz}$ , appartenente alla banda S, al fine di valutare la capacità del sistema di operare in scenari multi-soggetto allineati, nei quali è richiesta una maggiore penetrazione del segnale elettromagnetico per rilevare soggetti posti uno dietro l'altro. Questo aspetto verrà analizzato più nel dettaglio negli scenari multi-soggetto presenti nei paragrafi successivi. In questo caso sono stati modificati i principali parametri del sistema radar e del modello elettromagnetico, mantenendo invariati i parametri fisiologici. In particolare, la frequenza portante è stata ridotta a  $2\text{ GHz}$ , la larghezza di banda del chirp è stata impostata a  $100\text{ MHz}$  e sono stati aggiornati i parametri dielettrici dei tessuti nel modello multilayer. La *Tabella 13* riporta i valori di permittività relativa e conducibilità dei tessuti utilizzati nel modello a  $2\text{ GHz}$ . I parametri sono stati ricavati dal database IT'IS, come nel caso a  $24\text{ GHz}$  [17].

Tabella 13: Parametri elettromagnetici e geometrici dei tessuti utilizzati nel modello multilayer a 2 GHz

| Tessuto | Permittività relativa | Conducibilità [S/m] | Spessore [mm] |
|---------|-----------------------|---------------------|---------------|
| Pelle   | 38.6                  | 1.27                | 2             |
| Grasso  | 11                    | 0.212               | 5             |
| Muscolo | 53.3                  | 1.45                | 50            |

Il bilancio energetico multilayer ottenuto a 2 GHz è mostrato in Figura 30.

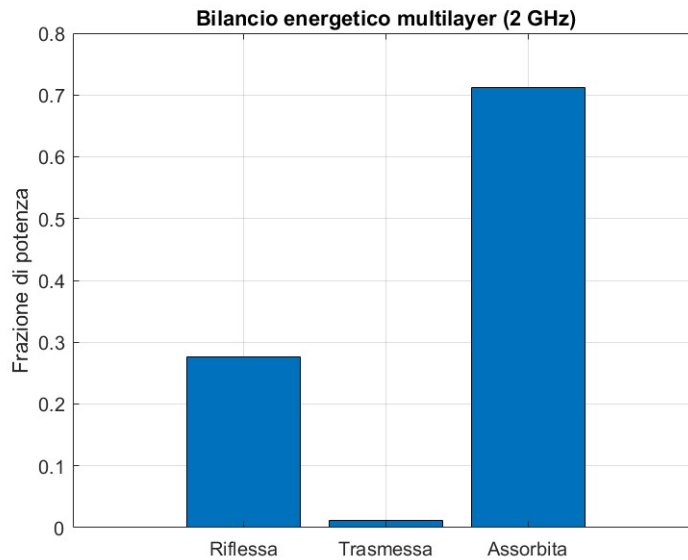


Figura 30: Bilancio energetico del modello multilayer aria-pelle-grasso-muscolo a 2 GHz

A differenza del caso a 24 GHz, si osserva una riduzione della componente riflessa (circa 28%) e la presenza di una componente trasmessa non nulla, pari a l'1.15%. Questo indica che una parte del segnale riesce a penetrare nei tessuti biologici, venendo poi progressivamente attenuata e assorbita negli strati interni.

Questo comportamento è legato alla maggiore lunghezza d'onda a 2 GHz, che riduce l'attenuazione elettromagnetica nei tessuti e consente una maggiore profondità di penetrazione. Tuttavia, la riduzione della larghezza di banda comporta anche una diminuzione della risoluzione in distanza, evidenziando il compromesso tra capacità di penetrazione e risoluzione spaziale del sistema radar.

È stato quindi analizzato un caso base con un singolo soggetto posto a 2 m dal radar, mantenendo invariati i parametri fisiologici e le ampiezze dei micromovimenti toracici.

Dal punto di vista energetico, la potenza del segnale ricevuto risulta pari a  $2.47 \times 10^{-7} W$ , mentre la potenza di rumore è pari a  $6.21 \times 10^{-13} W$ , corrispondente a un rapporto segnale-rumore complessivo pari a  $55.99 dB$ . Questo valore risulta più elevato rispetto al caso a  $24 GHz$ , in accordo con la minore attenuazione elettromagnetica nei tessuti biologici a frequenze più basse.

La distanza stimata risulta pari a  $1.50 m$  a fronte di un valore reale di  $2 m$ . Questa differenza è attribuibile alla riduzione della larghezza di banda del chirp, che comporta una risoluzione in distanza pari a circa  $1.5 m$ . Di conseguenza, la stima della distanza non assume valori continui, ma è vincolata ai bin discreti dello spettro di range.

Per quanto riguarda l'estrazione dei parametri vitali, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca vengono correttamente stimate, risultando pari rispettivamente a  $0.25 Hz$  e  $1.20 Hz$ , in accordo con i valori dello scenario simulato.

L'analisi nel dominio slow-time mostra inoltre che le due componenti risultano ben distinguibili nello spettro, come si può vedere in *Figura 31*.

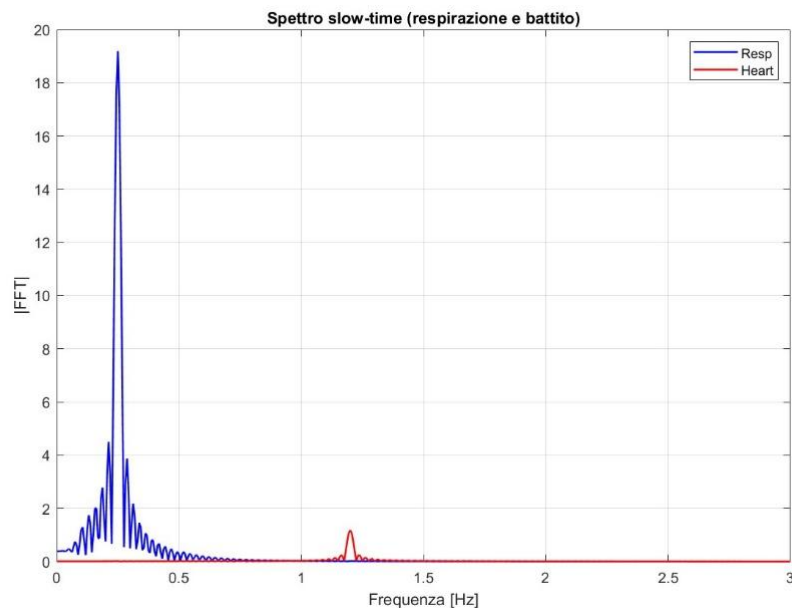


*Figura 31: Spettro slow-time con frequenza portante pari a 2 GHz*

In particolare, l'SNR della componente respiratoria è pari a  $13.87 dB$ , mentre quello della componente cardiaca è pari a  $10.14 dB$ . Questi valori sono entrambi sufficientemente elevati indicando che il segnale utile risulta ben separato dal rumore nella banda fisiologica, consentendo una corretta identificazione dei picchi spettrali associati ai parametri vitali.

Nel complesso, i risultati mostrano che, anche a frequenze portanti più basse, il sistema è in grado di stimare correttamente i parametri vitali. Tuttavia, emerge il compromesso tra maggiore capacità di penetrazione del segnale e riduzione della risoluzione spaziale, che limita l'accuratezza della stima della distanza.

#### **4.1.3 Scenari multi-soggetto**

In questo paragrafo vengono analizzati i risultati ottenuti nel caso multi-soggetto, implementato secondo quanto descritto nel *Paragrafo 2.8* del *Capitolo 2*, in cui il segnale ricevuto dal radar è costituito dalla sovrapposizione dei contributi riflessi da due bersagli distinti. L'obiettivo è valutare la capacità del modello di separare i due soggetti nel dominio della distanza e di stimare in modo indipendente i rispettivi parametri vitali.

Gli scenari considerati prevedono la presenza di due soggetti posti a distanze differenti, ciascuno caratterizzato da parametri fisiologici e proprietà elettromagnetiche diverse, come descritto nel *Capitolo 2*. In particolare, i due soggetti presentano valori diversi di frequenza respiratoria, frequenza cardiaca, ampiezza dei micromovimenti toracici e Radar Cross Section, oltre a coefficienti di riflessione multilayer distinti dovuti a differenti spessori dei tessuti.

L'analisi è stata condotta valutando diverse configurazioni, al fine di studiare la robustezza dell'algoritmo in condizioni progressivamente più critiche. In primo luogo, è stata analizzata la capacità del sistema di distinguere due soggetti posti a distanze differenti, valutando anche le prestazioni allontanando e avvicinando i due soggetti.

Successivamente, è stato considerato uno scenario in cui i due soggetti ricadono nello stesso bin di distanza.

Infine, è stata effettuata un'analisi al variare della frequenza operativa. In particolare, sono stati valutati scenari a frequenza portante inferiore ( $2\text{ GHz}$ ) e sono stati considerati casi con attenuazione in serie tra i soggetti, confrontando le prestazioni del sistema a  $2\text{ GHz}$ ,  $700\text{ MHz}$  e  $400\text{ MHz}$ .

##### ***Due soggetti a distanze differenti a $24\text{ GHz}$***

Nel primo scenario sono stati considerati due soggetti indipendenti posti a distanze differenti, rispettivamente a  $3\text{ m}$  e  $6\text{ m}$ , nella configurazione a  $24\text{ GHz}$ .

L'analisi del profilo di range medio (*Figura 32*) evidenzia la presenza di due picchi distinti, chiaramente separati nel dominio della distanza e correttamente associati ai due

soggetti. Le posizioni stimate dei picchi risultano pari a  $3.0\text{ m}$  e  $6.0\text{ m}$ , in perfetto accordo con i valori reali, confermando la capacità del modello di individuare correttamente più bersagli.

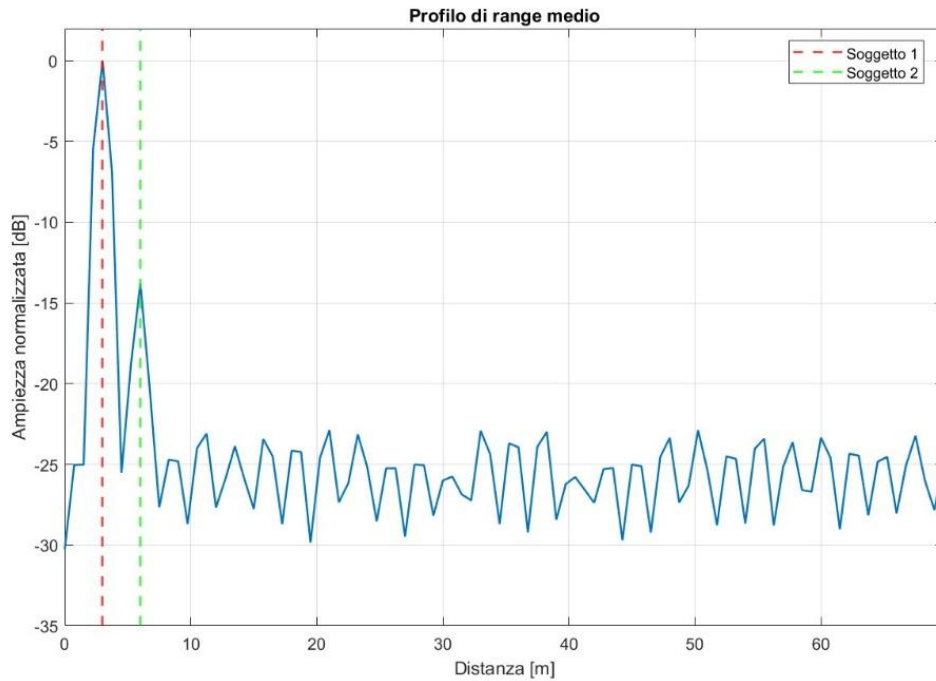


*Figura 32: Profilo di range medio del segnale ricevuto. I due picchi principali corrispondono ai due soggetti posti a distanze differenti*

A conferma della corretta separazione dei due bersagli, in *Figura 33* è riportata la range-time map del segnale ricevuto. La mappa mostra due tracce verticali distinte, associate ai soggetti posti a  $3\text{ m}$  e  $6\text{ m}$ , che rimangono stabili lungo tutta la durata dell'osservazione. Questo comportamento indica che i due bersagli sono correttamente localizzati in bin di distanza differenti e possono essere analizzati in modo indipendente nel dominio slow-time.

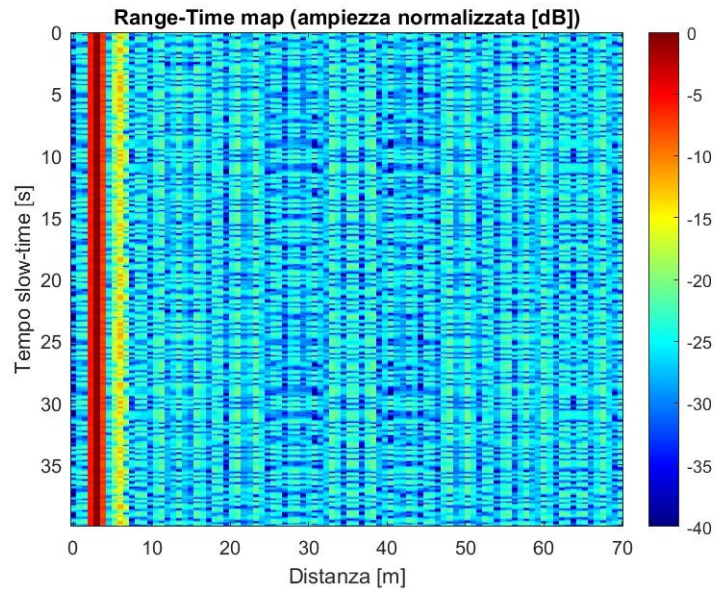


*Figura 33: Range-time map (ampiezza normalizzata in dB) nel caso di due soggetti a distanze differenti. Le due tracce verticali evidenziano la presenza dei bersagli a distanza costante*

Una volta identificati i due range bin, per ciascun soggetto è stata eseguita l'analisi nel dominio slow-time. In *Figura 34* sono riportati gli spettri relativi ai due soggetti, nei quali risultano chiaramente distinguibili le componenti respiratoria e cardiaca. Le frequenze stimate coincidono con i valori imposti nel modello, con una respirazione pari a  $0.25\text{ Hz}$  e un battito di  $1.20\text{ Hz}$  per il primo soggetto, e rispettivamente  $0.15\text{ Hz}$  e  $1.10\text{ Hz}$  per il secondo.

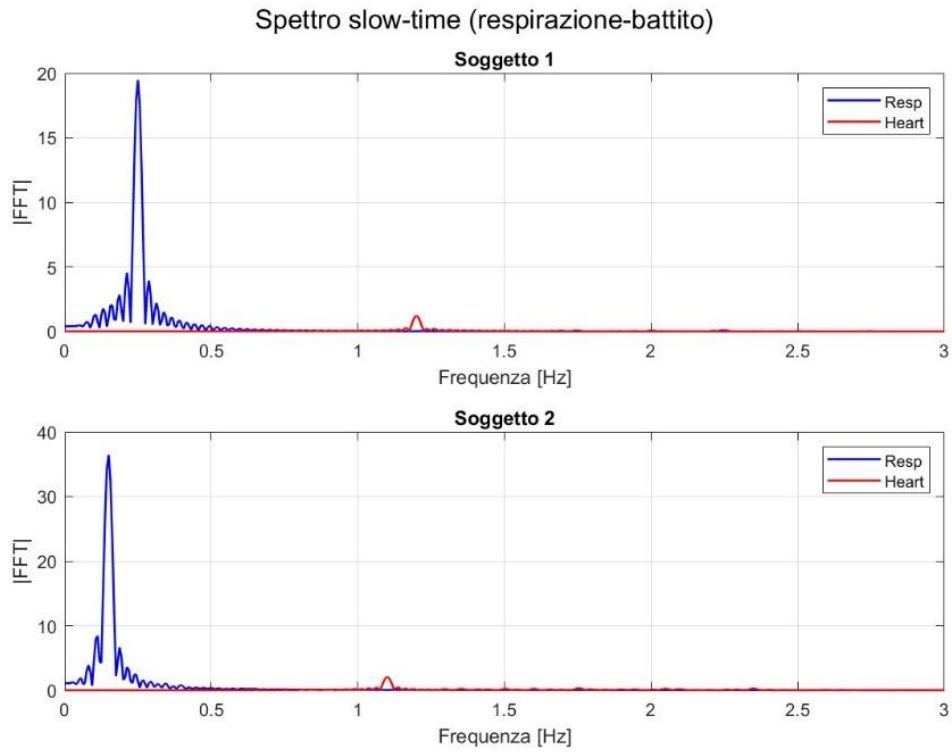


Figura 34: Spettri slow-time dei due soggetti. In alto è riportato il primo soggetto (frequenza respiratoria 0.25 Hz, frequenza cardiaca 1.20 Hz), mentre in basso il secondo soggetto (frequenza respiratoria 0.15 Hz, frequenza cardiaca 1.10 Hz)

L'SNR globale risulta di 26.96 dB e l'accuratezza delle stime è confermata anche dai valori di SNR associati alle componenti fisiologiche. In particolare, il primo soggetto presenta un SNR pari a 13.85 dB per la respirazione e 9.18 dB per il battito cardiaco, mentre per il secondo soggetto si osservano valori pari a 18.48 dB e 5.96 dB rispettivamente.

I risultati riassuntivi sono riportati nella *Tabella 14*.

Tabella 14: Parametri stimati per i due soggetti a distanze differenti, che includono la stima della distanza e delle frequenze fisiologiche (primo soggetto:  $f_{resp} = 0.25$  Hz,  $f_{heart} = 1.2$  Hz; secondo soggetto:  $f_{resp} = 0.15$  Hz,  $f_{heart} = 1.1$  Hz)

| Soggetto | $R$<br>[m] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $SNR_{resp}$<br>[dB] | $SNR_{heart}$<br>[dB] |
|----------|------------|------------------|--------------------------|---------------------------|----------------------|-----------------------|
| 1        | 3          | 3                | 0.25                     | 1.20                      | 13.85                | 9.18                  |
| 2        | 6          | 6                | 0.15                     | 1.10                      | 18.48                | 5.96                  |

Nonostante la differenza di distanza tra il radar e i due soggetti e le diverse Radar Cross Section e ampiezze dei movimenti toracici, i risultati dimostrano che, nel caso a 24 GHz,

in presenza di una sufficiente separazione in distanza, il sistema è in grado di separare efficacemente i contributi dei due soggetti e di stimare in modo indipendente i parametri vitali associati a ciascun bersaglio.

### ***Avvicinamento e allontanamento dei soggetti***

Per valutare la robustezza del sistema nella rilevazione multi-soggetto, nella configurazione a 24 GHz, è stata condotta un'analisi in cui il primo soggetto è mantenuto a distanza fissa pari a 5 m, mentre il secondo soggetto viene progressivamente avvicinato e allontanato lungo la linea di vista del radar, mantenendo invariati i parametri fisiologici di entrambi. L'obiettivo di questa analisi è duplice: da un lato, valutare l'effetto della riduzione della separazione in distanza tra i due bersagli, che comporta una progressiva sovrapposizione dei contributi nel dominio del range; dall'altro, determinare la distanza massima alla quale il secondo soggetto può essere rilevato correttamente.

Per quanto riguarda l'avvicinamento, il secondo soggetto viene progressivamente avvicinato al primo, variando la sua posizione da 13 m a 6 m.

La distanza e i parametri fisiologici relativi al primo soggetto vengono sempre correttamente identificati, con una stima della distanza pari a 5.25 m, frequenza respiratoria di 0.25 Hz e cardiaca di 1.20 Hz.

I risultati relativi al secondo soggetto sono riportati nella *Tabella 15*.

*Tabella 15: Valori stimati per il secondo soggetto durante l'avvicinamento. La frequenza respiratoria reale è pari a 0.15 Hz, mentre quella cardiaca è pari a 1.10 Hz*

| $R_{sogg2}$ [m] | $\hat{R}_{sogg2}$ [m] | $\hat{f}_{resp-sogg2}$ [Hz] | $\hat{f}_{heart-sogg2}$ [Hz] |
|-----------------|-----------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 13              | 13                    | 0.15                        | 1.10                         |
| 12              | 12                    | 0.15                        | 1.10                         |
| 11              | 11.25                 | 0.15                        | 1.10                         |
| 10              | 9.75                  | 0.15                        | 1.10                         |
| 9               | 9                     | 0.15                        | 1.10                         |
| 8               | 8.25                  | 0.15                        | 1.10                         |
| 7               | 13.5                  | 0.19                        | 0.96                         |
| 6               | 57.75                 | 0.22                        | 1.10                         |

Per distanze comprese tra i 13 m e circa 8 m, il sistema è in grado di stimare correttamente sia la posizione sia i parametri fisiologici del secondo soggetto. Riducendo ulteriormente la distanza tra i due bersagli, si osserva invece una progressiva degradazione delle prestazioni.

In particolare, quando la distanza scende al di sotto di circa 7 m, i due soggetti non risultano più separabili nel dominio del range. Questo comporta errori significativi nella stima della distanza e delle frequenze fisiologiche del secondo soggetto.

In queste condizioni, l'SNR globale del segnale rimane pressoché costante (circa 18 dB). La degradazione delle prestazioni non è quindi dovuta a una riduzione del rapporto segnale-rumore, ma alla perdita di separabilità tra i due bersagli.

Sebbene la distanza tra i soggetti non sia inferiore alla risoluzione teorica del sistema (pari a 0.75 m), riducendo progressivamente la loro separazione si verifica una sovrapposizione dei contributi nel dominio del range. In particolare, i lobi laterali del segnale del primo soggetto iniziano a interferire con il picco del secondo. Questa interferenza altera la selezione del range bin: il contributo del primo soggetto, generalmente più dominante, tende a mascherare quello del secondo, compromettendone l'identificazione sia in termini di distanza sia di parametri fisiologici.

Per quanto riguarda la fase di allontanamento, il secondo soggetto viene progressivamente allontanato dal primo, variando la sua posizione da 10 m fino a 17 m.

Analogamente al caso precedente, la distanza e i parametri fisiologici del primo soggetto vengono sempre correttamente stimati, rimanendo invariati lungo tutte le simulazioni.

I risultati relativi al secondo soggetto sono riportati nella *Tabella 16*.

*Tabella 16: Valori stimati per il secondo soggetto durante l'allontanamento. La frequenza respiratoria reale è pari a 0.15 Hz, mentre quella cardiaca è pari a 1.10 Hz*

| $R_{sogg2}$ [m] | $\hat{R}_{sogg2}$ [m] | $\hat{f}_{resp-sogg2}$ [Hz] | $\hat{f}_{heart-sogg2}$ [Hz] |
|-----------------|-----------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 10              | 9.75                  | 0.15                        | 1.10                         |
| 11              | 11.25                 | 0.15                        | 1.10                         |
| 12              | 12                    | 0.15                        | 1.10                         |
| 13              | 12.75                 | 0.15                        | 1.10                         |
| 14              | 13.5                  | 0.15                        | 1.10                         |
| 15              | 15.75                 | 0.15                        | 1.25                         |
| 16              | 15.75                 | 0.25                        | 1.25                         |
| 17              | 57.75                 | 0.27                        | 0.89                         |

Per distanze comprese tra circa 10 m e 14 m, il sistema è in grado di stimare correttamente sia la posizione sia i parametri fisiologici del secondo soggetto.

Aumentando ulteriormente la distanza, si osserva una progressiva degradazione delle prestazioni. In particolare, a partire da circa 15 m, la componente cardiaca non risulta più

correttamente identificabile, mentre la frequenza respiratoria rimane ancora rilevabile. A 16 m, anche la stima della frequenza respiratoria diventa non più affidabile.

Per distanze maggiori, come nel caso di 17 m, oltre alla mancata identificazione dei parametri fisiologici, si perde anche la corretta stima della distanza del secondo soggetto. In questo caso, infatti, il bersaglio non viene più correttamente identificato e la distanza stimata risulta fortemente errata.

Il limite operativo per la corretta identificazione dei parametri fisiologici del secondo soggetto si colloca quindi intorno ai 15 m nello scenario considerato.

Anche in questo caso l'SNR globale del segnale rimane circa costante (circa 18 dB). Il deterioramento delle prestazioni è, quindi, dovuto al fatto che, aumentando la distanza del secondo soggetto, il suo segnale diventa più debole rispetto a quello del primo. All'aumentare della distanza, infatti, la potenza del segnale riflesso dal secondo soggetto diminuisce progressivamente, mentre il contributo del primo soggetto tende a dominare il processo di selezione del massimo nel dominio del range. Di conseguenza, il sistema non è più in grado di distinguere correttamente il secondo bersaglio, determinando un deterioramento delle prestazioni sia nella stima della distanza sia nell'estrazione dei parametri vitali.

Per fornire una visione complessiva delle prestazioni del sistema, in *Figura 35* è riportato l'andamento della distanza stimata del secondo soggetto in funzione della distanza reale, nei casi di avvicinamento e allontanamento. La linea tratteggiata rappresenta il comportamento ideale del sistema ( $y = x$ ), rispetto al quale è possibile valutare l'accuratezza della stima.

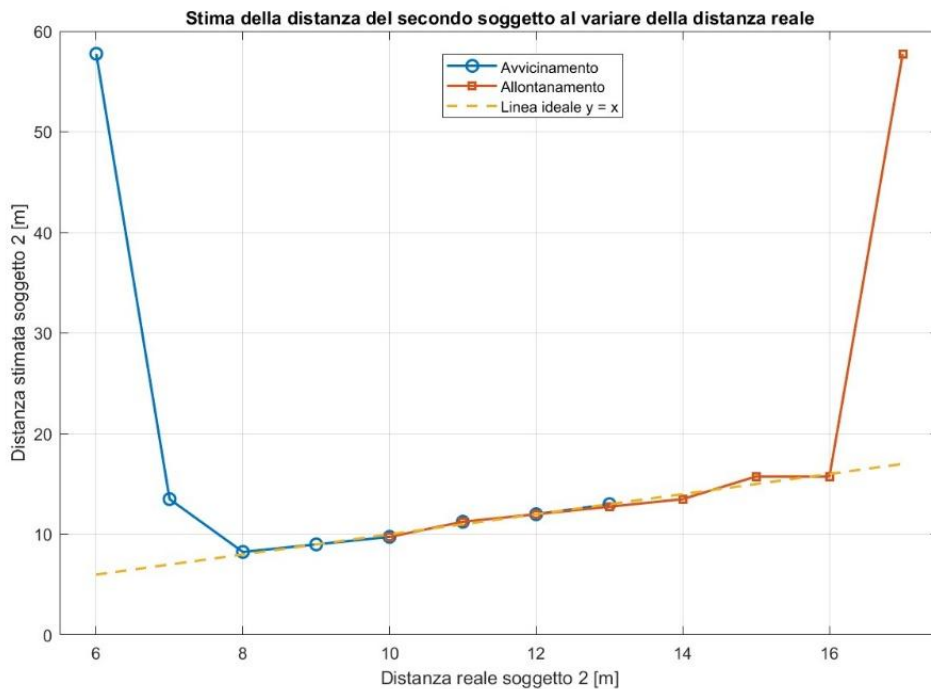


Figura 35: Distanza stimata del secondo soggetto in funzione della distanza reale, nei casi di avvicinamento e allontanamento. La linea tratteggiata rappresenta il comportamento ideale

$$y=x$$

Si osserva come, per valori di distanza intermedi, i punti risultino allineati alla retta ideale, indicando una stima accurata della distanza. Al contrario, quando le condizioni diventano più critiche, in particolare per distanze inferiori a circa 7 m e superiori a circa 15 m, i punti si discostano significativamente dalla retta, evidenziando il deterioramento delle prestazioni.

### ***Due soggetti nello stesso bin di distanza***

In questo scenario, sempre nella configurazione a 24 GHz, sono stati considerati due soggetti posti a distanze molto ravvicinate, in modo da ricadere nello stesso bin di distanza. Il primo soggetto è stato mantenuto ad una distanza fissa pari a 5 m, mentre per il secondo soggetto sono state considerate distanze pari a 4.75 m, 5 m e 5.25 m. Poiché la risoluzione in range del sistema è pari a 0.75 m, i due bersagli ricadono nello stesso bin di distanza in tutte le configurazioni analizzate e non risultano quindi separabili nel dominio del range.

L'analisi del profilo di range medio, rappresentato in Figura 36, evidenzia la presenza di un unico picco principale, associato al contributo dominante del primo soggetto. Questo

comportamento indica che il segnale ricevuto dal radar, pur essendo costituito dalla somma dei contributi dei due soggetti, viene elaborato come un unico contributo spaziale.

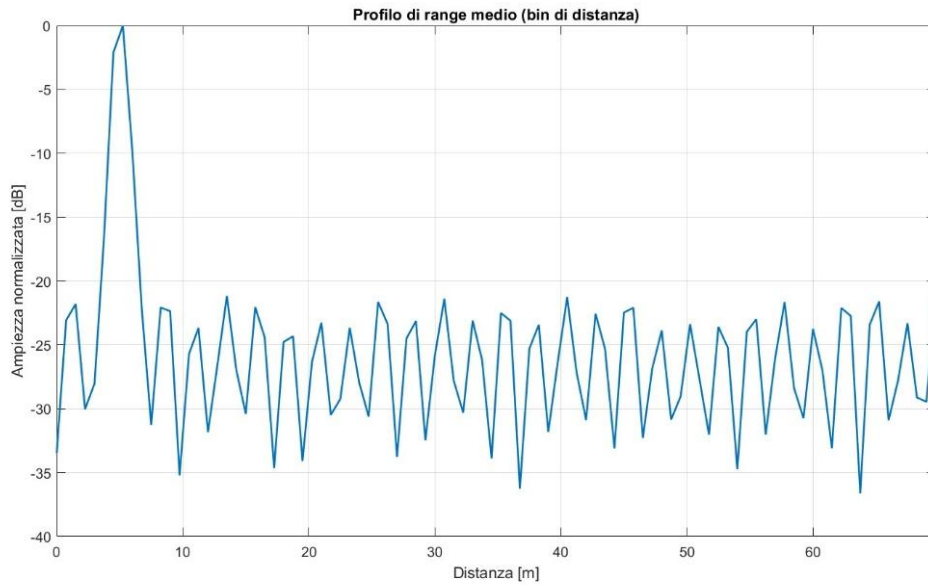


Figura 36: Profilo di range medio nel caso di due soggetti nello stesso bin di distanza

In queste condizioni, il sistema continua a stimare correttamente la distanza e i parametri fisiologici del soggetto dominante, con una distanza stimata pari a 5.25 m, frequenza respiratoria di 0.25 Hz e frequenza cardiaca di 1.20 Hz. Al contrario, il secondo soggetto non viene identificato in modo affidabile: la sua distanza stimata risulta fortemente errata e le frequenze fisiologiche appaiono distorte. I risultati relativi al secondo soggetto sono riportati nella Tabella 17.

Tabella 17: Valori stimati per il secondo soggetto nello stesso bin di distanza del primo. La frequenza respiratoria reale è pari a 0.15 Hz, mentre quella cardiaca è pari a 1.10 Hz

| $R_{sogg2}$ [m] | $\hat{R}_{sogg2}$ [m] | $\hat{f}_{resp-sogg2}$ [Hz] | $\hat{f}_{heart-sogg2}$ [Hz] |
|-----------------|-----------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 4.75            | 23.25                 | 0.20                        | 1.00                         |
| 5               | 30.75                 | 0.27                        | 1.28                         |
| 5.25            | 13.50                 | 0.21                        | 0.88                         |

Questo comportamento è coerente con il principio di funzionamento del radar FMCW. Quando due bersagli si trovano a distanze inferiori alla risoluzione del sistema, i loro contributi ricadono nella stessa cella di range e non possono essere distinti mediante il processo basato sulla sola FFT in fast-time. In queste condizioni, il bersaglio

caratterizzato da contributo più forte, dovuto a maggiore RCS o maggiore intensità del segnale riflesso, tende a dominare il bin selezionato, mascherando il secondo soggetto.

Lo scenario analizzato evidenzia quindi un limite intrinseco del sistema: in assenza di separazione spaziale sufficiente, l'algoritmo non è in grado di stimare in modo indipendente i parametri vitali dei due soggetti. Questo risultato conferma che la capacità di separazione nel dominio della distanza rappresenta una condizione necessaria per l'applicazione efficace del metodo multi-soggetto sviluppato.

### ***Due soggetti a distanze differenti a 2 GHz***

In questo scenario sono stati considerati due soggetti indipendenti operando a una frequenza portante pari a 2 GHz, mantenendo una configurazione analoga a quella analizzata nel caso a 24 GHz. I due bersagli sono stati posizionati a distanze differenti, pari rispettivamente a 3 m e 9 m, e caratterizzati da parametri fisiologici distinti.

L'analisi del profilo di range medio, nel caso a 2 GHz, mostrata in *Figura 37*, evidenzia un contributo dominante associato al primo soggetto e un secondo contributo, meno pronunciato, riconducibile al bersaglio posto alla distanza maggiore. Anche in questo caso, il secondo picco risulta meno evidente rispetto al principale, a causa della minore potenza del segnale riflesso dal soggetto più distante. Rispetto al caso a 24 GHz, la distinzione tra i due contributi appare ulteriormente ridotta, rendendo il secondo bersaglio meno facilmente identificabile nel profilo di range. Nonostante ciò, le distanze stimate risultano in buon accordo con i valori reali, confermando che il sistema è comunque in grado di separare bersagli spazialmente distinti nel dominio del range.

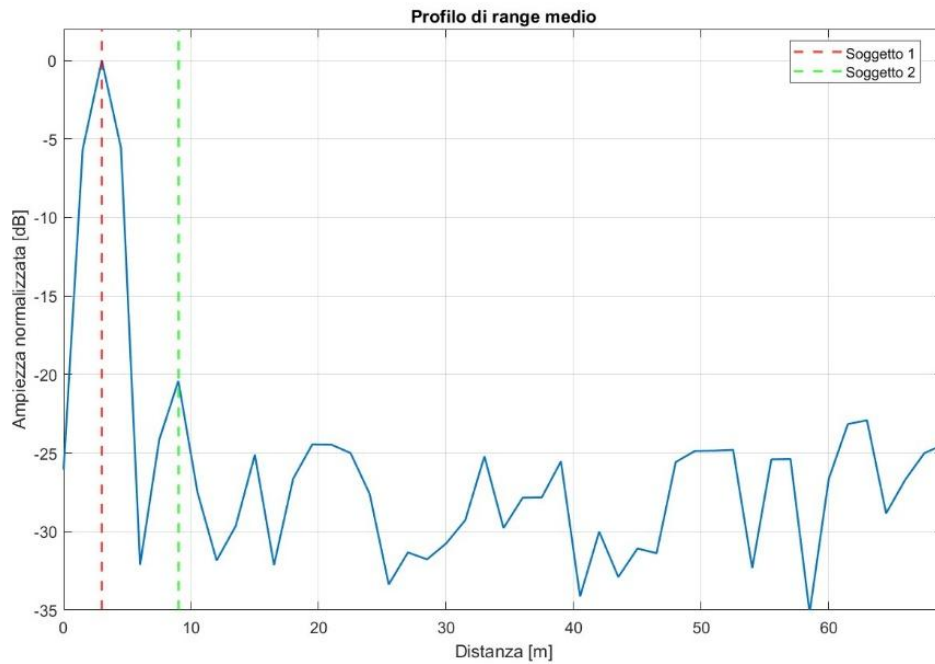


Figura 37: Profilo di range medio nel caso di due soggetti indipendenti a 2 GHz. Il primo soggetto genera il contributo dominante, mentre il secondo risulta comunque identificabile alla distanza corretta

L'elaborazione nel dominio slow-time, condotta separatamente sui due range bin individuati, consente di stimare in modo corretto le frequenze respiratorie e cardiache di entrambi i soggetti.

Per quanto riguarda il rapporto segnale-rumore, l'SNR globale risulta pari a 48.98 dB. Gli SNR fisiologici del primo soggetto sono pari a 13.87 dB per la respirazione e di 10.06 dB per il battito cardiaco, mentre per il secondo soggetto risultano rispettivamente pari a 13.11 dB e 2.26 dB. I risultati riassuntivi sono riportati nella Tabella 18.

Tabella 18: Parametri stimati per i due soggetti a distanze differenti a 2 GHz, che includono la stima della distanza e delle frequenze fisiologiche (primo soggetto:  $f_{resp} = 0.25$  Hz,  $f_{heart} = 1.2$  Hz; secondo soggetto:  $f_{resp} = 0.15$  Hz,  $f_{heart} = 1.1$  Hz)

| Soggetto | $R$<br>[m] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $SNR_{resp}$<br>[dB] | $SNR_{heart}$<br>[dB] |
|----------|------------|------------------|--------------------------|---------------------------|----------------------|-----------------------|
| 1        | 3          | 3                | 0.25                     | 1.20                      | 13.87                | 10.06                 |
| 2        | 9          | 9                | 0.15                     | 1.10                      | 13.11                | 2.26                  |

Rispetto al caso a 24 GHz, si osserva una maggiore difficoltà nella stima della componente cardiaca del soggetto più distante, che presenta un valore di SNR inferiore.

Questo comportamento è coerente con la minore sensibilità di fase alle frequenze operative più basse e con la ridotta evidenza del secondo contributo nel profilo di range. Nel complesso, i risultati mostrano che il sistema è ancora in grado di separare e analizzare due soggetti indipendenti anche a 2 GHz, purché sia garantita una sufficiente separazione in distanza e condizioni di propagazione favorevoli. Questo scenario rappresenta un caso di riferimento utile per l'analisi successiva, in cui viene introdotta una modellazione più realistica della propagazione con attenuazione in serie tra i soggetti.

### ***Due soggetti a distanze differenti con attenuazione in serie***

Per rendere la simulazione più realistica, nella configurazione a 2 GHz, è stato introdotto un modello di attenuazione in serie che tiene conto della propagazione del segnale radar attraverso il primo soggetto prima di raggiungere il secondo.

A differenza dei casi precedenti, in cui i bersagli venivano considerati indipendenti, in questa configurazione il secondo soggetto non è direttamente illuminato dalla potenza trasmessa dal radar, ma riceve soltanto la frazione di segnale che riesce ad attraversare il torace del primo soggetto. È importante sottolineare che il modello senza attenuazione in serie rimane comunque rappresentativo di scenari realistici in cui i soggetti non sono allineati uno dietro l'altro e risultano quindi entrambi direttamente illuminati dal segnale. Per descrivere il fenomeno di due soggetti allineati lungo la linea di vista del radar, il modello multilayer del primo soggetto è stato modificato rispetto ai casi precedenti. Nelle simulazioni con soggetti indipendenti, infatti, il segnale radar veniva fatto interagire con una porzione semplificata del torace, sufficiente a modellare la riflessione associata ai micromovimenti respiratori e cardiaci. Nel caso di attenuazione in serie, invece, questa ipotesi non è più valida, poiché il segnale deve attraversare completamente il primo torace per poter raggiungere il secondo soggetto.

Per questo motivo, il primo bersaglio è stato modellato mediante una struttura multilayer completa e simmetrica del tipo:

*pelle → grasso → muscolo → grasso → pelle*

in modo da rappresentare l'intero attraversamento toracico.

Gli spessori adottati sono pari a 2 mm per la pelle, 5 mm per il grasso e 70 mm per il muscolo.

In questa configurazione, la potenza effettivamente associata al secondo soggetto risulta fortemente ridotta ed è pari a:

$$P_{r2\ tot} = P_{r2} \cdot RX_2 \cdot TX^2$$

dove:

- $P_{r2}$  è la potenza radar teorica associata al secondo soggetto, calcolata tramite la radar equation;
- $RX_2$  è il coefficiente di riflessione in potenza del secondo soggetto;
- $TX$  è la frazione di potenza che riesce ad attraversare il multilayer del primo soggetto. Nella formula è al quadrato perché tiene conto del doppio attraversamento del primo torace, in andata e in ritorno.

La potenza effettiva del secondo soggetto, quindi, non dipende solo dalla distanza, dalla sua Radar Cross Section e dal coefficiente di riflessione, ma anche dalla quota di segnale che riesce effettivamente ad oltrepassare il primo soggetto. In altre parole, il secondo soggetto viene illuminato da una quota di potenza molto più bassa rispetto a quella del primo, e il suo segnale di ritorno giunge al radar già fortemente attenuato.

La scelta di operare a  $2\ GHz$  nasce proprio da questa esigenza, ovvero dalla necessità di garantire una maggiore penetrazione del segnale elettromagnetico in scenari multi-soggetto allineati. A  $24\ GHz$ , infatti, l'attenuazione introdotta dai tessuti biologici risulta così elevata da rendere praticamente nullo il contributo trasmesso oltre il primo soggetto. A frequenze più basse, invece, la capacità di penetrazione del segnale aumenta e rende possibile una modellazione fisicamente più coerente dello scenario in serie.

Tuttavia, anche a  $2\ GHz$  la quota di potenza che riesce ad attraversare il primo soggetto rimane molto limitata. Di conseguenza, il segnale associato al secondo bersaglio risulta estremamente debole rispetto a quello del primo e non emerge come un contributo chiaramente distinguibile nel profilo di range.

Questo scenario evidenzia quindi un limite fisico del sistema: la mancata rilevazione del secondo soggetto non dipende dall'algoritmo di elaborazione, ma dalla forte attenuazione elettromagnetica introdotta dall'attraversamento del primo torace, che riduce drasticamente la potenza disponibile per illuminare e rilevare il secondo bersaglio.

Al fine di analizzare il compromesso tra capacità di penetrazione elettromagnetica e sensibilità ai micromovimenti toracici, è stato condotto un confronto tra tre frequenze operative:  $2\ GHz$ ,  $700\ MHz$  e  $400\ MHz$ , introducendo in tutti i casi la modellizzazione completa dell'attenuazione in serie attraverso il primo soggetto.

Per ciascuna frequenza, i parametri del segnale FMCW sono stati opportunamente adattati, in particolare la larghezza di banda del chirp e la banda di rumore del ricevitore. In particolare, sono stati considerati valori di banda pari a 100 MHz a 2 GHz, 35 MHz a 700 MHz e 20 MHz a 400 MHz. La banda di rumore è stata assunta pari alla banda del chirp, in modo da rappresentare in modo realistico il contributo di rumore termico integrato dal sistema.

Le proprietà elettromagnetiche dei tessuti biologici sono state aggiornate per ciascuna frequenza, come riportato in *Tabella 19*, e utilizzate per il calcolo dei coefficienti di riflessione, trasmissione e perdita del multilayer del primo soggetto. I valori dielettrici sono stati ricavati dal database IT'IS [17].

*Tabella 19: Parametri elettromagnetici dei tessuti alle diverse frequenze portanti di 400 MHz, 700 MHz e 2 GHz*

|         | 400 MHz    |                | 700 MHz    |                | 2 GHz      |                |
|---------|------------|----------------|------------|----------------|------------|----------------|
| Tessuto | $\epsilon$ | $\sigma$ [S/m] | $\epsilon$ | $\sigma$ [S/m] | $\epsilon$ | $\sigma$ [S/m] |
| Pelle   | 46.8       | 0.688          | 42.7       | 0.8            | 38.6       | 1.27           |
| Grasso  | 11.6       | 0.0807         | 11.4       | 0.0962         | 11         | 0.212          |
| Muscolo | 57.1       | 0.796          | 55.6       | 0.879          | 53.3       | 1.45           |

La *Figura 38* riporta il bilancio energetico del multilayer del primo soggetto al variare della frequenza portante, in termini di frazione di potenza riflessa, trasmessa e assorbita.

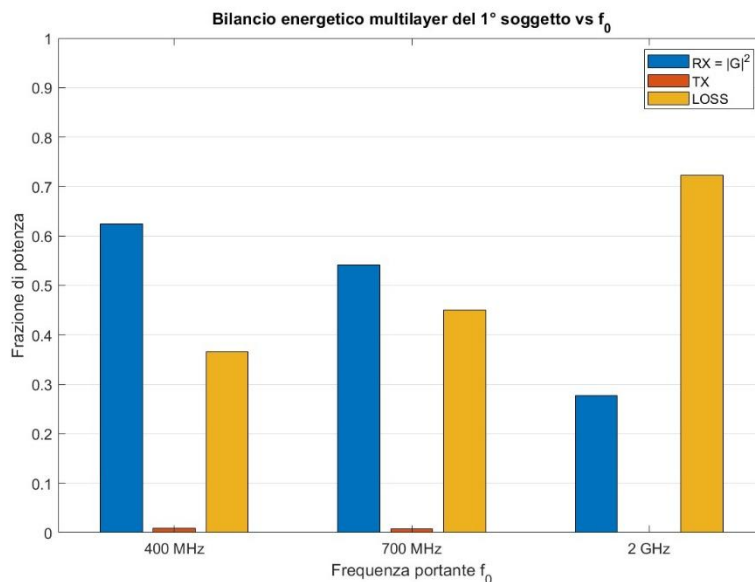


*Figura 38: Bilancio energetico multilayer del primo soggetto al variare della frequenza portante. La potenza trasmessa aumenta al diminuire della frequenza, ma resta inferiore all'1%*

Dall'analisi emerge che la riduzione della frequenza comporta un aumento della quota di potenza trasmessa attraverso i tessuti biologici. In particolare, il coefficiente di trasmissione ( $TX$ ) cresce passando da  $2\text{ GHz}$  a  $700\text{ MHz}$  e ulteriormente a  $400\text{ MHz}$ , indicando una maggiore capacità del segnale di attraversare il primo soggetto.

Tuttavia, anche alle frequenze più basse considerate, la frazione di potenza trasmessa rimane estremamente limitata (inferiore all'1% della potenza incidente). Questo implica che la potenza disponibile per illuminare il secondo soggetto resta comunque molto ridotta, indipendentemente dalla frequenza operativa.

Inoltre, all'aumentare della frequenza si osserva un incremento della componente di perdita ( $LOSS$ ), coerente con l'aumento delle perdite dielettriche nei tessuti biologici.

La *Figura 39* mostra il confronto tra la potenza effettivamente ricevuta dal radar associata ai due soggetti.

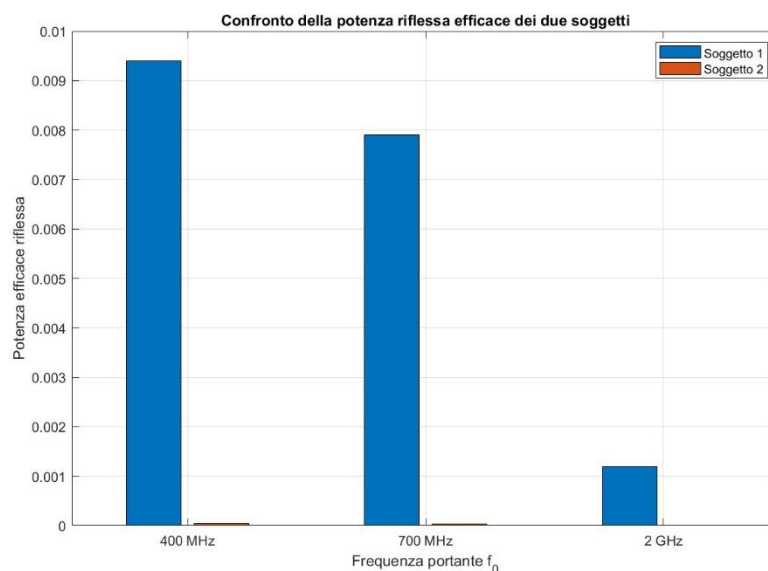


*Figura 39: Confronto della potenza riflessa efficace dai due soggetti al variare della frequenza portante. Il contributo del secondo soggetto risulta fortemente attenuato e trascurabile rispetto a quello del primo*

Il confronto evidenzia una forte asimmetria energetica: la potenza ricevuta dal secondo soggetto risulta di diversi ordini di grandezza inferiore rispetto a quella del primo. Anche nel caso più favorevole ( $400\text{ MHz}$ ), il contributo del secondo bersaglio rimane estremamente debole e non emerge come un picco distinto nel profilo di range.

Dal punto di vista dell'elaborazione del segnale, l'aumento della potenza trasmessa alle frequenze più basse non si traduce in una migliore identificazione del secondo soggetto.

Infatti, la riduzione della frequenza portante comporta un aumento della lunghezza d'onda e quindi una diminuzione della sensibilità del sistema alle variazioni di fase indotte dai micromovimenti toracici. Questo effetto è particolarmente critico per la componente cardiaca, caratterizzata da ampiezze sub-millimetriche.

Questo comporta che a frequenze più elevate, come  $2\text{ GHz}$ , la sensibilità ai micromovimenti è maggiore, ma la capacità di penetrazione è limitata e alle frequenze più basse, come  $700\text{ MHz}$  e  $400\text{ MHz}$ , la penetrazione migliora, ma la capacità di rilevare variazioni di fase molto piccole si riduce.

Ne consegue che, nelle condizioni considerate, nessuna delle frequenze analizzate consente una rilevazione affidabile del secondo soggetto quando questo è schermato dal primo. Questo risultato evidenzia come il limite principale sia imposto dalla fisica della propagazione nei tessuti biologici, piuttosto che dall'algoritmo di elaborazione.

## 4.2 Risultati sperimentali

Dopo aver analizzato nel paragrafo precedente il comportamento del sistema radar mediante il modello numerico, in questa sezione vengono presentati i risultati ottenuti dalle acquisizioni sperimentali effettuate con il sistema radar reale operante a  $24\text{ GHz}$ . Gli obiettivi di questa parte del lavoro sono verificare in condizioni reali quanto osservato nelle simulazioni, verificare la validità della pipeline di elaborazione sviluppata nei capitoli precedenti e valutarne l'effettiva capacità di stimare la distanza del bersaglio, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca.

L'analisi sperimentale è stata condotta applicando ai dati acquisiti la pipeline di elaborazione descritta nel *Capitolo 3*, che consente di stimare la distanza del soggetto, ricostruire lo spostamento toracico ed estrarre la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca a partire dal segnale radar ricevuto.

A fini qualitativi, per alcune acquisizioni è stato inoltre calcolato il rapporto segnale-rumore (SNR) delle componenti respiratoria e cardiaca, utilizzando lo stesso criterio adottato nel modello numerico, basato sul confronto tra la potenza attorno al picco spettrale e quella nel resto della banda fisiologica. Nel caso sperimentale, però, l'SNR non è stato considerato come una metrica quantitativa rigorosa, ma solo come un indicatore qualitativo, poiché la qualità degli spettri reali rende meno netta la separazione tra segnale utile e rumore. L'analisi è stata quindi condotta principalmente confrontando

i valori stimati con quelli di riferimento e valutando la coerenza tra le due antenne riceventi.

I risultati sono organizzati secondo una progressione di complessità crescente. In un primo momento viene considerato il caso più semplice, cioè la validazione su singolo soggetto, utile per verificare il corretto funzionamento dell'intera catena di elaborazione in condizioni controllate. Successivamente vengono analizzate acquisizioni effettuate in condizioni particolari, come le prove in apnea e le misure a distanze crescenti dal radar, che permettono di evidenziare il comportamento del sistema in situazioni più critiche. Infine, l'attenzione viene rivolta agli scenari multi-soggetto, nei quali la possibilità di distinguere bersagli posti a distanze differenti rappresenta uno degli aspetti più rilevanti dell'approccio FMCW.

Nel complesso l'obiettivo di questa parte del lavoro è quindi valutare l'accuratezza e la robustezza del sistema in scenari sperimentali realistici, mettendo in evidenza sia i risultati positivi sia le principali criticità riscontrate, in particolare nella stima della frequenza cardiaca.

#### **4.2.1 Scenario a singolo soggetto**

Come primo passo della validazione sperimentale è stato considerato il caso più semplice, cioè un'acquisizione con un solo soggetto posto frontalmente rispetto al radar. Questo scenario rappresenta la condizione più adatta per verificare il corretto funzionamento dell'intera pipeline di elaborazione descritta nel *Capitolo 3*.

Nel caso considerato, il soggetto era posto a una distanza reale pari a 1.40 m dal radar. I valori reali di riferimento dei parametri vitali erano pari a 0.15 Hz per la frequenza respiratoria e 1.33 Hz per la frequenza cardiaca.

Applicando l'algoritmo ai segnali acquisiti dai due canali radar, è stata ottenuta per entrambe le antenne una distanza stimata pari a 1.38 m, in ottimo accordo con il valore reale. Anche la stima della frequenza respiratoria è risultata molto accurata, con un valore di 0.14 Hz per entrambe le antenne. La frequenza cardiaca, invece, è stata stimata pari a 1.58 Hz per l'antenna RX1 e 1.20 Hz per l'antenna RX2, mostrando quindi un errore maggiore rispetto alla respirazione.

Dal punto di vista qualitativo, il primo risultato rilevante riguarda la stima della distanza del soggetto. Il profilo di range medio, mostrato in *Figura 40*, presenta infatti un picco

dominante in corrispondenza della posizione del bersaglio per entrambe le antenne, permettendo di identificare in modo univoco il range bin associato al soggetto. Questo conferma che, in uno scenario a singolo bersaglio, la stima della distanza tramite FFT nel dominio fast-time risulta stabile e ripetibile su entrambi i canali di ricezione.

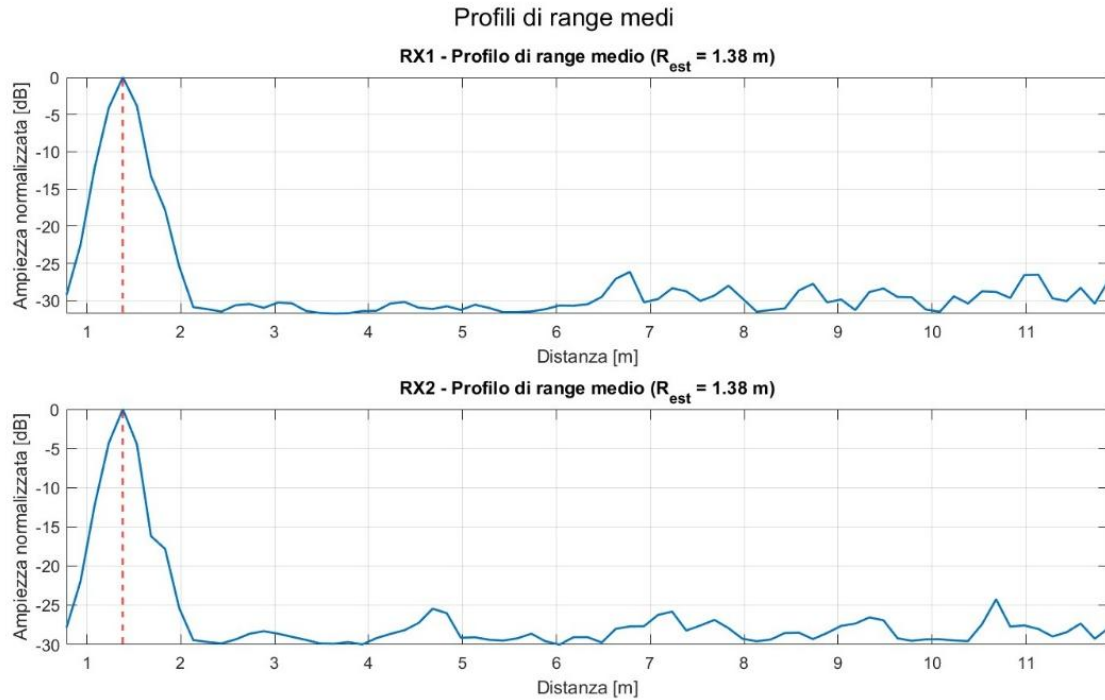


*Figura 40: Profili di range medi per RX1 e RX2. Il picco principale identifica la posizione del soggetto e il range bin utilizzato per l'estrazione del segnale*

La range-time map, mostrata in *Figura 41*, rappresenta l'evoluzione temporale dei profili di range e consente di verificare la stabilità del bersaglio durante l'intera acquisizione. Anche nel caso sperimentale, in presenza di un solo soggetto, il contributo dominante risulta confinato nello stesso intervallo di distanza, generando una traccia verticale definita attorno a  $1.38 \text{ m}$  per entrambe le antenne. Quindi, coerentemente al modello numerico, questo comportamento indica che i micromovimenti toracici, pur modulando la fase del segnale radar, non producono variazioni importanti nella localizzazione del bersaglio nel dominio della distanza.

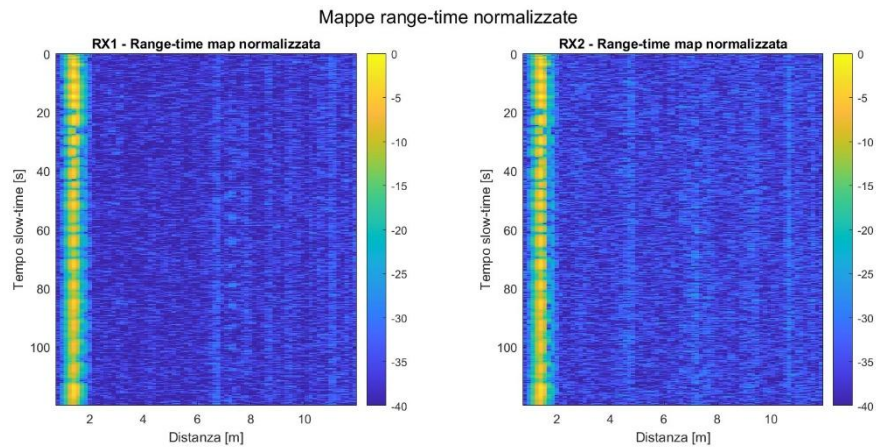


*Figura 41: Mappe range-time normalizzate per RX1 e RX2. La presenza del soggetto è evidenziata da una banda verticale stabile nel tempo a 1.38 m*

Una volta selezionato il range bin corrispondente al soggetto, è stata analizzata l'evoluzione temporale della fase del segnale per ricostruire lo spostamento toracico, come mostrato in *Figura 42*. Lo spostamento toracico ricostruito nei due canali mostra un andamento complessivamente coerente. Tuttavia, il segnale acquisito dall'antenna RX1 risulta più regolare e stabile nel tempo, mentre RX2 presenta maggiori irregolarità e variazioni locali, indice di un segnale più rumoroso e meno stabile.

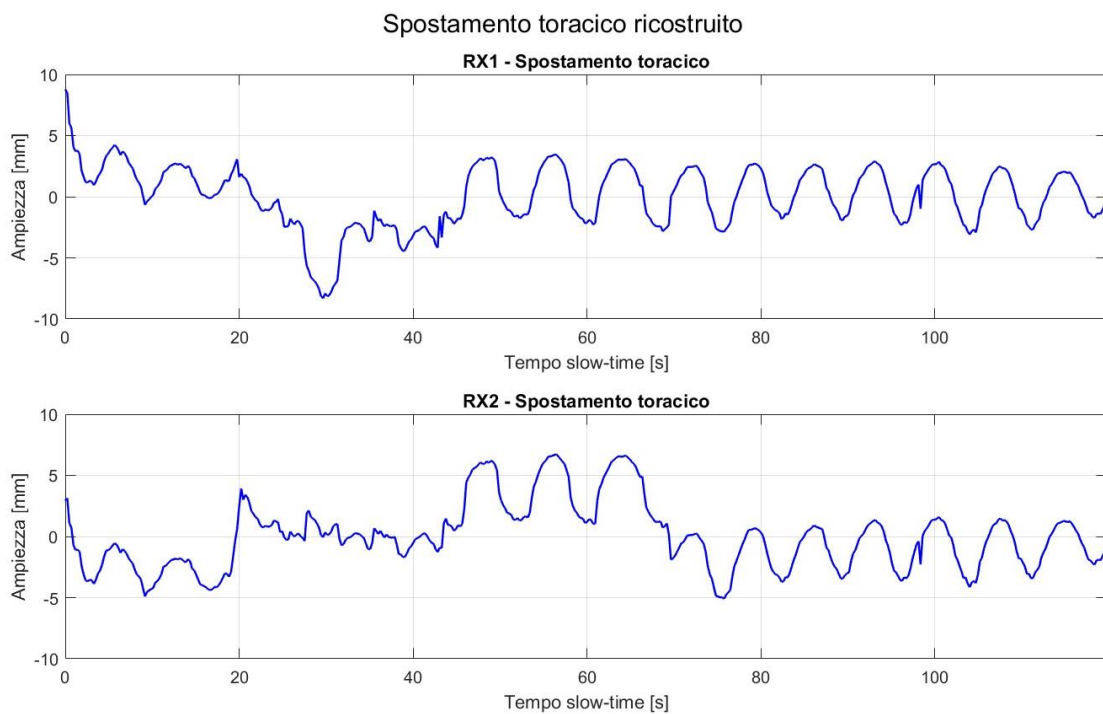


*Figura 42: Segnale dello spostamento toracico ricostruito per i due canali radar*

Il displacement è caratterizzato da una componente oscillatoria quasi periodica, con ampiezza dell'ordine di alcuni millimetri. Il segnale risulta inoltre affetto da fluttuazioni e variazioni locali, imputabili al rumore di misura e a piccoli movimenti involontari del soggetto durante l'acquisizione.

La componente respiratoria filtrata, mostrata in *Figura 43*, risulta visibile nel dominio del tempo e mostra un andamento quasi periodico, con oscillazioni regolari e ampiezza dell'ordine di alcuni millimetri, circa 3 mm. Anche nel dominio della frequenza lo spettro respiratorio presenta, per entrambe le antenne, un picco definito attorno a 0.14 Hz, molto vicino al valore reale di 0.15 Hz. Questo risultato evidenzia come, nel caso a singolo soggetto, la stima della frequenza respiratoria risulti particolarmente robusta e affidabile.

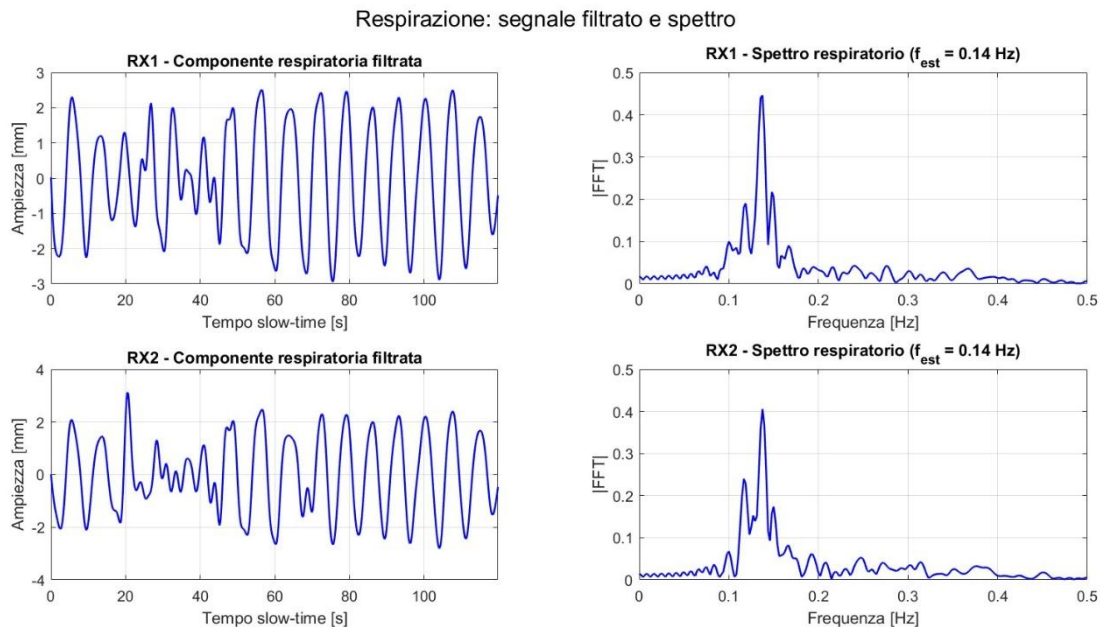


*Figura 43: Componente respiratoria filtrata nel dominio slow-time e relativo spettro per i due canali radar. In entrambi i casi si osserva un andamento quasi periodico nel tempo e un picco spettrale principale attorno a 0.14 Hz*

Diversa è invece la situazione per la componente cardiaca. Dopo il filtraggio passa-banda, il segnale associato al battito, mostrato in *Figura 44*, presenta un'ampiezza significativamente inferiore rispetto a quella respiratoria, generalmente inferiore al millimetro, ed è caratterizzato da una maggiore irregolarità temporale. Nel dominio spettrale risultano comunque due picchi, ma i valori stimati dalle due antenne sono diversi, rispettivamente 1.58 Hz e 1.20 Hz, che risultano discostarsi dal valore reale di 1.33 Hz.

Questo mostra che, anche nello scenario più semplice, la stima della frequenza cardiaca rappresenta la parte più critica dell'intera catena di elaborazione.

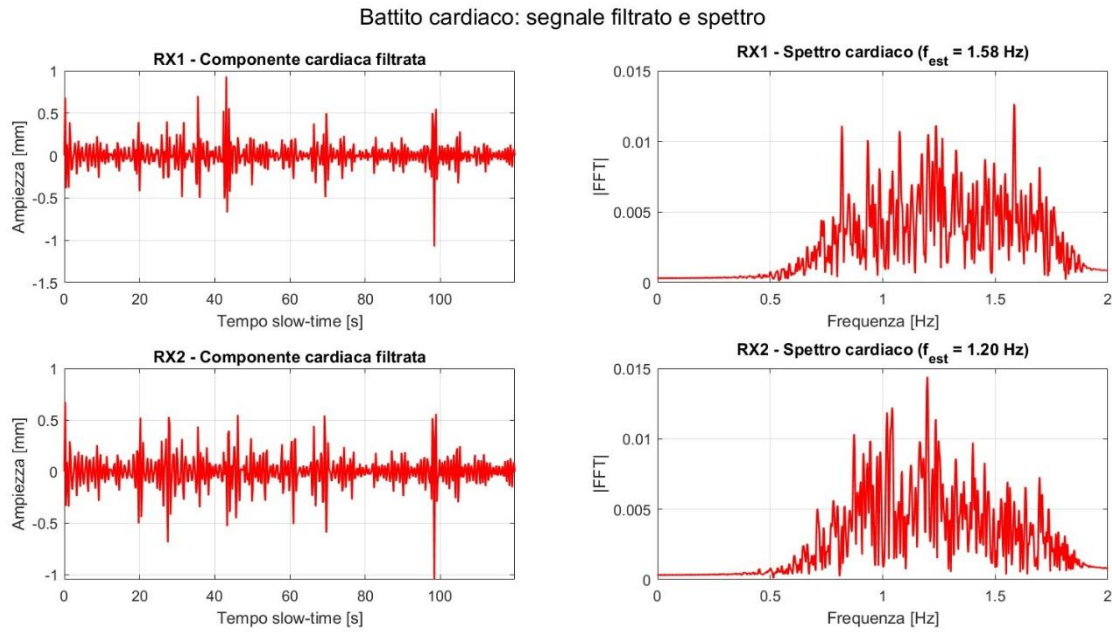


*Figura 44: Componente cardiaca filtrata nel dominio slow-time e relativo spettro per i due canali radar. I picchi dello spettro risultano in corrispondenza di 1.58 Hz per RX1 e 1.20 Hz per RX2*

Nel complesso, questo primo caso sperimentale mostra che l'algoritmo proposto è in grado di stimare correttamente la distanza del soggetto e di ricavare con buona accuratezza la frequenza respiratoria a partire dal segnale radar reale. La stima della frequenza cardiaca risulta invece meno accurata. Questo comportamento è coerente con quanto emerso anche nel modello numerico, dove la respirazione risultava generalmente più facile da identificare rispetto al battito, essendo associata a spostamenti toracici di ampiezza maggiore.

Questo risultato è coerente anche con i valori di rapporto segnale-rumore calcolati per le due componenti: la respirazione presenta valori positivi per entrambe le antenne, mentre la componente cardiaca risulta caratterizzata da valori di SNR negativi, confermando la maggiore difficoltà nella sua stima.

#### 4.2.2 Confronto tra soggetti maschili e femminili

Al fine di valutare la robustezza dell'algoritmo rispetto alla variabilità tra soggetti, è stato effettuato un confronto sperimentale su un insieme di acquisizioni relative a 14 soggetti complessivi, suddivisi in 7 soggetti maschili e 7 soggetti femminili. Per ciascun soggetto sono stati confrontati i valori reali di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca con i corrispondenti valori stimati dal sistema radar sui due canali di ricezione.

I risultati ottenuti per il gruppo dei soggetti maschili sono riportati nella *Tabella 20*, mentre quelli relativi ai soggetti femminili sono riportati nella *Tabella 21*.

*Tabella 20: Risultati ottenuti su 7 soggetti maschili: confronto tra valori reali e valori stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i due canali radar*

| $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 2.76       | 0.20               | 1.18                | 2.73             | 0.26                     | 1.40                      | 2.73             | 0.26                     | 1.39                      |
| 2.45       | 0.17               | 1.28                | 2.43             | 0.19                     | 1.12                      | 2.43             | 0.19                     | 1.12                      |
| 2.76       | 0.22               | 1.17                | 2.73             | 0.19                     | 1.15                      | 2.73             | 0.19                     | 0.88                      |
| 2.00       | 0.28               | 1.33                | 1.98             | 0.33                     | 0.88                      | 1.98             | 0.33                     | 0.88                      |
| 2.62       | 0.23               | 1.40                | 2.58             | 0.22                     | 0.94                      | 2.58             | 0.22                     | 0.94                      |
| 2.89       | 0.20               | 1.06                | 2.88             | 0.22                     | 1.24                      | 2.88             | 0.22                     | 1.24                      |
| 1.40       | 0.15               | 1.33                | 1.38             | 0.14                     | 1.58                      | 1.38             | 0.14                     | 1.20                      |

*Tabella 21: Risultati ottenuti su 7 soggetti femminili: confronto tra valori reali e valori stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i due canali radar*

| $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 2.76       | 0.32               | 1.57                | 2.73             | 0.28                     | 0.87                      | 2.73             | 0.28                     | 0.87                      |
| 2.15       | 0.23               | 1.18                | 2.13             | 0.20                     | 0.98                      | 2.13             | 0.20                     | 0.88                      |
| 2.77       | 0.25               | 1.67                | 2.73             | 0.23                     | 0.96                      | 2.73             | 0.23                     | 0.88                      |
| 1.82       | 0.18               | 1.50                | 1.83             | 0.18                     | 0.95                      | 1.83             | 0.18                     | 1.18                      |
| 2.78       | 0.20               | 1.47                | 2.73             | 0.25                     | 0.95                      | 2.73             | 0.22                     | 0.94                      |
| 2.07       | 0.28               | 1.40                | 1.98             | 0.21                     | 1.01                      | 1.98             | 0.18                     | 1.09                      |
| 1.98       | 0.17               | 1.27                | 1.83             | 0.17                     | 1.30                      | 1.83             | 0.16                     | 1.30                      |

Per confrontare il comportamento del sistema dei due gruppi, è stata successivamente calcolata, per la frequenza respiratoria e per la frequenza cardiaca, la media dell'errore e la relativa deviazione standard. In questa elaborazione, tutte le misure ottenute dalle due

antenne sono state considerate come valori indipendenti; per questo motivo, i risultati non sono stati distinti per singolo canale radar, ma riportati come valori complessivi per ciascun gruppo. I valori riassuntivi ottenuti sono riportati nella *Tabella 22*.

*Tabella 22: Media dell'errore e relativa deviazione standard della stima della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca nei gruppi di soggetti maschili e femminili*

| Gruppo | Frequenza Respiratoria |               | Frequenza Cardiaca |               |
|--------|------------------------|---------------|--------------------|---------------|
|        | Media Errore [Hz]      | Dev. Std [Hz] | Media Errore [Hz]  | Dev. Std [Hz] |
| Uomini | 0.0286                 | 0.0188        | 0.2586             | 0.1427        |
| Donne  | 0.0307                 | 0.0284        | 0.4343             | 0.2487        |

Per visualizzare graficamente il confronto tra i due gruppi, i valori dell'errore medio e della rispettiva deviazione standard sono rappresentati in *Figura 45*.

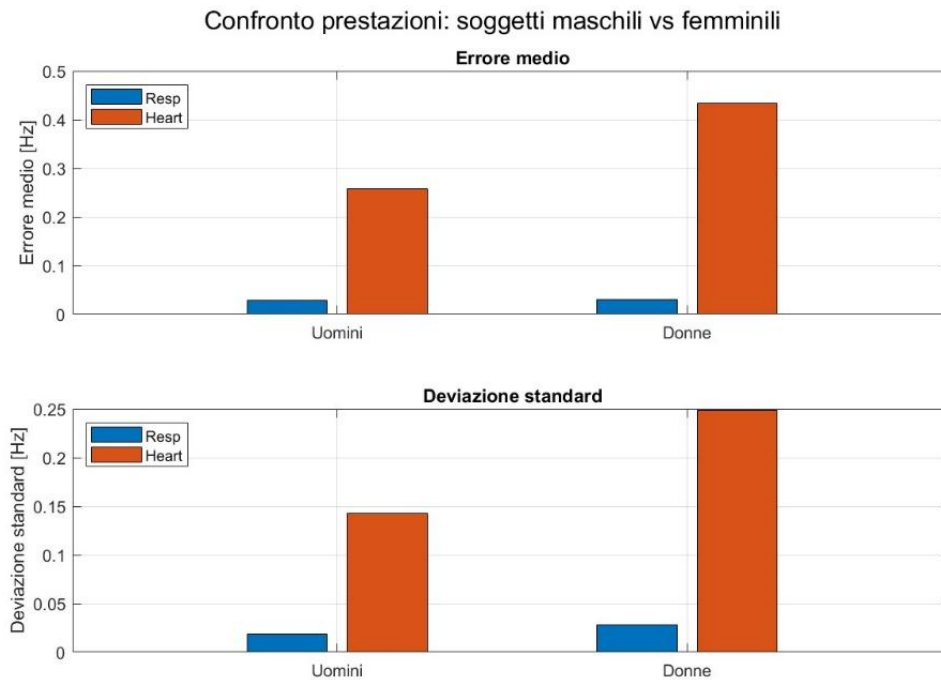


*Figura 45: Confronto tra soggetti maschili e femminili in termini di errore medio (in alto) e deviazione standard (in basso) per la stima della frequenza respiratoria e cardiaca*

Dall'analisi dei risultati emerge innanzitutto che la stima della distanza risulta generalmente accurata sia per i soggetti femminili sia per quelli maschili. Gli errori osservati sono infatti contenuti, con un errore medio di 4 cm. In particolare, si osservano errori dell'ordine di 2 – 3 cm per i soggetti maschili e 4 – 6 cm per i soggetti femminili, con la presenza di un solo caso più critico con un errore di 15 cm. Questo conferma che

la procedura di localizzazione del bersaglio tramite FFT nel dominio fast-time è stabile anche al variare del soggetto osservato.

Per quanto riguarda la frequenza respiratoria, il sistema mostra prestazioni complessivamente buone in entrambi i gruppi. La media dell'errore risulta pari a  $0.0286\text{ Hz}$  per i soggetti maschili e a  $0.0307\text{ Hz}$  per i soggetti femminili e, mentre la deviazione standard è pari rispettivamente a  $0.0188\text{ Hz}$  e  $0.0284\text{ Hz}$ . Questi valori indicano che la stima della respirazione è mediamente accurata e abbastanza stabile sia negli uomini sia nelle donne, con una variabilità leggermente inferiore nel gruppo maschile. Nel complesso, quindi, la frequenza respiratoria rappresenta, anche in questo caso, il parametro più affidabile tra quelli stimati dal sistema radar.

Una situazione diversa si osserva invece per la frequenza cardiaca, per la quale gli errori risultano sensibilmente maggiori in entrambi i gruppi. In particolare, per i soggetti maschili si ottiene una media dell'errore pari a  $0.2586\text{ Hz}$  con una deviazione standard pari a  $0.1427\text{ Hz}$ , mentre per i soggetti femminili la media dell'errore sale a  $0.4343\text{ Hz}$  con una deviazione standard di  $0.2487\text{ Hz}$ . Anche in questo caso, quindi, il gruppo maschile mostra prestazioni mediamente migliori, non solo in termini di accuratezza, ma anche di stabilità della stima.

I risultati confermano una tendenza già osservata nel caso a singolo soggetto: la componente respiratoria viene stimata in modo più robusto rispetto a quella cardiaca, in quanto associata a spostamenti toracici di ampiezza maggiore e quindi più facilmente rilevabile.

Nel complesso, il confronto tra i due gruppi mostra che il sistema radar è in grado di stimare in modo affidabile la frequenza respiratoria sia nei soggetti maschili sia in quelli femminili, mentre la frequenza cardiaca risulta meno accurata e rappresenta l'aspetto più critico della pipeline. I soggetti maschili presentano inoltre errori medi e deviazioni standard leggermente inferiori, indicando prestazioni mediamente migliori, senza tuttavia modificare la tendenza generale osservata.

### 4.2.3 Misure in apnea

#### *Apnea di 50 secondi*

Per valutare il comportamento del sistema in assenza della componente respiratoria, sono state effettuate alcune acquisizioni con il soggetto in apnea per una durata di circa 50 s. Il soggetto era posto a una distanza pari a 1.40 m e la distanza stimata risulta stabile e correttamente individuata attorno a 1.38 m per tutte le misure effettuate.

I risultati relativi alla stima della frequenza cardiaca sono riportati in *Tabella 23*.

*Tabella 23: Confronto tra valori reali e stimati della frequenza cardiaca nel caso di apnea di 50 s per i due canali radar*

| $f_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$ RX1<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$ RX2<br>[Hz] |
|---------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| 1.37                | 1.37                          | 1.37                          |
| 1.00                | 1.06                          | 1.06                          |
| 1.13                | 1.18                          | 1.18                          |
| 1.20                | 1.23                          | 1.23                          |
| 1.27                | 1.15                          | 1.13                          |

I risultati mostrano che la frequenza cardiaca viene stimata in modo abbastanza accurato in tutte le acquisizioni, con errori generalmente contenuti e inferiori rispetto ai casi con respirazione. Inoltre, si osserva una maggiore coerenza tra le stime ottenute dai due canali radar, che risultano tra loro molto simili. Questo rappresenta un miglioramento rispetto ai casi precedenti, nei quali erano presenti differenze più marcate tra le due antenne.

Dal punto di vista del segnale nel dominio slow-time, lo spostamento toracico, mostrato in *Figura 46*, presenta un'ampiezza complessivamente molto ridotta lungo tutta la durata dell'acquisizione. Le oscillazioni risultano comprese tra circa  $\pm 0.3$  mm e  $\pm 0.6$  mm, senza la presenza di variazioni ampie riconducibili alla componente respiratoria. Si osserva quindi un movimento toracico significativamente inferiore rispetto ai casi con respirazione, nei quali si registrano delle ampiezze dell'ordine di diversi millimetri.

Questo comportamento è coerente con la condizione di apnea, nella quale la componente respiratoria, normalmente dominante nel segnale radar, risulta assente o fortemente ridotta. In queste condizioni, il segnale è quindi caratterizzato principalmente da variazioni di piccola ampiezza.

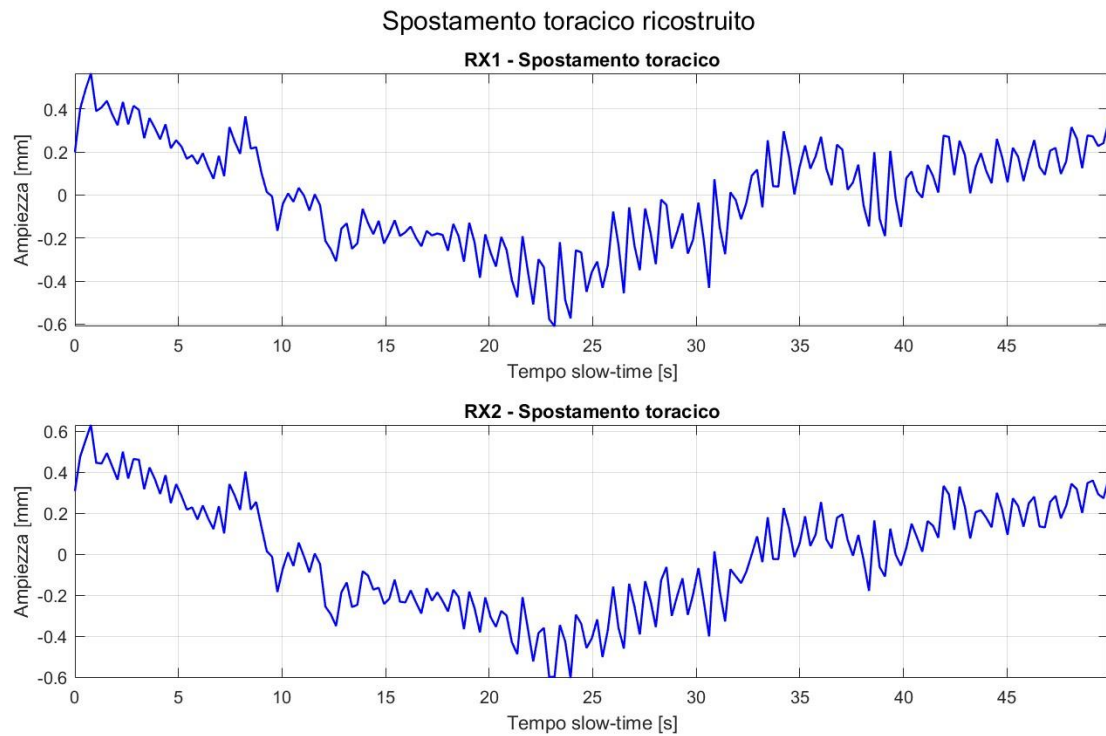


*Figura 46: Spostamento toracico ricostruito per le due antenne nel caso di apnea di 50 s. Il segnale presenta oscillazioni di ampiezza ridotta (nell'ordine dei decimi di millimetro) lungo tutta la durata dell'acquisizione, in assenza della componente respiratoria dominante*

Dal punto di vista della componente respiratoria, il segnale filtrato, mostrato in *Figura 47*, presenta un'ampiezza molto ridotta lungo quasi tutta la durata dell'acquisizione, come atteso nel caso di apnea. Nella fase iniziale si osservano alcune oscillazioni di ampiezza leggermente maggiore, fino a circa  $\pm 0.15 - 0.2 \text{ mm}$ , mentre per il resto del segnale le variazioni risultano generalmente contenute entro  $\pm 0.03 - 0.05 \text{ mm}$ .

Nonostante l'assenza della respirazione, si osservano comunque oscillazioni residue nel segnale, che non risultano completamente nulle. Questo comportamento può essere attribuito a effetti di rumore, a componenti non perfettamente eliminate dal filtraggio o a piccoli movimenti involontari del soggetto.

Nel complesso, la forte riduzione dell'ampiezza e l'assenza di una chiara periodicità respiratoria confermano la condizione di apnea.

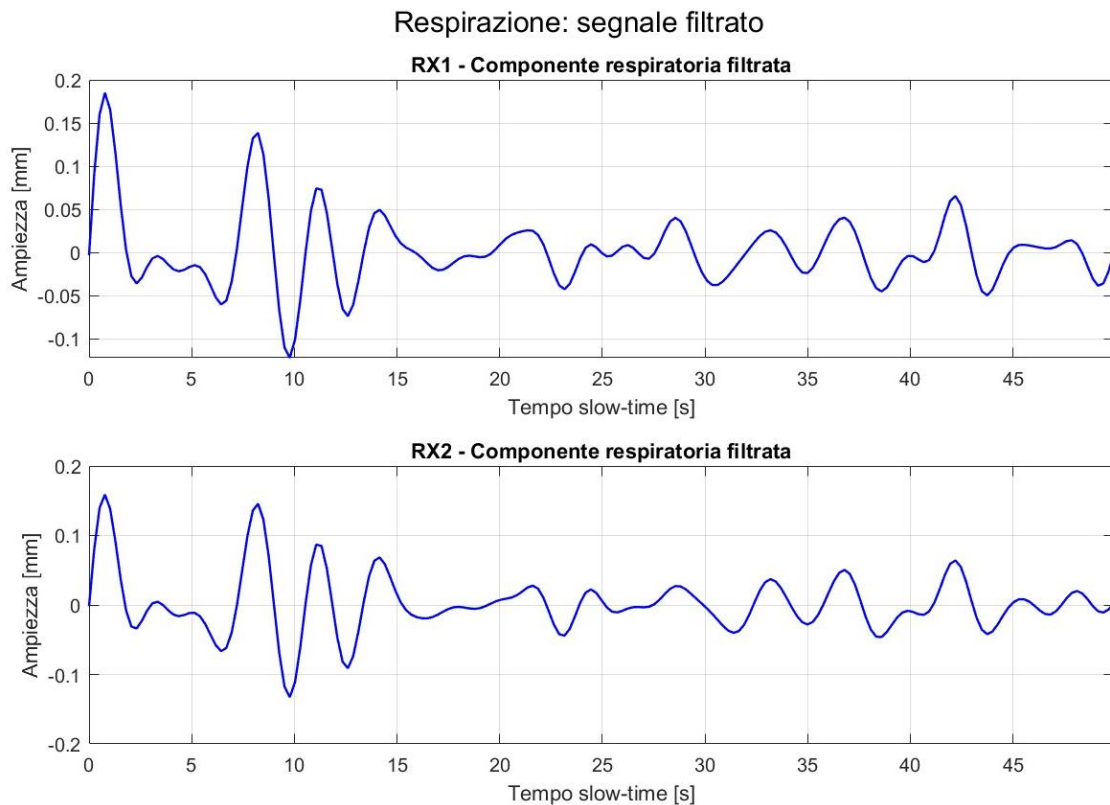


*Figura 47: Componente respiratoria filtrata nel caso di apnea. Il segnale presenta un'ampiezza molto ridotta evidenziando una forte attenuazione della componente respiratoria*

Per quanto riguarda la componente cardiaca, il segnale filtrato e il relativo spettro sono riportati in *Figura 48*. Nel dominio temporale, il segnale presenta oscillazioni di ampiezza ridotta, tipicamente comprese tra circa  $\pm 0.1 \text{ mm}$  e  $\pm 0.2 \text{ mm}$ , con un andamento non perfettamente regolare a causa della presenza di rumore.

Nel dominio della frequenza, si osserva una componente ben identificabile nella banda cardiaca per entrambe le antenne, con un picco pronunciato in prossimità della frequenza stimata di  $1.18 \text{ Hz}$ . Il valore risulta leggermente superiore rispetto alla frequenza cardiaca reale, pari a  $1.13 \text{ Hz}$ , ma le stime ottenute dai due canali risultano tra loro coincidenti e mostrano quindi una buona coerenza.

Rispetto ai casi con respirazione, la componente cardiaca appare più chiaramente distinguibile, in quanto non risulta mascherata da contributi a bassa frequenza associati alla respirazione. In condizioni di apnea, infatti, la significativa riduzione della componente respiratoria consente una migliore evidenza del battito cardiaco nel dominio spettrale.

### Battito cardiaco: segnale filtrato e spettro

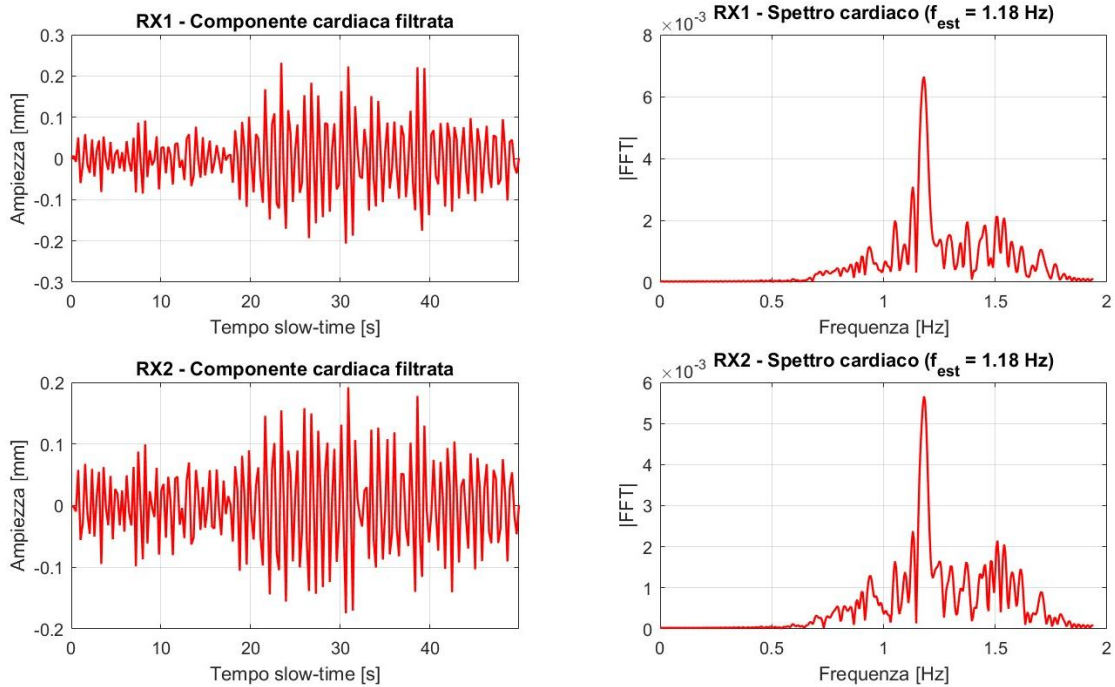


*Figura 48: Segnale filtrato della componente cardiaca e relativo spettro per i due canali radar nel caso di apnea di 50 s. Nel dominio della frequenza si osserva un picco ben definito in corrispondenza di 1.18 Hz. Le stime ottenute dalle due antenne risultano tra loro coerenti, evidenziando una ridotta variabilità rispetto ai casi con respirazione*

Questi risultati suggeriscono che, in assenza della componente respiratoria, il segnale cardiaco, pur rimanendo di piccola ampiezza, risulta meno mascherato da componenti a bassa frequenza, consentendo una stima più accurata della frequenza cardiaca.

Nel complesso, il caso di apnea di 50 s conferma che la componente respiratoria è il contributo principale nel segnale radar in condizioni normali, mentre la componente cardiaca risulta generalmente più difficile da isolare. In assenza della respirazione, tuttavia, il battito cardiaco emerge in modo più chiaro, evidenziando il potenziale del sistema nella rilevazione di segnali di piccola ampiezza.

Questo miglioramento è coerente anche con i valori di SNR calcolati: la componente cardiaca presenta in questo caso valori generalmente più elevati rispetto alle acquisizioni con respirazione, risultando nella maggior parte dei casi positivi e indicando una migliore separazione del segnale utile dal rumore.

### ***Apnea di lunga durata***

Per analizzare il comportamento del sistema in condizioni più critiche, sono state considerate acquisizioni con apnea prolungata, della durata di circa 120 s e 160 s. In entrambi i casi, il soggetto era posto a una distanza pari a 1.40 m, mentre la distanza stimata dal sistema risulta sempre stabile e correttamente individuata a 1.38 m per entrambe le antenne.

I risultati relativi alla stima della frequenza cardiaca sono riportati nella *Tabella 24*.

*Tabella 24: Confronto tra valori reali e stimati della frequenza cardiaca nel caso di apnea di 120 s (prima riga) e di 160 s (seconda riga) per i due canali radar*

| $f_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$ RX1<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$ RX2<br>[Hz] |
|---------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| 1.20                | 0.94                          | 0.92                          |
| 1.32                | 1.09                          | 1.27                          |

Dall'analisi dei risultati si osserva che, rispetto al caso di apnea di 50 s, la stima della frequenza cardiaca risulta meno accurata. In particolare, si evidenzia una maggiore variabilità tra i valori stimati dalle due antenne e uno scostamento più significativo rispetto ai valori reali.

Questo comportamento è presumibilmente legato alla presenza di contrazioni involontarie del diaframma che si manifestano durante apnea prolungata. Tali contrazioni introducono movimenti del torace che interferiscono con il segnale radar, rendendo più complessa l'individuazione della componente cardiaca.

Dal punto di vista del segnale nel dominio slow-time, lo spostamento toracico mostra inizialmente un andamento stabile e vicino allo zero, coerente con l'assenza della respirazione. Tuttavia, a partire da un certo istante, si osserva un aumento progressivo dell'ampiezza del segnale, associato all'insorgenza delle contrazioni diaframmatiche.

Nel caso dell'acquisizione da 120 s, l'analisi dello spostamento toracico mostra che l'ampiezza del segnale non rimane costante durante tutta la durata della misura, come evidenziato in *Figura 49*. In particolare, a partire da circa 60 s si osserva un progressivo aumento dell'ampiezza del movimento, che diventa ancora più evidente nella parte finale dell'acquisizione, dopo circa 100 s.

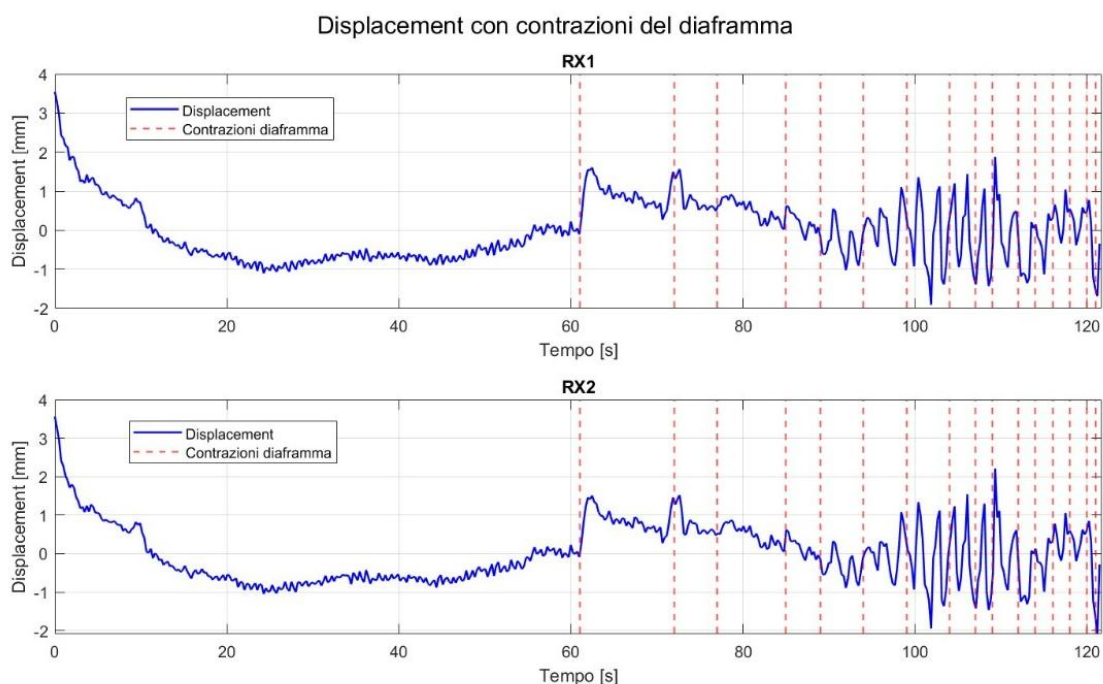


*Figura 49: Spostamento toracico ricostruito per i due canali radar nel caso di apnea di circa 120 s, con sovrapposizione degli istanti delle contrazioni diaframmatiche*

Nel caso dell'acquisizione più lunga, pari a circa 160 s, questo fenomeno risulta ancora più evidente, come mostrato in *Figura 50*. Le contrazioni diventano più frequenti e producono oscillazioni più marcate nel displacement, rendendo il segnale complessivamente più irregolare. In questo caso si osserva che le contrazioni iniziano intorno a circa 70 – 80 s. Nella prima parte dell'acquisizione, il segnale rimane infatti prossimo allo zero, mentre successivamente si osserva un aumento dell'ampiezza.

A differenza del caso da 120 s, in cui gli spostamenti toracici dei due canali risultavano tra loro coerenti, in questa acquisizione si osservano differenze più marcate tra le due antenne. In particolare, RX1 presenta un andamento relativamente più regolare, mentre RX2 mostra variazioni più brusche e discontinuità locali, evidenziando una minore stabilità della misura.

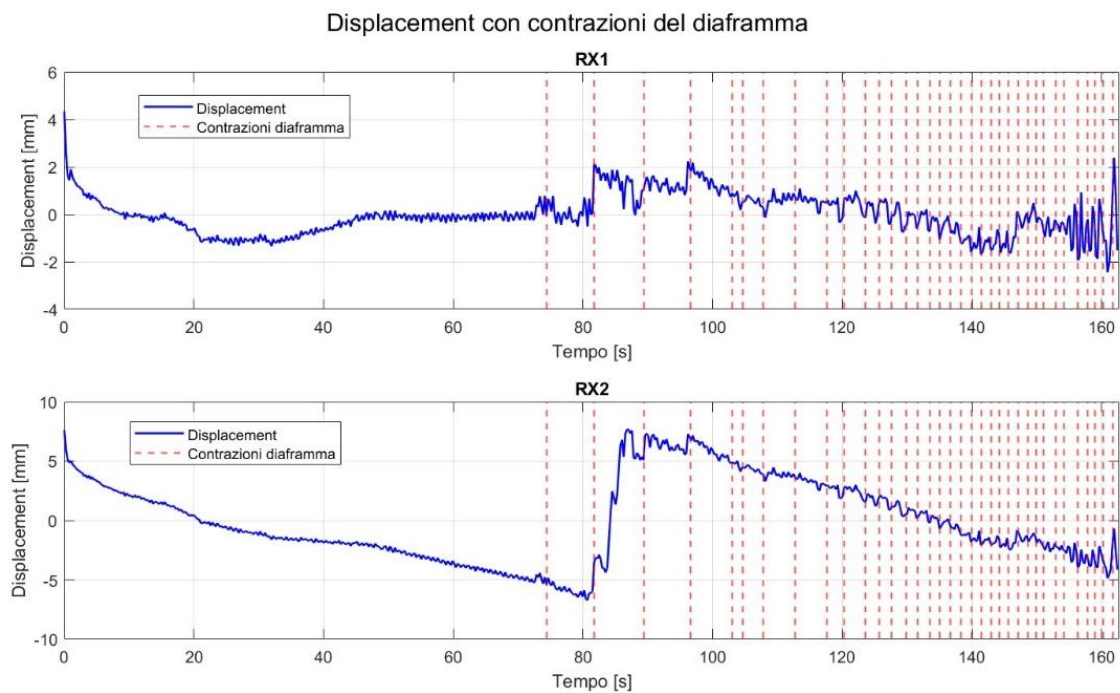


*Figura 50: Spostamento toracico ricostruito per i due canali radar nel caso di apnea di circa 160 s, con sovrapposizione degli istanti delle contrazioni diaframmatiche*

Le linee rosse verticali riportate nelle figure evidenziano gli istanti in cui si verificano le contrazioni del diaframma. Questi istanti sono stati registrati manualmente tramite cronometro durante l'acquisizione, permettendo di sovrapporre questi eventi al segnale del displacement e di confrontare direttamente le contrazioni reali con le variazioni osservate nel segnale radar.

Nel complesso, i risultati mostrano che, mentre l'assenza della respirazione facilita l'isolamento della componente cardiaca nel caso di apnea breve, nelle acquisizioni prolungate l'insorgenza delle contrazioni diaframmatiche introduce un nuovo fattore di disturbo. Questo fenomeno rende il segnale più complesso e comporta una riduzione dell'accuratezza nella stima della frequenza cardiaca.

Allo stesso tempo, si osserva una buona corrispondenza temporale tra le contrazioni del diaframma registrate e le variazioni del displacement, indicando che il sistema radar è effettivamente in grado di rilevare questi eventi fisiologici reali.

#### 4.2.4 Allontanamento del soggetto

In questo scenario è stato analizzato il comportamento del sistema radar all'aumento progressivo della distanza tra il radar e il soggetto. L'obiettivo della prova è valutare come la stima della distanza, della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca vari all'aumentare della distanza radar-soggetto.

Le acquisizioni sono state effettuate considerando sei posizioni del soggetto, comprese tra 1.40 m e 11.58 m. Per ciascuna acquisizione sono stati stimati, separatamente per le due antenne riceventi, la distanza del soggetto, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca. I risultati ottenuti sono riportati nella *Tabella 25*.

*Tabella 25: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca nei due canali radar per il test di allontanamento del soggetto*

|            |                    |                     | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
| $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1.40       | 0.18               | 1.37                | 1.38             | 0.19                     | 1.09                      | 1.38             | 0.19                     | 1.19                      |
| 2.34       | 0.18               | 1.33                | 2.28             | 0.17                     | 0.96                      | 2.28             | 0.17                     | 0.96                      |
| 3.76       | 0.15               | 1.22                | 3.78             | 0.14                     | 0.96                      | 3.78             | 0.14                     | 1.19                      |
| 5.25       | 0.17               | 1.23                | 5.28             | 0.17                     | 1.27                      | 5.28             | 0.17                     | 1.11                      |
| 7.49       | 0.15               | 1.22                | 7.38             | 0.22                     | 1.01                      | 7.38             | 0.29                     | 1.12                      |
| 11.58      | 0.13               | 1.25                | 11.58            | 0.23                     | 0.85                      | 11.58            | 0.17                     | 1.35                      |

Dall'analisi dei risultati si osserva innanzitutto che la stima della distanza rimane accurata per entrambe le antenne in tutto l'intervallo considerato. I valori stimati risultano infatti sempre molto vicini a quelli reali, con scostamenti contenuti anche alle distanze maggiori. Questo comportamento indica che la procedura di stima del range risulta robusta anche quando il soggetto si allontana progressivamente dal radar.

Per quanto riguarda la frequenza respiratoria, il sistema mostra un comportamento generalmente buono a distanze più contenute, mentre a distanze maggiori si osserva una maggiore variabilità della stima. In particolare, fino a circa 5.25 m entrambe le antenne forniscono valori sostanzialmente coerenti con quelli reali, mentre a 7.49 m e a 11.58 m compare una sovrastima più evidente e le stime delle due antenne non risultano più coerenti tra loro. Questo andamento suggerisce che la stima della componente respiratoria, a partire da circa 7 m risulta meno affidabile.

La frequenza cardiaca mostra invece una maggiore instabilità rispetto alla respirazione e si osserva inoltre una maggiore variabilità dei valori stimati dalle due antenne. Questo comportamento è coerente con quanto atteso, poiché la componente cardiaca è associata a spostamenti toracici di ampiezza molto più ridotta rispetto a quelli respiratori e risulta, quindi, più facilmente mascherato dal rumore e dalla componente respiratoria.

Per rendere più chiara la valutazione quantitativa delle prestazioni, in *Tabella 26* sono riportati gli errori assoluti di stima per distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca.

*Tabella 26: Errori assoluti della stima della distanza, della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca per le due antenne nel test di allontanamento del soggetto*

| <b><i>R</i></b><br><b>[m]</b> | <b>RX1</b>                                            |                                                                       |                                                                        | <b>RX2</b>                                            |                                                                       |                                                                        |
|-------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
|                               | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>R</i></b><br><b>[m]</b> | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>f<sub>resp</sub></i></b><br><b>[Hz]</b> | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>f<sub>heart</sub></i></b><br><b>[Hz]</b> | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>R</i></b><br><b>[m]</b> | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>f<sub>resp</sub></i></b><br><b>[Hz]</b> | <b><i>Errore</i></b><br><b><i>f<sub>heart</sub></i></b><br><b>[Hz]</b> |
| 1.40                          | 0.02                                                  | 0.01                                                                  | 0.28                                                                   | 0.02                                                  | 0.01                                                                  | 0.18                                                                   |
| 2.34                          | 0.06                                                  | 0.01                                                                  | 0.37                                                                   | 0.06                                                  | 0.01                                                                  | 0.37                                                                   |
| 3.76                          | 0.02                                                  | 0.01                                                                  | 0.26                                                                   | 0.02                                                  | 0.01                                                                  | 0.03                                                                   |
| 5.25                          | 0.03                                                  | 0                                                                     | 0.04                                                                   | 0.03                                                  | 0                                                                     | 0.12                                                                   |
| 7.49                          | 0.11                                                  | 0.07                                                                  | 0.21                                                                   | 0.11                                                  | 0.14                                                                  | 0.10                                                                   |
| 11.58                         | 0                                                     | 0.10                                                                  | 0.40                                                                   | 0                                                     | 0.04                                                                  | 0.10                                                                   |

Per una rappresentazione più immediata del comportamento del sistema, in *Figura 51*, è riportato il confronto tra i valori reali e quelli stimati per la distanza, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca al variare della distanza radar-soggetto.

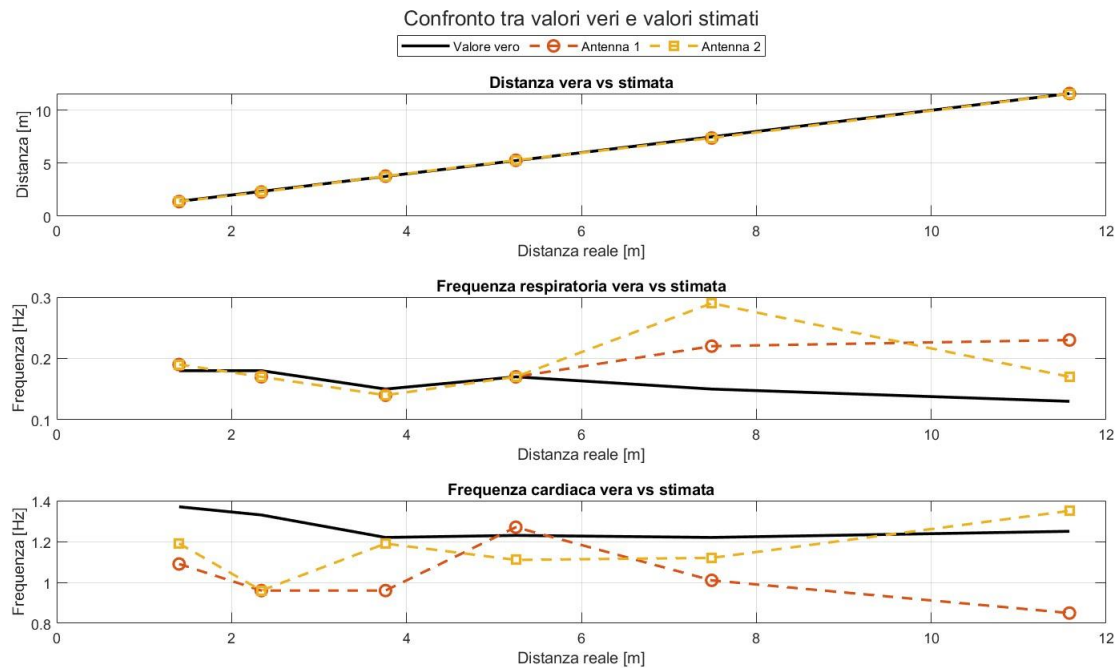


Figura 51: Confronto tra valori reali e valori stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca in funzione della distanza radar-soggetto

L'analisi degli errori conferma che la stima della distanza è il parametro più robusto tra quelli considerati. Per entrambe le antenne l'errore assoluto medio è pari a circa 4 cm, con errore massimo di 11 cm.

Diversamente, la frequenza respiratoria presenta errori contenuti a distanze più brevi e intermedie, mentre tende a peggiorare a distanze maggiori. L'aumento dell'errore osservato oltre i 7 m indica una progressiva riduzione della qualità del segnale utile per l'estrazione della componente respiratoria.

La frequenza cardiaca risulta il parametro più critico da stimare in questo scenario. Gli errori sono generalmente maggiori rispetto a quelli osservati sulla respirazione e mostrano una significativa variabilità tra le due antenne. Inoltre, gli errori di stima non evidenziano un andamento chiaramente dipendente dalla distanza, ma risultano distribuiti lungo tutto l'intervallo analizzato. Questo comportamento suggerisce che la stima della frequenza cardiaca sia intrinsecamente instabile e poco affidabile in questo setup sperimentale, indipendentemente dalla distanza di acquisizione.

Nel complesso, i risultati evidenziano che: la stima della distanza è accurata in tutto l'intervallo considerato, la frequenza cardiaca risulta poco affidabile a tutte le distanze e

la frequenza respiratoria può essere stimata in modo affidabile fino a circa 7 m, oltre i quali si osserva un progressivo deterioramento delle prestazioni.

#### **4.2.5 Scenari multi-soggetto**

##### ***Due soggetti a distanze differenti***

In questo scenario è stata analizzata la capacità del sistema radar di monitorare simultaneamente due soggetti posti a distanze differenti dal radar. L'obiettivo è verificare se il sistema è in grado di separare correttamente i due target nello spazio e di stimare in modo indipendente i rispettivi parametri vitali.

Le acquisizioni sono state effettuate considerando due soggetti posizionati a distanze diverse dal radar. In particolare, le figure riportate in seguito (*Figura 52, 53, 54 e 55*) si riferiscono alla prima acquisizione, in cui i due soggetti sono posti rispettivamente a 2.40 m e 3.53 m dal radar, con frequenze respiratorie pari a 0.28 Hz e 0.20 Hz e frequenze cardiache pari a 1.46 Hz e 1.15 Hz.

I risultati sono stati analizzati in termini di separazione in distanza e di accuratezza nella stima della frequenza respiratoria e cardiaca.

Come primo passo, è stato analizzato il profilo di range medio, riportato in *Figura 52*, nel quale è possibile identificare due picchi distinti corrispondenti ai due soggetti presenti nella scena radar. I picchi risultano ben separati per entrambe le antenne e si collocano in corrispondenza delle distanze stimate dei due soggetti, risultando coerenti con i valori riportati nella *Tabella 27*, relativa alla prima acquisizione.

Questo conferma che il sistema è in grado di distinguere correttamente i due target nello spazio.

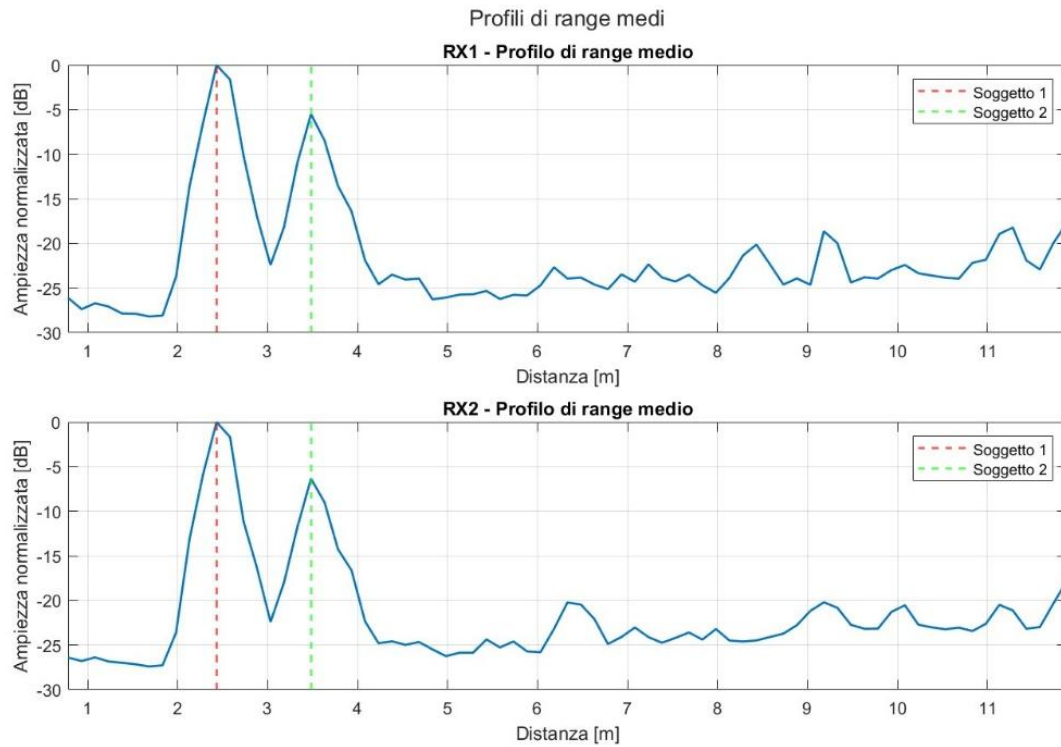


Figura 52: Profili di range medi per le due antenne riceventi nello scenario a due soggetti. Le linee tratteggiate evidenziano le posizioni stimate dei due soggetti

La separazione dei due soggetti è ulteriormente confermata dalla range-time map mostrata in Figura 53, in cui i due target risultano chiaramente distinguibili lungo l'asse della distanza per tutta la durata dell'acquisizione.

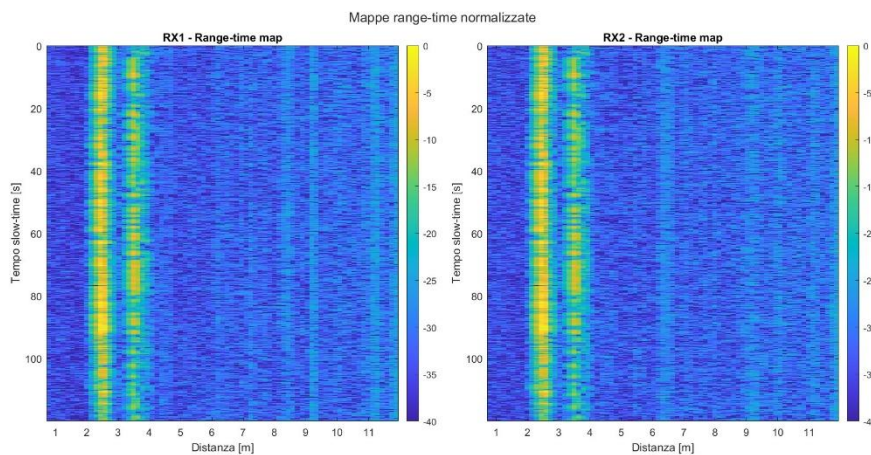


Figura 53: Mappe range-time normalizzate per le due antenne riceventi nello scenario a due soggetti. La presenza di due target distinti è visibile lungo l'asse della distanza

Una volta individuati i due range bin associati ai soggetti, è stato estratto il segnale di spostamento toracico per ciascun target. A partire da questi segnali, mediante

l'applicazione di filtri passa-banda, sono state isolate le componenti respiratoria e cardiaca.

L'analisi spettrale dei segnali, riportata in *Figura 54* per il primo soggetto e in *Figura 55* per il secondo soggetto, evidenzia come la componente respiratoria risulti generalmente più definita e meno affetta da rumore rispetto a quella cardiaca. In particolare, lo spettro della respirazione presenta un picco più identificabile e coerente tra le due antenne per ciascun soggetto.

Diversamente, la componente cardiaca mostra uno spettro più disperso e meno definito, con una maggiore variabilità tra le due antenne. Questo comportamento è coerente con quanto osservato anche nel caso a singolo soggetto e conferma come la stima della frequenza cardiaca risulti più critica, a causa della minore ampiezza del segnale e della maggiore sensibilità al rumore e alle interferenze presenti nella scena radar.

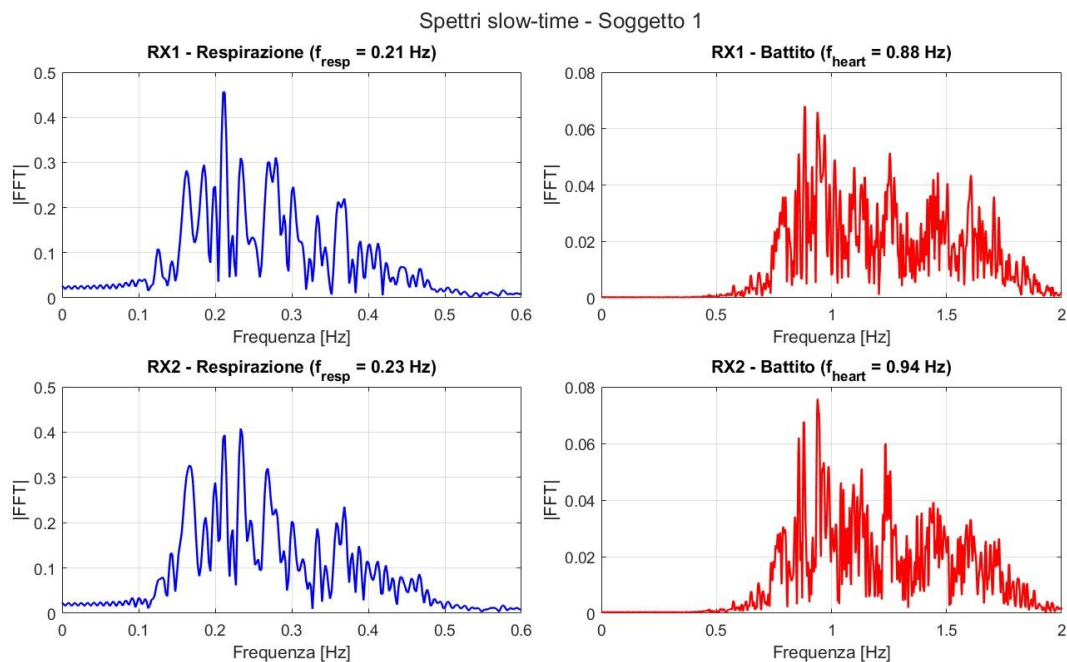


*Figura 54: Spettri slow-time del soggetto 1 per le due antenne riceventi, con la componente respiratoria riportata a sinistra e quella cardiaca a destra*

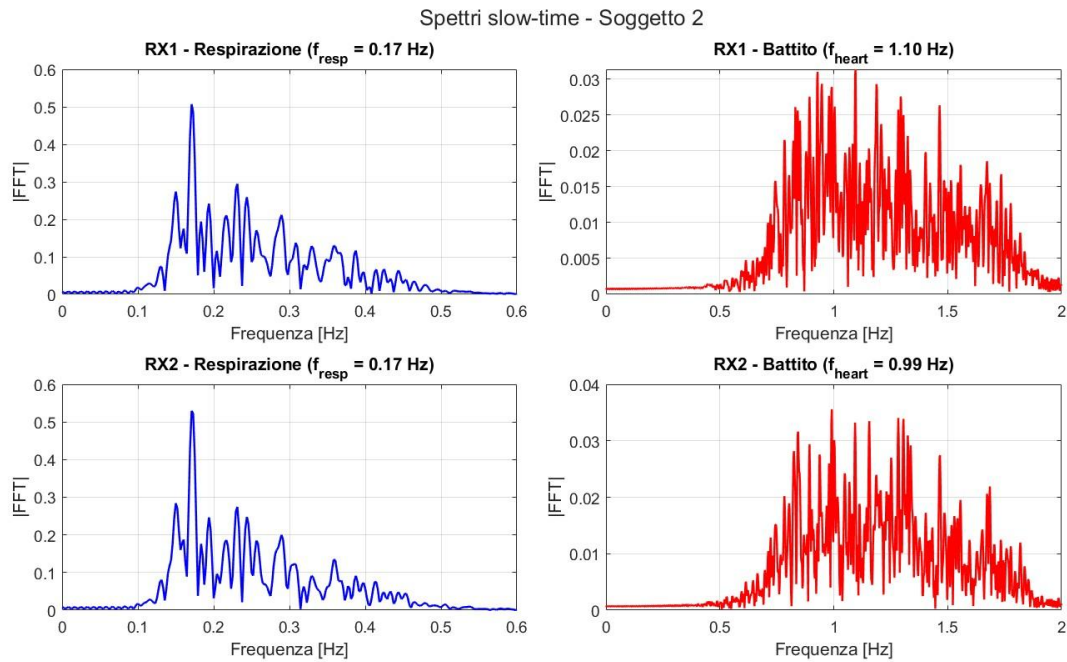


Figura 55: Spettri slow-time del soggetto 2 per le due antenne riceventi, con la componente respiratoria riportata a sinistra e quella cardiaca a destra

Per le misure sui due soggetti sono state effettuate tre acquisizioni distinte per andare a valutare la stima della distanza e dei parametri vitali di ciascun soggetto. I risultati di queste acquisizioni sono riportati nelle Tabelle 27, 28 e 29.

Tabella 27: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i due soggetti nella prima acquisizione

| Sogg. | $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|-------|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|       |            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1     | 2.40       | 0.28               | 1.46                | 2.43             | 0.21                     | 0.88                      | 2.43             | 0.23                     | 0.94                      |
| 2     | 3.53       | 0.20               | 1.15                | 3.48             | 0.17                     | 1.10                      | 3.48             | 0.17                     | 0.99                      |

Tabella 28: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i due soggetti nella seconda acquisizione

| Sogg. | $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|-------|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|       |            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1     | 2.44       | 0.18               | 1.00                | 2.43             | 0.22                     | 1.07                      | 2.43             | 0.22                     | 1.07                      |
| 2     | 3.62       | 0.23               | 1.47                | 3.63             | 0.23                     | 1.02                      | 3.63             | 0.23                     | 1.02                      |

Tabella 29: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i due soggetti nella terza acquisizione

| Sogg. | $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|-------|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|       |            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1     | 1.36       | 0.13               | 0.93                | 1.38             | 0.12                     | 0.97                      | 1.38             | 0.12                     | 0.97                      |
| 2     | 2.61       | 0.23               | 1.42                | 2.58             | 0.19                     | 1.06                      | 2.58             | 0.19                     | 1.05                      |

Dall'analisi complessiva dei risultati riportati nelle tabelle si osserva che la stima della distanza risulta accurata per entrambi i soggetti e per tutte le acquisizioni. Gli errori sono generalmente contenuti nell'ordine di pochi centimetri, con uno scostamento medio di circa  $3 - 5 \text{ cm}$ . Questo risultato conferma la capacità del sistema radar di separare correttamente i due target nello spazio anche in presenza simultanea di più soggetti.

Per quanto riguarda la frequenza respiratoria, i valori stimati risultano complessivamente coerenti con quelli reali. L'errore medio osservato è dell'ordine di  $0.02 - 0.07 \text{ Hz}$ , corrispondente a circa  $1 - 4 \text{ respiri al minuto}$ . Inoltre, nella maggior parte dei casi, le stime ottenute dalle due antenne risultano in buon accordo, a conferma della robustezza della stima della componente respiratoria anche nello scenario multi-soggetto.

Diversamente, la stima della frequenza cardiaca risulta meno accurata e caratterizzata da una maggiore variabilità, in quanto gli errori risultano più elevati rispetto a quelli osservati sulla respirazione. Questo comportamento è coerente con quanto osservato nel caso a singolo soggetto e conferma come la stima della frequenza cardiaca sia più critica, a causa della minore ampiezza del segnale e della maggiore sensibilità al rumore e alle interferenze introdotte dalla presenza simultanea di più soggetti.

Nel complesso, i risultati evidenziano che il sistema è in grado di separare correttamente più soggetti nello spazio e di stimare in modo abbastanza affidabile la frequenza respiratoria, mentre la stima della frequenza cardiaca risulta più instabile e meno accurata.

### ***Due soggetti allineati***

In questo scenario è stata valutata una configurazione particolarmente critica in cui due soggetti sono disposti lungo la stessa direzione radar, uno dietro l'altro rispetto al sistema. Questo caso rappresenta una condizione limite già analizzata nel modello numerico, in cui era stato osservato come il segnale riflesso dal soggetto più vicino possa attenuare significativamente la componente proveniente dal soggetto posto posteriormente, a causa sia della riflessione del primo target sia dell'attenuazione elettromagnetica nei tessuti biologici.

I risultati delle misure sono riportati nella *Tabella 30*. Si osserva come il sistema riesce a localizzare correttamente il soggetto più vicino e a stimarne in modo ragionevole la frequenza respiratoria, mentre la stima della frequenza cardiaca risulta già critica anche per il soggetto più vicino. Per il soggetto più lontano, invece, sia la localizzazione sia la stima dei parametri vitali risultano inaffidabili. In particolare, la distanza stimata per il secondo soggetto non corrisponde al valore reale, ma tende a coincidere con quella del soggetto più vicino, indicando una mancata separazione spaziale dei due target.

*Tabella 30: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca nello scenario con due soggetti allineati*

| <b>Sogg.</b> | <b><math>R</math><br/>[m]</b> | <b><math>f_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>f_{heart}</math><br/>[Hz]</b> | <b>RX1</b>                          |                                             |                                              | <b>RX2</b>                          |                                             |                                              |
|--------------|-------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------|
|              |                               |                                       |                                        | <b><math>\hat{R}</math><br/>[m]</b> | <b><math>\hat{f}_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{heart}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{R}</math><br/>[m]</b> | <b><math>\hat{f}_{resp}</math><br/>[Hz]</b> | <b><math>\hat{f}_{heart}</math><br/>[Hz]</b> |
| 1            | 3.53                          | 0.27                                  | 1.42                                   | 3.45                                | 0.23                                        | 0.97                                         | 3.45                                | 0.26                                        | 0.97                                         |
| 2            | 5.17                          | 0.17                                  | 1.05                                   | 3.00                                | 0.29                                        | 0.99                                         | 3.90                                | 0.27                                        | 1.17                                         |

Questo comportamento è chiaramente visibile nel profilo di range medio mostrato in *Figura 56*, in cui è presente un unico picco dominante associato al soggetto più vicino. Il contributo del secondo soggetto risulta infatti non distinguibile nello spettro di distanza.

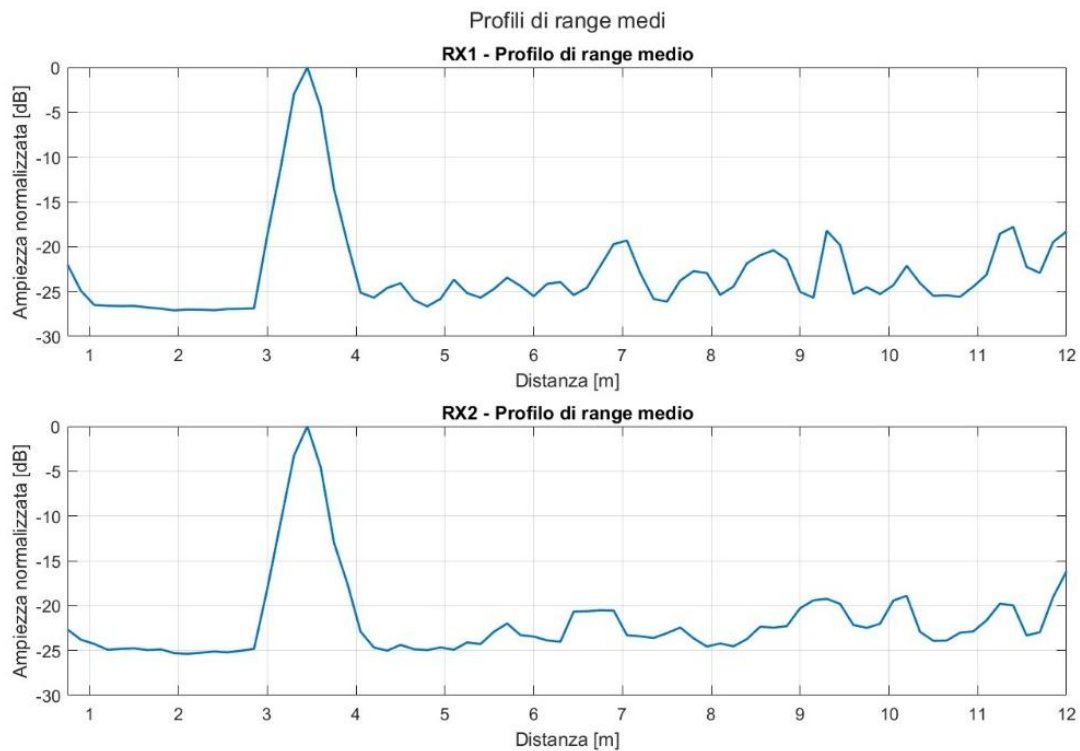


*Figura 56: Profili di range medi per le due antenne riceventi nello scenario con due soggetti allineati lungo la stessa direzione radar. In entrambe le antenne si osserva un unico picco dominante, indicando l'incapacità del sistema di distinguere separatamente i due soggetti quando sono disposti uno dietro l'altro*

Questo risultato è coerente con quanto previsto dal modello numerico e conferma sperimentalmente i limiti fisici del sistema radar in presenza di soggetti allineati lungo la stessa direzione di osservazione. In particolare, la frequenza operativa di 24 GHz, pur avendo sensibilità ai micromovimenti, comporta una maggiore attenuazione del segnale nei tessuti biologici, riducendo la capacità di rilevare bersagli posti dietro altri soggetti.

### ***Tre soggetti a distanze differenti***

In questo scenario è stata analizzata la capacità del sistema radar di monitorare simultaneamente tre soggetti posti a distanze differenti dal radar. L'obiettivo è verificare se il sistema sia in grado di separare correttamente i tre target nello spazio e di stimare in modo indipendente i rispettivi parametri vitali.

Le acquisizioni sono state effettuate considerando tre soggetti posizionati a distanze diverse dal radar. In particolare, le figure riportate di seguito (*Figure 57, 58, 59, 60 e 61*) si riferiscono alla prima acquisizione, in cui i soggetti sono posti rispettivamente a

1.36 m, 2.59 m, 4.35 m dal radar, con frequenze respiratorie pari a 0.15 Hz, 0.13 Hz e 0.20 Hz e frequenze cardiache pari a 1.00 Hz, 1.25 Hz e 1.57 Hz.

I risultati sono stati analizzati in termini di separazione in distanza e di accuratezza nella stima della frequenza respiratoria e cardiaca.

Come primo passo, è stato analizzato il profilo di range medio, riportato in *Figura 57*, nel quale è possibile identificare tre picchi distinti corrispondenti ai tre soggetti presenti nella scena radar. I picchi risultano ben separati per entrambe le antenne e si collocano in corrispondenza delle distanze stimate dei tre soggetti, in accordo con i valori riportati nella *Tabella 31*. Questo conferma che il sistema è in grado di distinguere correttamente i tre target nello spazio anche in presenza di più soggetti.

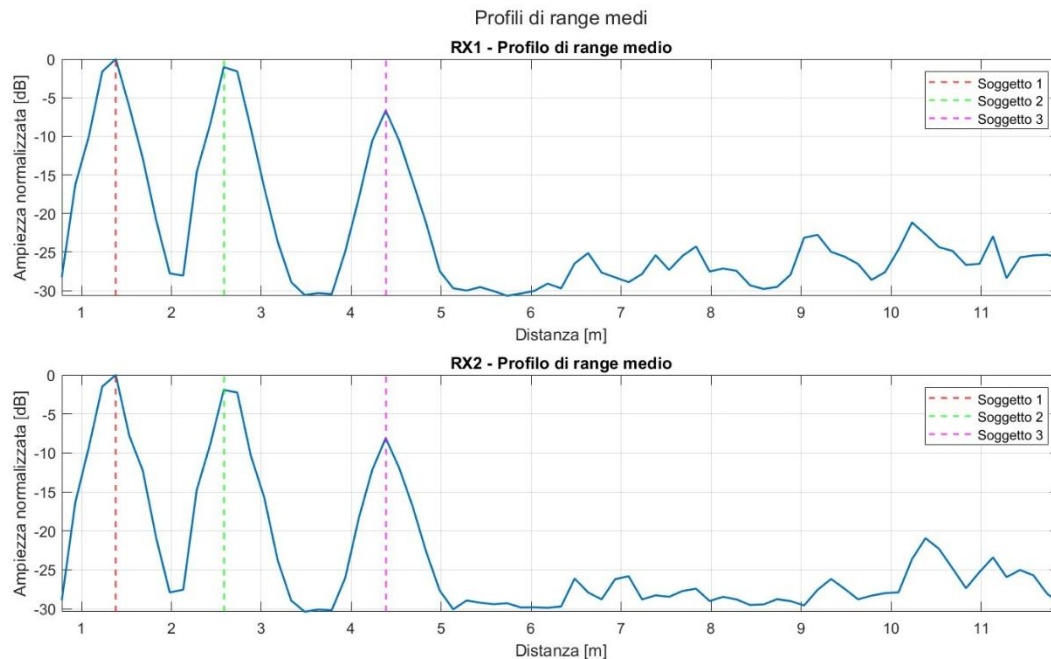


*Figura 57: Profili di range medi per le due antenne riceventi nello scenario a tre soggetti. Le linee tratteggiate evidenziano le posizioni stimate dei tre soggetti*

La separazione dei tre soggetti è ulteriormente confermata dalla range-time map mostrata in *Figura 58*, in cui i tre target risultano chiaramente distinguibili lungo l'asse della distanza per tutta la durata dell'acquisizione.

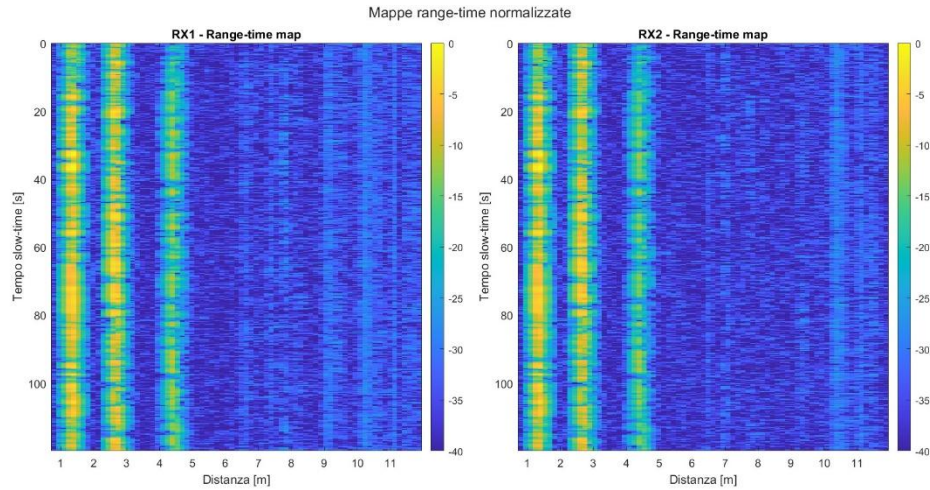


*Figura 58: Mappe range-time normalizzate per le due antenne riceventi nello scenario a tre soggetti. La presenza di tre target distinti è visibile lungo l'asse della distanza*

Una volta individuati i tre range bin associati ai soggetti, è stata effettuata l'analisi spettrale dei segnali estratti. Gli spettri slow-time dei tre soggetti sono riportati nelle *Figure 59, 60 e 61*.

Per tutti e tre i soggetti si osserva che la componente respiratoria risulta generalmente più definita e meno affetta da rumore rispetto a quella cardiaca. In particolare, il picco respiratorio appare identificabile e complessivamente coerente tra le due antenne, soprattutto per il soggetto più vicino al radar. La componente cardiaca, invece, mostra uno spettro più disperso e meno definito, con una maggiore variabilità tra RX1 e RX2. Questo comportamento è coerente con quanto osservato sia nel caso a singolo soggetto sia nello scenario a due soggetti, e conferma che la stima della frequenza cardiaca rappresenta anche in questo caso il parametro più critico.

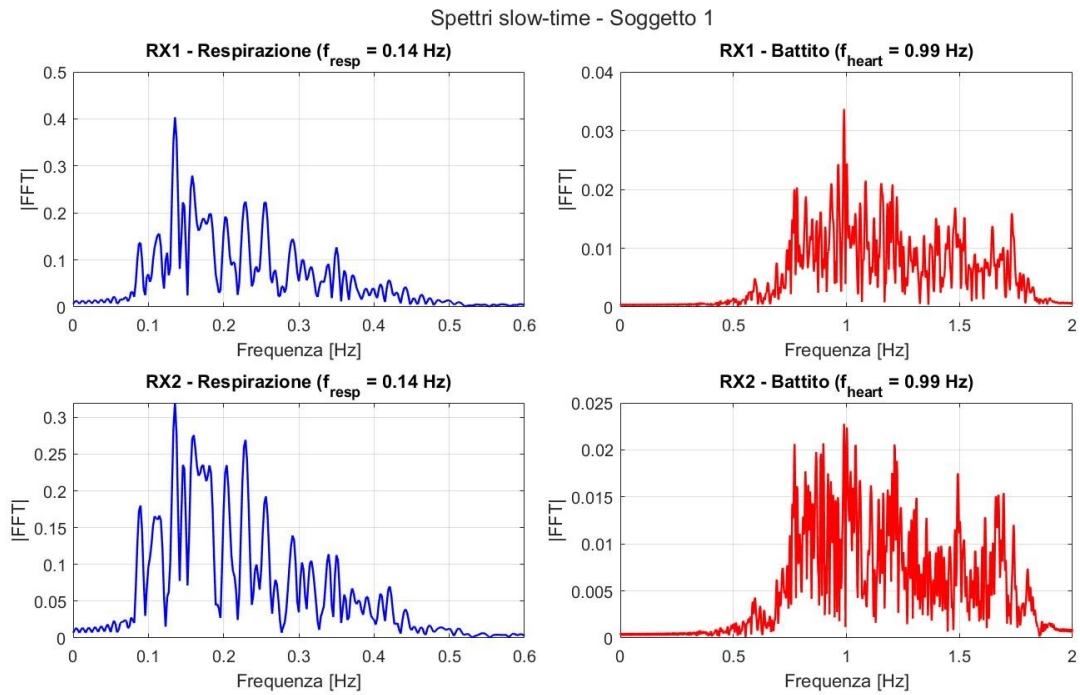


Figura 59: Spettri slow-time del soggetto 1 per le due antenne riceventi, con la componente respiratoria riportata a sinistra e quella cardiaca a destra

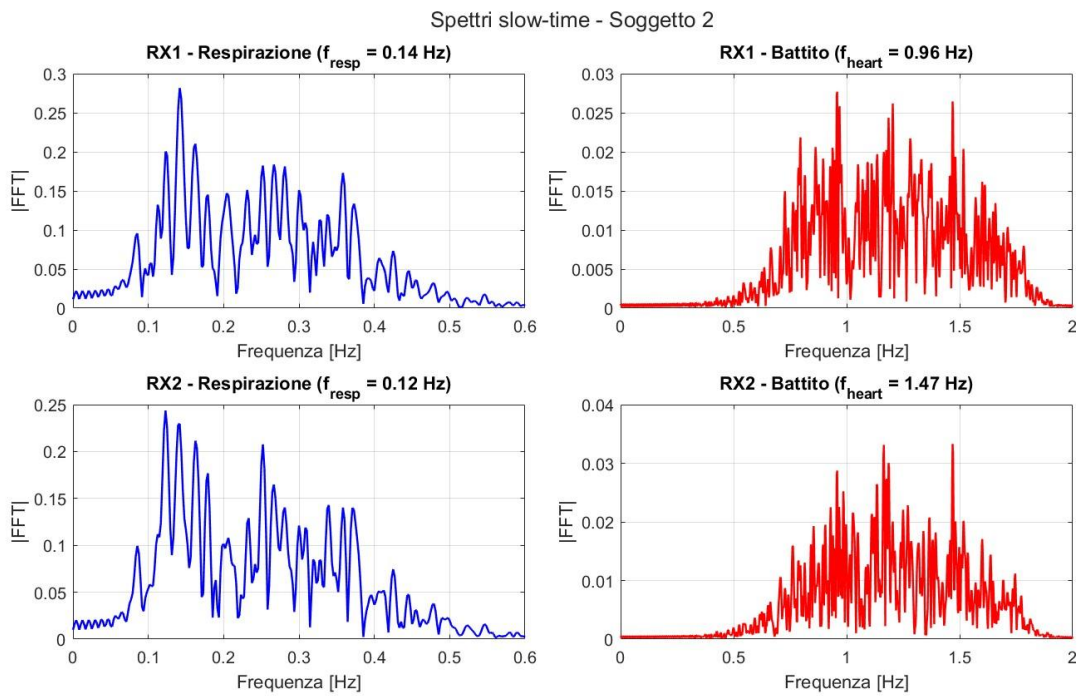


Figura 60: Spettri slow-time del soggetto 2 per le due antenne riceventi, con la componente respiratoria riportata a sinistra e quella cardiaca a destra

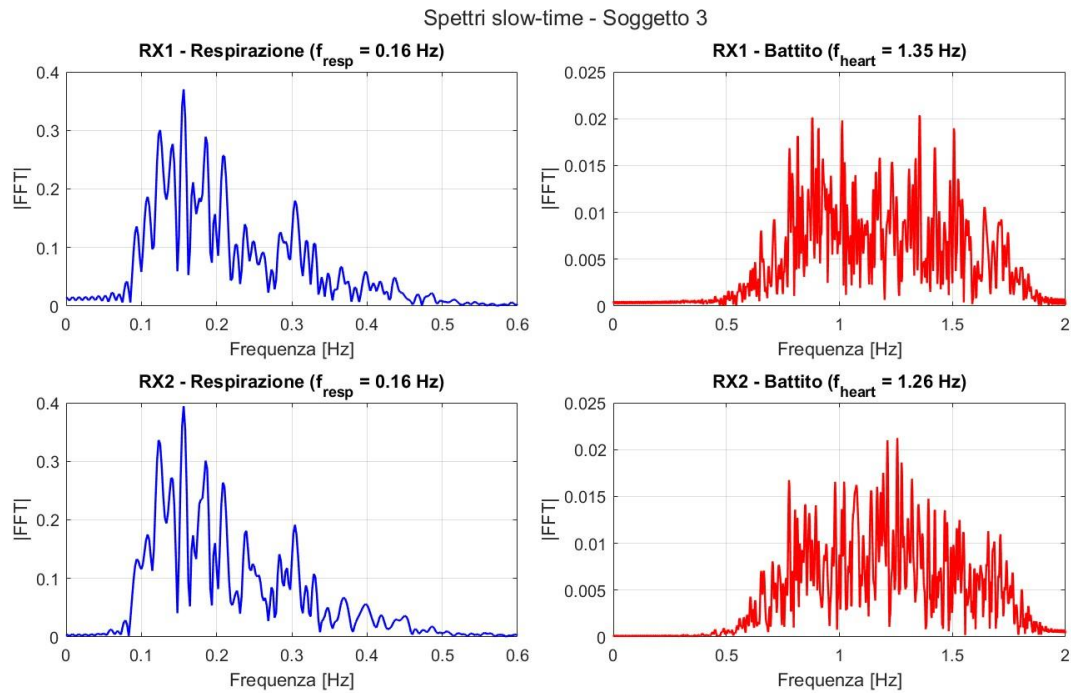


Figura 61: Spettri slow-time del soggetto 3 per le due antenne riceventi, con la componente respiratoria riportata a sinistra e quella cardiaca a destra

Per lo scenario a tre soggetti sono state effettuate due acquisizioni distinte, al fine di valutare la stima della distanza e dei parametri vitali di ciascun soggetto.

I risultati ottenuti sono riportati nelle *Tabelle 31 e 32*.

Tabella 31: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i tre soggetti nella prima acquisizione

| Sogg. | $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|-------|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|       |            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1     | 1.36       | 0.15               | 1.00                | 1.38             | 0.14                     | 0.99                      | 1.38             | 0.14                     | 0.99                      |
| 2     | 2.59       | 0.13               | 1.25                | 2.58             | 0.14                     | 0.96                      | 2.58             | 0.12                     | 1.47                      |
| 3     | 4.35       | 0.20               | 1.57                | 4.38             | 0.16                     | 1.35                      | 4.38             | 0.16                     | 1.26                      |

Tabella 32: Valori reali e stimati di distanza, frequenza respiratoria e frequenza cardiaca per i tre soggetti nella seconda acquisizione

| Sogg. | $R$<br>[m] | $f_{resp}$<br>[Hz] | $f_{heart}$<br>[Hz] | RX1              |                          |                           | RX2              |                          |                           |
|-------|------------|--------------------|---------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|---------------------------|
|       |            |                    |                     | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] | $\hat{R}$<br>[m] | $\hat{f}_{resp}$<br>[Hz] | $\hat{f}_{heart}$<br>[Hz] |
| 1     | 1.36       | 0.13               | 0.92                | 1.38             | 0.13                     | 1.03                      | 1.38             | 0.13                     | 1.06                      |
| 2     | 2.45       | 0.15               | 1.00                | 2.43             | 0.15                     | 0.84                      | 2.43             | 0.11                     | 0.83                      |
| 3     | 4.35       | 0.18               | 1.55                | 4.38             | 0.14                     | 0.88                      | 4.38             | 0.14                     | 0.88                      |

Dall'analisi complessiva dei risultati riportati nelle tabelle si osserva che la stima della distanza rimane accurata per tutti e tre i soggetti e per entrambe le acquisizioni. Gli errori risultano contenuti nell'ordine di pochi centimetri ( $1 - 3\text{ cm}$ ), confermando che il sistema mantiene una buona capacità di separazione spaziale anche in presenza simultanea di tre target.

Per quanto riguarda la frequenza respiratoria, i valori stimati risultano nel complesso coerenti con quelli reali. Gli errori sono generalmente contenuti e, nella maggior parte dei casi, si osserva una buona coerenza tra le stime ottenute dalle due antenne, soprattutto per i soggetti più vicini al radar. Anche per i soggetti più lontani la stima respiratoria rimane comunque accettabile, pur mostrando una lieve degradazione rispetto ai casi a un soggetto.

Diversamente, la frequenza cardiaca presenta una maggiore variabilità ed errori più elevati. In particolare, per il secondo e il terzo soggetto si osservano differenze più marcate tra i valori stimati dalle due antenne rispetto ai valori reali. Questo comportamento è coerente con quanto già osservato negli altri scenari e conferma che la stima della componente cardiaca è la più sensibile alla presenza di rumore e di interferenze tra i segnali riflessi dai diversi soggetti.

Nel complesso, lo scenario a tre soggetti evidenzia che il sistema radar a  $24\text{ GHz}$  è in grado di separare correttamente più target nello spazio e di stimare in modo sufficientemente affidabile la frequenza respiratoria, mentre la stima della frequenza cardiaca risulta più instabile e meno accurata.

In generale, i valori di rapporto segnale-rumore (SNR) calcolati negli scenari multi-soggetto risultano coerenti con quanto osservato nei risultati, mostrando una maggiore robustezza della componente respiratoria, caratterizzata da valori generalmente positivi, rispetto a quella cardiaca, che risulta più variabile e spesso caratterizzata da valori prossimi a zero o negativi.

### 4.3 Discussione

L'analisi dei risultati ottenuti attraverso il modello numerico ha permesso di valutare il comportamento del sistema radar FMCW in condizioni controllate, evidenziandone sia le potenzialità sia i principali limiti operativi. Il modello sviluppato, infatti, consente di isolare e analizzare singolarmente l'influenza dei diversi parametri fisici e fisiologici, permettendo una comprensione più approfondita delle dinamiche del sistema rispetto a quanto possibile in ambito sperimentale.

Nel caso a singolo soggetto, i risultati mostrano come l'algoritmo di elaborazione sia in grado di stimare in modo accurato sia la distanza del bersaglio sia la frequenza respiratoria e cardiaca, in presenza di condizioni ideali e con un adeguato rapporto segnale-rumore. In particolare, la stima della distanza risulta stabile e precisa grazie all'utilizzo della trasformata di Fourier nel dominio fast-time, mentre l'analisi della fase nel dominio slow-time consente di ricostruire efficacemente i micromovimenti del torace. La separazione tra componente respiratoria e cardiaca risulta efficace, con entrambe le frequenze correttamente individuate.

L'analisi parametrica ha evidenziato una buona robustezza dell'algoritmo al variare delle condizioni operative e fisiologiche. In particolare, la variazione della distanza tra radar e soggetto ha dimostrato la possibilità di identificare correttamente le componenti respiratoria e cardiaca anche a distanze elevate, fino a circa 35 m. Analogamente, la variazione delle frequenze fisiologiche e delle ampiezze dei movimenti toracici mostra come il sistema sia in grado di stimare correttamente i parametri vitali all'interno degli intervalli fisiologici considerati. La componente cardiaca risulta più sensibile alle variazioni dei parametri rispetto a quella respiratoria, a causa della minore ampiezza del segnale associato, ma risulta comunque sempre individuabile nelle condizioni analizzate. Un aspetto particolarmente rilevante emerso dal modello riguarda gli scenari multi-soggetto. Quando i soggetti si trovano a distanze differenti, il radar FMCW è in grado di separarli correttamente nei diversi range bin, consentendo una stima indipendente dei parametri vitali. Tuttavia, quando i soggetti risultano troppo vicini in distanza o ricadono nello stesso bin, le loro componenti si sovrappongono, rendendo impossibile una corretta separazione dei segnali. Inoltre, il modello evidenzia come il segnale del soggetto più vicino possa mascherare quello del soggetto più lontano, a causa della maggiore potenza del segnale riflesso.

Infine, l'analisi del comportamento del sistema al variare della frequenza portante ha mostrato come la riduzione della frequenza non consenta di superare le limitazioni legate agli scenari multi-soggetto più critici. In particolare, nei casi di soggetti allineati con riflessione in serie, anche utilizzando frequenze più basse, l'energia trasmessa dal primo soggetto e riflessa verso il secondo risulta insufficiente per consentirne la rilevazione. Questo evidenzia come il limite principale in queste configurazioni non sia legato alla frequenza operativa, ma alla dinamica di propagazione e attenuazione del segnale.

Nel complesso, i risultati del modello numerico confermano la validità dell'approccio proposto e mettono in evidenza come il sistema radar FMCW sia potenzialmente in grado di stimare in modo accurato i parametri vitali in condizioni controllate. Allo stesso tempo, emergono i principali limiti operativi, che forniscono indicazioni utili per l'interpretazione dei risultati sperimentali.

L'analisi dei risultati sperimentali ha permesso di valutare il comportamento del sistema radar in condizioni reali, con l'obiettivo di verificare se la pipeline di elaborazione sviluppata nel modello numerico, opportunamente adattata al caso sperimentale, fosse in grado di stimare correttamente la distanza e i parametri vitali in scenari non ideali e su soggetti reali.

Nel caso a singolo soggetto, il sistema ha mostrato una buona accuratezza nella stima della distanza, con un errore medio dell'ordine di pochi centimetri (circa 3 cm), confermando la robustezza della stima basata sull'analisi nel dominio fast-time. Anche la frequenza respiratoria risulta stimata in modo accurato, con un errore medio di circa 0.03 Hz, corrispondente a circa 1.8 *respiri al minuto*, valore che risulta accettabile per applicazioni di monitoraggio fisiologico. La frequenza cardiaca, invece, presenta una maggiore variabilità, con errori medi compresi tra circa 0.25 Hz e 0.43 Hz (circa 15 – 26 *battiti al minuto*), evidenziando una maggiore sensibilità alle condizioni reali di misura.

Va inoltre considerato che la validazione sperimentale è stata effettuata utilizzando strumenti di riferimento semplificati, quali saturimetro e smartwatch per la frequenza cardiaca e conteggio manuale per la frequenza respiratoria, che possono introdurre incertezze nella valutazione dell'accuratezza, in particolare per la stima della frequenza cardiaca.

Il confronto tra soggetti maschili e femminili ha mostrato come le prestazioni del sistema siano complessivamente simili in termini di stima della frequenza respiratoria, mentre emergono differenze più marcate nella stima della frequenza cardiaca. In particolare, si osserva una maggiore variabilità nei risultati relativi ai soggetti femminili, con errori più elevati nella frequenza cardiaca, probabilmente legati a differenze nelle caratteristiche fisiche e nella riflessione del segnale radar.

Le prove in apnea hanno evidenziato un miglioramento significativo nella stima della frequenza cardiaca in assenza della componente respiratoria. In particolare, nel caso di apnea di *50 secondi*, l'errore medio si riduce a circa  $0.05\text{ Hz}$  (circa *3 battiti al minuto*), mostrando come la respirazione rappresenti uno dei principali fattori di interferenza nella stima del battito. Tuttavia, nelle apnee di durata maggiore, l'accuratezza tende a ridursi, con errori medi intorno a  $0.2\text{ Hz}$ , probabilmente a causa delle contrazioni involontarie del diaframma.

L'analisi al variare della distanza ha mostrato come la stima della distanza rimanga accurata anche a distanze abbastanza elevate, con un errore medio di circa  $4\text{ cm}$  e un errore massimo intorno agli  $11\text{ cm}$ . La frequenza respiratoria risulta complessivamente stabile fino a distanze intermedie, mentre tende a degradarsi superando circa i  $7\text{ m}$ . La frequenza cardiaca, invece, si conferma la componente più critica, con una maggiore variabilità e una minore dipendenza sistematica dalla distanza.

Gli scenari multi-soggetto hanno mostrato che, quando i soggetti si trovano a distanze differenti, è possibile separarli correttamente e stimare la frequenza respiratoria dei soggetti con buona accuratezza, con errori sulla distanza dell'ordine di pochi centimetri e sulla frequenza respiratoria di circa  $0.03\text{ Hz}$  (circa *1.8 respiri al minuto*). Anche in questi casi, la stima della frequenza cardiaca risulta più complessa.

Negli scenari più critici, come nel caso di soggetti allineati lungo la stessa direzione radar, il sistema non riesce a distinguere correttamente i contributi dei diversi soggetti, e il segnale del soggetto più vicino tende a mascherare quello più lontano. Questo comportamento è coerente con quanto osservato nel modello numerico nei casi di riflessione con attenuazione in serie.

Nel complesso, i risultati sperimentali confermano la capacità del sistema radar FMCW di stimare in modo affidabile la distanza e la frequenza respiratoria in condizioni reali.

Il confronto tra i risultati ottenuti dal modello numerico e quelli sperimentali evidenzia una buona coerenza generale, pur con differenze legate alla maggiore complessità delle condizioni reali. In particolare, mentre nel modello numerico il sistema consente una stima accurata sia della distanza sia dei parametri vitali, nei risultati sperimentali si conferma una buona accuratezza per la distanza e la frequenza respiratoria, mentre la frequenza cardiaca rappresenta la componente più critica.

Un aspetto rilevante riguarda la risoluzione in distanza e le scelte adottate nella fase di modellazione e sperimentazione. Nel modello numerico è stata utilizzata una banda pari a  $200\text{ MHz}$ , corrispondente a una risoluzione spaziale di circa  $75\text{ cm}$ . Questa scelta è risultata adeguata in quanto l'obiettivo principale non era una stima estremamente precisa della distanza, ma l'individuazione corretta del range bin associato al soggetto. In condizioni ideali, infatti, il bin corretto risulta chiaramente identificabile anche con una risoluzione relativamente limitata.

Nel caso sperimentale, invece, è stata utilizzata una banda maggiore, pari a  $1\text{ GHz}$ , al fine di ottenere una risoluzione spaziale più elevata, pari a circa  $15\text{ cm}$ . Una maggiore risoluzione consente infatti una più robusta identificazione del soggetto nel dominio della distanza. In questo contesto, l'accuratezza della stima potrebbe essere migliorata mediante tecniche di interpolazione del picco spettrale; tuttavia, questa operazione non è stata implementata in quanto non strettamente necessaria ai fini dell'analisi. L'obiettivo principale del lavoro è infatti l'estrazione dei parametri vitali, e non una stima estremamente precisa della distanza.

Dal punto di vista qualitativo, emergono differenze significative nella qualità dei segnali e degli spettri. Nel modello numerico, i segnali risultano regolari e privi di disturbi evidenti, con componenti respiratoria e cardiaca chiaramente distinguibili e spettri caratterizzati da picchi netti e ben localizzati. Nei risultati sperimentali, invece, i segnali risultano più complessi: lo spostamento toracico presenta variazioni di ampiezza e un andamento poco regolare dovuto al rumore e ai movimenti involontari del soggetto. Negli spettri, il picco respiratorio risulta più largo ma ancora identificabile, mentre la componente cardiaca presenta una distribuzione di energia più diffusa, con un picco meno definito. Questo comportamento può essere dovuto sia al rumore del segnale sia al fatto che il battito cardiaco non è perfettamente costante nel tempo, ma può variare leggermente anche durante acquisizioni di pochi minuti, generando più componenti nello

spettro. Questo fenomeno spiega la maggiore variabilità osservata nella stima della frequenza cardiaca.

In questo contesto, una possibile evoluzione del metodo potrebbe essere l'introduzione di tecniche di stima più robuste, ad esempio basate su un involuppo dello spettro, per individuare in modo più affidabile la frequenza principale anche in presenza di rumore.

In termini di ampiezza dei movimenti toracici, i valori stimati nei dati sperimentali risultano generalmente più elevati rispetto a quelli utilizzati nel modello numerico. Questa differenza è attribuibile alla presenza di rumore, movimenti involontari del soggetto e riflessioni ambientali, che influenzano la stima dello spostamento toracico introducendo una maggiore variabilità nei valori ottenuti.

Per quanto riguarda i profili di range, nel modello numerico, i picchi associati ai soggetti risultano ben definiti e isolati dal rumore. Nei risultati sperimentali, pur essendo presenti livelli di rumore più elevati e riflessioni secondarie, i picchi principali risultano comunque chiaramente identificabili, consentendo una corretta individuazione del soggetto. Questo conferma la robustezza della pipeline di elaborazione nella fase di selezione del range bin.

Negli scenari multi-soggetto, si osserva una buona coerenza tra modello numerico e risultati sperimentali. Le differenze diventano più evidenti nell'analisi spettrale. Nel modello numerico, gli spettri dei diversi soggetti risultano puliti e simili tra loro, mentre nei risultati sperimentali si osserva una maggiore variabilità tra i soggetti, in quanto si verifica una progressiva riduzione della qualità del segnale per i soggetti più lontani. In particolare, la componente cardiaca tende a ridursi e a confondersi con il rumore, rendendo la stima meno robusta.

Nel complesso, il modello numerico rappresenta una condizione ideale in cui le componenti del segnale risultano perfettamente separabili, mentre i risultati sperimentali evidenziano come, in situazioni più realistiche, la presenza di rumore, riflessioni ambientali e movimenti involontari dei soggetti influenzi principalmente la qualità della componente cardiaca e degli scenari più complessi. Nonostante ciò, la possibilità di separare i soggetti in distanza e di stimare correttamente la frequenza respiratoria risulta coerente con quanto previsto dal modello.

I risultati ottenuti risultano coerenti con quanto riportato in letteratura per sistemi radar FMCW applicati al monitoraggio dei parametri vitali [7], [14]. In particolare, è noto come

la stima della frequenza respiratoria sia generalmente più robusta rispetto a quella della frequenza cardiaca, che risulta più sensibile al rumore e alle interferenze, anche a causa delle armoniche del segnale respiratorio [14]. Analogamente, negli scenari multi-soggetto, la sovrapposizione dei segnali riflessi rappresenta una criticità nota, soprattutto in assenza di separazione spaziale tra i soggetti [8]. I risultati ottenuti confermano quindi un comportamento del sistema coerente con quanto atteso in condizioni realistiche.

## CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE

Il lavoro di tesi si è concentrato sullo studio e sulla valutazione delle potenzialità di un sistema radar FMCW a 24 GHz per il monitoraggio non invasivo dei parametri vitali, in particolare della frequenza respiratoria e della frequenza cardiaca. L'obiettivo principale è stato quello di analizzare le prestazioni di questa tecnologia, sia in condizioni ideali che in scenari più realistici, al fine di comprenderne i limiti e le possibili applicazioni in ambito biomedicale.

Per raggiungere questo obiettivo, il lavoro è stato strutturato in due fasi principali. Nella prima fase è stato sviluppato un modello numerico in ambiente MATLAB in grado di simulare il funzionamento di un radar FMCW a 24 GHz e l'intera catena di elaborazione del segnale, dalla trasmissione fino alla stima dei parametri vitali. Questo ha permesso di studiare in modo controllato l'influenza delle principali variabili operative e fisiologiche, tra cui la distanza del soggetto, la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca, l'ampiezza dei movimenti toracici e la presenza di più soggetti nella scena.

Nella seconda fase, il modello è stato validato attraverso misure sperimentali condotte con un sistema radar reale operante a 24 GHz. Le misure sono state effettuate in diversi scenari, includendo sia il caso a soggetto singolo sia configurazioni più complesse con più soggetti presenti contemporaneamente. Questa fase ha consentito di verificare l'efficacia dell'algoritmo di elaborazione sviluppato e di valutare il comportamento del sistema in condizioni di misura realistiche.

Nel complesso, il lavoro svolto ha permesso di fornire una valutazione integrata, numerica e sperimentale, delle prestazioni di un sistema radar FMCW a 24 GHz per il monitoraggio remoto dei parametri vitali.

I risultati ottenuti evidenziano come i sistemi radar FMCW rappresentino una soluzione promettente per il monitoraggio senza contatto dei parametri vitali, pur mostrando alcune criticità in condizioni più complesse.

Per quanto riguarda il modello numerico, i risultati hanno confermato la correttezza della pipeline di elaborazione sviluppata. In particolare, il modello è risultato in grado di stimare in modo accurato la distanza del soggetto, ricostruire lo spostamento toracico a partire dalla variazione di fase del segnale radar e separare le componenti associate alla respirazione e al battito cardiaco. È emerso, tuttavia, che la stima della frequenza cardiaca risulta più sensibile, rispetto a quella respiratoria, alle variazioni dei parametri fisiologici,

come l'ampiezza dei movimenti toracici e le frequenze associate. Questo comportamento è legato alla minore ampiezza del segnale cardiaco, che lo rende più vulnerabile al rumore, pur rimanendo comunque rilevabile nel modello simulato.

Dal punto di vista sperimentale, i risultati hanno permesso di validare l'efficacia della pipeline di elaborazione sviluppata anche in condizioni reali. In particolare, il sistema ha mostrato una buona capacità di stimare la distanza dei soggetti e la frequenza respiratoria in diversi scenari di misura, mentre la stima della frequenza cardiaca ha evidenziato una maggiore variabilità e sensibilità alle condizioni di acquisizione.

Particolarmente significativi sono risultati gli esperimenti condotti in condizioni di apnea. In assenza della componente respiratoria, il segnale associato al battito cardiaco è stato rilevato con buona affidabilità, evidenziando come la principale difficoltà nella sua stima sia legata alla sovrapposizione con il segnale respiratorio. Inoltre, nelle prove di apnea prolungata, il sistema radar ha mostrato la capacità di rilevare anche le contrazioni involontarie del diaframma, dimostrando una buona sensibilità a movimenti fisiologici di piccola ampiezza.

Per quanto riguarda gli scenari multi-soggetto, i risultati mostrano che il radar FMCW è in grado di distinguere più individui quando questi si trovano a distanze differenti, grazie alla separazione nei diversi range bin. Tuttavia, quando i soggetti si trovano a distanze simili, i segnali tendono a sovrapporsi rendendo più complessa l'estrazione dei parametri vitali. Inoltre, è stato osservato che il segnale proveniente dal soggetto più vicino può mascherare quello dei soggetti più lontani.

Un contributo rilevante del lavoro è rappresentato dall'integrazione tra modellazione numerica e validazione sperimentale, che ha permesso di valutare il comportamento del sistema anche in condizioni realistiche. In particolare, l'introduzione di un modello multilayer del corpo umano ha consentito di tenere conto dell'attenuazione del segnale nei tessuti, rendendo il modello più aderente al comportamento fisico reale del sistema radar.

Nonostante i risultati ottenuti evidenzino le potenzialità dei sistemi radar FMCW, il lavoro presenta alcune limitazioni. Il limite più grande riguarda la stima della frequenza cardiaca, che risulta più critica rispetto a quella respiratoria a causa della minore ampiezza del segnale. Inoltre, negli scenari multi-soggetto, la sovrapposizione dei segnali e le differenze di potenza tra soggetti rappresentano un limite significativo. Dal punto di vista

del modello numerico, non sono stati considerati movimenti corporei più ampi o non periodici, che in condizioni reali possono influenzare la qualità del segnale. Infine, la validazione sperimentale è stata condotta su un numero limitato di soggetti, ma ha comunque permesso di evidenziare in modo chiaro il comportamento del sistema in diversi scenari. Un'estensione del numero di partecipanti e delle condizioni di misura consentirebbe una valutazione ancora più completa delle prestazioni.

Queste limitazioni non compromettono la validità dei risultati, ma evidenziano le principali criticità da affrontare per un utilizzo più esteso di questa tecnologia.

### **Prospettive future:**

I risultati ottenuti aprono diverse possibili linee di sviluppo per il miglioramento dei sistemi radar FMCW nel monitoraggio dei parametri vitali.

Un primo ambito di sviluppo riguarda il miglioramento delle tecniche di elaborazione del segnale, con l'obiettivo di rendere più robusta la stima della frequenza cardiaca, in particolare in presenza di rumore o di sovrapposizione tra le componenti respiratoria e cardiaca. In questo contesto, potrebbero essere adottati approcci adattivi, in grado di modificare il proprio comportamento in funzione del segnale ricevuto, risultando potenzialmente più efficaci nel gestire variazioni e condizioni non ideali.

Inoltre, un aspetto rilevante riguarda la gestione dei movimenti involontari del soggetto, che possono introdurre variazioni del segnale più intense rispetto a quelle fisiologiche. In questo caso, potrebbe essere utile sviluppare metodi in grado di distinguere questi movimenti da quelli associati alla respirazione e al battito cardiaco, ad esempio sfruttando le differenze in ampiezza e andamento temporale del segnale.

Un ulteriore sviluppo riguarda gli scenari multi-soggetto, con l'obiettivo di migliorare la capacità del sistema di distinguere soggetti posti a distanze simili. In particolare, potrebbero essere approfonditi approcci in grado di separare segnali sovrapposti sfruttando in modo più efficace le differenze nelle caratteristiche temporali e spettrali dei segnali, considerando anche la possibile differenza di angolazione tra i soggetti.

Un altro aspetto riguarda l'estensione della validazione sperimentale. L'acquisizione di dati su un numero maggiore di soggetti e in condizioni più diversificate, in particolare in ambienti indoor, permetterebbe di ottenere una valutazione più completa delle prestazioni. Inoltre, in questo contesto, i risultati preliminari ottenuti nel confronto tra

soggetti maschili e femminili rappresentano un primo spunto per approfondire l'influenza delle caratteristiche fisiche e fisiologiche del soggetto sulla qualità del segnale radar.

Infine, un'altra possibile evoluzione riguarda l'utilizzo di sistemi di riferimento più accurati per la misura della frequenza cardiaca, come l'elettrocardiogramma (ECG), al fine di effettuare un confronto più solido e affidabile rispetto a quello ottenibile con dispositivi come il saturimetro. Questo consentirebbe di valutare in modo più rigoroso l'accuratezza delle stime ottenute dal radar. Per quanto riguarda la frequenza respiratoria, sebbene il conteggio diretto dei respiri rappresenti un metodo semplice e comunemente utilizzato, l'impiego di sistemi di misura più strutturati potrebbe permettere una valutazione ancora più precisa delle prestazioni.

In conclusione, i risultati ottenuti rappresentano un buon punto di partenza per l'utilizzo dei sistemi radar FMCW nel monitoraggio non invasivo dei parametri vitali. Sebbene siano ancora presenti alcune criticità, in particolare negli scenari più complessi, l'introduzione di miglioramenti sia dal punto di vista dell'elaborazione del segnale che delle condizioni di acquisizione potrebbe consentire un utilizzo più affidabile di questa tecnologia. In questo contesto, i sistemi radar potrebbero trovare applicazione in ambito clinico e nel monitoraggio domiciliare, in particolare per il controllo continuo di pazienti fragili, anziani o soggetti con ustioni, grazie alla possibilità di effettuare misure senza contatto e senza l'utilizzo di sensori applicati al corpo.

## BIBLIOGRAFIA:

- [1] S. Pisa, E. Pittella, and E. Piuze, 'A survey of radar systems for medical applications', *IEEE Aerosp. Electron. Syst. Mag.*, vol. 31, no. 11, 2016.
- [2] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, and H. Nazeran, 'A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care', *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, no. 4, 2018.
- [3] E. S. Dahiya, A. M. Kalra, A. Lowe, and G. Anand, 'Wearable Technology for Monitoring Electrocardiograms (ECGs) in Adults: A Scoping Review', *Sensors*, vol. 24, 2024.
- [4] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, and G. de Haan, 'Algorithmic Principles of Remote PPG', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 7, 2017.
- [5] G. Wang, T. Inoue, and C. Li, 'A Hybrid FMCW-Interferometry Radar for Indoor Precise Positioning and Versatile Life Activity Monitoring', *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 62, no. 11, 2014.
- [6] C. Li, J. Cummings, J. Lam, E. Graves, and W. Wu, 'Radar remote monitoring of vital signs', *IEEE Microw. Mag.*, vol. 10, no. 1, 2009.
- [7] M. Alizadeh, G. Shaker, P. P. Morita, and S. Safavi-Naeini, 'Remote Monitoring of Human Vital Signs Using mm-Wave FMCW Radar', *IEEE Access*, vol. 7, 2019.
- [8] S. M. M. Islam, N. Motoyama, S. Pacheco, and V. M. Lubecke, 'Non-Contact Vital Signs Monitoring for Multiple Subjects Using a Millimeter Wave FMCW Automotive Radar', *IEEE MTT- Int. Microw. Symp. IMS*, 2020.
- [9] S. M. Islam, 'Radar-based remote physiological sensing: Progress, challenges, and opportunities', *Front. Physiol.*, vol. 13, 2022.
- [10] P. S. Diao, T. Alves, B. Poussot, and S. Azarian, 'A Review of Radar Detection Fundamentals', *IEEE Aerosp. Electron. Syst. Mag.*, vol. 37, no. 6, 2022.
- [11] M. Kebe, R. Gadhafi, B. Mohammad, M. Sanduleanu, H. Saleh, and M. Al-Qutayri, 'Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review', *Sensors*, vol. 20, no. 5, 2020.
- [12] S. El-Samad, D. Obeid, G. Zaharia, S. Sadek, and G. E. Zein, 'Remote Heartbeat Detection Using Microwave System from Four Positions of a Normally Breathing Patient', *Int. J. Commun. Antenna Propag.*, vol. 6, no. 3, 2016.
- [13] S. Marty, A. Ronco, F. Pantanella, K. Dheman, and M. Magno, 'Frequency Matters: Comparative Analysis of Low-Power FMCW Radars for Vital Sign Monitoring', *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 73, 2024.

- [14] Y. Wang, W. Wang, M. Zhou, A. Ren, and Z. Tian, 'Remote Monitoring of Human Vital Signs Based on 77-GHz mm-Wave FMCW Radar', *Sensors*, vol. 20, no. 10, 2020.
- [15] J. Yin, Z. Cao, B. Pan, J. Ma, and Z. Cui, 'Optimizing SNR in FMCW Radar Systems for Vital Signs Detection', *IEEE Int. Geosci. Remote Sens. Symp. IGARSS*, 2024.
- [16] C. Gabriel, 'Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies.', Armstrong Laboratory, Brooks Air Force Base, Texas, USA, AL/OE-TR-1996-0004, 1996.
- [17] 'Dielectric Properties of Body Tissues', IT'IS Foundation. [Online]. Available: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- [18] A. Lee, X. Gao, J. Xu, and O. Boric-Lubecke, 'Effects of respiration depth on human body radar cross section Using 2.4GHz continuous wave radar', *IEEE Radio Wirel. Symp.*, 2017.
- [19] J. E. Kiriazi, 'Radar cross section of human cardiopulmonary activity for recumbent subject', *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, 2009.
- [20] RF-Lambda USA LLC, 'R24G40GSC Wide Band Low Noise Amplifier 24 GHz–40 GHz Datasheet', RF-Lambda USA LLC, R24G40GSC, 2025. [Online]. Available: <https://www.rflambda.com>
- [21] B. Szmola, L. Hornig, K. I. Wolf, A. Radeloff, K. Witt, and B. Kollmeier, 'Feasibility of Radar Vital Sign Monitoring Using Multiple Range Bin Selection', *Sensors*, vol. 25, 2025.
- [22] G. Sacco, E. Piuze, E. Pittella, and S. Pisa, 'An FMCW Radar for Localization and Vital Signs Measurement for Different Chest Orientations', *Sensors*, vol. 20, no. 12, 2020.
- [23] IMST GmbH, 'IMST sentire™ Radar Module DK-sR-1200 Development Kit User Manual', IMST GmbH, Kamp-Lintfort, Germany, 2018.