



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

MISURA INDIRETTA DELLA FREQUENZA RESPIRATORIA

ATTRAVERSO DISPOSITIVI INDOSSABILI

INDIRECT MEASUREMENT OF RESPIRATORY RATE THROUGH WEARABLE DEVICES

Relatore:

Prof. **Scalise Lorenzo**

Tesi di Laurea di:

Caterina Antonacci

Correlatore:

Dott.ssa **Cosoli Gloria**

A.A. 2020 / 2021

A mia Nonna

SOMMARIO

Negli ultimi anni si parla sempre di più di dispositivi indossabili capaci di misurare i parametri fisiologici della popolazione. Tra quelli più importanti ritroviamo la frequenza respiratoria, in quanto grazie ad essa si è capaci di dare un prospetto generale sullo stato di salute. Ma la frequenza respiratoria rimane sempre un'incognita in quanto è uno dei parametri fisiologici più difficile da stimare, in quanto soggetto a tantissimi fattori, tra cui l'età, il sesso, lo stress, la postura, ad esempio [1].

Bisogna specificare che questi dispositivi indossabili, in inglese *wearable devices*, non sostituiscono un dottore o una visita medica specifica, ma riescono a dare un andamento agli aspetti fisiologici dell'utente.

In questo studio si approfondisce l'affidabilità dello smartwatch Garmin VENU SQ, della fascia Zephyr BK3 BTLE e della fascia Polar H10 nella misura della frequenza cardiaca e nella stima indiretta della frequenza respiratoria, cioè del BR (Breathing Rate).

Dimostreremo che la fascia Zephyr sarà la più affidabile per la stima della frequenza respiratoria, insieme alla fascia Polar H10. Infatti, dai risultati si ha che la fascia Zephyr, la fascia Polar H10 e lo smartwatch Garmin presentano un'accuratezza e una precisione rispettivamente di (-0.20 ± 0.69) bpm (breath-per-minute) e (-0.48 ± 2.49) bpm e (3.30 ± 3.91) bpm (dati riportati come scarto medio \pm deviazione standard).

Questi risultati sono stati ottenuti considerando delle prove eseguite su 4 soggetti a riposo con una frequenza respiratoria sia libera che cadenzata da metronomo.

Il resto della tesi è così organizzato: il Capitolo 1 descrive lo stato dell'arte, cioè una situazione generale sulla frequenza respiratoria, sui dispositivi indossabili ed una breve descrizione sugli strumenti capaci di misurare altri indici fisiologici per poi, attraverso algoritmi opportuni, ottenere una stima indiretta della frequenza respiratoria. Il secondo Capitolo descrive i possibili algoritmi per stimare la frequenza respiratoria e l'algoritmo utilizzato, i materiali utilizzati durante la parte sperimentale della tesi, i setup di prova ed i processamenti dei dati. Il terzo Capitolo riguarda l'analisi dei risultati ottenenti concerne la frequenza cardiaca e respiratoria; ed infine, le conclusioni ottenute dall'analisi dei risultati.

INDICE

Capitolo 1: Stato dell'Arte	Pag. 5
1.1. Meccanica Respiratoria.....	Pag. 6
1.1.1 Misura della Frequenza Respiratoria.....	Pag. 8
1.2 Heart Rate Variability.....	Pag.8
1.3 Tacogramma.....	Pag. 9
1.4 Elettrocardiogramma	Pag. 9
1.5 Fotopletismografo	Pag. 13
1.6 Dispositivi Indossabili	Pag. 14
1.6.1Fasce Toraciche.....	Pag. 14
1.6.2 Smartwatch	Pag. 16
1.6.3 Smart Clothing.....	Pag. 17
Capitolo 2: Materiali e Metodi	Pag.18
2.1 Metodi di processamento del segnale per la misura indiretta della frequenza respiratoria	Pag. 18
2.2 Metodo Utilizzato	Pag. 20
2.3 Modalità di svolgimento delle prove.....	Pag. 21
2.4 Smartwatch Garmin Venu SQ.....	Pag.24
2.5 Fascia Polar H10	Pag. 25
2.6 Fascia Zephyr BK3 BTLE	Pag. 26
2.7 Processamento dati	Pag.27
Capitolo 3: Analisi dati e risultati	Pag. 33
3.1 Frequenza Cardiaca	Pag.33
3.2 Frequenza Respiratoria	Pag. 41
Capitolo 4: Conclusioni	Pag. 76
Riferimenti bibliografici.....	Pag. 77
APPENDICE	Pag.80

1. STATO DELL'ARTE

La frequenza respiratoria è uno dei parametri fisiologici fondamentali da conoscere per la diagnostica e prevenzione del paziente. Nell'ultimo decennio si è approfondito sempre di più lo studio della frequenza respiratoria e della sua importanza in quanto indice di variazioni fisiologiche. Ma, nonostante ciò, è anche uno dei parametri meno utilizzati in quanto la sua misura accurata è generalmente non agevole e soggetta a molteplici cause di incertezza.

L'attenzione alla vita quotidiana ha portato alla progettazione di dispositivi in grado di monitorare in maniera continua lo stato dell'uomo; questo è reso possibile grazie ai dispositivi indossabili, comodi, leggeri ma anche economici, che permettono di misurare più parametri fisiologici in maniera continua. Infatti, gli smartwatch, che sono solo un esempio di dispositivi indossabili, oltre ad avere la classica funzione di orologi, permettono di conoscere la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria, il numero di passi, il dispendio energetico, la pressione sanguigna, la saturazione del sangue (SpO₂, parametro su cui nell'ultimo anno è stata posta particolare attenzione a causa della pandemia di COVID-19), ecc.

Il problema principale di questi dispositivi indossabili è che possono presentare errori dovuti a disturbi che risultano in una minore accuratezza nella misurazione, ma, nonostante ciò, vale la pena portare a approfondire la ricerca su questo tema con potenziali benefici sia in ambito sanitario che nella vita quotidiana. L'importante è tenere sempre presente quali sono le performance metrologiche di tali dispositivi, così da tenerne adeguatamente conto quando si utilizzano i risultati della misura, anche in base all'applicazione target. Esistono dei dispositivi basati su delle tecniche contactless che sono in grado, in maniera specifica, di misurare la frequenza respiratoria agevolando l'assistenza sanitaria, essenziale nell'ambiente professionale, in quanto in grado di rilevare il grado di stress e il carico cognitivo, così come nello sport ed esercizio fisico [2].

La frequenza respiratoria può essere stimata indirettamente in diversi modi, dall'estrazione del segnale del fotoplethysmografo, all'individuazione dei picchi RR nella frequenza cardiaca oppure all'utilizzo di un multi-deviatore di ECG (EDR) oppure mediante la pressione arteriosa (BDR) (si basa principalmente sull'ampiezza e le variazioni temporali della pressione sanguigna sistolica [7] [3]).

Il compito di questo studio è dunque quello di analizzare le tecniche indirette per la misurazione della frequenza respiratoria disponibili in letteratura utilizzando dei dispositivi indossabili moderni e caratterizzarli metrologicamente per determinarne l'incertezza di misura, confrontandoli con dei dispositivi medici professionali usati come riferimento (*gold standard*).

Nel capitolo 2 andremo ad analizzare alcune tecniche per l'estrapolazione della frequenza respiratoria mediante l'elettrocardiogramma (ECG), il fotoplethysmografo (PPG), le fasce

toraciche, ed alcuni smartwatch di utilizzo ideale per la misura della frequenza respiratoria, tra questi è stato incluso lo smartwatch Garmin Venu SQ, in quanto esso fornisce una stima del BR ma, nel nostro studio, i suddetti dati non vengono utilizzati in quanto ci vengono forniti con una frequenza di campionamento non adeguata ma soltanto come una media di tempi molto lunghi (una frequenza respiratoria media di una settimana)

1.1. Meccanica Respiratoria

Il sistema respiratorio costituisce un sistema che si basa principalmente sullo scambio di due gas, anidride carbonica ed ossigeno, mediante due fasi, definite ispirazione ed espirazione, che, a loro volta, portano rispettivamente ad una dilatazione e una contrazione e del torace e dei muscoli annessi. Il principio funzionale su cui si basa il sistema in questione è il sistema toraco-polmonare e il sistema cardiovascolare. Il sistema toraco-polmonare può essere considerato un sistema meccanico di primo ordine dove agiscono solamente forze viscoso e elastiche. In generale, il sistema Toraco-polmonare può essere esaminato mediante la formula $P = f_1(V) + f_2(V)$, dove la prima componente si riferisce alla statica del sistema, la quale va a considerare la pressione in relazione al volume polmonare ma nell'ipotesi di assenza di flusso, la seconda componente riguarda la parte dinamica del sistema (forza viscosa); in questa sezione ci concentreremo sulla dinamica del sistema toraco-polmonare. La parte dinamica riguarda principalmente il ciclo respiratorio caratterizzato dalla ventilazione polmonare (convenzionalmente inizia al termine dell'espirazione), che consiste nel flusso d'aria in un minuto, tipicamente 7,5 l/min. Un ciclo respiratorio ha una durata di circa 4 s e una frequenza di circa 15/17 atti al minuto [4].

In generale la dinamica del ciclo respiratorio si accentua con l'aumentare dell'intensità della ventilazione e delle forze che contraggono i muscoli respiratori. La frequenza respiratoria è controllata principalmente dal gruppo respiratorio ventrale (GRV), che a sua volta influenza i pattern respiratori collegati ad una serie di neuroni che, a loro volta, permettono il controllo volontario della frequenza respiratoria. Esso può durare per brevi periodi, dopo dei quali si avranno spasmi della muscolatura respiratoria fino ad arrivare ad un collasso della frequenza respiratoria che porta allo svenimento.

In generale, la frequenza respiratoria dipende dalle dimensioni del soggetto (ad esempio peso ed altezza) e soprattutto dall'età. Di fatti, le donne hanno una frequenza respiratoria maggiore rispetto agli uomini, ed un bambino avrà una frequenza respiratoria maggiore rispetto ad un adulto (40 respiri/minuto) [5].

Quindi possiamo dire che la frequenza respiratoria è un parametro estremamente importante in quanto questo segno vitale è uno dei primi indicatori di malattia. Un recente studio ha dimostrato che una frequenza respiratoria elevata, con almeno un RR (Respiration Rate) ≥ 27 respiri al minuto in un periodo di tempo di 72 ore è un previsore di arresto cardiaco, collegato anche con una maggiore mortalità. Quindi, possiamo

concludere che anomalie o variazioni non fisiologiche del parametro RR sono indicatori chiave dello stato di salute del paziente. [6] [7] [8]

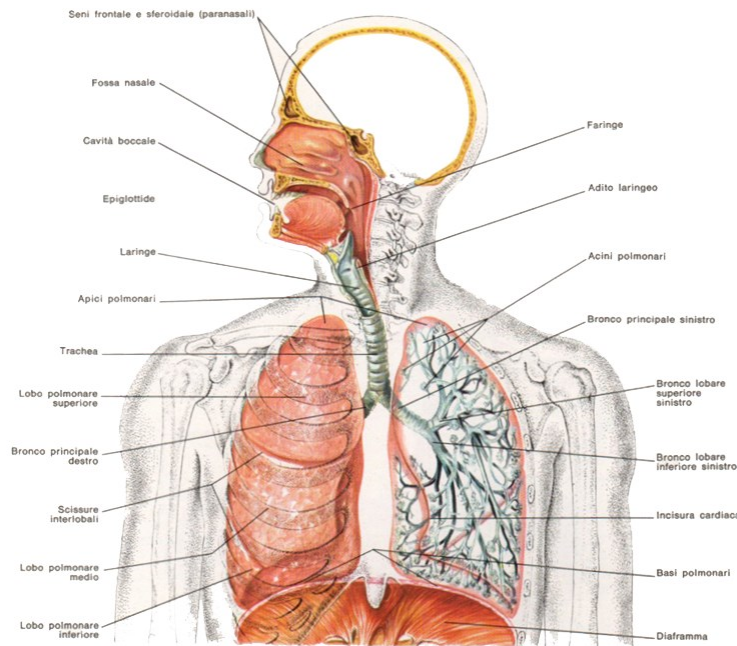


Figura 1. Immagine del sistema respiratorio

1.1.1. MISURA DELLA FREQUENZA RESPIRATORIA

La misura della frequenza respiratoria è uno degli indici più difficili da misurare; tutt'oggi, nella maggior parte dei centri medici, la tecnica manuale della stima del BR (breathing rate) è il metodo più usato.

Tale procedura richiede particolare attenzione da parte dell'operatore e vi è la necessità che l'operatore sia dotato di un orologio, stetoscopio, carta e penna. Gli step per la stima della frequenza respiratoria con questa procedura sono 5 [9]:

- I) Invitare il paziente ad assumere una posizione supina, in quanto una posizione adeguata facilita l'osservazione dei movimenti della gabbia toracica e, conseguentemente, risulta più facile la rilevazione del respiro da parte dell'operatore;
- II) Verificare che il paziente sia a riposo, in quanto diverse attività modificano l'attività respiratoria;
- III) Tenere le dita sul polso del paziente o la mano sul torace in maniera tale da osservare e sentire l'atto respiratorio;
- IV) Contare, guardando l'orologio, quanti atti respiratori avvengono in un minuto, osservando la qualità, il ritmo (la regolarità degli atti), e la profondità (cioè i movimenti della gabbia toracica);
- V) Annotare le caratteristiche rilevate.

1.2. HEART RATE VARIABILITY

I processi biologici non hanno un andamento lineare, ma essi variano in maniera complessa anche in condizioni stazionarie. Ad esempio, nel caso della frequenza cardiaca, è stato dimostrato che i battiti cardiaci consecutivi non sono costanti: si parla di Heart Rate Variability (HRV).

L'attività del cuore è del tutto autonoma, ma le fibre muscolari cardiache, che permettono il pompaggio del sangue, risultano particolarmente innervate dal sistema nervoso simpatico e parasimpatico. Il sistema nervoso simpatico origina dal midollo spinale ed è responsabile delle risposte dell'organismo in caso di elevata attività fisica o di stress, producendo un innalzamento della pressione sanguigna e della frequenza cardiaca. Il sistema nervoso parasimpatico è localizzato nella zona sacrale del midollo spinale e nel midollo allungato del tronco encefalico [10]; esso si occupa del rifornimento di energia per l'organismo ed è la principale causa di abbassamento della pressione sanguigna e frequenza cardiaca [11].

Ma sull'HRV agiscono anche i centri di controllo respiratorio. Ad esempio, durante la fase di inspirazione si ha un aumento della pressione sanguigna con una conseguente diminuzione del ritorno venoso e della gittata cardiaca, e qui agiscono i barocettori, deputati alla rilevazione delle dispersioni delle pareti dei vasi sanguigni, che segnalano la variazione ed innescano un segnale inibitorio nel sistema parasimpatico generando un aumento della frequenza cardiaca e della pressione sanguigna. Questo fenomeno prende il nome di aritmia sinusale respiratoria (ASR) [11].

1.3 TACOGRAMMA

Il modo più comune ed efficiente per osservare e studiare l'HRV è il tacogramma. Esso riporta sull'asse dell'ascisse il tempo e sull'asse dell'ordinata la distanza temporale dei picchi R adiacenti. Il tacogramma si ottiene mediante un processamento del segnale ECG (elettrocardiogramma), cercando di individuare il complesso QRS, e, in particolare i picchi R e le distanze tra picchi consecutivi.

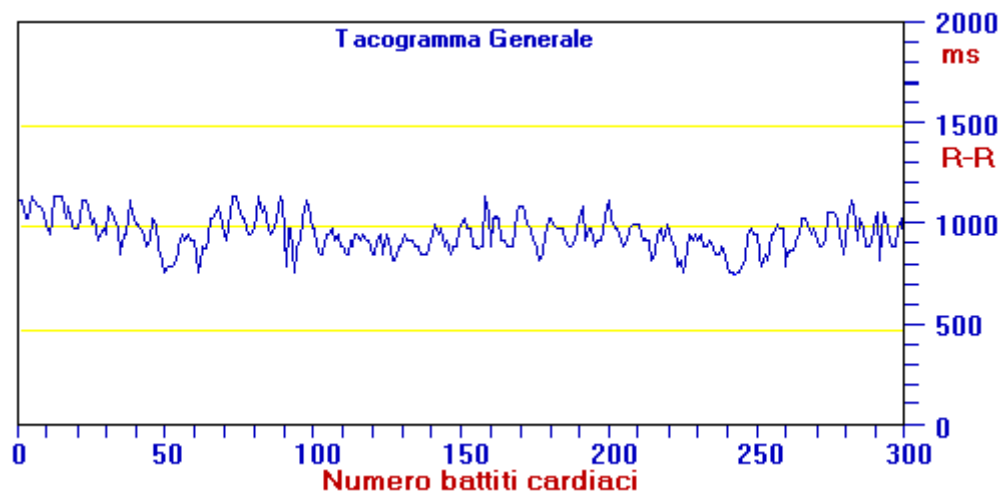


Figure 2 Esempio di tacogramma [12]

1.4 ELETTROCARDIOGRAMMA

L'elettrocardiogramma (ECG) è uno strumento utilizzato nella medicina classica che consente di registrare l'attività elettrica del cuore mediante quattro elettrodi posizionati sugli arti (derivazioni fondamentali ed aumentate) e sei sulla superficie del torace (derivazioni precordiali), ottenendo, quindi, il potenziale elettrico complessivo del cuore, dato da dodici derivazioni, misurato in un intervallo di tempo variabile.

L'ECG, nel nostro studio, risulta utile in quanto da esso è possibile ottenere la stima indiretta del BR.

Considereremo l'elettrocardiogramma analogico a comando digitale, ad esempio.

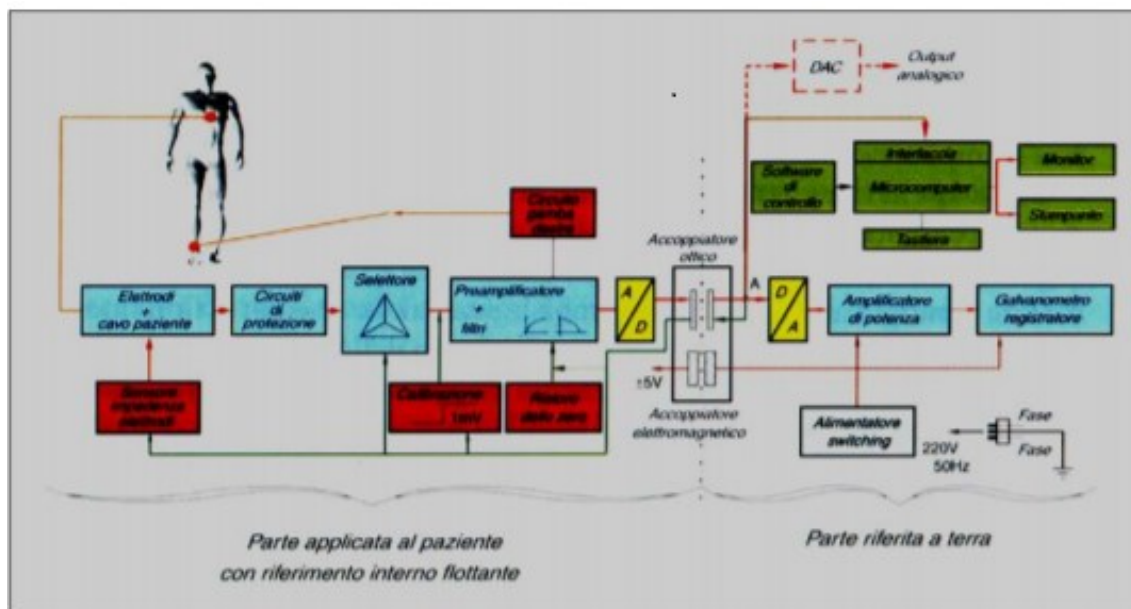
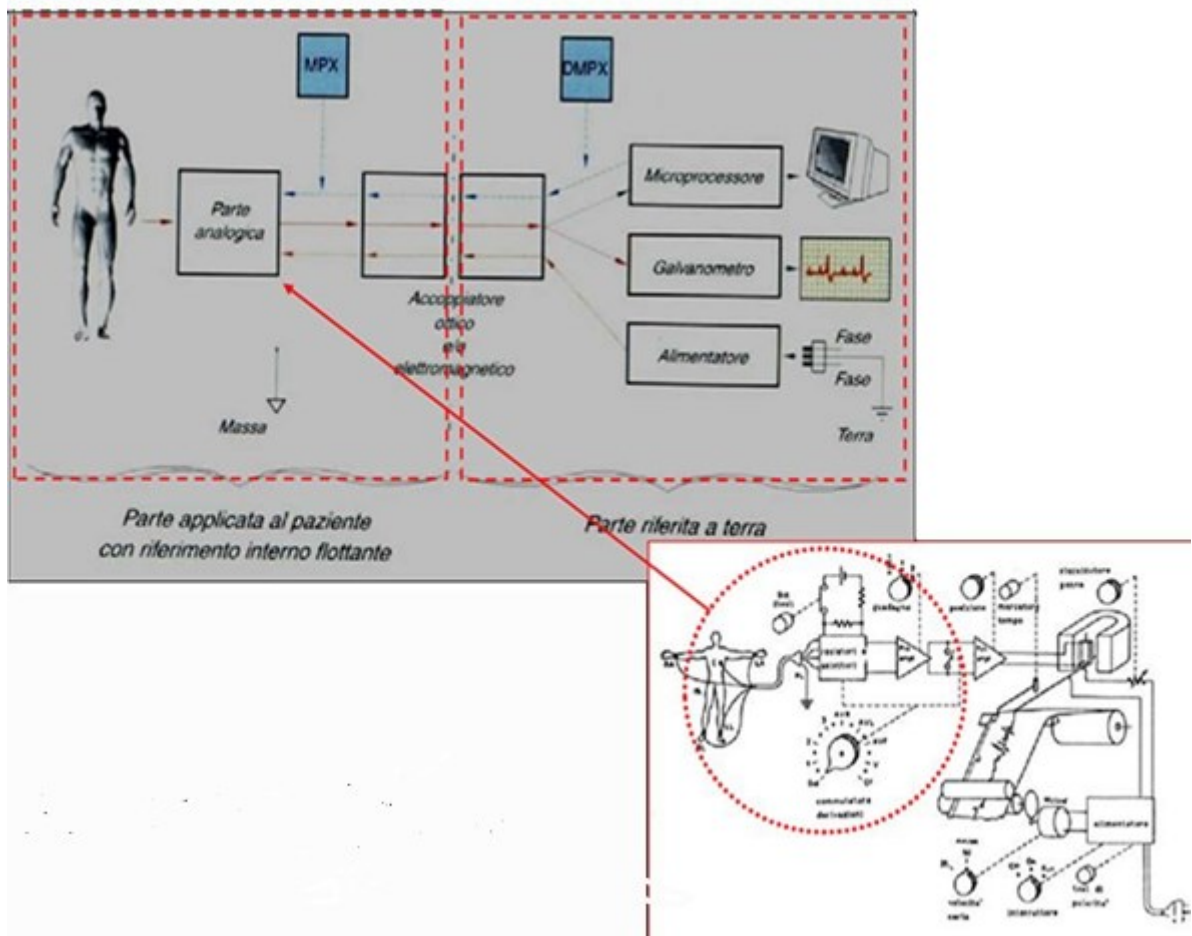


Figura 3.4. Rispettivamente elettrocardiogramma analogico a comando digitale e schema a blocchi di esso. [Francesco Paolo Branca, "Ingegneria Clinica".]

Esso è caratterizzato da una parte analogica per l'acquisizione classica del segnale elettrico cardiaco e da una digitale. L'acquisizione del segnale si ha attraverso gli elettrodi che lo prelevano dal paziente e lo inviano ad un circuito di protezione da sovratensioni, per poi passare ad un blocco di selettore di deviazioni, ed essere processato in un blocco

di amplificatori e filtri; successivamente, il segnale passerà attraverso un convertitore analogico/digitale, che permetterà di avere un flusso di dati digitali che viaggeranno, attraverso un processore, fino ad arrivare al monitor.

L'ECG è di estrema importanza nella medicina, in quanto, grazie alla collaborazione tra acquisizione del segnale e galvanometro, ci permette di avere un tracciato dell'attività elettrica del cuore, da cui è possibile rilevare lo stato generale del paziente.

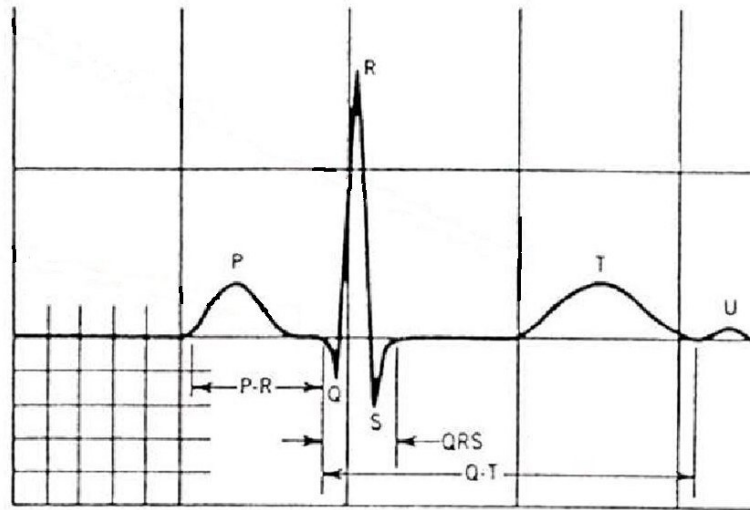


Figura 5, Tracciato ECG. [L. Scalise lezione strumentazione biomedica, 2021]

Il tracciato dell'ECG è costituito da un'onda P e dal complesso QRS; l'onda P è causata da potenziali elettrici generati nel processo di depolarizzazione atriale che precede il fenomeno della contrazione. Il complesso QRS è dovuto, invece, a potenziali o correnti elettriche che si generano durante il processo di depolarizzazione attraverso il miocardio ventricolare e che precede il fenomeno di contrazione. Quindi sia l'onda P che il suddetto complesso sono onde di depolarizzazione. L'onda T, invece, viene definita un'onda di ripolarizzazione, in quanto si genera quando i ventricoli risolvono lo stato di depolarizzazione.

Come si è detto, dall'elettrocardiogramma è possibile conoscere lo stato di salute generale del paziente, di fatti è possibile anche definire la frequenza cardiaca calcolata nell'intervallo RR, che rappresenta la durata di un ciclo cardiaco, che in una persona sana avrà durata di 0,8- 0,9 s.

Il fenomeno biologico che lega l'attività cardiaca alla respirazione è detto *aritmia sinusale respiratoria* (ASR). [13] Si basa sull'aumento della frequenza cardiaca durante l'ispirazione (detto riflesso di Bainbridge) e sul rallentamento durante l'espirazione, a causa del nervo vago. Prendendo il nome di aritmia, essa è considerata come una variazione naturale della frequenza cardiaca che si presenta durante un ciclo respiratorio.

ASR è osservabile anche in un elettrocardiogramma notando cambiamenti nelle onde P-P o nelle distanze tra le stesse onde e, dato che all'onda P corrisponde la depolarizzazione degli atri, va anche ad indicare l'inizio di un nuovo ciclo cardiaco.



Figura 6,7. Le figure rappresentano rispettivamente un tracciato di ECG normale e uno di aritmia sinusale respiratoria, dove è possibile notare delle irregolarità delle onde P e nelle distanze tra le stesse [14] [15].

Stimare indirettamente la frequenza respiratoria è possibile attraverso un sistema di multi-derivazione o mono-derivazione dell'elettrocardiogramma, si parla di EDR (*ECG Derived Respiration*); con un opportuno algoritmo è possibile estrarre il segnale respiratorio da esso [16].

In letteratura ci sono diversi studi sulla stima indiretta della BR; ad esempio, in [17] si dimostra che l'algoritmo proposto per il calcolo della frequenza respiratoria, applicato al database Fantasia, riporta un errore medio assoluto complessivo dello 0,5 bpm, con una differenza di errore assoluto tra anziani e giovani a causa della frequenza respiratoria più alta nei secondi. Quindi esso risulta abbastanza buono come strumento e meccanismo per calcolare la frequenza respiratoria.

Ma l'ECG, così come tanti altri strumenti utilizzati in medicina e nella vita quotidiana, sarà soggetto ad artefatti da movimento, causando delle variazioni e disturbi del segnale registrato. Quindi l'accuratezza del segnale si riduce notevolmente soprattutto durante un ciclo respiratorio, in quanto vi sarà una variazione della posizione degli elettrodi causando, quindi, una variazione di impedenza toracica durante la sistole e la diastole [18]. E si avrà, ancora, una variazione di posizione dell'asse cardiaco con una conseguente modulazione in ampiezza della componente e, infine, vi sarà una variazione fisiologica della frequenza cardiaca durante la respirazione causando una modulazione in frequenza del segnale respiratorio [19].

Altro aspetto da esaminare è il *Pulses Paradoxus* (PP), che consiste nella diminuzione della pressione sanguigna sistolica proporzionale alla variazione della pressione durante il ciclo respiratorio [20]. La variazione della pressione sanguigna dovuta all'aumento di volume quando il cuore si contrae e pompa il sangue attraverso l'aorta ed ogni intervallo di tempo della pressione arteriosa ha dimostrato avere una correlazione con la componente ciclica respiratoria [21].

1.5 FOTOPLETISMOGRAFO

Il fotopleletismografo (PPG) è uno strumento ottico utilizzato in medicina per individuare i cambiamenti volumetrici del sangue nella circolazione periferica.

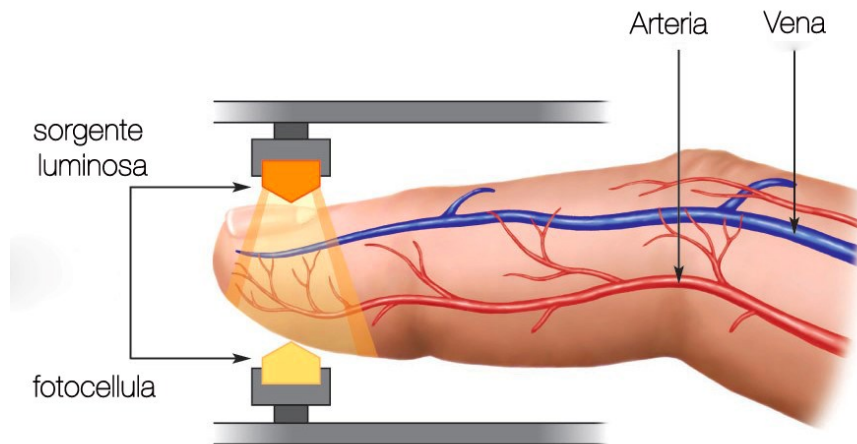


Figura 8. Immagine del funzionamento di un fotopleletismografo [22]

Il funzionamento del PPG si basa su un LED che emette un fascio di luce ad una certa lunghezza d'onda che attraversa i tessuti sottostanti, perdendo man mano di intensità. La risultante sarà rilevata da un fotorilevatore (fotodiode), che quantificherà l'intensità della luce in un segnale elettrico.

Attraverso il segnale fornito dal PPG è possibile derivare indici fisiologici, come il livello di stress, la saturazione sanguigna, la frequenza cardiaca e anche quella respiratoria. [23] È possibile risalire alla frequenza cardiaca attraverso un processo di derivazione del segnale PPG. [23]

In generale, l'intervallo R-R viene solitamente determinato mediante il processo di individuazione del picco dello spettro delle singole componenti, ma a causa delle fluttuazioni del battito cardiaco si avrà un fenomeno di dispersione spettrale [23].

Il PPG viene utilizzato in molti studi per la stima indiretta della frequenza respiratoria, fornendo risultati abbastanza buoni. Hoilett et al. [24] utilizzano e descrivono un dispositivo con un fotosensore e, filtrando il segnale con un filtro passa-banda (0,7 Hz - 35 Hz), ottengono informazioni riguardo la frequenza cardiaca e respiratoria. I risultati vengono confrontati con un cardiografometro e una fascia toracica per, rispettivamente, frequenza cardiaca e respiratoria. La frequenza cardiaca viene misurata mediante la variazione di sangue all'interno dei vasi, la frequenza respiratoria mediante il monitoraggio delle anomalie e variazioni di intervallo picco-picco. I risultati mostrano un'incertezza della frequenza respiratoria di 0,03 Hz e della cardiaca in un range tra 1,27 Hz e 0,25 Hz. Entrambi in accordo con lo strumento di riferimento.

Il PPG, inoltre, è stato utilizzato anche in un altro esperimento, insieme alla fotocamera Kinect [25], permettendo di avere una stima delle resistenze aeree. Esso ha dimostrato di avere un errore medio del volume corrente di $0,07 \pm 0,06$ l e un errore medio di $3,1 \pm 2,6$ respiri/min, con un'accuratezza delle vie aeree del $70,9 \pm 19,2\%$, permettendo così di

avere una accuratezza dell'80% complessivamente. Esso quindi si presenta come una buona alternativa allo spirometro, ma non fornisce una resistenza assoluta in quanto vi sarebbe la necessità di un pletismografo polmonare e un sensore posizionato internamente.

Un altro aspetto molto importante è quello di esaminare che metodo di estrazione utilizzare per il segnale PPG, in quanto a seconda delle tecniche di estrazione il segnale può perdere informazioni anche essenziali per monitorare l'andamento del paziente.

1.6 DISPOSITIVI INDOSSABILI

I dispositivi indossabili (o anche *wearable device*) sono dei dispositivi elettronici che possono essere applicati sui capi d'abbigliamento o indossati direttamente dagli utenti. Hanno diversi campi di applicazione, dal monitoraggio dei segnali biomedicali, come la frequenza respiratoria, cardiaca, saturazione del sangue, apnea nel sonno, ma possono rilevare anche il dispendio energetico, possono funzionare come contapassi, monitorare lo stress e le ore di sonno integrandole con la qualità del sonno (sonno leggero, profondo).

Essi permettono di monitorare l'utente 24 ore su 24 nella vita quotidiana, in maniera non invasiva e creando il minimo dei fastidi. Il problema sostanziale di questo genere di dispositivi è che sono meno accurati (e per di più spesso non è data sufficiente importanza alla loro caratterizzazione metrologica [26]) e soggetti a disturbi ed artefatti da movimento. Inoltre, in funzione della posizione, essi mostreranno un'attenuazione del segnale. [26].

Tra i dispositivi indossabili anche ad uso medico consideriamo le fasce toraciche, gli "smartwatch" e gli *Smart Clothing*.

1.6.1 FASCE TORACICHE

La fascia toracica è un sistema di riferimento abbastanza affidabile , (ad esempio la Lumoback ha degli errori percentuali assoluti medi dello -0.2, -0.4 [27], oppure la Suunto memory Belt [28] presenta errori -2,00 e +1,94 ms nel riconoscimento dei picchi R consecutivi ed ha una correlazione forte con l'ECG di riferimento [29])che si basa sulla variazione di volume toracico dell'aria espirata ed inspirata durante un atto respiratorio. Esso è soggetto ad artefatti da movimento, in quanto essa può spostarsi dalla posizione iniziale e causare disturbi al segnale, risultando in un'accuratezza inferiore. Inoltre, essa risulta generalmente scomoda anche per le attività quotidiane, in quanto l'aderenza non è assicurata [30].

Citiamo alcune fasce toraciche tra le più accurate, tra cui la Polar H10 [31] e la Suunto memory Belt [28]. La prima è caratterizzata da un errore in laboratorio del 0,2%, con una

differenza dello 0,4% in condizioni di vita normale. Viene posizionata nella parte bassa della schiena.

La Polar H10 è considerata uno dei migliori monitor HR (Heart Rate) disponibili. Caratterizzata da dei sensori ECG e dalla presenza di silicone, in modo da avere maggiore attrito e minore possibilità di spostamento, noteremo in essa (ad esempio, nel nostro studio, noteremo una precisione di essa di 9,02 bpm avendo come riferimento la fascia Zephyr) e l'assenza di rumori.

Altra fascia da considerare è la fascia Zephyr [32], che permette di rilevare la frequenza respiratoria e la frequenza cardiaca mediante elettrodi; ma di questa ne parleremo più dettagliatamente nel paragrafo 2.6.



Figura 9, Fascia Suunto memory Belt.



Figura 10. Fascia Zephyr



Figura 11. Fascia Polar H10

1.6.2 SMARTWATCH

Gli smartwatch sono tra i dispositivi indossabili più utilizzati. Essi sono caratterizzati dal fatto che, oltre ad avere le classiche funzioni da orologio e da dispositivo indossabile, hanno anche la possibilità di interagire direttamente con l'utente, permettendo di fare foto, rispondere ai messaggi o chiamate.

Tra le caratteristiche più comuni troveremo la funzione di contapassi, il monitoraggio dell'attività sportiva, il dispendio energetico, il monitoraggio del livello di stress, la frequenza cardiaca. Ma solo alcuni permetteranno di stimare indirettamente la frequenza respiratoria mediante la saturazione del sangue, oppure attraverso l'analisi HRV.

Tra questi riportiamo Omron HeartGuide [33] capace di misurare la pressione sanguigna attraverso il metodo oscillometrico con un range di misura da 60-230 mmHg (pressione sistolica) e 40-160 mmHg (pressione diastolica) con una precisione di ± 3 mmHg. (Importante specificare che questo smartwatch non stima il BR, ma attraverso opportuni algoritmi è possibile calcolarlo)

Altro dispositivo capace, invece, di stimare in modo indiretto la frequenza respiratoria è il Garmin Venu SQ [34] mediante la richiesta di dati sulla frequenza cardiaca e una camminata veloce o una corsa a tempo in un intervallo di tempo di 15 minuti.

Anche il Jawbone UP4 è un dispositivo in grado di misurare non solo i passi, il dispendio energetico, la distanza e il sonno, ma anche le bioimpedenze, attraverso cui è possibile derivare la frequenza cardiaca e respiratoria [35]. Esso è stato anche confrontato con un altro smartwatch all'interno di una spedizione nella NASA con tre soggetti e ha dimostrato di avere maggiori disturbi e minore correlazione man mano che l'intensità dell'attività aumentava (correlazione con lo strumento di riferimento di 0,82- 0,93 per i passi e 0,71- 0,85 per le calorie). [36] [26].



Figura 12. Smartwatch Omron HeartGuide



Figura 13. Smartwatch Garmin Venus Sq



Figura 14. Jawbone UP4

1.6.3 SMART CLOTHING

Altra tipologia di dispositivi indossabili sono i cosiddetti “indumenti intelligenti”. Essi saranno più accurati e precisi rispetto agli smartwatch, in quanto dotati di sensori posizionati in una zona prossima all’area cardiaca.

Citiamo, secondo uno studio di Di Rienzo et al. [37], la MagIC, maglietta interattiva computerizzata, dotata di sensori tessili in grado di prelevare il segnale senza l’aiuto del gel conduttore. È caratterizzata da un trasduttore di base tessile per la misurazione della frequenza respiratoria (misurata attraverso la variazione di volume toracico). Esso ha mostrato di avere una corretta identificazione degli eventi cardiaci, una corretta stima della frequenza cardiaca e una buona qualità del segnale nella maggior parte del tempo di monitoraggio. Invece, utilizzando sempre dei dispositivi indossabili con un multi-sensore per il monitoraggio (sensori eterogenei, sensori senza il contatto con la pelle per evitare tossicità e per il monitoraggio a lungo termine), in [38] il segnale respiratorio è stato scomposto in cinque sottosegnali respiratori, principalmente basati sulla variazione di frequenza, ampiezza, intensità, movimento e uno sulla pletismografia di impedenza elettrica. I risultati forniscono un miglior risultato quando i soggetti sono fermi anziché in movimento, con una media di errore nel caso statico pari a 0,3 atti respiratori/min e una media di errore nel caso dinamico di 1,8 bpm.

Ma l’aspetto positivo di questo genere di dispositivi è che l’utente è libero di muoversi senza avere grandi difficoltà, cosa che negli strumenti tradizionali non abbiamo.

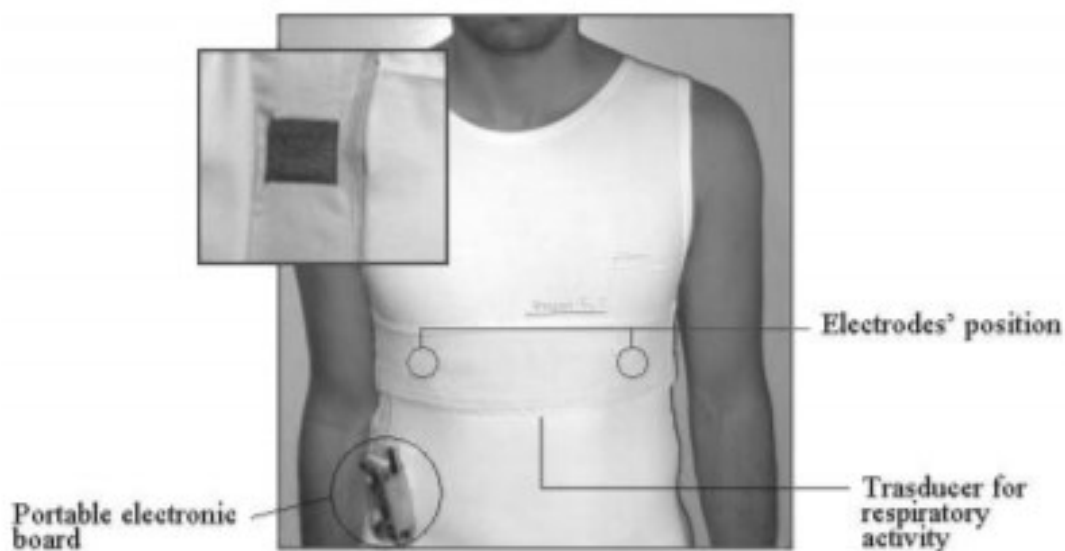


Figura 15. MagIC, [39]

2.MATERIALI E METODI

In questo capitolo verranno spiegati alcuni dei metodi di processamento del segnale per la stima del BR, l'algoritmo che è stato utilizzato, lo svolgimento delle prove e gli strumenti utilizzati.

2.1 METODI DI PROCESSAMENTO DEL SEGNALE PER LA MISURA INDIRETTA DELLA FREQUENZA RESPIRATORIA

Quando si va a registrare un segnale mediante uno strumento, il segnale risultante sarà la composizione di altri segnali. Ad esempio, quando il paziente va a sottoporsi ad un esame ECG, il segnale risultante (il classico tracciato) sarà dato dal segnale elettrico del cuore, mediante cui è possibile calcolare vari parametri, anche al di fuori dell'attività cardiaca. Il caso di nostro interesse è la frequenza respiratoria, quindi andremo a vedere come estrarre la frequenza respiratoria dal segnale ECG e PPG e in particolare dal tacogramma ottenibile da tali segnali.

Subito dopo la registrazione vi sarà una fase altrettanto importante, cioè la fase di estrapolazione del segnale di nostro interesse dal segnale principale.

Nel corso degli anni sono stati molti i metodi proposti relativamente ai segnali PPG ed ECG. La maggior parte dei modelli proposti utilizzano un'analisi tempo-frequenza permettendo, così, di conoscere simultaneamente le caratteristiche sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza. Tra questi vi sono: STFT (Short Time Fourier Transform) [40], WVT (Wigner- Ville Transform) [41], CWD (Choi-Williams Distribution) [42] e CWT (Continuous Wavelet Transform) [43]; di queste, l'ultima è la più usata, in quanto consente di avere una elevata risoluzione delle componenti ad alta frequenza. [41]

Ricordiamo Leonard, che propose un algoritmo per l'estrazione del segnale BR al PPG, dove quest'ultimo viene scomposto in tre segnali di respirazione e viene confrontato con il segnale di riferimento, ottenendo un errore medio assoluto di 0,31 bpm. Inoltre, si notarono dei limiti corposi nello sviluppo dell'algoritmo, tra cui l'elevata complessità e le difficoltà di calcolo. [44]. Ricordiamo anche Karlen, che sviluppò un metodo noto come Smart Fusion per stimare il BR dal segnale di PPG. Questo nuovo metodo consiste nell'introdurre tre variazioni indotte dalla respirazione (ampiezza, intensità e frequenza); il contenuto di ogni variazione viene esaminato nel dominio della frequenza e il valore

finale del BR viene calcolato mediante la media algebrica di essi. Nonostante la relativa semplicità, esso ha dimostrato di avere un errore medio di 3 bpm, che è un valore relativamente alto e non sempre utilizzabile in ambito clinico e non clinico; inoltre, se il segnale in uscita presentava una deviazione standard ≤ 4 bpm allora esso poteva essere considerato un segnale respiratorio, altrimenti no [45] [46].

Infine, nel 2011, Madhav propone un metodo basato sulla decomposizione empirica della stima del BR mediante un'analisi additiva di dati nel dominio nel tempo e della frequenza. Il punto chiave del metodo era di esaminare l'intensità e le modalità oscillatorie su scale differenti di tempo. Come risultante si ottiene un segnale scomposto in un insieme di componenti modulate in frequenza e ampiezza, chiamate "Intrinsic Mode Functions" (IMF); esso presentava un errore medio assoluto di 0.0024 Hz, corrispondenti a 0,19 bpm. [47].

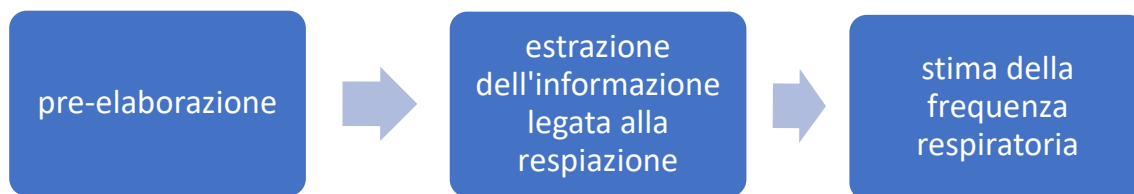
Quest'ultimo metodo viene esaminato anche da A. Fusco attraverso due set di dati: uno sperimentale, costituito da dati raccolti mediante monitoraggio fisiologico attraverso dispositivi indossabili, poi confrontati con il secondo set di dati, il database di PhysioBank, dimostrando di avere un errore assoluto medio di 0,0044 Hz, corrispondenti a 0,26 bpm. [48].

Viene, poi, proposta un'analisi modulata in frequenza chiamata FDP (Frequency Domain Peak), dove, contrariamente allo Smart fusion, il metodo proposto dimostra un miglioramento del 130% e un errore medio inferiore del 60%, dimostrando di essere un metodo più efficace per l'estrazione del segnale BR dall'ECG. Infatti, esso è un metodo più robusto agli artefatti di movimento ed evita la modulazione di ampiezza del segnale (MA), cioè uno dei principali componenti del rumore del segnale dell'elettrocardiogramma [49].

Infine, Orphanidou, propone un metodo per la determinazione della frequenza respiratoria media mediante analisi 'auto-regressiva' in frequenza del segnale, in modo da scegliere un range ammissibile mediante l'intervallo di tempo tra un picco R ed il consecutivo [50]. Utilizzando quindi un'analisi di auto-regressione per l'analisi spettrale dell'HRV, si può affermare che si genera un range piuttosto piccolo di frequenza rilevante, legato alla potenza spettrale [51].

Il metodo proposto da Pollreisz, invece, si basa su tre fasi: la fase di pre-elaborazione per la preparazione dei dati grezzi, l'estrazione delle caratteristiche MF (modulazione in frequenza) calcolando la differenza della posizione temporale tra un picco e il successivo ed infine normalizzarlo alla media del segnale, permettendo così di avere un FM continuo; infine la terza fase consiste nella stima dell'RR nell'intervallo di interesse. Questo metodo è stato testato mediante 4 soggetti maschi ottenendo circa 41 campioni indossando uno smartwatch Empatica E4 ed ha ottenuto un errore medio di 4,2 bpm [52].

È possibile stabilire un algoritmo comune sia per l'ECG che il PPG:



2.2 METODO UTILIZZATO

L'algoritmo utilizzato in questo lavoro di tesi si basa sulle continue oscillazioni provocate dalle respirazioni, descritto da Alex Schafer et al. [53]; inizialmente fu elaborato da Bettermann et al., per poi essere ottimizzato da Fruhwirth permettendo così di avere anche un riferimento della frequenza proveniente dalla respirazione stessa [54] [55].

Il metodo proposto è sotto il nome di Counting Method; in particolare, avremo due metodi che differiscono per 2 passaggi centrali estremamente importanti.

Il primo metodo prende il nome di "Counting-original" (Count-orig), il secondo, cioè il metodo utilizzato, prende il nome di "Counting-advance" (Count-adv) - questo perché è stato concepito come un "upgrade" del primo. Entrambi i metodi, Count-orig e Count-adv, sono stati implementati in ambiente di programmazione MATLAB e constano di 5 step:

- I) Processare il segnale grezzo mediante un filtro bassa-banda Butterworth (da 0,1 Hz a 0,5 Hz).
- II) Trovare i massimi e minimi locali del segnale filtrato.
- III) Definire un valore soglia prendendo il terzo quartile dei massimi locali del segnale, in maniera tale da eliminare le oscillazioni date dai grandi sospiri. Moltiplicare successivamente il terzo quantile per 0,2.
- IV) Considerare come ciclo respiratorio solo quella parte del segnale che ha due massimi locali al di sopra del valore soglia ed un minimo sotto lo zero tra i due estremi consecutivi.
- V) Calcolare la lunghezza media dei segnali considerati come cicli; essi verranno considerati come il reciproco della frequenza media.

Il Count-adv, invece, riprende i due passaggi iniziali, ma si basa principalmente sulla considerazione dell'ampiezza del segnale, cioè considerando le distanze verticali tra i massimi e minimi locali.

- I) Processare il segnale grezzo mediante un filtro bassa-banda Butterworth (da 0,1 Hz a 0,5 Hz).
- II) Trovare i massimi e minimi locali del segnale filtrato.
- III) Prendere il terzo quartile delle differenze verticali tra gli estremi locali e il loro valore assoluto; infine moltiplicare il quantile per 0,1 (in caso di dati HRV) oppure per 0,3 (in caso di dati respiratori).

- IV) Se la differenza tra gli estremi locali, in valore assoluto, è minore del valore soglia, allora essi non vengono considerati, in quanto vengono rilevati come delle fluttuazioni irrilevanti. Iterando questo passaggio per tutti gli estremi locali si troveranno dei valori maggiori o uguali del valore soglia, che verranno considerati come cicli respiratori validi.
- V) La lunghezza media dei cicli respiratori viene considerata come il reciproco della frequenza respiratoria media.

La problematica principale del primo metodo (Count-orig) è che esso non va a considerare massimi e minimi piccoli; di fatti, con questo metodo non vengono considerati parecchi cicli respiratori ed il segnale risultante non sarà completo. Per aggirare questa problematica l'algoritmo è stato ottimizzato: il Count-adv permette di avere un segnale più completo rispetto all'originale. Inoltre, è consigliabile utilizzare il Count-adv per registrazioni brevi, inferiori a 5 minuti [53].

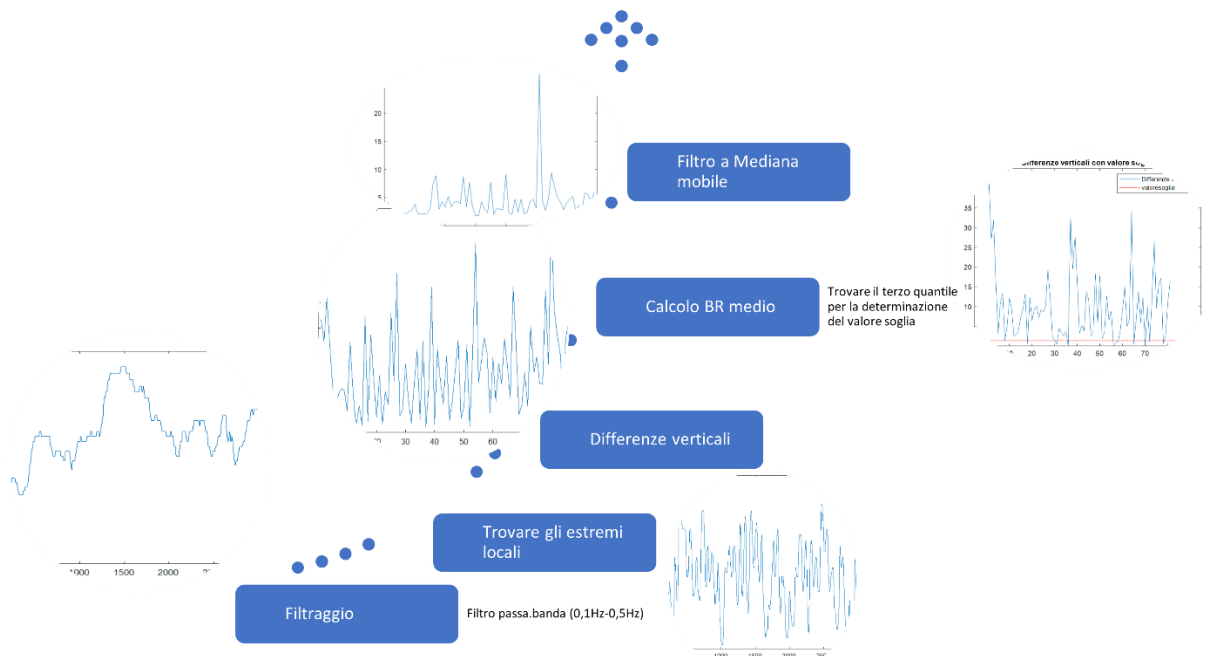


Figura 16 diagramma di flusso Count-adv

2.3 MODALITÀ DI SVOLGIMENTO DELLE PROVE

I test sono stati effettuati su un campione di 4 soggetti sani volontari a cui è stato spiegato nel dettaglio la prova prima del suo inizio ed hanno firmato il modulo un modulo di consenso informato (come mostrato in Appendice). I dati dei soggetti sono riportati in Tab. 1.

Soggetto:	Età	Sesso	BMI [kg/m ²]
1	24	F	20,55
2	25	F	20,07
3	22	F	21,2
4	25	F	21,7

Tab. 1 Caratteristiche soggetti

L'obiettivo della prova è quello di stimare l'accuratezza e precisione dello smartwatch Garmin nella stima della frequenza respiratoria, essendo però che il Garmin registra la frequenza respiratoria partendo dall'HRV (come descritto in 5.2) abbiamo utilizzato due strumenti di riferimento in maniera tale da verificare l'affidabilità del Garmin prima di tutto nella misura della frequenza cardiaca; tali strumenti di riferimento sono la fascia Zephyr BK3 BTLE [32] e la fascia Polar H10. [31].

Durante l'esecuzione delle prove, ciascun volontario ha indossato tutta la strumentazione, cioè (come in figura 16-18):

- 1) fascia Zephyr BK3 BTLE
- 2) fascia Polar H10
- 3) Smartwatch Garmin Venu SQ

I primi due sono stati indossati sul torace, prima la fascia Zephyr in maniera tale che fosse più vicina possibile al cuore (posizionamento ottimale) e poi la fascia Polar (quindi in posizione non proprio ottimale) e infine sul polso è stato indossato lo smartwatch.

Ogni soggetto ha effettuato 5 prove della durata di 5 minuti cadauno nella seguente modalità:

- I. Frequenza respiratoria naturale del soggetto
- II. Frequenza respiratoria a circa 7,5 bpm, cadenzata da metronomo
- III. Frequenza respiratoria a circa 7,5 bpm, cadenzata da metronomo
- IV. Frequenza respiratoria a circa 15 bpm, cadenzata da metronomo
- V. Frequenza respiratoria a circa 15 bpm, cadenzata da metronomo

La prima registrazione consisteva nel permettere al soggetto di respirare naturalmente, mentre le altre registrazioni sono state cadenzate da metronomo, mediante l'app iBreathe [56], dove era possibile scegliere il tempo di inspirazione e di espirazione; di fatti per la seconda e terza registrazione è stato scelto un intervallo di tempo di ispirazione di 4 s ed espirazione di 4 s. Per le ultime due registrazioni è stato scelto l'intervallo di respirazione di 2 s di espirazione e 2 s di inspirazione, raddoppiando così la BR. Tutte le prove sono state effettuate per ogni soggetto indossando tutti e tre gli strumenti in contemporanea, e le attività sono state registrate ed analizzate mediante le apposite app (Garmin Connect e Polar Flow). Tutti gli strumenti sono stati sincronizzati omogeneizzando i timestamp di inizio e fine e, quindi eliminando i dati superflui.



Figura 17, 18. immagine di Setup di misura

2.4 SMARTWATCH GARMIN VENU SQ



Figura 19 Smartwatch Garmin Venu Sq

Il Garmin Venu Sq è uno smartwatch molto completo, che permette di conoscere la frequenza cardiaca, respiratoria, la saturazione del sangue. Queste sono alcune delle potenzialità che ha; infatti, esso è capace di codificare il corpo dell'uomo in un "batteria", permettendo così di capire quando il soggetto ha bisogno di riposo o quando è al 100% delle sue potenzialità. Questo è possibile attraverso l'applicazione Body Battery. Il Garmin, inoltre, riesce a capire quando il soggetto è particolarmente stressato o agitato, mediante la stima della frequenza respiratoria e cardiaca; quando succede, lo smartwatch manda un messaggio all'utente e permette di fare degli esercizi per calmarsi; questi ultimi sono una serie di espirazioni ed inspirazioni cadenzate in intervalli di tempo diversi.

È dotato di un sensore definito "PulseOx", per la misura della saturazione sanguigna, e di un LED definito "sensore cardio GARMIN", che permette di analizzare il volume di sangue che passa all'interno delle vene, mediante il quale lo strumento riesce a misurare anche la frequenza cardiaca.

La particolarità di questo smartwatch è che dalla frequenza cardiaca riesce a stimare la frequenza respiratoria; questo è possibile mediante l'aritmia sinusale respiratoria (ASR). ASR consiste nel fatto che, fisiologicamente, la frequenza cardiaca aumenta durante l'inspirazione e diminuisce durante l'espirazione. [57] In questa maniera il Garmin parte dal respiro dell'utente e lo codifica in HRV ottenendo in fine il BR. Cioè ad ogni ispiro il periodo di tempo tra i battiti successivi si accorcia e si allunga quando si espira. Quindi, possiamo affermare che la capacità del Garmin di stimare la frequenza respiratoria dipenderà prettamente dall'accuratezza e precisione nella misura della frequenza cardiaca [13].

Quindi nel caso nel nostro studio andremo a verificare l'accuratezza e la precisione dello smartwatch Garmin, della fascia Polar H10, e della fascia Zephyr nella stima indiretta del BR, partendo però, dall'HR.

Monitoraggio della salute:	Frequenza di campionamento
Frequenza cardiaca (sia a riposo che attivo)	24x7 (1 Hz)
Frequenza respiratoria	24x7 (1 Hz)
Saturazione di ossigeno(SpO2)	24x7 (1 Hz)
tracciamento dello stress	24x7 (1 Hz)
monitoraggio energia(Body Battery)	24x7 (1 Hz)
Monitoraggio sonno	24x7 (1 Hz)
idratazione	
Salute della donna	
Promemoria rilassamento	
timer promemoria rilassamento	
Avviso frequenza cardiaca anomala	

Tab 2. Tabella riassuntiva delle principali caratteristiche Garmin con la frequenza di campionamento

2.5 FASCIA POLAR H10

La fascia Polar H10 è una fascia cardiaca che permette di misurare la frequenza cardiaca in maniera continua, di fatti la frequenza di campionamento (per il salvataggio dei dati) è di 1 Hz. Esso è associato allo smartwatch Polar H10. Questa fascia cardiaca è molto accurata nell'acquisizione del segnale cardiaco, in quanto, essendo posizionata attorno al torace, quindi più vicina al cuore, permette di avere una migliore risoluzione del segnale, grazie alla presenza di elettrodi; la fascia inoltre presenta un range per la misura di frequenza cardiaca di 15-240 bpm. [31].

Inoltre, la fascia è dotata di alcuni cuscinetti in silicone che permettono di non farla scivolare, evitando così ulteriori disturbi nel segnale.

La fascia Polar nel nostro studio verrà utilizzata come strumento di riferimento per la misura dell'HR, insieme alla fascia Zephyr.



Figura 20 Fascia Polar H10

2.6 FASCIA ZEPHYR BK3 BTLE

La fascia cardiaca Zephyr è una delle poche fasce capace, oltre ad acquisire il segnale della frequenza cardiaca, di acquisire il segnale della frequenza respiratoria, oltre a monitorare l'attività corporea, temperatura della pelle e la postura. Il segnale della frequenza cardiaca è acquisito grazie alla presenza di elettrodi per ECG all'interno della fascia. [58].

Essa è caratterizzata dalla presenza di un sensore chiamato Bioharness, composto da un accelerometro, un lettore cardiaco a 3 elettrodi e un rilevatore di temperatura ad infrarosso ed un misuratore di frequenza respiratoria; questo sensore ha il compito di rilevare, trasmettere i dati in tempo reale e memorizzarli.

Il Bioharness viene inserito all'interno della fascia elastica e mediante quest'ultima si vanno ad integrare due sensori piezoelettrici che convertono la forza esercitata in un segnale elettrico. [58].

La fascia è caratterizzata da un range della frequenza cardiaca di 0–240 bpm (± 1 bpm) con una frequenza di campionamento di 250 Hz.

Nel nostro studio la fascia Zephyr verrà usata come riferimento per la misura della frequenza respiratoria e cardiaca.



Figure 21. Fascia Zephyr

2.7 PROCESSAMENTO DATI

Dopo l'acquisizione dei segnali i dati sono stati processati in MATLAB.

Quest'ultimo viene da MATrix LABORatory ed è un software all'avanguardia, per lo più specializzato nell'analisi numerica e processamento dei dati. Utilizzato sia in ambito accademico che nell'industria, utile per quasi tutte le aree dell'ingegneria [59].

Mediante questo software siamo riusciti ad analizzare l'accuratezza e la precisione di smartwatch Garmin e fasce cardiache Polar e Zephyr per la misura di frequenza respiratoria e cardiaca; inoltre, abbiamo analizzato la correlazione tra di essi.

I dati acquisiti sono stati processati mediante script realizzati ad hoc.

Abbiamo diviso il processamento dei dati in due step:

- I. Valutazione Scarti HR
- II. Valutazione scari BR

Dopo l'acquisizione dei segnali abbiamo valutato le prestazioni degli strumenti confrontandoli tra di loro.

Per i dati della frequenza cardiaca abbiamo confrontato:

- I. Fascia Polar in riferimento alla fascia Zephyr
- II. Smartwatch Garmin in riferimento alla fascia Zephyr
- III. Smartwatch Garmin in riferimento alla fascia Polar

Per i dati sulla frequenza respiratoria abbiamo confrontato:

- I. BR stimata dalla fascia Zephyr, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- II. BR stimata e filtrata dalla fascia Zephyr, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- III. BR stimata dallo smartwatch Garmin, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- IV. BR stimata e filtrata dallo smartwatch Garmin, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- V. BR stimata della fascia Polar, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- VI. BR stimata e filtrata dalla fascia Polar, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;

Abbiamo usato metodi standard per la valutazione delle prestazioni degli strumenti (sia nella misura di HR che nella stima indiretta della BR), in particolare:

- Istogramma degli scarti, tenendo in considerazione bias (scarto medio) e deviazione standard degli scarti (considerando come scarto la differenza tra valore misurato e valore di riferimento);
- Bland-Altman Plot, esplicitando bias (indice dell'accuratezza) e IC95% (intervallo di confidenza del 95%) dello scarto medio;
- Correlazione con lo strumento di riferimento e coefficiente di Pearson.

Analizziamo ora cosa sono e a cosa servono questi metodi di valutazione.

L'istogramma è "una rappresentazione grafica (diagramma) di una distribuzione in classi di un carattere continuo" [60]; in questo caso il "carattere continuo" esaminato sono gli scarti, cioè la differenza tra la misura fornita dallo strumento che vogliamo testare e quella fornita dallo strumento usato come riferimento. Vengono quindi considerati il bias e la deviazione standard, che sono rispettivamente lo scarto medio e la sua deviazione standard, rispettivamente indici di accuratezza e precisione dello strumento [61]. Più è grande il valore della deviazione standard, tanto sarà più grande lo scostamento dalla media dei valori.

Il Bland-Altman Plot è uno dei metodi più usati per misurare l'agreement, cioè il livello di accordo tra le osservazioni o prove effettuate mediante due metodi diversi. Il Bland-Altman Plot è una rappresentazione che mette in relazione la differenza delle due osservazioni (cioè l'errore di misurazione) e la media delle osservazioni dei due metodi. [62] [63].

Per IC 95%, invece, si intende un intervallo di confidenza del 95%, cioè i valori entro i quali si stima, con il 95% di probabilità, che il valore vero di una variabile analizzata ricada. [64]. Questo intervallo di confidenza, facendo riferimento agli scarti, viene calcolato nella seguente maniera:

$$IC\ 95\% = \text{scarto medio} \pm (1,96 \times \text{errore standard})$$

Infine, per analizzare la correlazione dello strumento considerato rispetto al "gold standard", abbiamo utilizzato il metodo di regressione lineare ed il coefficiente di Pearson, che valuta la forza della correlazione.

La retta di regressione è un metodo statistico che ci permette di avere una stima del valore atteso dalla variabile dipendente (lo strumento che abbiamo intenzione di verificare) rispetto alla variabile indipendente (gold standard). [65] In generale la retta di regressione è approssimata ad un'equazione lineare di primo grado:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 x$$

Dove β_0 rappresenta l'intercetta con l'asse delle y e β_1 la pendenza della retta.

Infine, il coefficiente di Pearson, o coefficiente di correlazione lineare, è un indice che esprime una relazione di linearità tra i valori dello strumento misurato e quello preso come riferimento; esso ha tre range di valori:

- $0 < \rho < 0.3$
- $0.3 < \rho < 0.7$
- $\rho > 0.7$

Rappresentano rispettivamente una correlazione debole, moderata e forte. [66].

In questo capitolo parleremo in maniera approfondita della modalità di processamento dei dati utilizzando principalmente il metodo Count-adv (descritto nella sezione 2.2.).

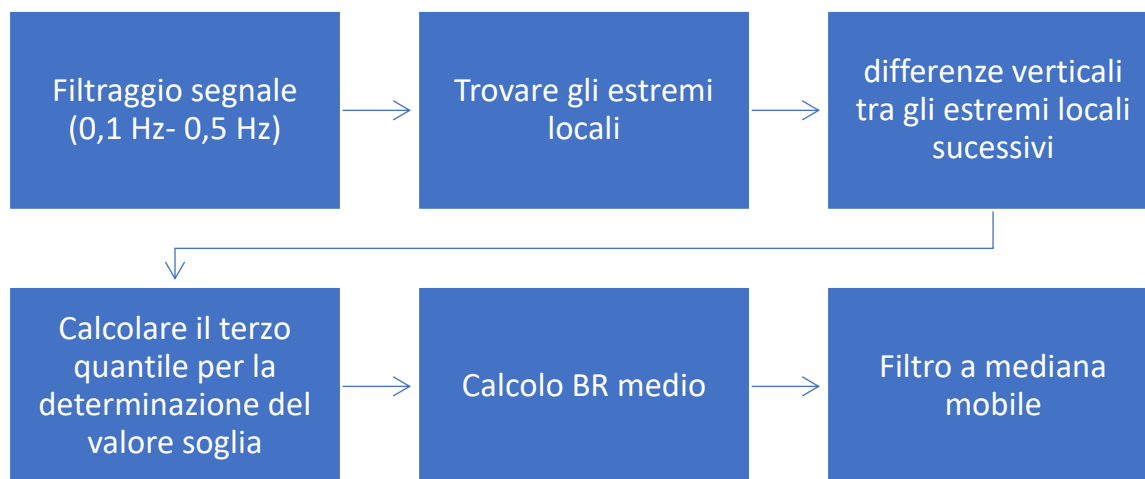


Figura 22 Diagramma di flusso dell'algoritmo utilizzato (Count-adv) ed applicazione filtraggio a mediana mobile

Come primo step sono stati importati i dati Zephyr, Garmin e Polar. Abbiamo creato un file Excel con i timestamp di inizio e fine prova, così da sincronizzare i test.

Dopo questo passaggio siamo passati alla stima indiretta del BR con l'algoritmo scelto. Per i dati Zephyr si parte dai dati dell'ECG che, attraverso l'algoritmo di Pan-Tompkins, ci permettono di ottenere il tacogramma da analizzare; per i dati Garmin e Polar, invece, siamo andati a considerare direttamente il tacogramma.

Sono state create delle funzioni specifiche per il processamento dei dati con il metodo individuato.

Inizialmente il segnale viene filtrato con un filtro Butterworth di grado 10 con una frequenza di taglio da 0,1 Hz a 0,5 Hz, in maniera tale da eliminare la parte del segnale non concernere con il fine dello studio. I tacogrammi vengono ricampionati alla frequenza di 10 Hz e sono poi stati individuati gli estremi locali del segnale in maniera da poter trovare su di essi il terzo quantile e moltiplicarlo per 0,1. Questo valore finale ci permette di ottenere un determinato valore che viene definito 'valore di soglia'. Dopo aver determinato ciò, secondo Alex Schafer et al. [53], i cicli respiratori che hanno una parte di essi al di sotto del valore soglia sono considerati irrilevanti, causate da fluttuazioni, disturbi esterni e quindi andranno eliminati; il restante dei cicli vengono considerati come validi e così si potrà ottenere il BR medio come descritto nel capitolo 2.2. Inoltre, dopo aver utilizzato il metodo Count-adv, è stato aggiunto un filtro a mediana mobile sul segnale relativo alla storia temporale dei cicli respiratori, con una finestra di 21 campioni volta a migliorare i risultati ottenuti (come descritto nella sezione 3.2).

Quindi lo stesso processamento è stato ripetuto sui tacogrammi ottenuti dallo smartwatch Garmin e dalla fascia Polar.

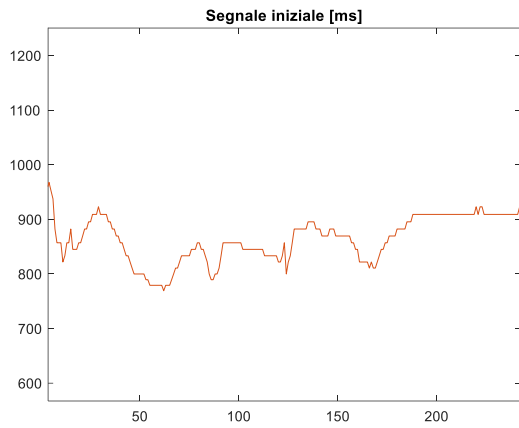


Figura 23. Tacogramma iniziale

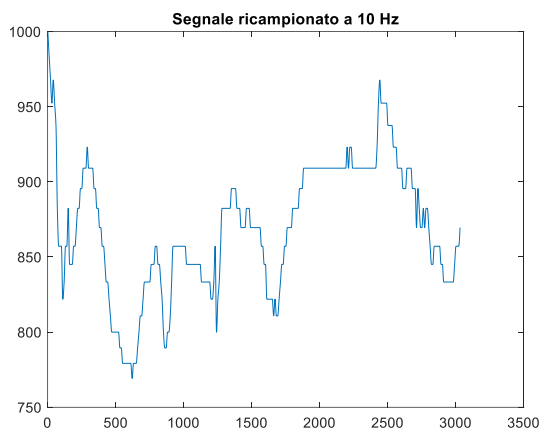


Figura 24. Segnale ricampionato a 10 Hz

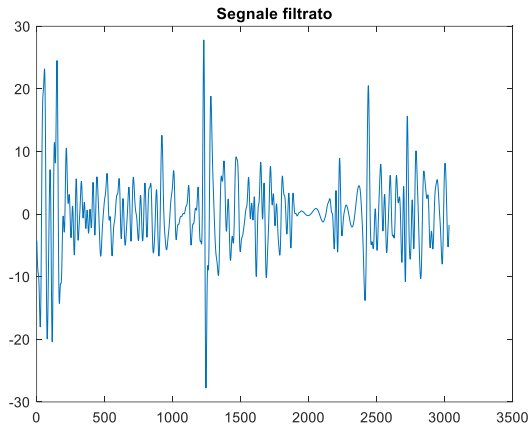


Figura 25. Segnale filtrato con filtrato con un filtro Butterworth di grado 10 con una frequenza di taglio da 0,1 Hz a 0,5 Hz

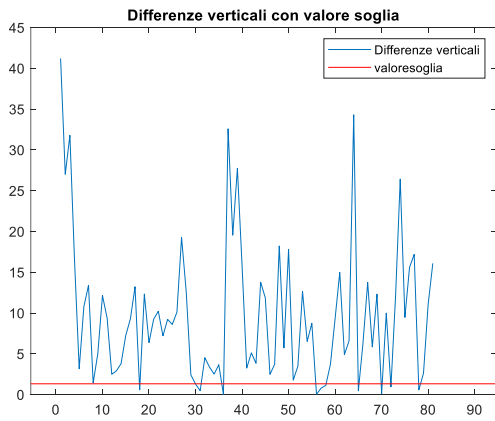


Figura 26. Individuazione del valore soglia

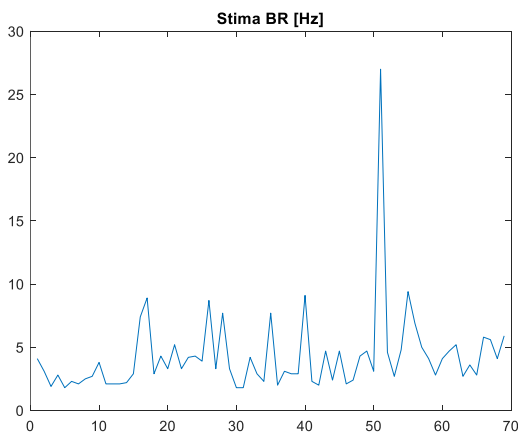


Figura 27. Cicli respiratori validi

Per i dati Zephyr, invece, è stato applicato l'algoritmo di Pan-Tompkins in maniera tale che dal segnale iniziale otteniamo un tacogramma; successivamente è stato applicato l'algoritmo Count-adv.

Per quanto concerne all'algoritmo di Pan-Tompkins utilizzato, esso consiste in un algoritmo che riesce ad identificare i complessi QRS sulla base di analisi di pendenza, ampiezza e larghezza; viene, inoltre, utilizzato un particolare filtro ottenuto mediante la combinazione di un filtro passa basso e passa alto rispettivamente di 5 Hz e 15 Hz.

che va a ridurre le imprecisioni nei rilevamenti causati da vari tipi di interferenza (per la maggior parte in questo caso da rumori muscolari). Questo algoritmo permette di rilevare il 99.3% di complessi QRS. [67]

Successivamente i BR stimati con l'algoritmo classico e poi con l'aggiunta del filtro a mediana mobile sono stati confrontati per ogni strumento.

3 ANALISI DATI E RISULTATI

Per l'analisi dei dati partiamo dalla frequenza cardiaca, i cui dati vengono forniti direttamente dai dispositivi; così facendo, possiamo avere informazioni sul segnale poi usato per la stima indiretta della frequenza respiratoria.

3.1 FREQUENZA CARDIACA

Per la valutazione di accuratezza e precisione nella misura di HR, abbiamo analizzato non solo i test descritti nella sezione 2.3, ma anche altri dati descritti nella sezione 2.7. Abbiamo tenuto in considerazione sia le fasce Zephyr e Polar che lo smartwatch Garmin rispetto alla fascia Zephyr usata come gold standard; alcune prove sono durate 24 ore; quindi, possono essere soggette a numerosi disturbi.

Tutti i dati sono stati processati in ambiente MATLAB.

Abbiamo valutato gli scarti dell'HR tra i vari strumenti nella maniera seguente:

- 1) Fascia Polar, considerando come riferimento la fascia Zephyr;
- 2) Smartwatch Garmin, considerando come riferimento la fascia Zephyr;
- 3) Smartwatch Garmin, considerando come riferimento la fascia Polar.

Seguirà la prima valutazione della Fascia Polar considerando come riferimento la fascia Zephyr.

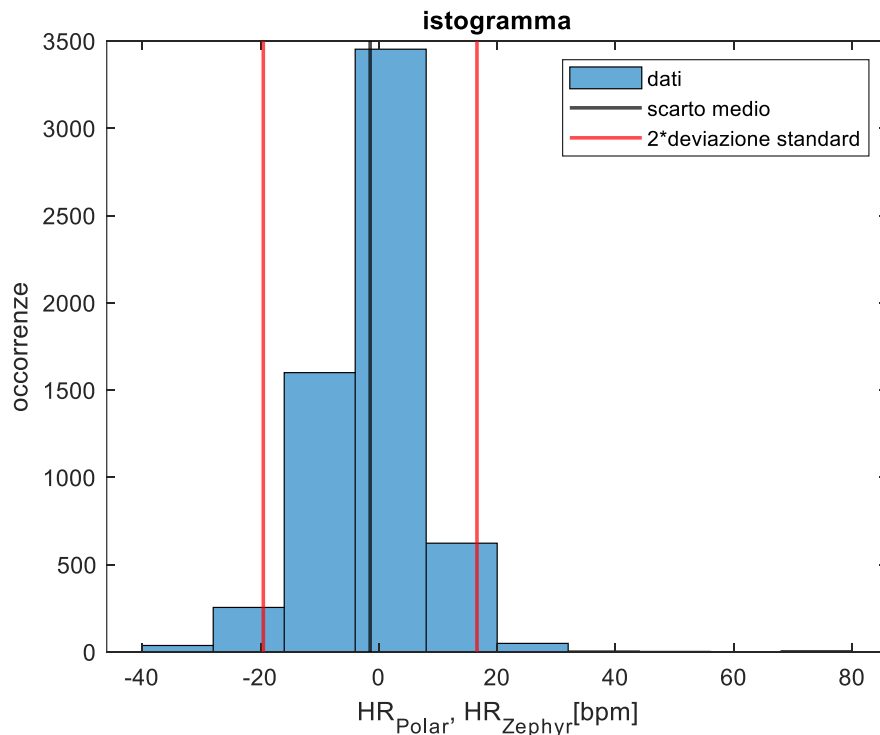


Figura 28 istogramma degli scarti tra Valori dell'HR della fascia Polar e fascia Zephyr. Possiamo notare come la maggior parte degli scarti tra le due fasce abbia scarti compresi tra -4 bpm e 8 bpm con un valore di scarto medio tra i due strumenti di -1,47 bpm.

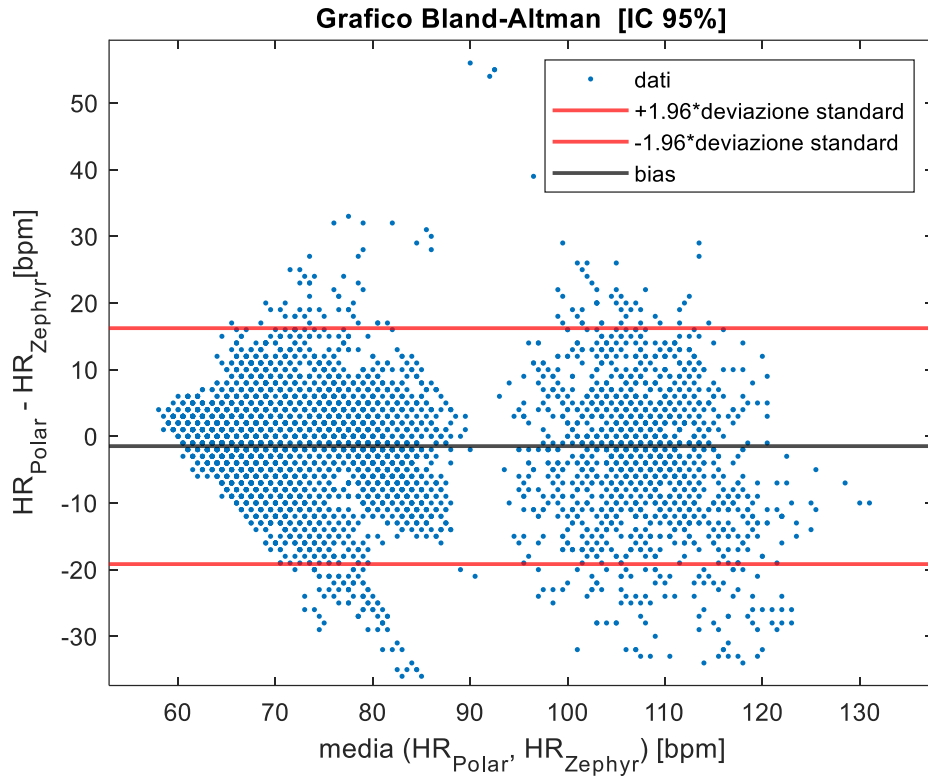


Figura 29 Grafico Bland-Altman dei valori dell'HR tra fascia Polar e fascia Zephyr e possiamo notare come solo pochi dati (circa il 5% del totale) esce al di fuori dell'intervallo di confidenza, abbastanza ampio, compreso tra -19,17 bpm e 16,22 bpm.

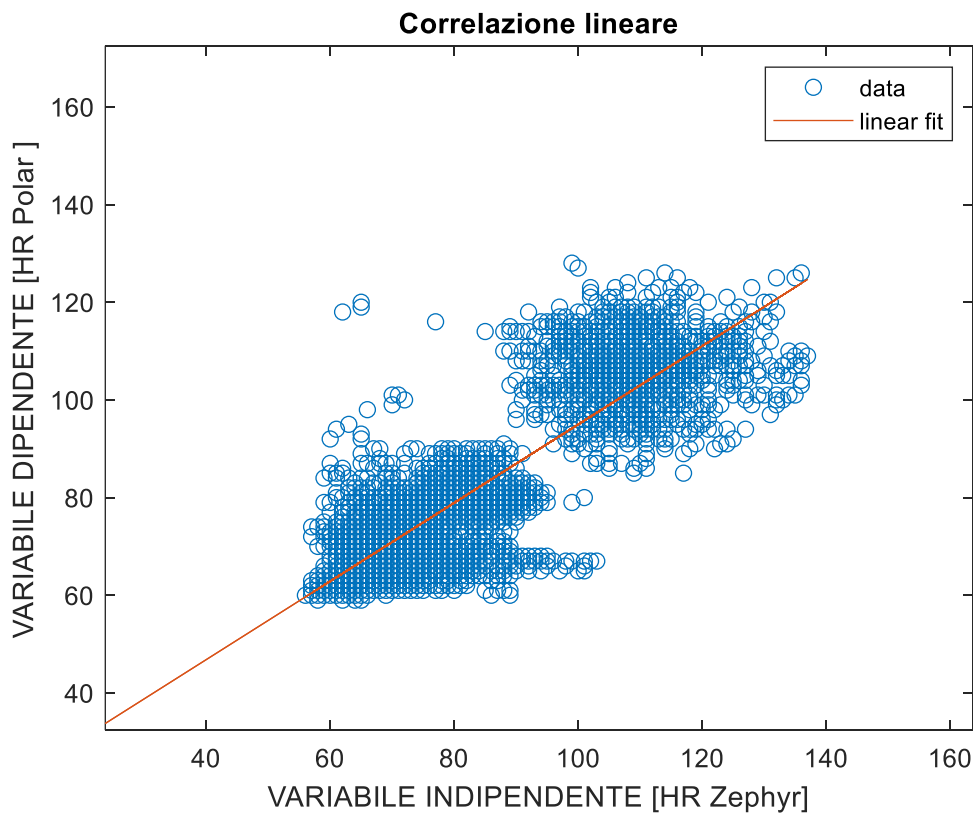


Figura 30 Correlazione lineare dei valori dell'HR Polar e HR Zephyr. mette in relazione i due strumenti, essa è stata ottenuta mediante la correlazione dell'HR dei due strumenti e trovando una retta di intersezione

con una pendenza di 0,80 bpm e un'intercetta di 14,21 bpm. Tra essi vi è una correlazione forte, come si può notare dal grafico, e ci da conferma di ciò anche il Coefficiente di Pearson (0,86)

IC 95%= Bias \pm 1.96*dev Std:	[-19,17; 16,22]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$y = \beta_0 + \beta_1 x$ $\beta_0 = 14,72$ $\beta_1 = 0,80$

Tab 3. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

La seconda valutazione è relativa allo smartwatch Garmin, considerando come riferimento la fascia Zephyr.

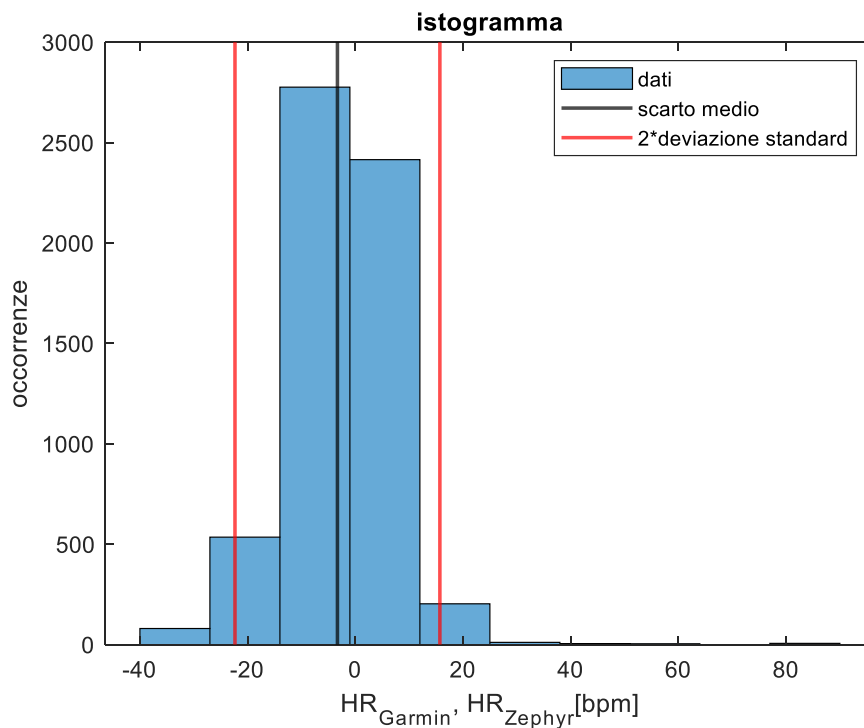


Figura 31 istogramma degli scarti dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Zephyr. Possiamo notare come la maggior parte degli scarti tra i due strumenti è compreso tra -14 bpm e -1 bpm. Con uno scarto medio di -3,31 bpm.

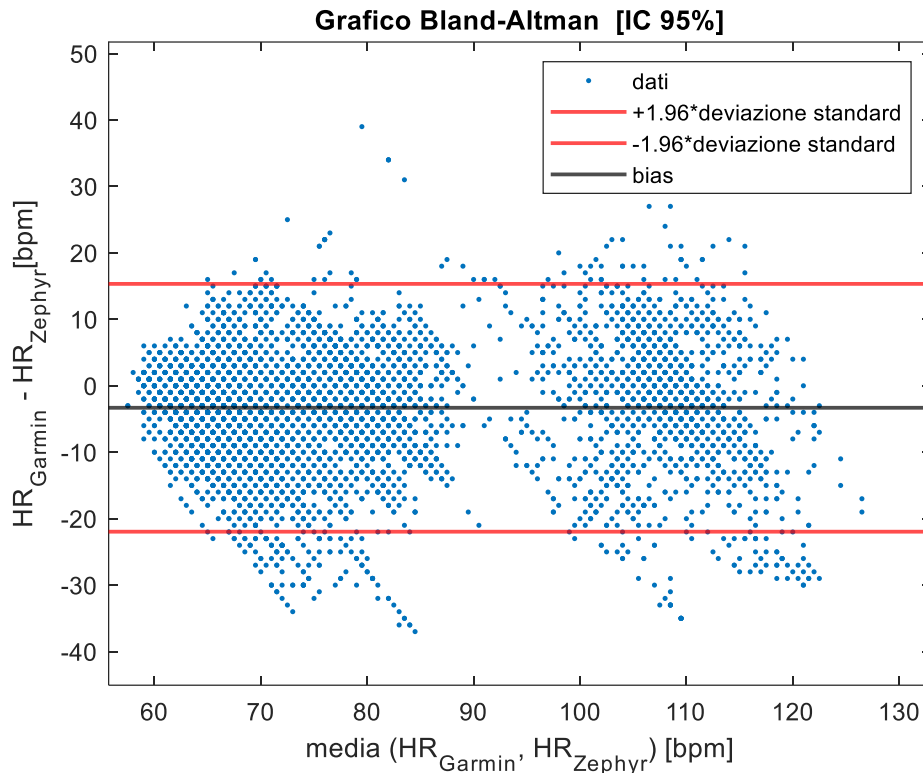


Figura 32 Grafico Bland-Altman dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Zephyr e possiamo notare subito come pochi scarti tra i due strumenti vanno al di fuori dell'intervallo di confidenza, che, in questo caso, è compreso tra -19,17 bpm e 15,33 bpm

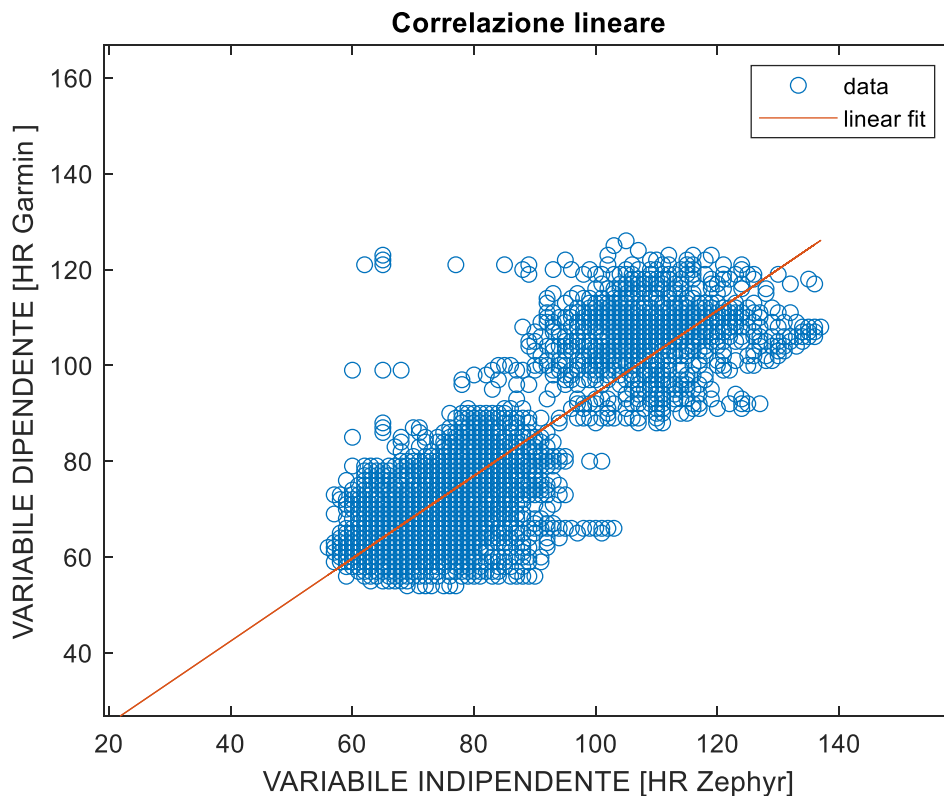


Figura 33 Correlazione lineare dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Zephyr, possiamo notare come i dati dell'HR del Garmin e della fascia Zephyr siano correlati, abbiamo trovato inoltre, una retta di intersezione di pendenza 0,86 bpm e valore di intercetta di 8,01 bpm. Quindi possiamo dire che esiste

correlazione tra i valori del Garmin e della fascia Zephyr concerne i valori di HR, che la correlazione è positiva ($\rho = 0,86$).

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-19,17;15,33]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$\beta_0 = 8,01$ $\beta_1 = 0,86$

Tab 4. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

La terza ed ultima valutazione per quanto concerne la valutazione dell'HR è relativa allo smartwatch Garmin considerando come riferimento la fascia Polar.

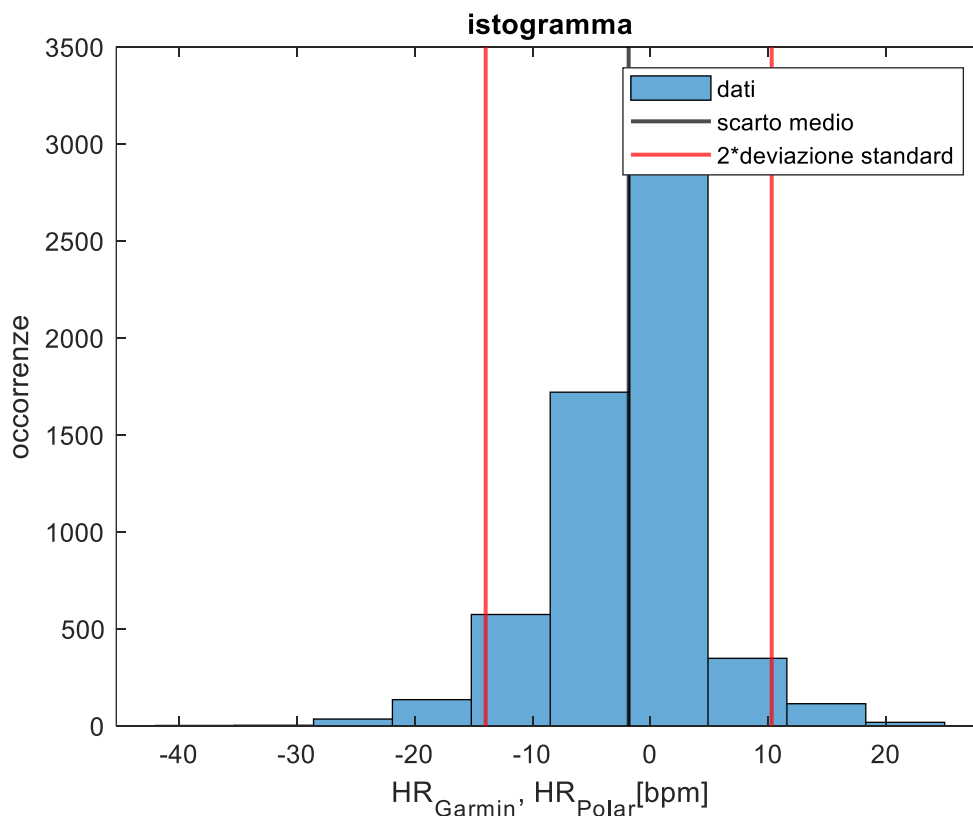


Figura 34 istogramma degli scarti dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Polar, possiamo notare come la maggior parte degli scarti è compreso tra -1,83 bpm (coincidente anche con il bias) e circa 5 bpm.

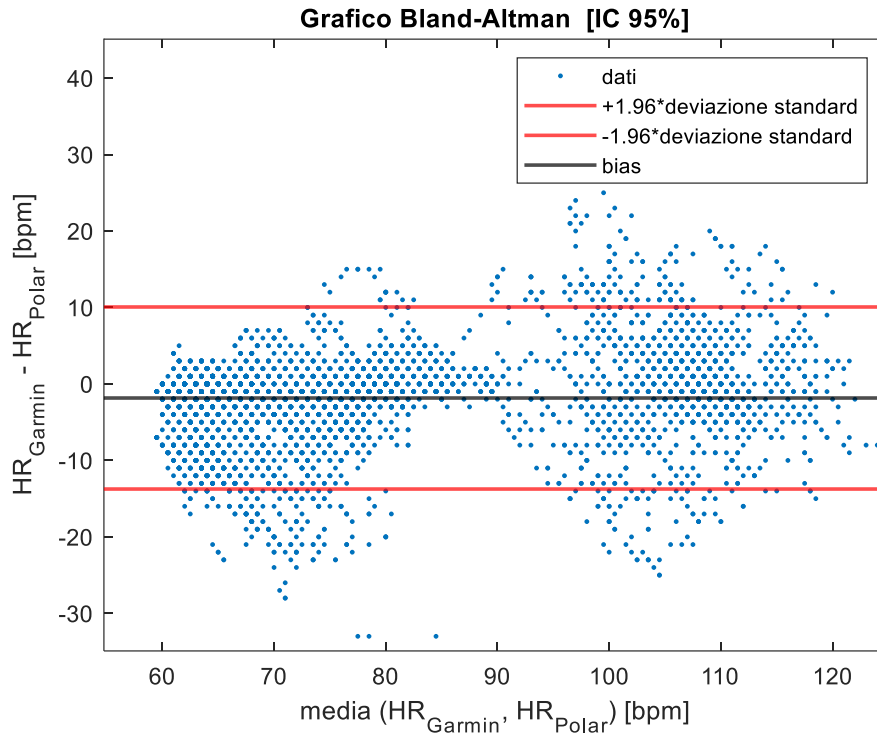


Figura 35 Grafico Bland-Altman dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Polar, notiamo un intervallo di confidenza compreso tra -13,74bpm e 10,06 bpm, in cui la maggior parte degli scarti rientrano.

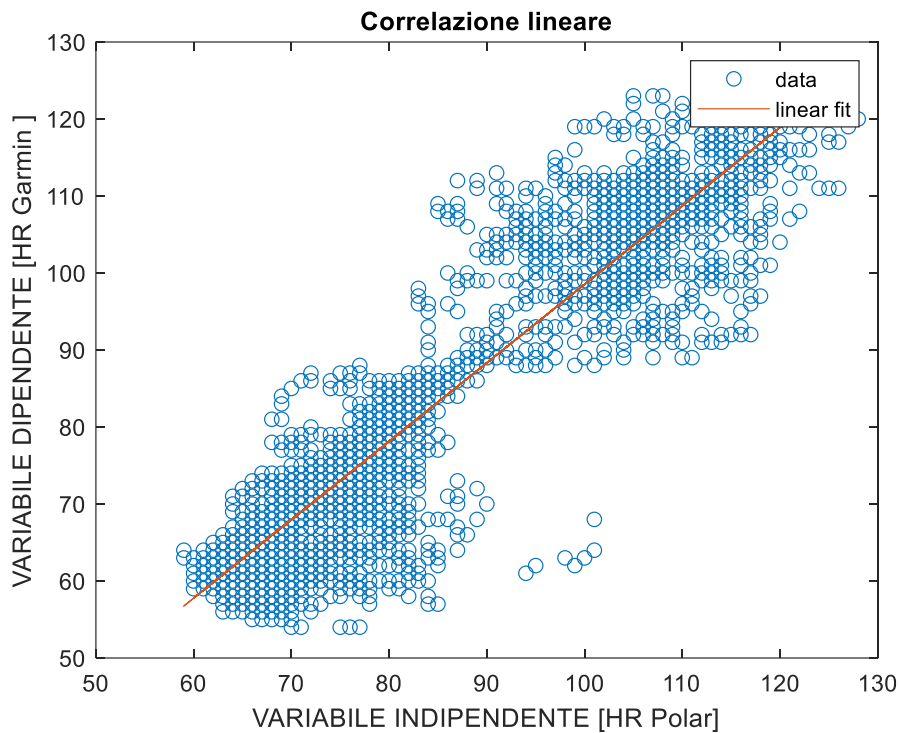


Figura 36 Correlazione lineare dei valori dell'HR tra smartwatch Garmin e fascia Polar. Tra dati dell'HR dello smarwatch Garmin e della fascia Polar vi è correlazione forte, come possiamo notare dal valore della pendenza della retta di intersezione (1,01 bpm) e del coefficiente di Pearson di 0,94.

IC 95% = bias±1.96*dev Std:	[-13,74; 10,06]
$y=\beta_0+\beta_1x$	$\beta_0= -3,35$ $\beta_1= 1,01$

Tab 5. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

	Scarto medio	Deviazione standard dello scarto medio	Coefficiente di Pearson
Polar (riferimento: Zephyr)	-1,47	9,02	0,86
Garmin (riferimento: Zephyr)	-3,31	9,51	0,86
Garmin (riferimento: Polar)	-1,83	6,07	0,94

Tab 6. Tabella riassuntiva dei valori ottenuti dalle tre prove.

Dalla tabella sopra riportata si può dedurre che:

- La fascia Polar:
 - Sottovaluta la stima dell'HR rispetto allo Zephyr, ma, nonostante ciò, mostra essere la più accurata (-1,47 bpm);
 - Mostra uno scostamento dalla media dei valori di 9,02 bpm;
 - Attraverso il coefficiente di Pearson e anche grazie alla rappresentazione della regressione lineare tra i due, dimostrano avere una correlazione forte ($\rho= 0,86$).
- Il Garmin in riferimento allo Zephyr:
 - Mostra una sottostima nella valutazione dell'HR di -3,31 bpm;
 - Presenta una maggiore imprecisione rispetto al Polar (9,51 bpm);
 - Correlazione elevata con la fascia Zephyr ($\rho= 0,86$).

- Il Garmin in riferimento alla fascia Polar:
 - Sovrastima nella valutazione dell'HR; la sua accuratezza è comunque accettabile (-1,83 bpm);
 - Una precisione più elevata rispetto agli altri strumenti (6,07 bpm);
 - Una correlazione molto elevata con il Polar ($\rho= 0,94$)

Dopo aver analizzato e valutato gli strumenti, possiamo dire che il Polar può essere considerato uno strumento di riferimento per la valutazione dell'HR e, quindi, possiamo confrontare il Garmin con la fascia Polar; si può dedurre che il Garmin è abbastanza affidabile nella valutazione dell'HR mostrando di avere un'accuratezza e una precisione rispettivamente di -1,83 bpm e 6,07 bpm.

3.2 FREQUENZA RESPIRATORIA

L'analisi dei dati della frequenza respiratoria è stata fatta considerando 4 minuti per ciascuna acquisizione, in quanto il primo minuto viene scartato della valutazione poiché nel primo minuto il segnale non è ancora a regime e quindi vi sarà un'elevata incertezza. Inoltre, andiamo a considerare il BR dividendo il segnale in tratti sia da 1 minuto che da 4 minuti (ottenendo così 4 valutazioni per ciascun test), così da avere un campione più numeroso.

Utilizziamo come riferimento per la frequenza respiratoria il valore misurato dalla fascia Zephyr.

Seguiranno dei confronti per ogni tipo di prova e per ogni soggetto elaborato in MATLAB.

Questi confronti riguardano il nostro "gold standard", il BR misurato dalla fascia Zephyr, indicato nelle figure da linee nere continue. Abbiamo confrontato, poi, la stima indiretta della frequenza respiratoria, sempre dallo Zephyr, calcolata mediante Count-adv (indicata con la linea blu tratteggiata), ed infine abbiamo considerato la stima indiretta della frequenza respiratoria filtrando il segnale di BR stimato con un filtro a mediana mobile (indicato con i punti blu).

Per il Garmin, invece abbiamo considerato la stima indiretta ottenuta mediante l'algoritmo classico e poi quella con l'aggiunta del filtro (rispettivamente indicato con la linea continua rossa e quella tratteggiata rossa).

Infine, per il Polar abbiamo considerato anche in questo caso la stima indiretta dell'BR mediante l'algoritmo e l'aggiunta del filtro a mediana mobile (indicata rispettivamente con la linea continua verde e la linea che alterna tratti e punti sempre in verde).

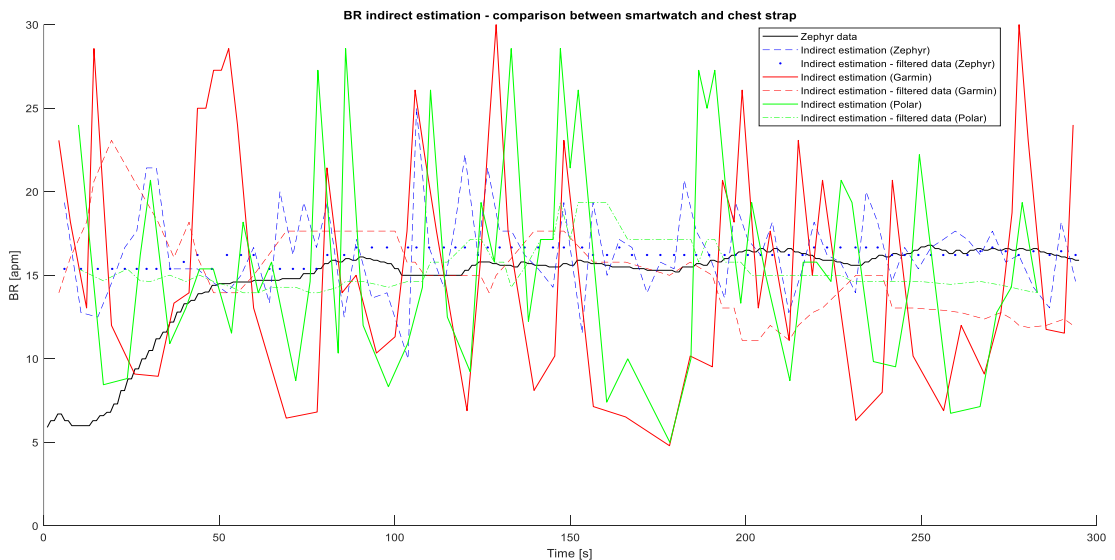


Figura 37 Primo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria naturale del soggetto [apm (atti per minuto)]. Nella prima prova con una frequenza naturale del primo soggetto, possiamo notare che in questo caso si avrà una frequenza media di circa 13 apm. Sia la stima indiretta del BR da parte del Garmin che del Polar presentano dei picchi estremamente amplificati, rispetto al BR misurato, e grazie al filtraggio a mediana mobile essi diminuiscono drasticamente avvicinandosi al BR misurato.

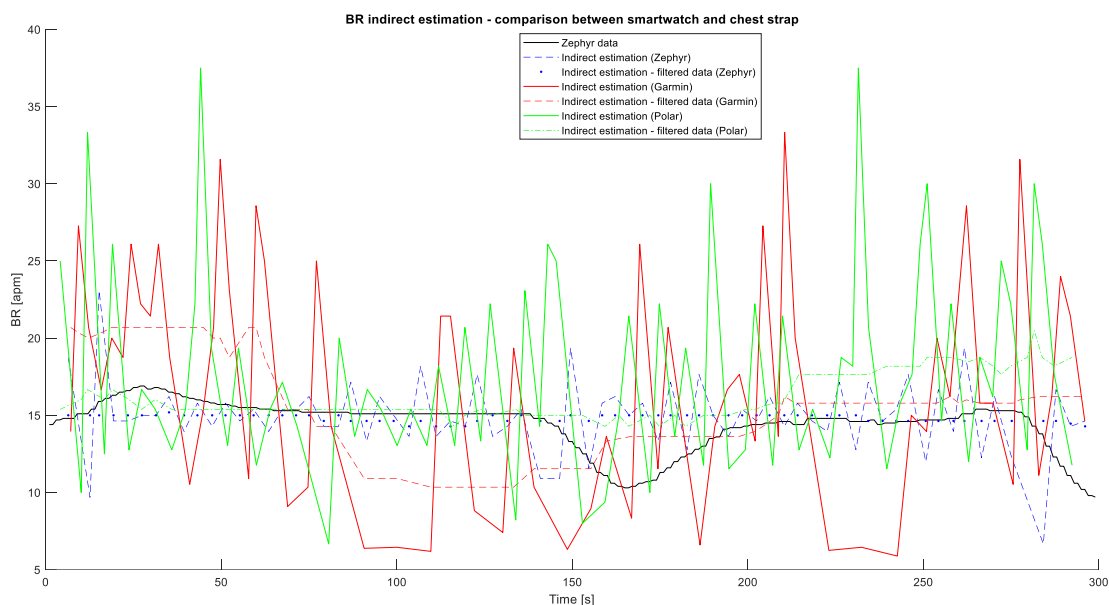


Figura 38 Primo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria circa 15apm. Possiamo notare come la stima indiretta del BR da parte del Garmin abbia un'elevata sottostima dei valori portata per parecchi secondi (circa a 100 s e prima dei 200s) e risulta avere un andamento diverso rispetto a quello del "gold standard".

Invece, con la stima indiretta del Polar, possiamo vedere eccessivi picchi rispetto al Garmin e soprattutto al BR misurato.

Tra tutte le stime, possiamo si nota come la stima indiretta e filtrata del BR dello Zephyr si avvicini notevolmente all'andamento del BR misurato e presenta anche avere un andamento simile al gold standard tranne quando, tra i 150 s e 200 s, evidentemente il soggetto ha diminuito la frequenza di respirazione (come si può notare con i punti blu), ed invece, il BR stimato e filtrato dello Zephyr non mostra avere una diminuzione di essa.

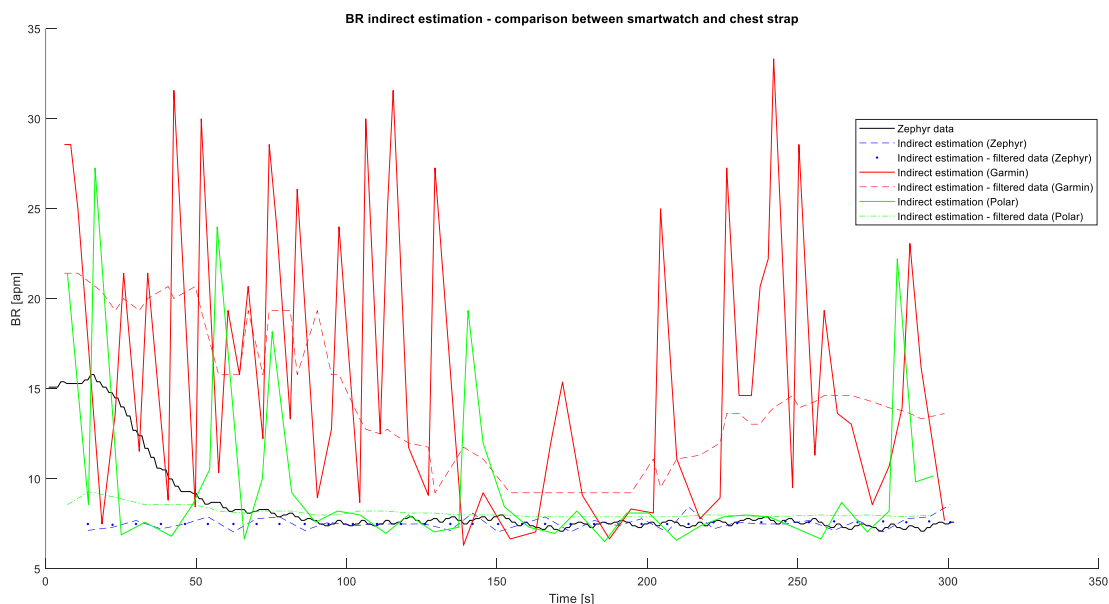


Figura 39 Primo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria a circa 7,5 apm. Questa terza tipologia di prova mostra che il primo

soggetto ha una frequenza di circa 7,5 apm, ma nonostante la frequenza respiratoria sia minore, più lenta e controllata, si nota come il Garmin abbia dei picchi eccessivi che arrivano anche a 25apm e34 apm, del tutto sovrastimato rispetto all'andamento reale della prova. Il Polar, nella stima indiretta del BR, mostra meno picchi e più piccoli rispetto al Gramin, ma comunque eccessivi; invece considerando il BR stimato e filtrato Il Polar (linea verde tratteggiata) sembra avere un andamento molto simile a quello misurato dal gold standard.

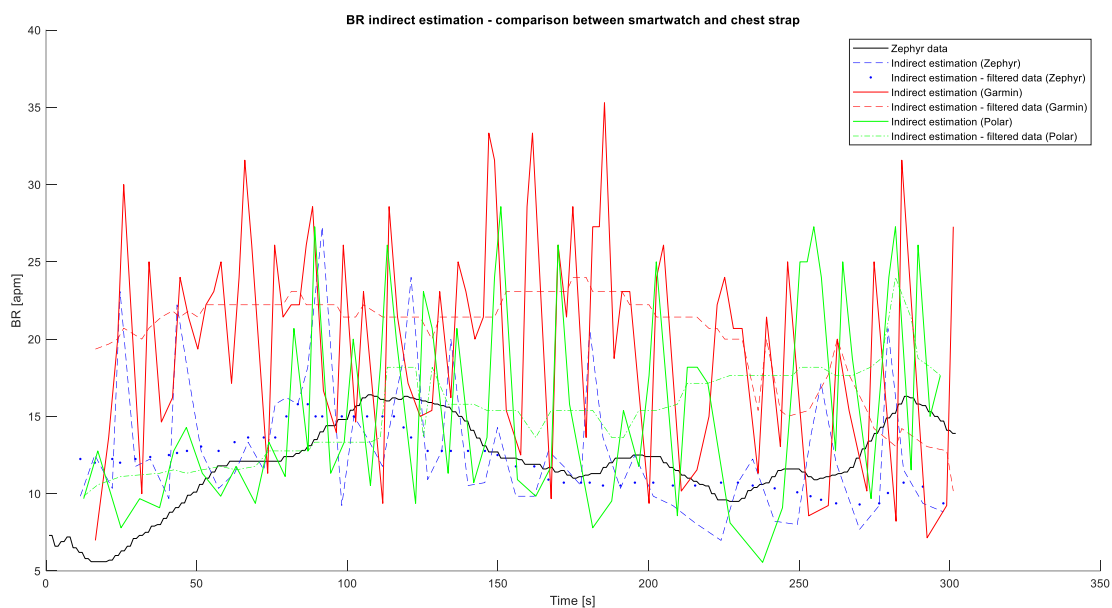


Figura 40. Secondo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria naturale del soggetto. con una frequenza di circa 10 apm. Notiamo come sia abbastanza irregolare il BR stimato dello Zephyr (linea blu tratteggiata) che presenta dei picchi irregolari. In questo caso il BR stimato e filtrato del Polar e del Garmin e Zephyr sembrano seguire l'andamento del BR misurato più di tutti ma sfasati di qualche apm.

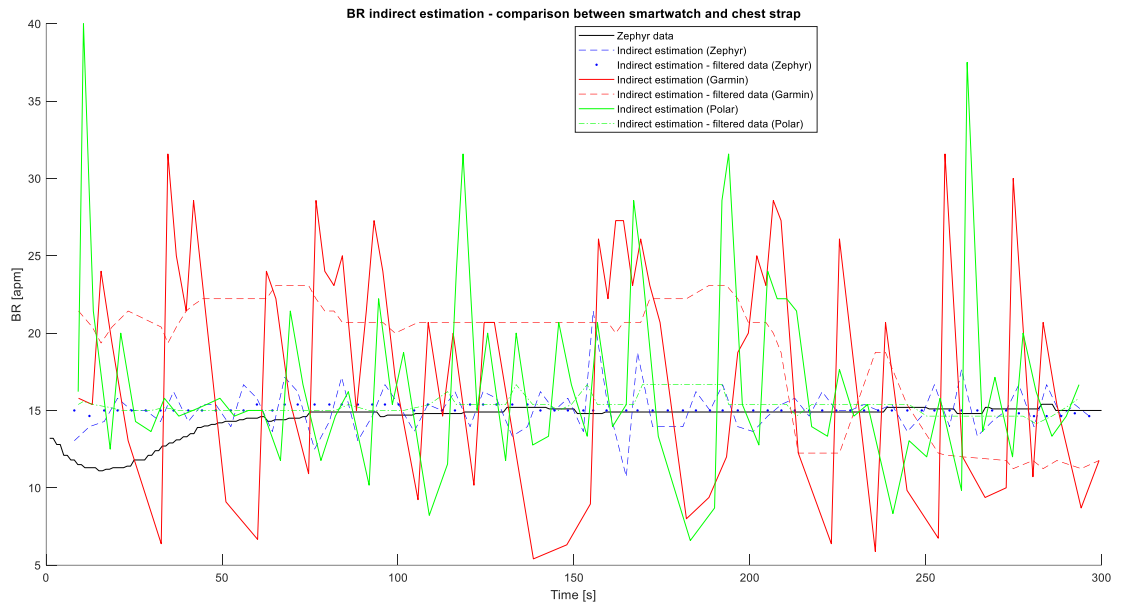


Figura 41. Secondo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria circa 15 apm; Tra tutti i confronti il BR stimato ed il BR stimato e filtrato dello Zephyr mostrano avere un andamento e una frequenza simile a quella misurata

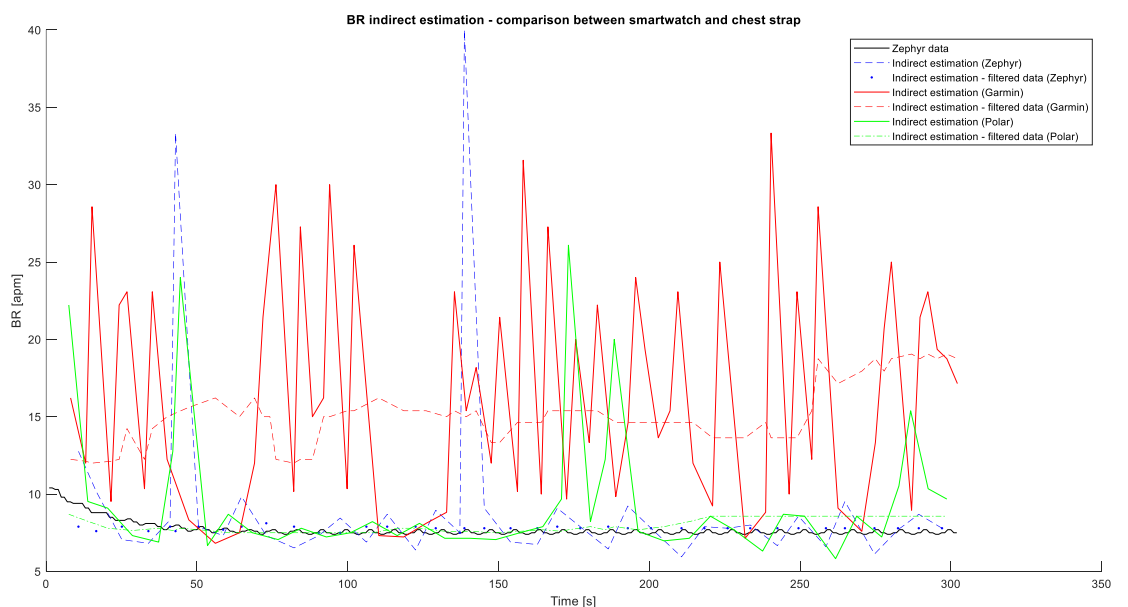


Figura 42. Secondo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar, frequenza respiratoria a circa 7,5 apm; possiamo notare come, nonostante sia una frequenza di respirazione bassa, i dati del BR stimati indirettamente dello Zephyr mostrano eccessivi picchi, un po' prima dei 50 s e 150 s. In questa prova il BR stimato e filtrato del Polar e dello Zephyr si avvicinano maggiormente al BR misurato.

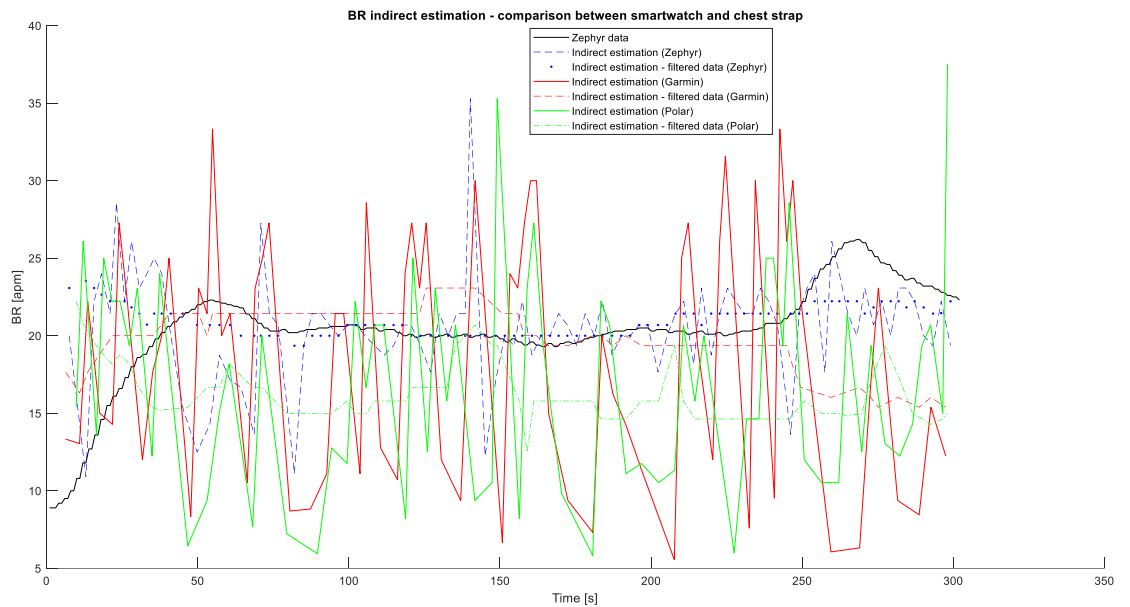


Figura 43 Terzo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. frequenza respiratoria naturale del soggetto. Il terzo soggetto mostra avere una frequenza naturale di 13,5 apm. Possiamo notare come dai 50 s ai 100 s il Polar (nel caso di BR stimato indirettamente) sembra sottostimare il BR, e che il BR stimato e filtrato del Polar abbia sottostimato il BR rispetto al valore reale in quasi tutta la prova. Anche in questo caso il BR stimato e filtrato dello Zephyr si avvicina notevolmente al valore misurato.

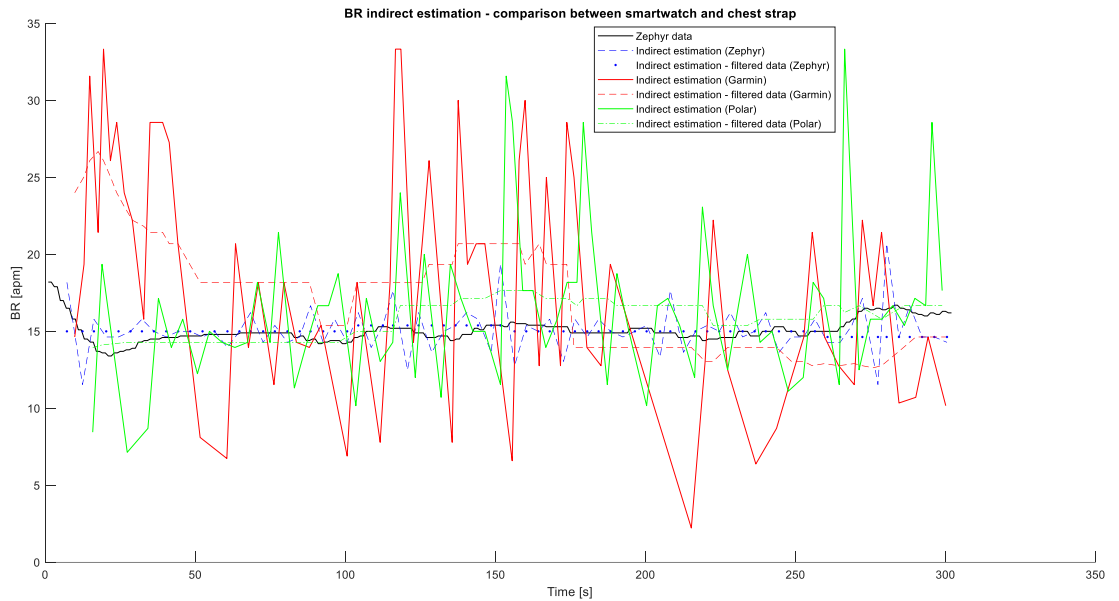


Figura 44 Terzo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar, frequenza respiratoria circa 15 apm. Possiamo dire che, anche in questo caso, il BR stimato e filtrato dall Zephyr sia quello più vicino al BR misurato dal gold standard, invece, il Garmin, sia stimato che stimato e filtrato, abbia andamenti totalmente diversi dal BR misurato

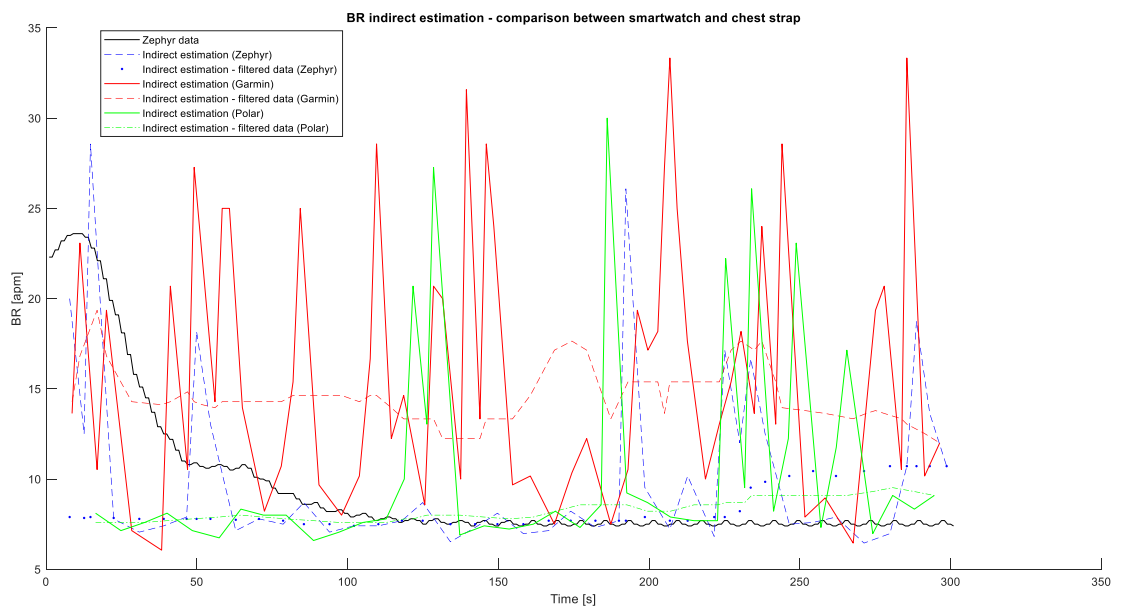


Figura 45 Terzo soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar, frequenza respiratoria a circa 7,5 apm. il Garmin, stimato e filtrato, abbia misurato valori più elevati rispetto a quelli misurati. In questo caso i valori del BR stimato e filtrato dal Polar e dallo Zephyr mostrano avere lo stesso andamento del BR misurato, tranne che, nel caso dello Zephyr (punti blu), esso mostra avere una sovrastima del BR dai 225 s in poi.

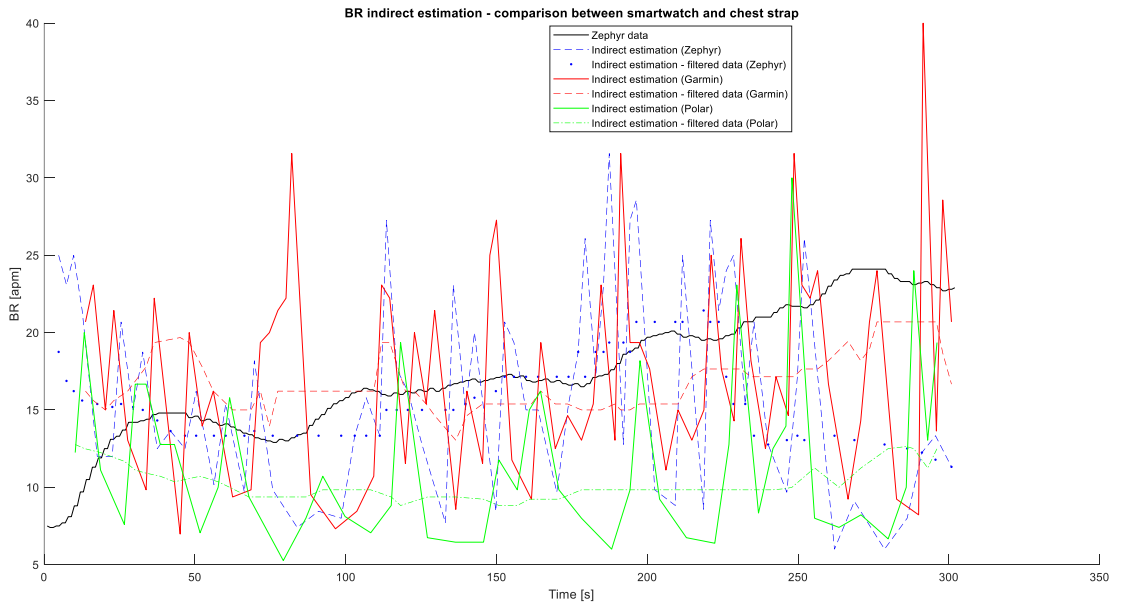


Figura 46 Quarto soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. Frequenza respiratoria naturale del soggetto. Il quarto soggetto mostra avere una frequenza naturale di circa 14 apm. I valori del BR stimato e filtrato del Polar mostrano una notevole sottostima rispetto a quello misurato. Invece il BR stimato e filtrato dello Zephyr è quello che segue maggiormente l'andamento del BR misurato dal gold standard, ma dal 225 s in poi esso sembra mostrarsi avere una sottostima del BR.

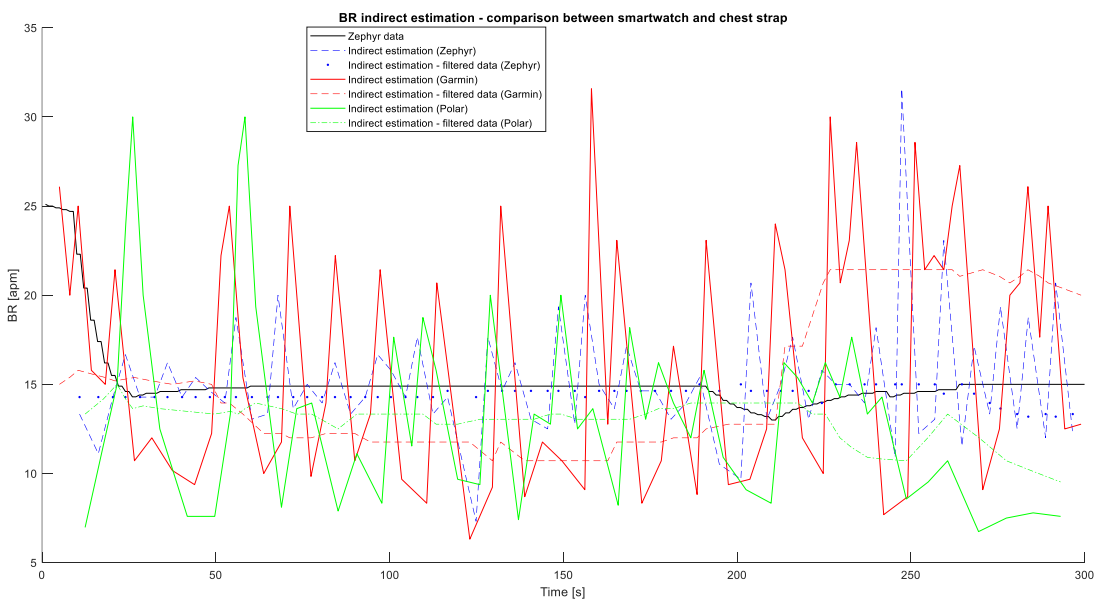


Figura 47 Quarto soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar, frequenza respiratoria circa 15 apm. Il Garmin stimato mostra avere molti picchi (linea rossa continua), che poi vengono eliminati mediante il filtraggio (linea rossa tratteggiata). Invece, il BR

stimato e filtrato dallo Zephyr mostra essere quello con l'andamento più simile al BR misurato tranne per inizio e fine prova, dove mostrerà un andamento minore rispetto al BR misurato.

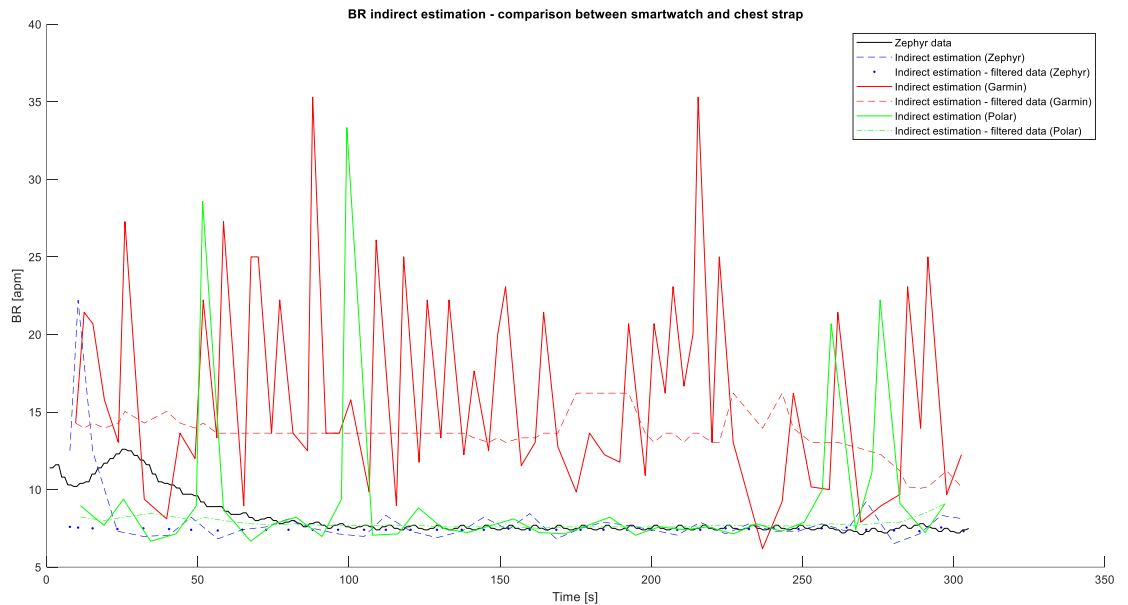


Figura 48 Quarto soggetto: Confronto BR Stimato (Indirettamente)- Smartwatch Garmin E Fasce Cardiache Zephyr E Polar. frequenza respiratoria a circa 7.5 apm. possiamo notare come il BR stimato del Garmin non coincide con il BR misurato dallo Zephyr se non in 4 secondi e presenta numerosi picchi, il BR stimato e filtrato del Garmin invece, non coincide per niente con il BR misurato, a differenza del BR stimato e filtrato dello Zephyr e del Polar che si presentano essere quelli più simili al BR misurato dal gold standard.

Nonostante tutte le prove siano state controllate e regolate da metronomo per la respirazione, è normale che i dati risultanti dei soggetti sulla BR siano soggetti a una certa variabilità (la frequenza respiratoria è un indice molto soggettivo, dipendente sia dalle caratteristiche fisiche del soggetto e anche dallo stato emotivo di esso). [1]

Possiamo notare che tutti i soggetti hanno mantenuto la frequenza media cadenzata dal metronomo (7.5 bpm e 15 bpm) e lo si può notare anche dai grafici.

In generale, grazie a questi grafici possiamo già notare una verosimiglianza dei dati ottenuti con l'applicazione del filtro a mediana mobile rispetto a quelli ottenuti dall'algoritmo iniziale. Quindi, possiamo dire che mediante il filtraggio a mediana mobile i risultati del BR migliorano nettamente in quanto riescono ad eliminare i picchi eccessivi rilevati mediante la stima del BR (con il Count-adv) ed ad avere una frequenza più simile a quella misurata del BR misurato.

Anche in questo caso abbiamo analizzato i dati ottenuti confrontando:

- 1) BR stimata dalla fascia Zephyr, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- 2) BR stimata e filtrata dalla fascia Zephyr, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;

- 3) BR stimata dallo smartwatch Garmin, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- 4) BR stimata e filtrata dallo smartwatch Garmin, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- 5) BR stimata della fascia Polar, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;
- 6) BR stimata e filtrata dalla fascia Polar, considerando come riferimento la BR misurata dalla fascia Zephyr;

Considerando però che abbiamo diviso il segnale in maniera da ottenere più campioni, analizziamo questi confronti sia per porzioni di 1 minuto che 4 minuti. Partendo dalle valutazioni fatte con la fascia Zephyr, mediante algoritmo iniziale, ed andando a considerare prima 1 minuto e successivamente 4 minuti otteniamo:

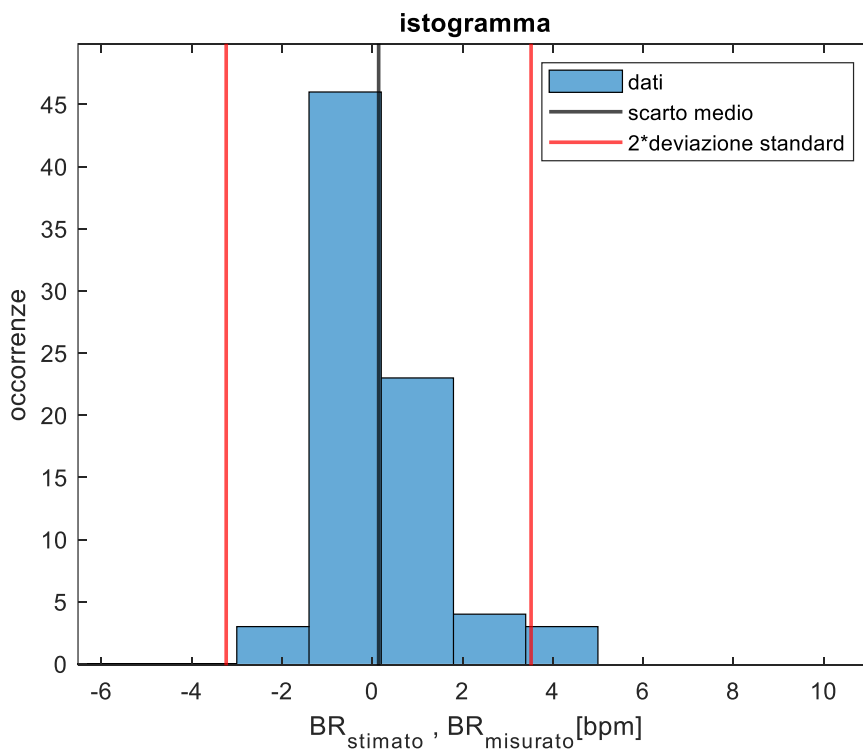


Figura 49 Istogramma degli scarti BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. Possiamo notare come la maggior parte degli scarti è tra -1,14 bpm e -0,2 bpm, sostanzialmente un intervallo abbastanza ristretto, e che la media degli scarti tra i due è di 0,15 bpm.

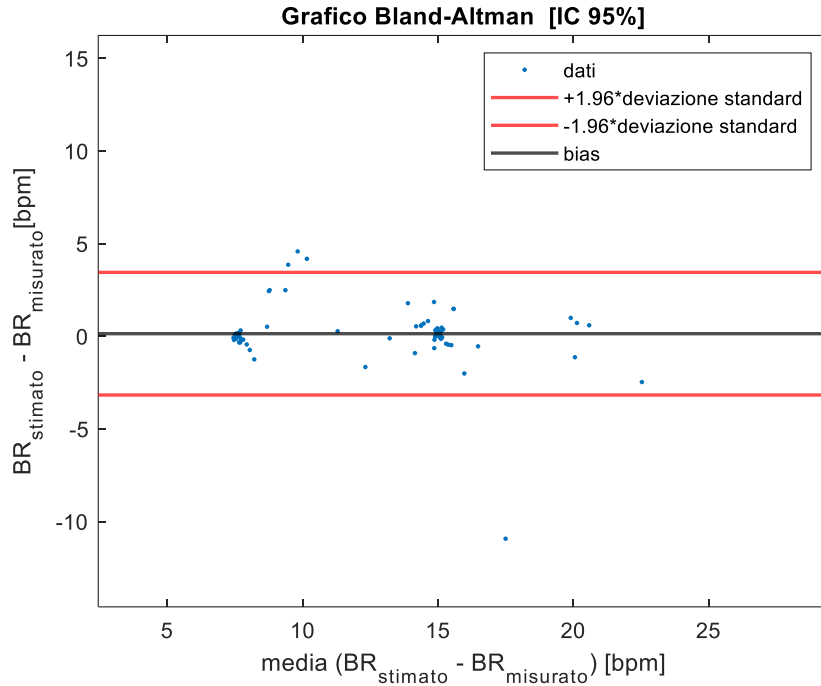


Figura 50 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. Possiamo notare come l'intervallo di confidenza è abbastanza ristretto, cioè è compreso tra -3.16 bpm e 3,46 bpm e solo pochi scarti fuoriescono dal suddetto intervallo.

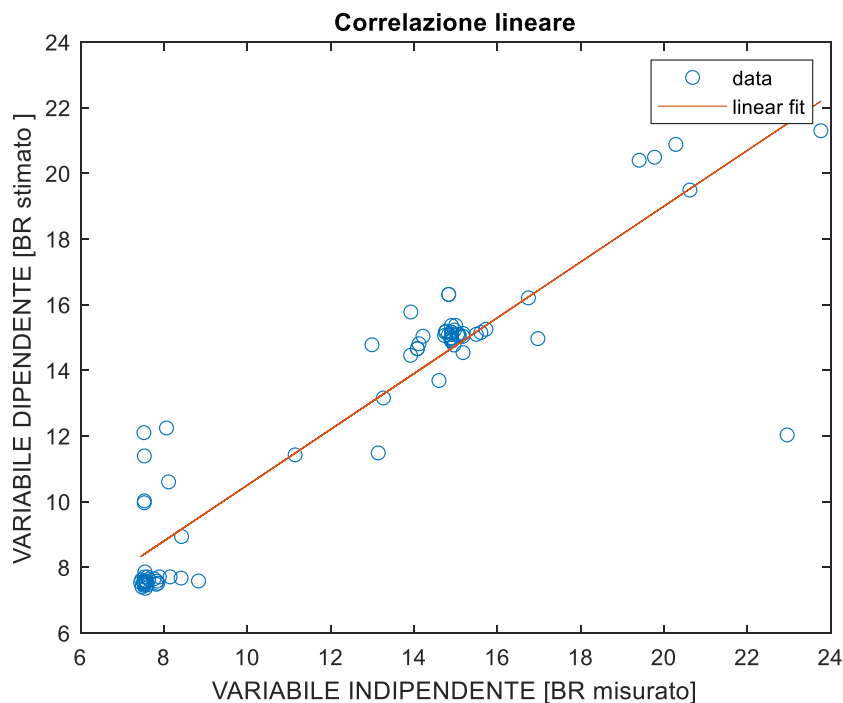


Figura 51 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. Esiste una forte correlazione tra BR stimato e BR misurato. Quest'ultima risulta positiva e molto forte ($\rho = 0,92$). La retta di intersezione dei dati presenta una pendenza di 0,85 bpm e 1,96 bpm.

$IC\ 95\% = Bias \pm 1.96 * dev\ Std :$	$[-3,16; 3,46]$
• $y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 1,96$ $B_1 = 0,85$

Tab 7. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

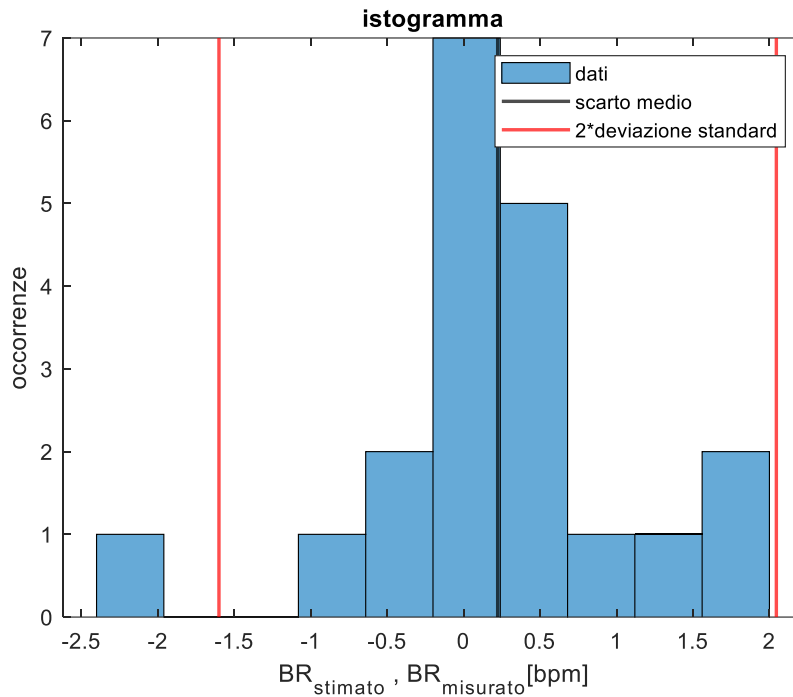


Figura 52 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; e la maggior parte degli scarti tra i due è compreso tra -0,2 bpm e circa 0,65 bpm. Con un valore di bias di 0,23 bpm

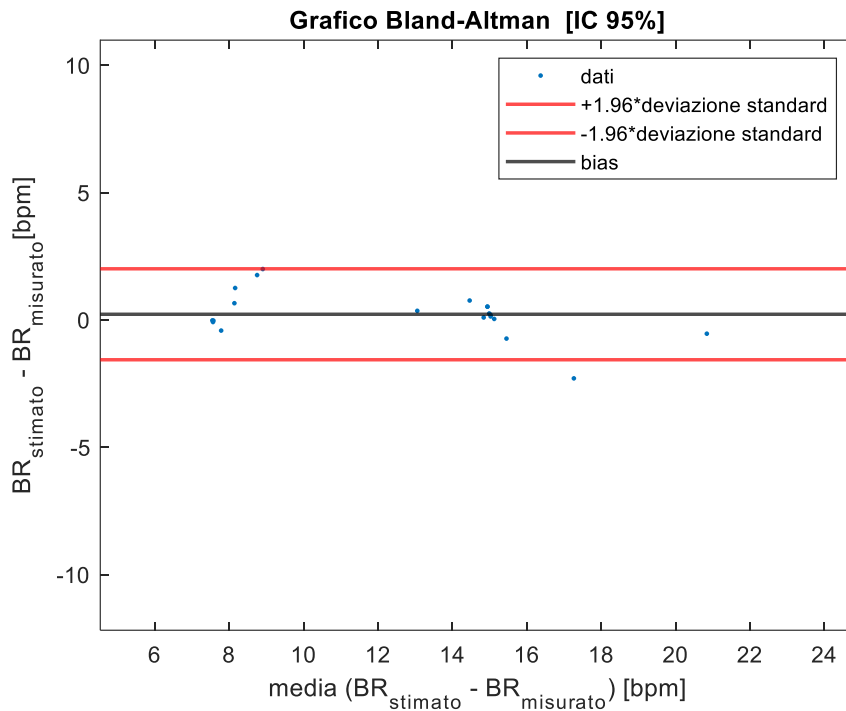


Figura 53 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. Notiamo un intervallo di confidenza compreso tra -1,56 bpm e 2,02 bpm, cioè molto ristretto, e solo un dato mostra essere al di fuori del suddetto intervallo.

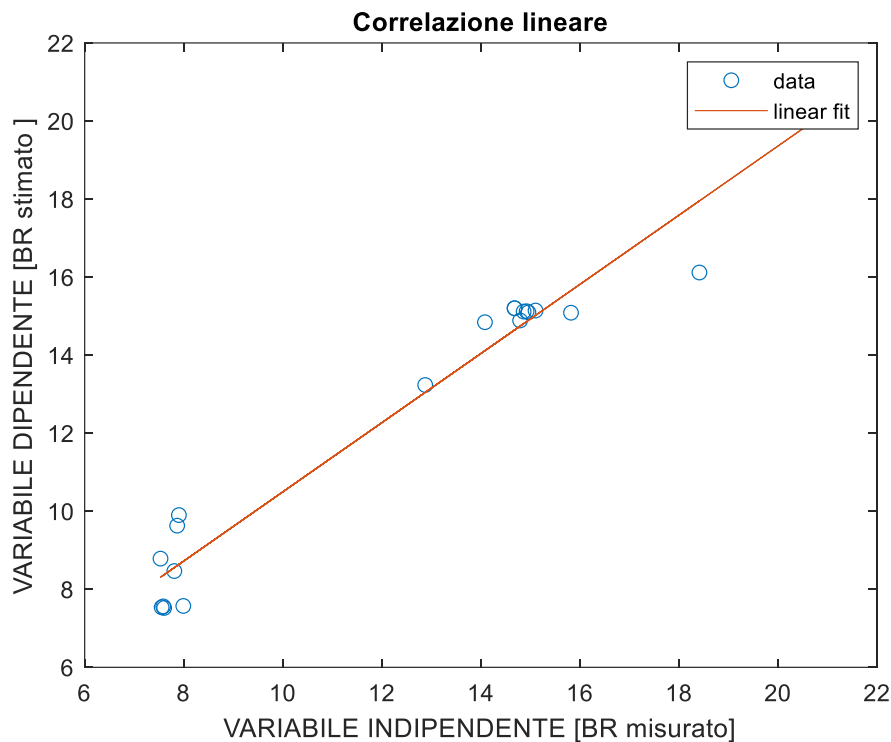


Figura 54 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato (Count-adv) dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. La correlazione tra i due BR mostra essere molto forte e positiva, come dimostra il coefficiente di Pearson ($\rho = 0,97$) e come viene dimostrato dalla

pendenza della retta di intersezione ($B1 = 0,89$ bpm), mostrano anche di avere un'intercetta di $1,58$ bpm.

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-1,56; 2,02]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B0 = 1,58$ $B1 = 0,89$

Tab 8. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Aggiungendo il filtro a mediana mobile, rispettivamente per i dati da 1 minuto e da 4 minuti, si ha:

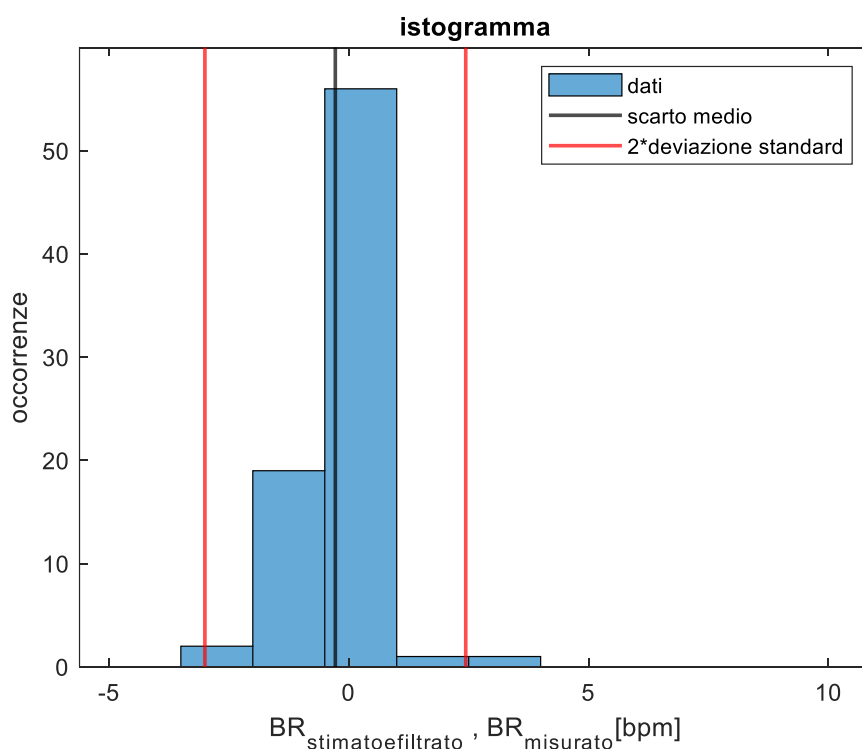


Figura 55 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. Notiamo che la maggior parte degli scarti tra i due è compreso tra $-0,5$ bpm e 1 bpm, con un valore di bias di $-0,24$ bpm.

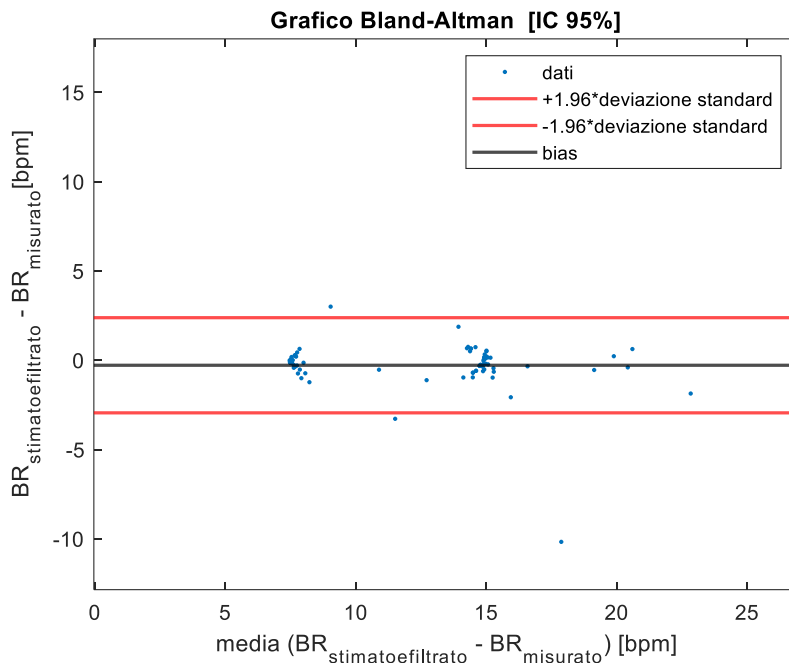


Figura 56 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. L'intervallo di confidenza in questo confronto è molto ristretto, cioè compreso tra -2,92 bpm e 2,44 bpm e solo pochissimi valori fuoriescono dal range di confidenza.

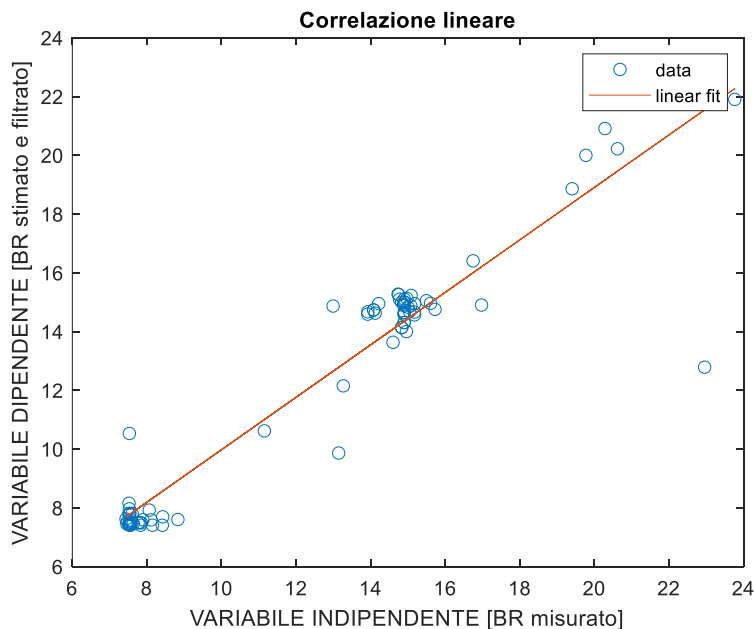


Figura 57 Correlazione lineare, valori BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. La correlazione tra i due BR mostra essere positiva e elevata, mostrata sia dalla pendenza della retta di interpolazione dei dati ($B1 = 0,90$ bpm) e dal coefficiente di Pearson pari a 0,94.

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-2,92; 2,44]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 0,98$ $B_1 = 0,90$

Tab 9. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

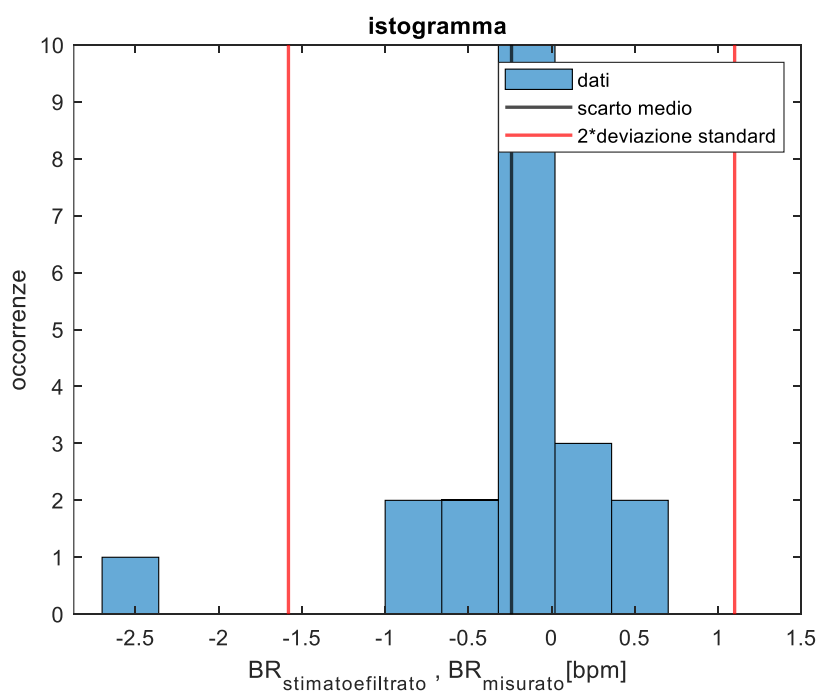


Figura 58 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; possiamo notare come il bias sia diminuito rispetto alla porzione di segnale di 1 minuto (-0,20 bpm rispetto al precedente pari a -0,24 bpm). Inoltre, la maggior parte degli scarti tra i due sono presenti in un intervallo compreso tra -0.30 bpm circa e 0,02 bpm.

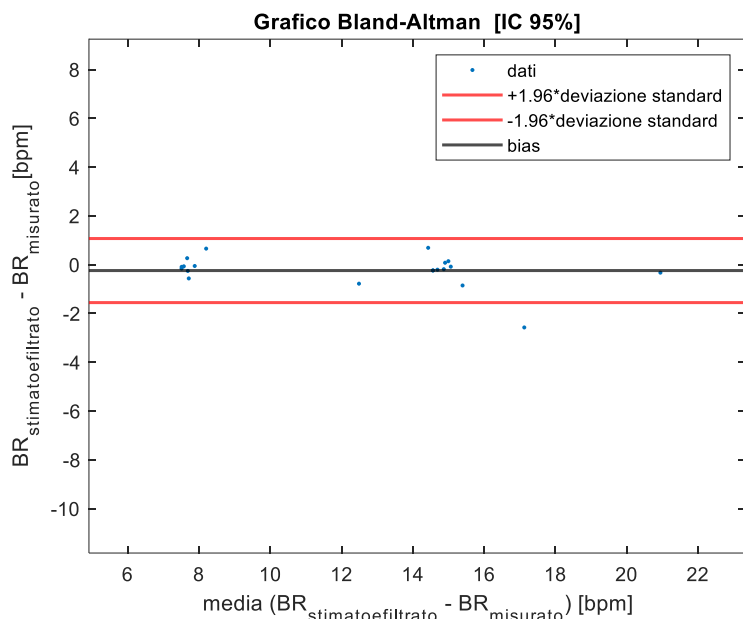


Figura 59 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. L'intervallo di confidenza, in questo caso, mostra essere più ristretto rispetto a tutte la valutazioni precedenti, con un IC 95% compreso tra -1,56 bpm e 1,15 bpm.

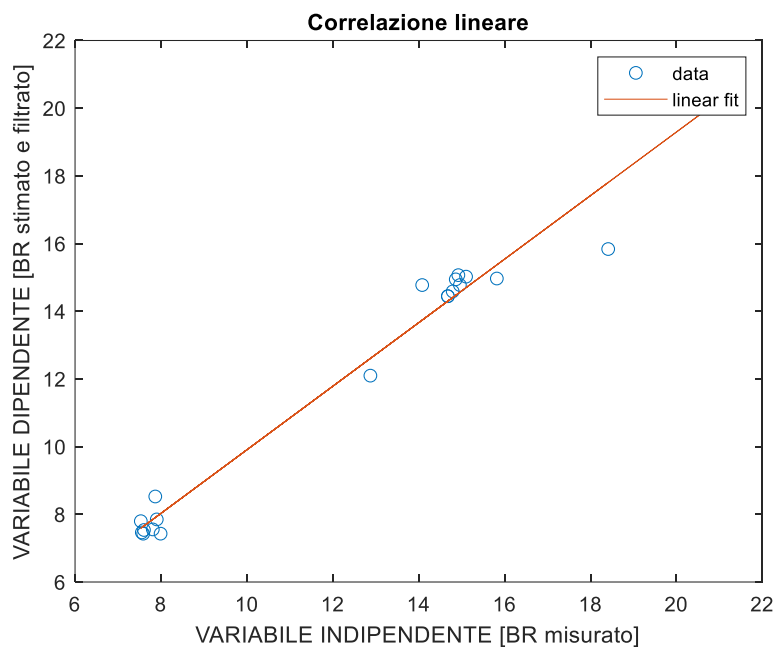


Figura 60 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato e filtrato dello Zephyr e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. La correlazione tra i due mostra essere la più forte di tutte, sempre positiva, ma con valori più elevati delle precedenti valutazioni: $\rho=0,98$ e una pendenza della retta di intersezione di 0,94 bpm; presenta, inoltre, un'intercetta di 0,45 bpm.

IC 95% = Bias \pm 1.96*dev Std:	[-1,56; 1,15]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 0,45$ $B_1 = 0,94$

Tab 10. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Zephyr-Zephyr misurato	Scarto medio	Deviazione standard dello scarto medio	Coefficiente di Pearson
BR stimato (1 minuto)	0,15	1,70	0,92
BR stimato (4 minuti)	0,23	0,91	0,97
BR stimato e filtrato (1 minuto)	-0,24	1,37	0,94
BR stimato e filtrato (4 minuti)	-0,20	0,69	0,98

Tab 11. Tabella riassuntiva dei risultati del BR mediante Count-adv Zephyr (1 minuto e 4 minuti) – Br stimato e filtrato Zephyr (1 minuto e 4 minuti); riferimento: Fascia Zephyr (misurato)

Dalla tabella sopra riportata possiamo dedurre che la fascia Zephyr per porzioni di segnale di 1 minuto (grazie il metodo Count-adv) mostra essere molto accurata ma meno precisa rispetto alla valutazione fatta sulla porzione di segnale di 4 minuti. Inoltre, possiamo notare come l’aggiunta di un filtro a mediana mobile migliori i risultati di precisione e di correlazione con il BR misurato. Di fatti, considerando il BR stimato nella porzione di segnale di 1 minuto, notiamo come ci sia una notevole precisione della stima del BR (0.15 bpm), ma al contempo mostra avere una precisione abbastanza bassa rispetto alle altre valutazioni. Con l’aggiunta del filtro a mediana mobile, inoltre, sembra che ci sia una sottostima del BR, sia per la valutazione fatta su 1 minuto che 4 minuti, ma nello stesso tempo sembra migliorare la precisione dello Zephyr e la correlazione con il BR misurato, di fatti notiamo che nella valutazione fatta sui 4 minuti con il filtraggio mostra avere i risultati migliori rispetto alle altre tipologie di valutazione sia nella precisione della stima del BR che nella correlazione (rispettivamente di 0,69 bpm e $\rho=0,98$) con ciò che è stato considerato “gold standard”.

Considerando ora il Garmin, con il metodo Count-adv prima per i dati da 1 minuto e poi per quelli da 4 minuti, si ha:

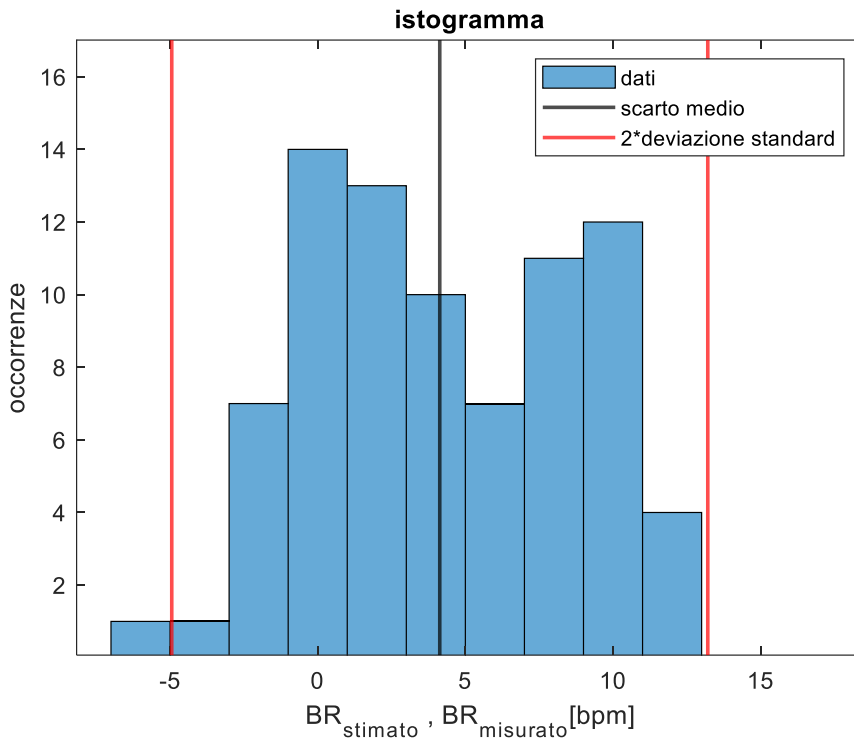


Figura 61 Istogramma degli scarti, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto notiamo che la maggior parte degli scarti è compreso tra -1 bpm e 1 bpm. Con un bias pari a 4,10 bpm.

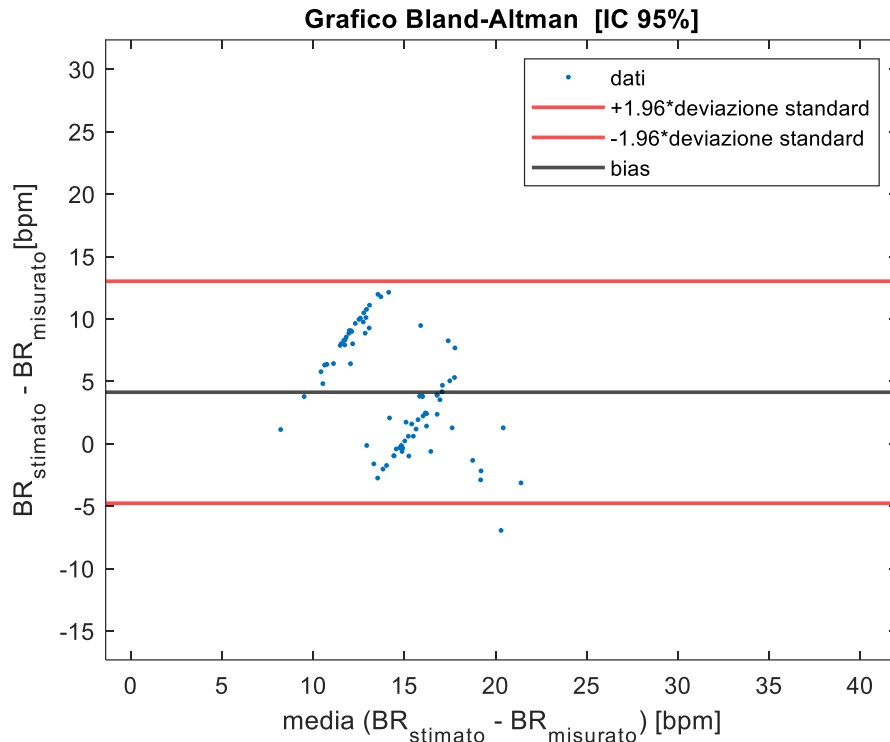


Figura 62 Grafico Bland-Altman, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. L'intervallo di confidenza, in questo caso, mostra essere abbastanza ampio, cioè compreso tra -5 bpm e 13,04 bpm.

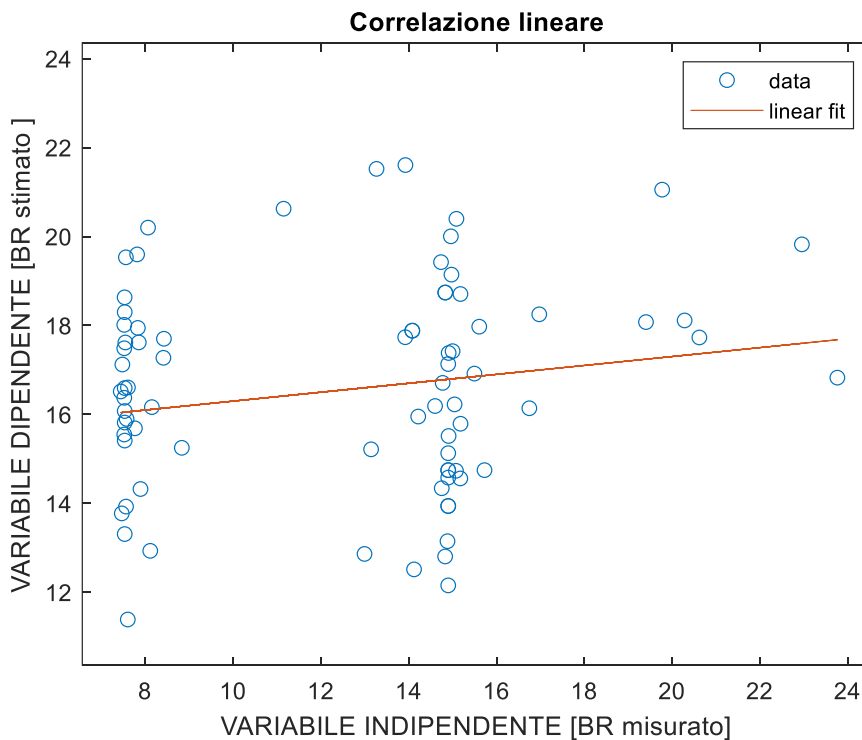


Figura 63 Correlazione lineare, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. La correlazione in questo caso mostra essere la più bassa tra tutte le valutazioni, lo si dimostra dalla pendenza della retta di interpolazione, pari a 0,08 bpm e dal coefficiente di Pearson pari a 0,15.

IC 95% = Bias \pm 1.96*dev Std:	[-5,00; 13,04]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 15,37$ $B_1 = 0,08$

Tab 12. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

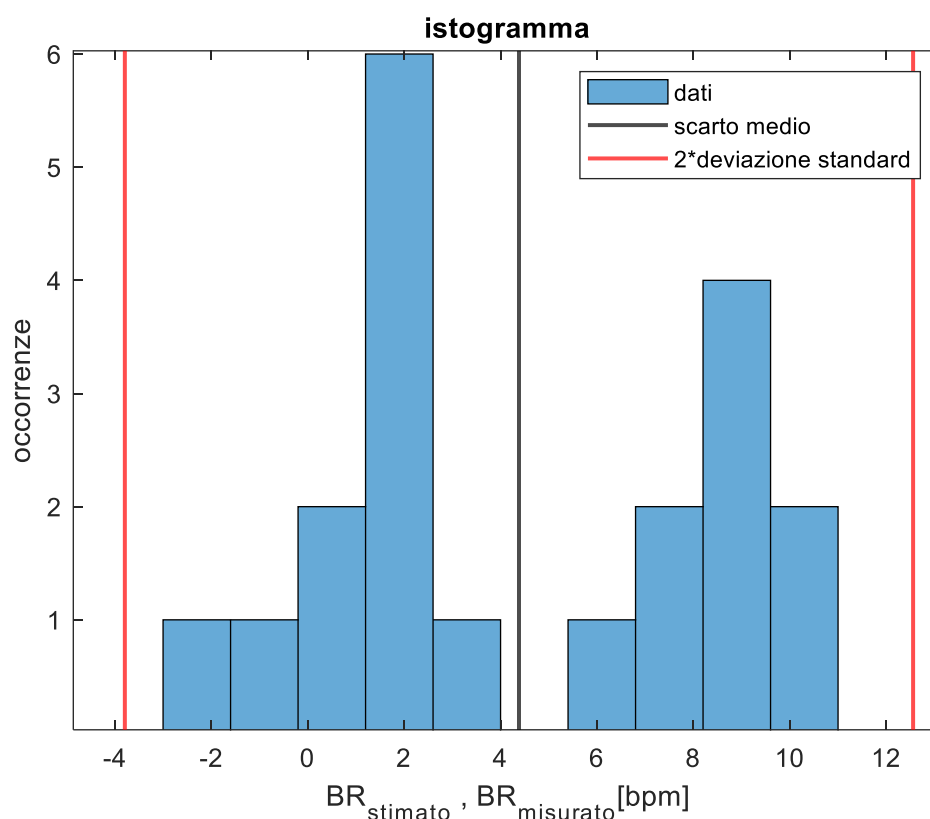


Figura 64 Istogramma degli scarti, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. Mostra avere scarti con il BR misurato per la maggior parte compresi tra 1,2 bpm e 2,6 bpm. Da notare, inoltre, che nessuno scarto coincide perfettamente con il bias stimato (pari a 4,25 bpm).

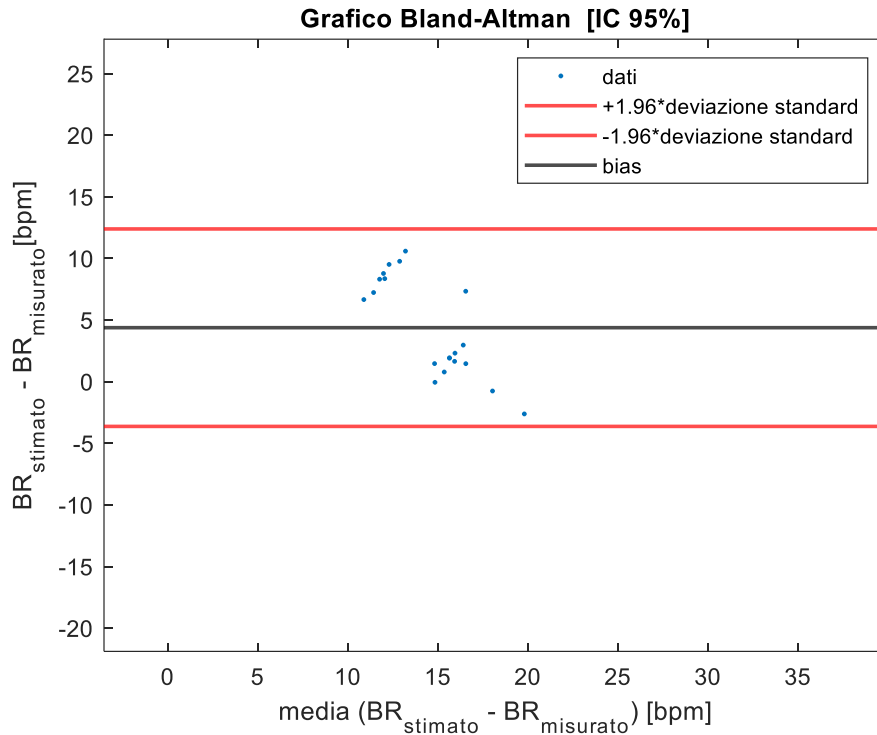


Figura 65. Grafico Bland-Altman, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; possiamo notare che tutti i valori degli scarti tra i due BR rientrano nell'intervallo di confidenza, compreso tra -4 bpm e 12,50 bpm, ma questo anche a causa del fatto che l'intervallo risulta essere molto ampio.

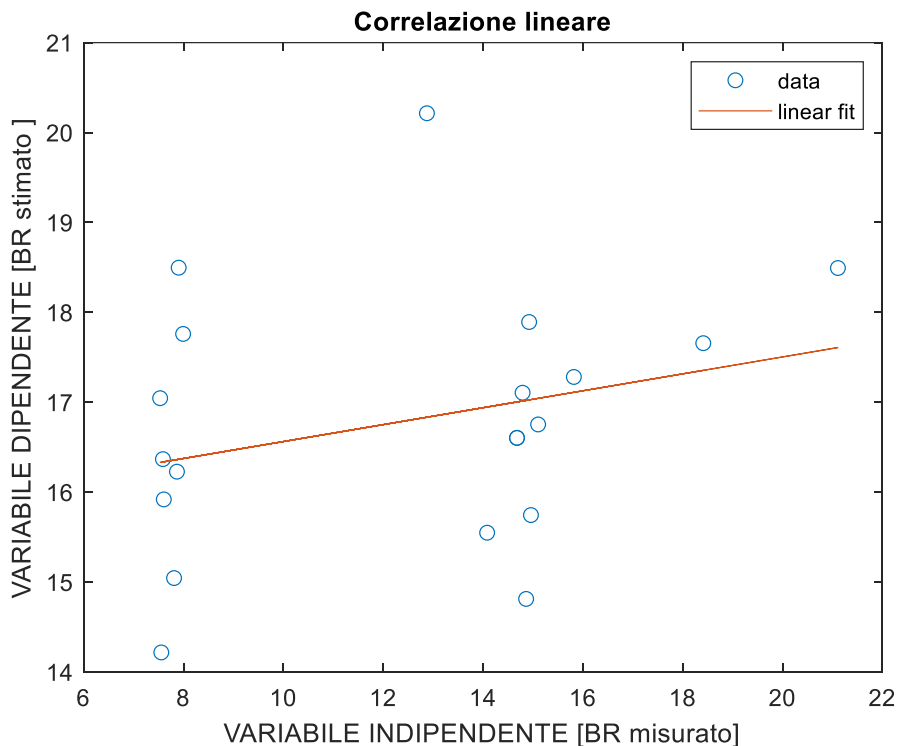


Figura 66 Correlazione lineare, BR valutati BR valutati tra BR stimato (Count-adv) del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; La correlazione risulta essere molto debole presentando una pendenza della retta di interpolazione pari 0,07 bpm e un coefficiente $\rho = 0,23$.

IC 95% = Bias \pm 1.96*dev Std:	: [-4,00; 12,50]
• $y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 15,74$ $B_1 = 0,07$

Tab 13. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Con l'aggiunta del filtro a mediana mobile rispettivamente per i dati da 1 e da 4 minuti, invece, si ha:

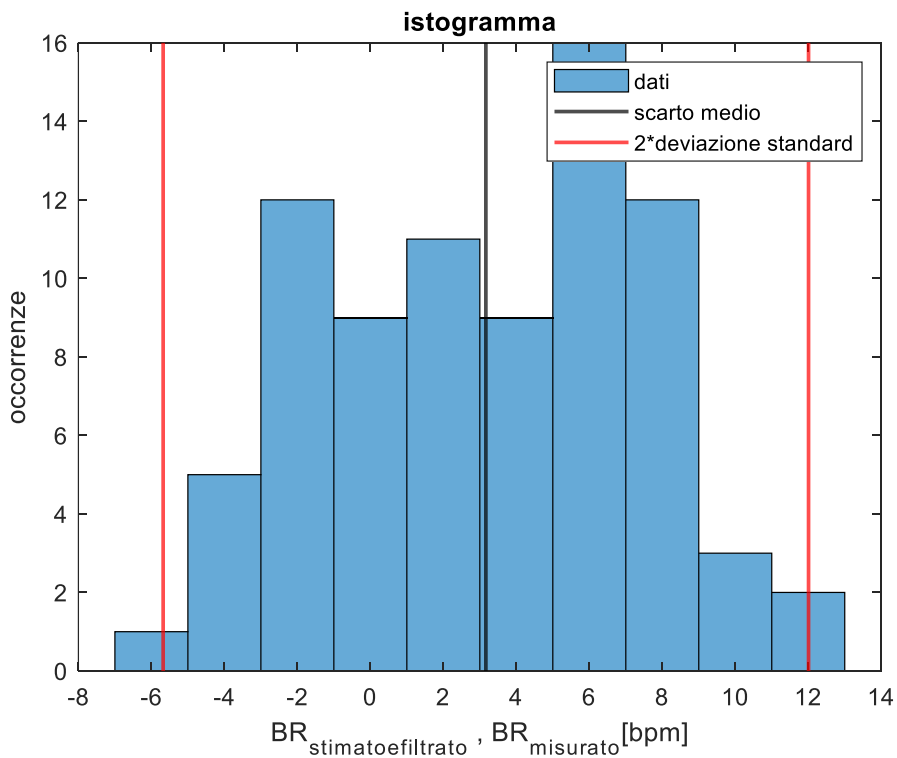


Figura 67 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. possiamo notare come in questo caso la maggior parte degli scarti tra i due è compreso tra 5 bpm e 7 bpm; con un bias pari a 3,10 bpm

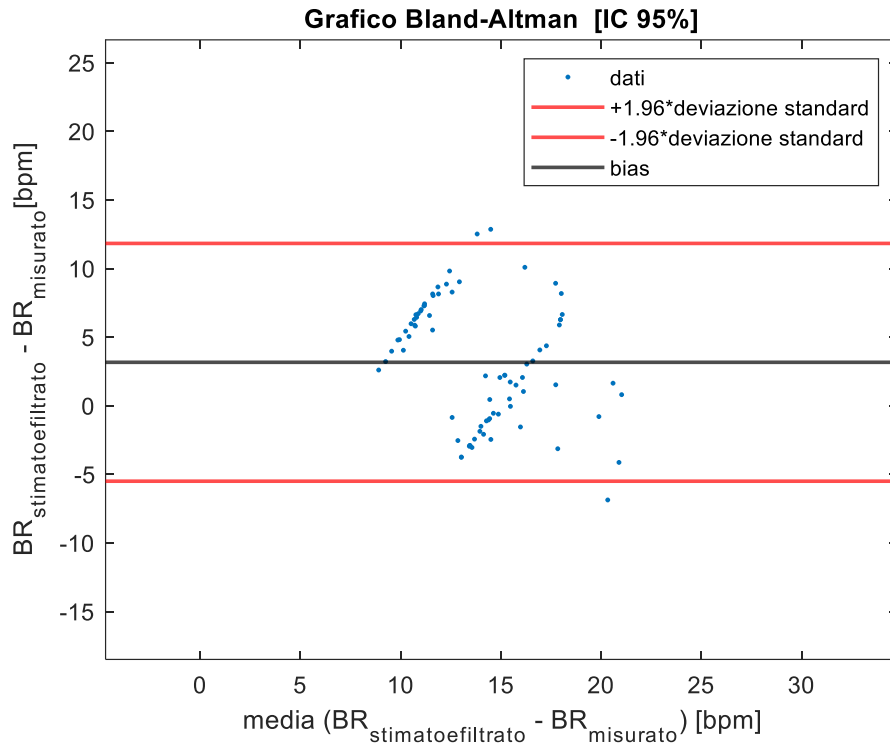


Figura 68 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto; presenta un intervallo di confidenza compreso tra -5,60 bpm e 11,75 bpm; anche in questo caso abbastanza ampio.

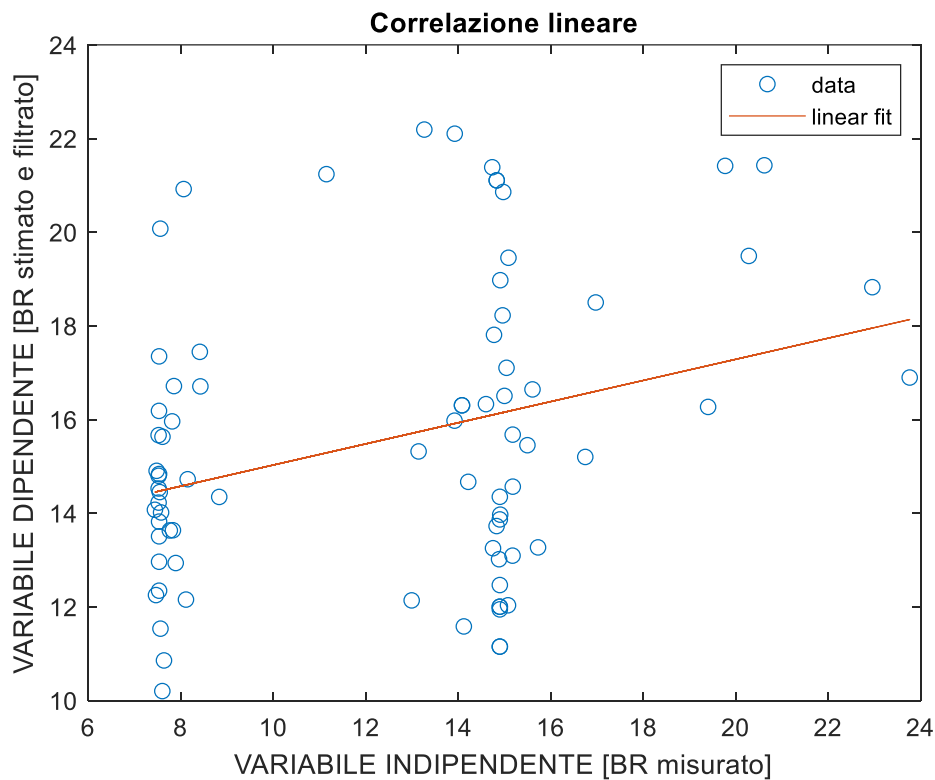


Figura 69 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. La correlazione tra i due, grazie al filtraggio, sembra migliorare rispetto al BR stimato con il Count-adv presentando, quindi, una correlazione di 0,31 e una pendenza della retta di interpolazione di 0,21 bpm. Nonostante il miglioramento la correlazione risulta debole.

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-5,60;11,75]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 12,87$ $B_1 = 0,21$

Tab 14. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

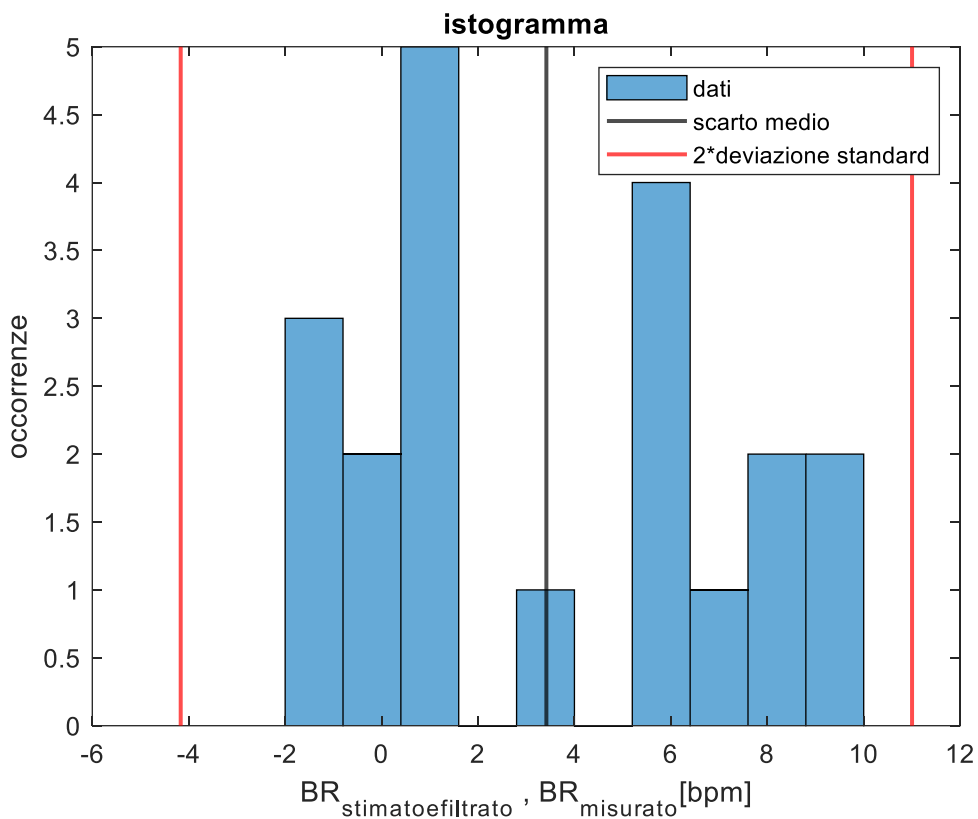


Figura 70 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; possiamo notare che la maggior parte degli scarti è compresa tra 0,4 bpm e 1,6 bpm, con una media degli scarti di 3,30 bpm.

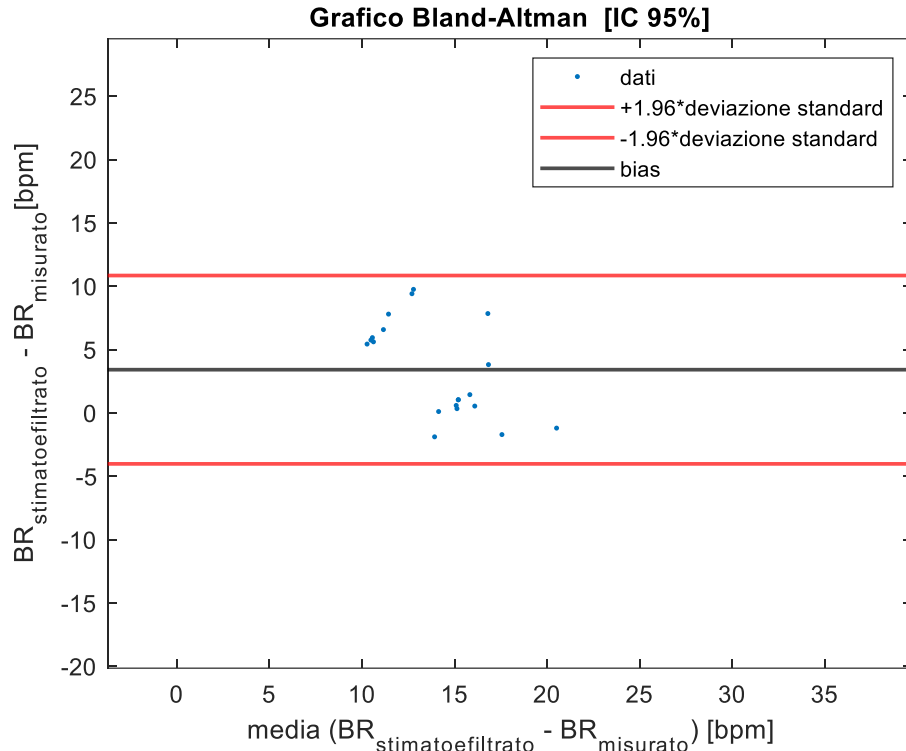


Figura 71 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; notiamo come tutti i dati siano compresi nell'intervallo di confidenza e di come esso sia ampio, infatti avremo che esso sarà compreso tra -4,36 bpm e 10,9 bpm.

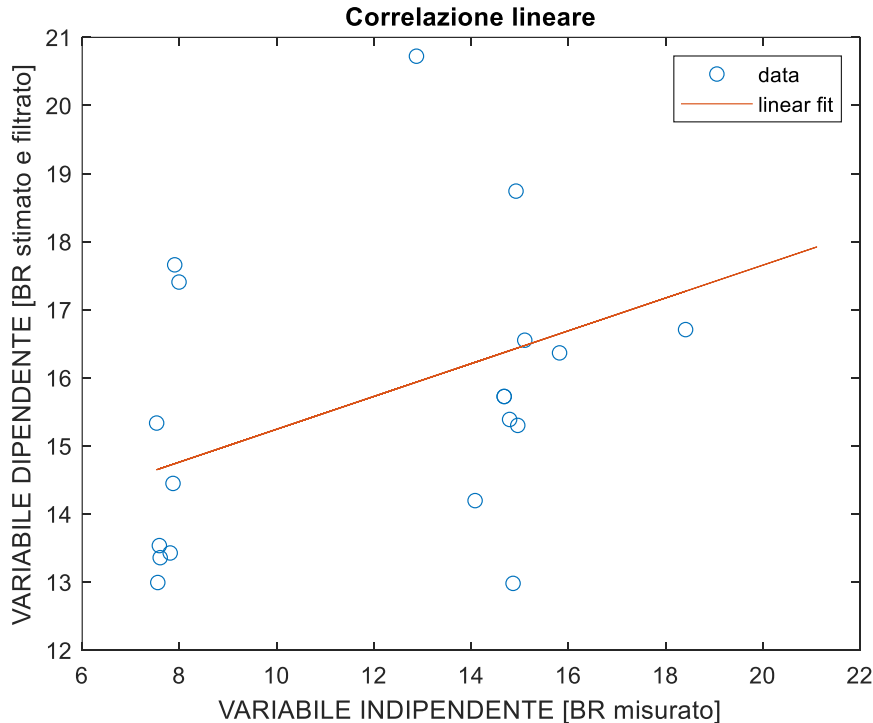


Figura 72 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato e filtrato del Garmin e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. in questo caso, a differenza delle altre valutazioni fatte con il Garmin possiamo notare come la correlazione aumenti ed è positiva mediante il coefficiente di Pearson, pari a 0,42 e grazie alla pendenza della retta di interpolazione pari a 0,22 bpm. Inoltre, la retta presenta un'intercetta pari a 12,96 bpm.

Nonostante l'aumento della correlazione, però, essa si dimostra moderata e quindi inferiore alle valutazioni effettuate con la fascia Zephyr.

IC 95% = Bias \pm 1.96*dev Std:	[-4,362; 10,9]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	B0= 12,96 B1= 0,22

Tab 15. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Garmin-Zephyr misurato	Scarto medio	Deviazione standard dello scarto medio	Coefficiente di Pearson
BR stimato (1 minuto)	4,10	4,60	0,15
BR stimato (4 minuti)	4,25	4,20	0,23
BR stimato e filtrato (1 minuto)	3,10	4,42	0,31
BR stimato e filtrato (4 minuti)	3,30	3,91	0,42

Tab 16 Tabella riassuntiva dei risultati del BR mediante Count-adv Garmin (1 minuto e 4 minuti) – Br stimato e filtrato Garmin (1 minuto e 4 minuti); riferimento: Fascia Zephyr (misurato)

In questo caso possiamo notare come ci sia un'accuratezza e precisione abbastanza bassa in tutte le valutazioni rispetto alla misura effettuata dalla fascia Zephyr (riferimento). Inoltre, è possibile notare una correlazione debole rispetto al riferimento.

Anche in questo caso è possibile notare i miglioramenti dei risultati grazie al filtraggio con mediana mobile; di fatti, possiamo vedere un notevole miglioramento nell'accuratezza, precisione e accuratezza sia per valutazioni fatte su una porzione di registrazione di 1 minuto che 4 minuti. Questo è dimostrato anche dal coefficiente di Pearson, che indica la correlazione tra il gold standard e lo strumento preso in considerazione, in questo caso il Garmin, che passa da una correlazione debole ($\rho = 0,15$, per la porzione di registrazione di 1 minuto, $\rho = 0,23$ per la porzione di registrazione di 4 minuti) ad una moderata ($\rho = 0,31$, per la porzione di registrazione di 1 minuto, $\rho = 0,42$ per porzioni di registrazioni di 4 minuti).

Infine, consideriamo la fascia Polar con i dati BR stimati rispetto al riferimento:

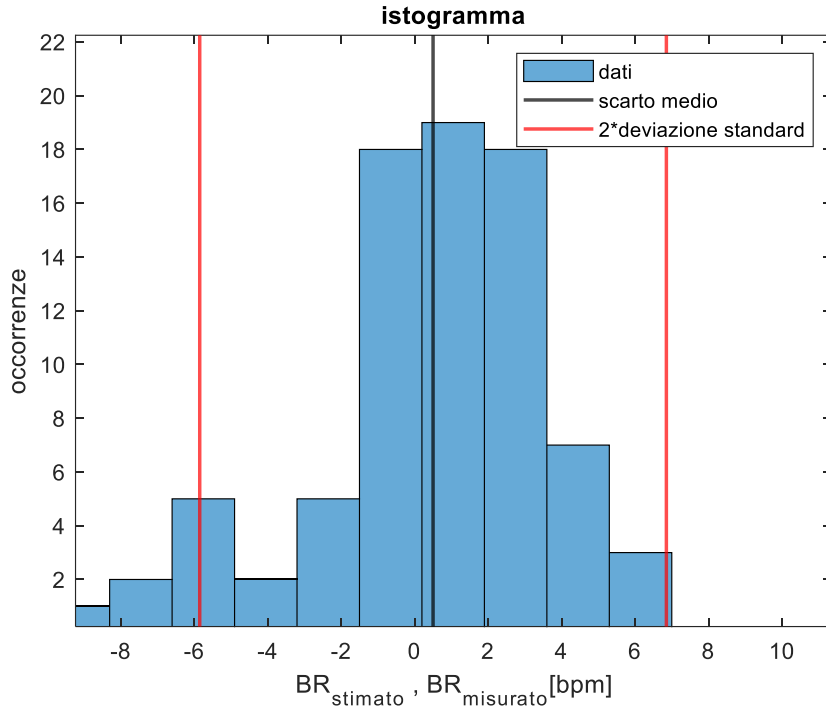


Figura 73 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto; in questo caso vediamo che la maggior parte degli scarti è presente tra 0,2 bpm e 1,9 bpm; con un valore di bias pari a 0,62 bpm.

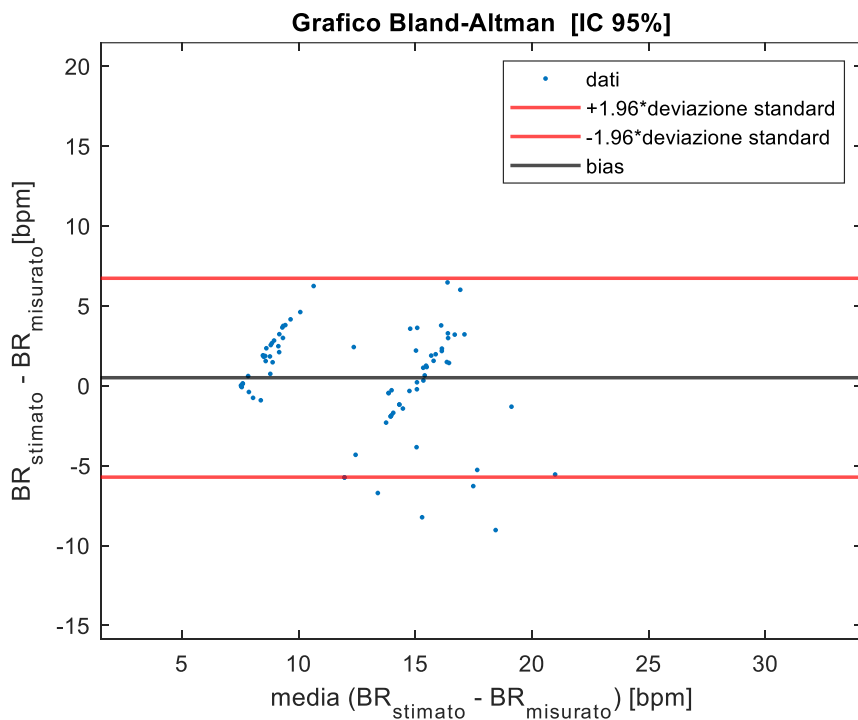


Figura 74 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto; si evince come l'intervallo di confidenza, compreso tra -5,46 bpm e 6,71 bpm, sia abbastanza grande (ma già inferiore alle valutazioni effettuate sul Garmin).

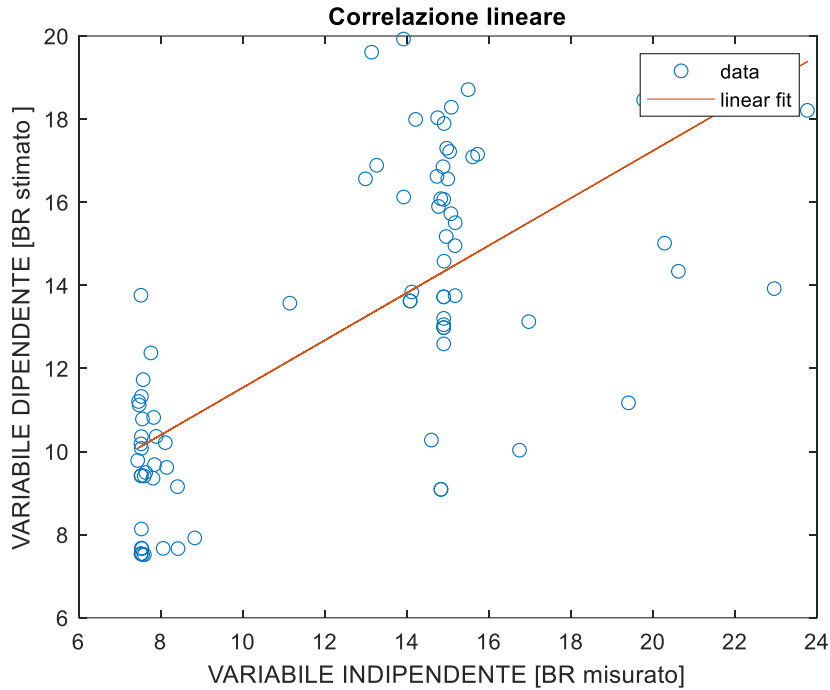


Figura 75 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. In questo caso possiamo notare una correlazione forte ($\rho = 0,70$), e anche positiva ($B1 = 0,59$ bpm).

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-5,46; 6,71]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	B0 = 5,72 B1 = 0,59

Tab 17. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

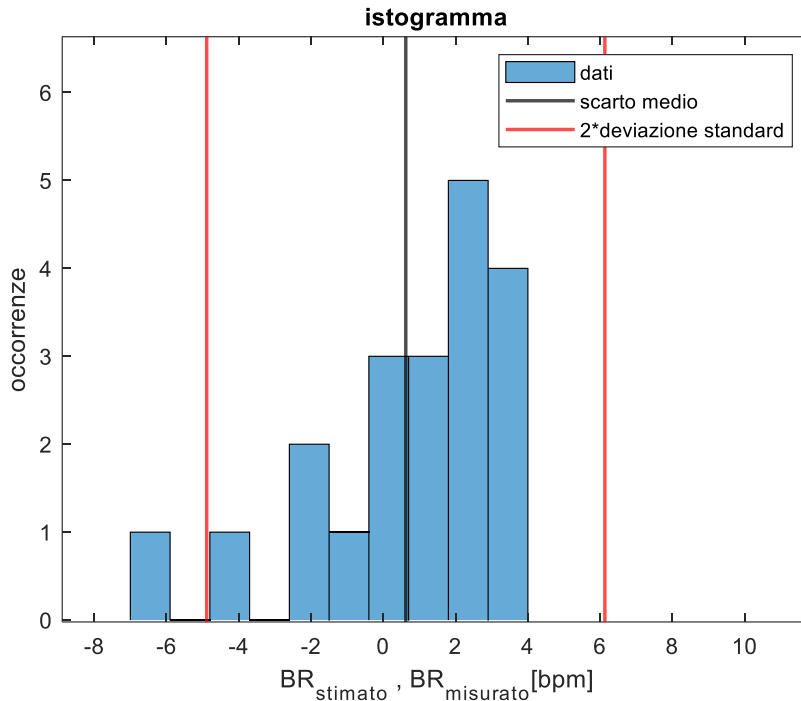


Figura 76 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; dove emerge che la maggior parte degli scarti tra i due strumenti è compreso tra -4,52 bpm e 6,00 bpm. Con un valore di bias dello 0,74 bpm.

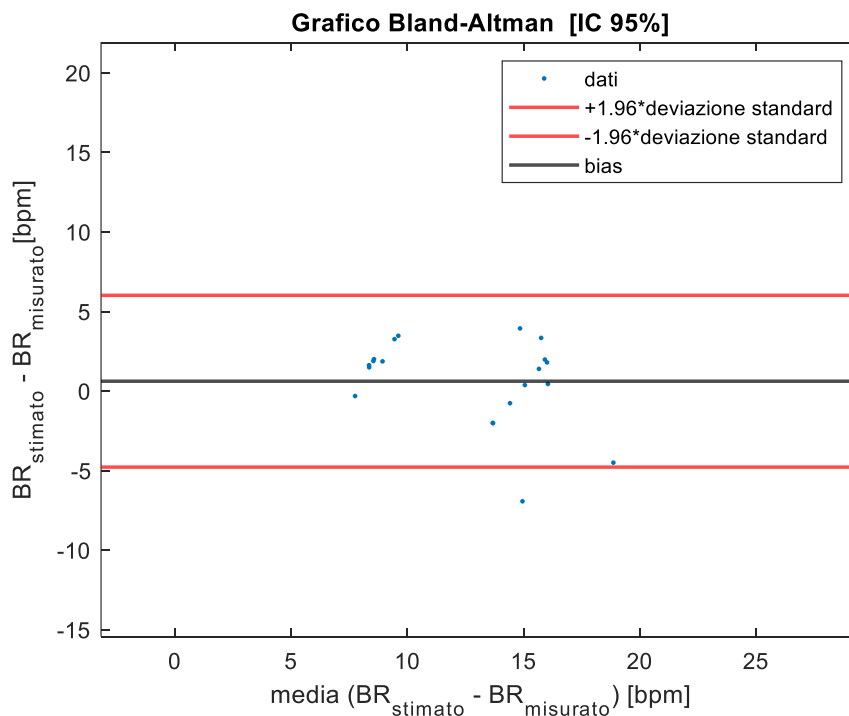


Figura 77 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti; presenta un intervallo di confidenza del 95% compreso tra -4,52 bpm e 6 bpm.

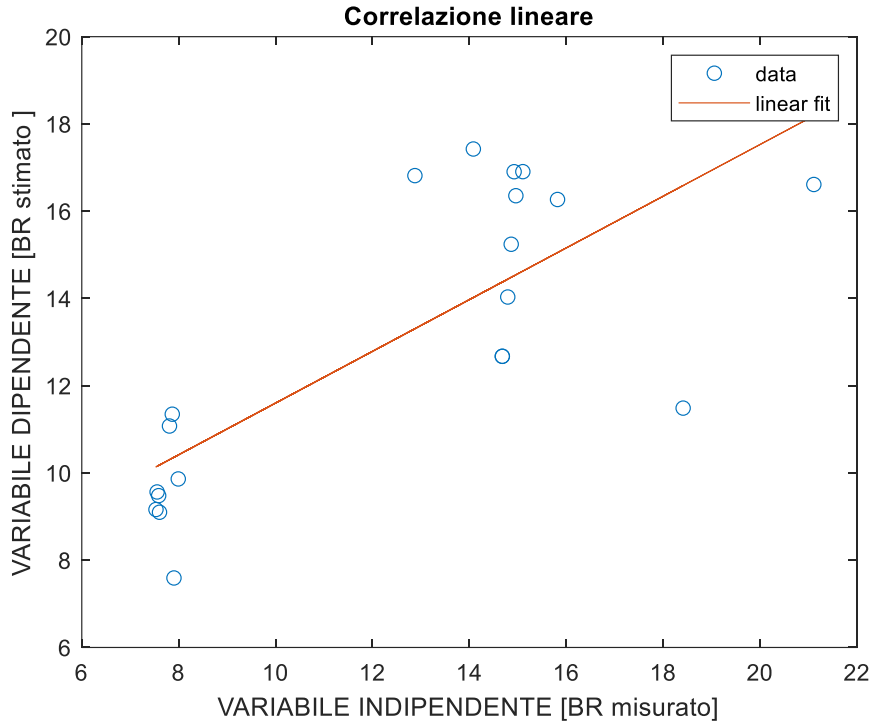


Figura 78 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. Si evince che la correlazione tra i due è abbastanza forte ($\rho=0,78$), ed una pendenza ed intercetta della retta di interpolazione pari rispettivamente a 0,61 bpm e 5,54 bpm.

$IC\ 95\% = Bias \pm 1.96 * dev\ Std:$	$[-4,52; 6,00]$
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 5,54$ $B_1 = 0,61$

Tab 18. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Con l'aggiunta del filtro a mediana mobile, rispettivamente per 1 minuto e 4 minuti, avremo:

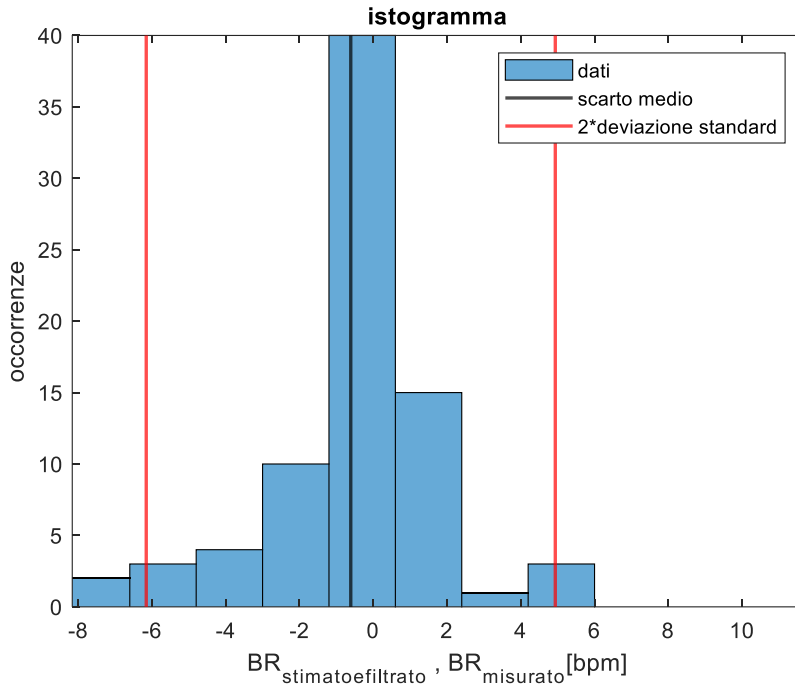


Figura 79 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. Possiamo notare che la grande maggioranza degli scarti tra i due è compreso tra -1,2 bpm e 0,6 bpm, con un valore scarto medio di 0,53 bpm.

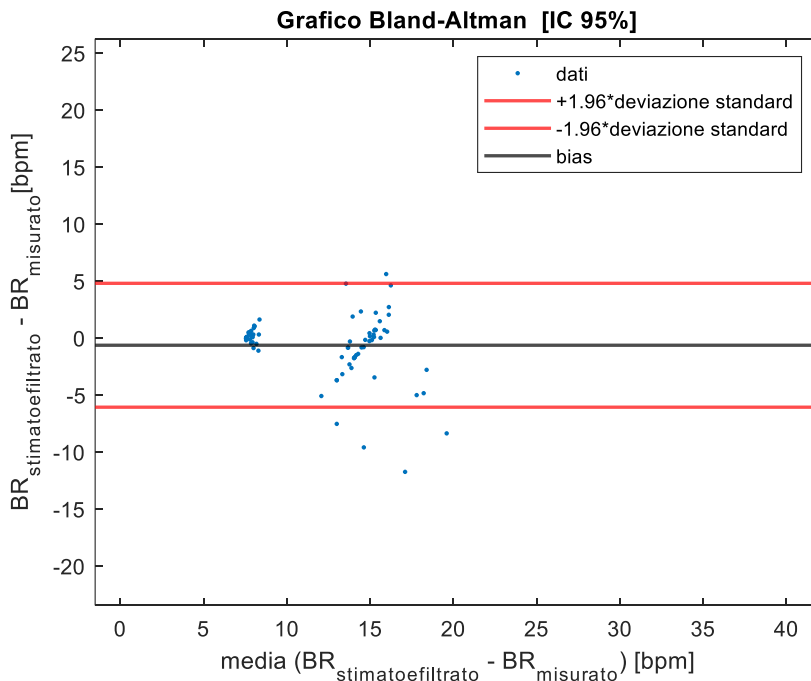


Figura 80 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. L'IC 95% è compreso tra -5,94 bpm e 4,41 bpm.

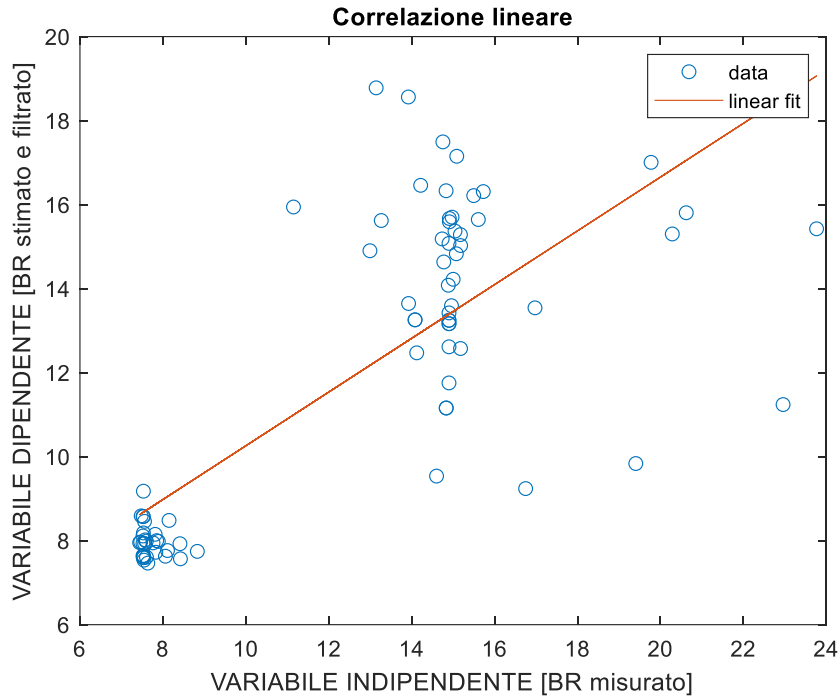


Figura 81 Correlazione lineare, BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 1 minuto. La correlazione tra i due risulta pari a 0,77 (maggiore rispetto al BR stimato nella porzione di segnale di 1 minuto); presenta valori di intercetta pari a 3,75 bpm e pendenza della retta di interpolazione pari a 0,65 bpm (correlazione positiva)

IC 95% = Bias \pm 1.96*dev Std:	[-5,94; 4,88]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 3,75$ $B_1 = 0,65$

Tab19. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

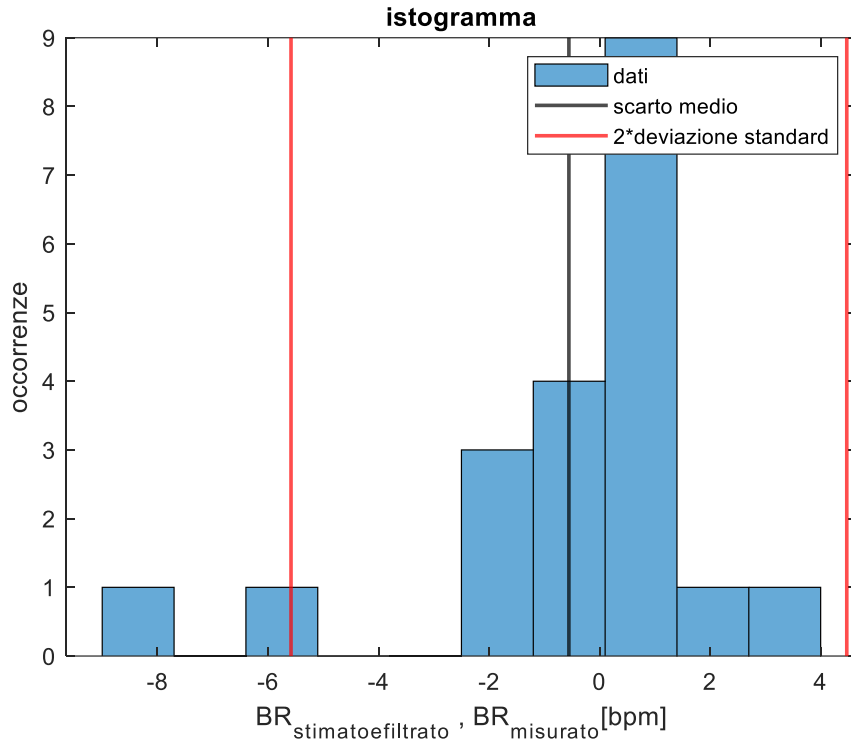


Figura 82 Istogramma degli scarti, BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti, mostra come la maggior parte degli scarti tra i due è compreso tra 0,1 bpm e 1,4 bpm, con valore del bias pari a -0,48 bpm.

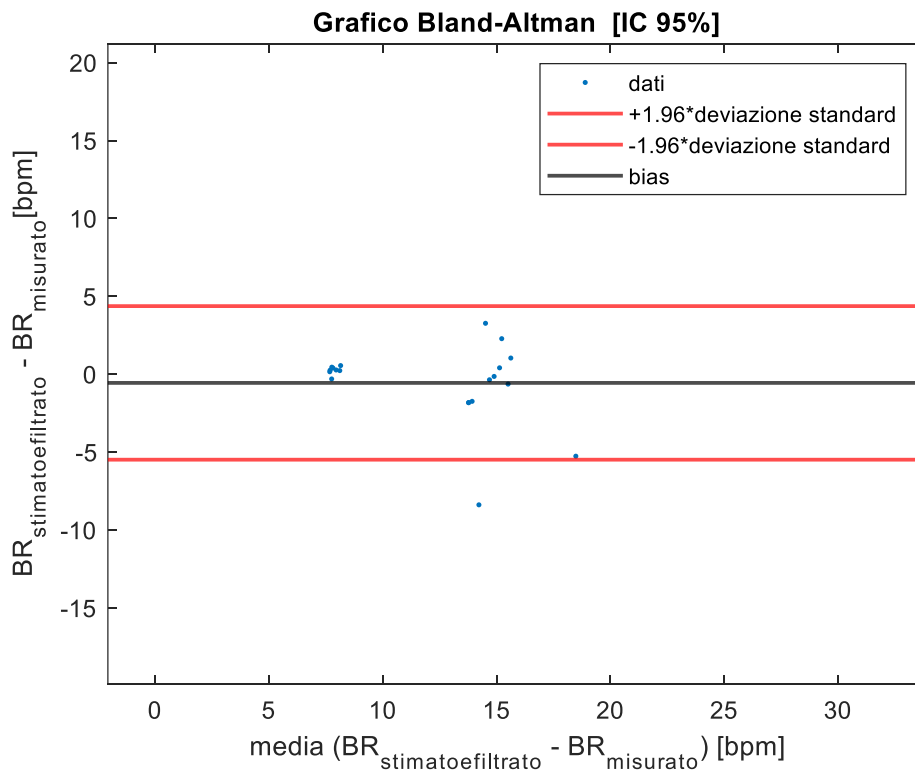


Figura 83 Grafico Bland-Altman, BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti, l'IC95% è compreso tra -5,37 bpm e 4,41 bpm.

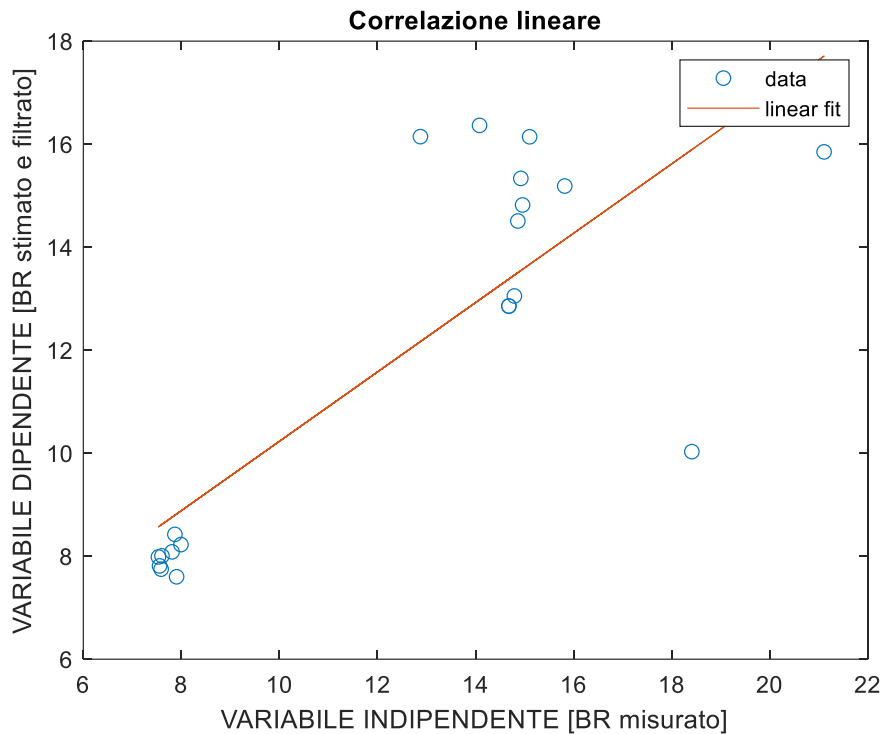


Figura 84 Correlazione lineare BR valutati tra BR stimato e filtrato Polar e BR misurato (Zephyr), per valutazioni di 4 minuti. Tra i due si mostra una correlazione elevata ($\rho=0,81$) ed positiva ($B1=0,68$ bpm); la retta di interpolazione presenta avere intercetta pari a 3,38 bpm.

IC 95% = Bias $\pm 1.96 \cdot \text{dev Std}$:	[-5.37, 4.41]
$y = \beta_0 + \beta_1 x$	$B_0 = 3.38$ $B_1 = 0.68$

Tab 20. Tabella riassuntiva dei valori dell'intervallo di confidenza trovato nell'istogramma e nel grafico di Bland-Altman e dei coefficienti della retta di intersezione presente nel grafico della correlazione lineare, rappresentano rispettivamente intercetta e pendenza della retta.

Polar- Zephyr misurato	Scarto medio	Deviazione standard dello scarto medio	Coefficiente di Pearson
BR stimato (1 minuto)	0,62	3,10	0,70
BR stimato (4 minuti)	0,74	2,68	0,78
BR stimato e filtrato (1 minuto)	0,53	2,76	0,77

BR stimato e filtrato (4 minuti)	-0,48	2,49	0,81
----------------------------------	-------	------	------

Tab 21 Tabella riassuntiva dei risultati del BR mediante Count-adv Polar (1 minuto e 4 minuti) – Br stimato e filtrato Polar (1 minuto e 4 minuti); riferimento: Fascia Zephyr (misurato)

Infine, considerando l'ultimo strumento, cioè il Polar, possiamo già notare un netto miglioramento rispetto al Garmin sia nella precisione, accuratezza e correlazione con il BR misurato. In questo caso il miglior risultato di accuratezza, anche se sottostima il BR, di correlazione con il riferimento e di precisione viene dato dal BR stimato e filtrato in valutazioni di 4 minuti.

I risultati riportano una correlazione elevata in tutte le 4 valutazioni.

4. CONCLUSIONI

Nel nostro studio abbiamo stimato indirettamente la frequenza respiratoria partendo dalla misura di frequenza cardiaca effettuata da tre strumenti: smartwatch Garmin, fascia Polar e fascia Zephyr.

Possiamo concludere che per la frequenza cardiaca il Polar può essere considerato come gold standard, in quanto esso, rispetto alla fascia Zephyr, usata come riferimento assoluto, presenta un valore di media e di deviazione standard degli scarti uguale a 1.47 ± 9.02 bpm, con una correlazione pari a 0.86, quindi molto forte. Per quanto concerne il Garmin, può essere considerato un buon strumento di misurazione in quanto esso presenterà, rispetto al Polar (utilizzato come gold Standard) una media ed una deviazione standard degli scarti pari a 1.83 ± 6.07 bpm, con una correlazione pari a 0.94, dimostrando anche una maggiore precisione rispetto al Polar nella stima della frequenza cardiaca (in riferimento alla fascia Zephyr). Quindi possiamo utilizzare il Garmin per la stima della frequenza respiratoria, essendo che la misura del BR parte proprio dall'analisi dell'HRV. [68]

Abbiamo quindi analizzato le prestazioni dei tre strumenti nella stima indiretta della BR, considerando come riferimento i valori di BR misurati dalla fascia Zephyr durante le prove eseguite. I valori del BR sono stati ottenuti con un apposito algoritmo presente in letteratura (Count-adv), al quale è stato poi aggiunto anche un filtro a mediana mobile sul segnale di BR stimato.

Possiamo concludere che l'aggiunta di un filtraggio a mediana mobile migliora notevolmente la precisione ed accuratezza delle misurazioni del BR e permette di avere anche una migliore correlazione con il BR misurato. Ad esempio, considerando il Garmin, abbiamo un valore di accuratezza e di precisione pari a 4.25 ± 4.20 bpm e una correlazione di 0.23, che risulta oggettivamente una correlazione debole; invece, grazie al filtro a mediana mobile avremo un valore di media e deviazione standard degli scarti pari a 3.30 ± 3.91 bpm, con una correlazione pari a 0.42 (moderata).

Tra i tre strumenti possiamo concludere che la fascia Zephyr risulta quella più affidabile insieme alla fascia Polar, che presentano un valore di accuratezza e precisione rispettivamente pari a -0.20 ± 0.69 bpm ($\rho = 0.98$) e -0.48 ± 2.49 bpm ($\rho = 0.81$). Il Garmin, invece, mostra risultati peggiori tra i tre; questo può essere giustificato dal fatto che essendo uno smartwatch ha un'affidabilità minore rispetto alle fasce cardiache, ma mostra comunque dei risultati accettabili se l'applicazione target non è in campo medico.

Bisogna sempre considerare però che le prove sono state eseguite su un campione di popolazione molto omogeneo e piuttosto piccolo (4 soggetti), e che la frequenza respiratoria è stata considerata in un range limitato. In futuro sarebbe interessante estendere lo studio a un campione più ampio ed eterogeneo, considerando magari anche test effettuati dopo uno sforzo fisico, per ampliare il range di BR considerato.

Possiamo concludere che l'algoritmo utilizzato per la stima indiretta della frequenza respiratoria a partire dal tacogramma misurato da strumenti indossabili è affidabile a patto che il segnale di HR fornito da tali dispositivi sia accurato. Infatti, i risultati ottenuti da fasce cardiache sono soddisfacenti, al contrario di quelli relativi allo smartwatch, dove gli artefatti da movimento sul segnale PPG causano notevoli disturbi.

Bibliografia

- [1] R. C. A. M. D. P. M. G. P. M. D. P. M. V. M. GUANA, «LA DISCIPLINA OSTETRICA, TEORIA, PRATICA E ORGANIZZAZIONE DELLA PROFESSIONE,» in *Mc Graw Hill*.
- [2] M. I. A. N. . o. M. I. M. S. E. S. Carlo Massaroni, «contactless Methods For Measuring Respiratory».
- [3] M. R. R. E. H. K. N. R. K. K. Venu Madhav1, «Estimation of Respiration Rate from ECG, BP and PPG signals using Empirical Mode Decomposition».
- [4] F. CONTI, «fisiologia umana».
- [5] S. W. a. S. L. “. d. c. e. T Wartzek.
- [6] H. M. H. C. W. D. Fieselmann JF, «. La frequenza respiratoria predice l'arresto cardiopolmonare per i pazienti ricoverati in medicina interna. Giornale di medicina interna generale. 1993; 8 (7): 354-360. pmid: 8410395».
- [7] M. A. M. G. M. A. U. p. d. p. b. s. f. p. i. p. d. r. l. t. p. e. e. A. 2. Goldhill DR.
- [8] W. X. A. Stephanie Baker, «Determining respiratory rate from photoplethysmogram and electrocardiogram signals using respiratory quality indices and neural networks».
- [9] «<https://www.biancofrancesco.altervista.org/rilevazione-della-frequenza-respiratoria.html>,» [Online].
- [10] «<https://www.humanitas.it/enciclopedia/anatomia/sistema-nervoso/sistema-nervoso-periferico/sistema-nervoso-autonomo/>,» [Online].
- [11] A. e. al., Anatomia dell'uomo, edi-ermes.
- [12] M. & C. A. & B. D. & G. Z. & G. R. Traina, METODI DI STUDIO DELLA VARIABILITA' DELLA FREQUENZA CARDIACA..
- [13] «https://it.wikipedia.org/wiki/Aritmia_sinusale,» [Online].
- [14] «https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/ea/Normal_Sinus_Rhythm_Unlabeled.jpg,» [Online].
- [15] «http://www.medicinagenerale.org/aritmia_sinusale.html,» [Online].
- [16] X. Z. W. C. a. D. W. “. o. r. S. Ding.
- [17] P. R. S. Ramachandran, «ECG Derived Respiratory Rate Estimation for Wearable Devices,» 2017 International Conference on Computational Intelligence in Data Science (ICCIDS).
- [18] J. C.-B. a. F. J. R. R Pallas-Areny, «“The effect of respiration-Induced Heart Movements on the ECG,”» IEEE Trans.Biomedical Engineering, 36(6) pp: 585-590, 1989.
- [19] R. R. a. L. V. F Pinciroli, «“ Detection of electrical axis variation for extraction of respiratory information”,» ” Computers in Cardiology, pp.499-502, 1986.
- [20] W. B. O. f. a. o. p. p. B Frey.
- [21] A. J. a. S. K. ". o. r. L. Nilsson.
- [22] «[<https://cleanergyshop.it/45-alfa-beta-theta-delta-come-risponde-il-sistema-neurovegetativo-agli-stimoli-indotti-dai-dispositivi-a-tecnologia-cleanergy>],» [Online].
- [23] B. B. Piotr Kuwalek a, «Research on methods for detecting respiratory rate from».
- [24] A. T. R. S. e. J. L. ". L. A. . H. OS Hoilett, «Smartwatch for Monitoring Respiration and Heart Rate using Photoplethysmography," 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)».
- [25] S. O. e. a. ., «Un sistema di monitoraggio della respirazione basato sulla visione per la stima della resistenza delle vie aeree passive"».
- [26] G. Cosoli, «Wrist-worn and chest-strap wearable devices: Systematic review on accuracy and metrological characteristics».

- [27] T. D. M. S. S. e. a. Kooiman, « Affidabilità e validità di dieci tracker di attività dei consumatori.»
- [28] «<https://www.suunto.com/it-it/Prodotti/Fasce-cardio/Suunto-Memory-Belt/>,» [Online].
- [29] «Acurácia do sistema Suunto para a análise da variabilidade da frequência cardíaca durante um teste de inclinação».
- [30] D. L. F. O. G. C. D. D. S. D. P. d. M. M. I. 2. I. s. A. Fusco1, «On how to extract breathing rate from PPG signal using wearable device».
- [31] «<https://www.polar.com/it/>,» [Online].
- [32] «<https://www.zephyranywhere.com/resources/developer-user-tools/>,» [Online].
- [33] «<https://www.omron-healthcare.it/it/misuratori-di-pressione/heartguide.html>,» [Online].
- [34] «<https://www.garmin.com/it-IT/>,» [Online].
- [35] fl. S. S. b. L. S. a. Gloria Cosoli a, «Wrist-worn and chest-strap wearable devices: Systematic review on accuracy and metrological characteristics».
- [36] J. D. E. H. S. L. Y. Shah, «Wearables data integration: datadriven modeling to adjust for differences in Jawbone and Fitbit estimations of steps, calories, and resting heart-rate, Comput,» 2017.
- [37] F. R. G. P. G. B. M. F. e. P. C. ". S. a. N. T.-B. W. D. f. B. S. M. A. i. D. L. a. C. S. M. Di Rienzo, 2005.
- [38] 2. T.-H. H. P.-C. H. Y.-C. K.-L. C. W.-C. W. K. • C.-T. C. Chien-Lung Shen1, «Respiratory Rate Estimation by Using ECG, Impedance, and Motion Sensing in Smart Clothing».
- [39] «MagiC System: a New Textile-Based Wearable Device for Biological Signal Monitoring. Applicability in Daily Life and Clinical Setting,"» 2005.
- [40] O. B. e. B. J. A. Nuruzzaman, « "Trasformata di Fourier di breve durata allungata nel tempo"».
- [41] Addison, «The Illustrated Wavelet Transform Hand- book, Institute of Physics Publishing, Bristol,» 2002.
- [42] E. O. e. J. S. J. Lu, « "Distribuzione tempo-frequenza migliorata utilizzando la scomposizione del valore singolare della distribuzione Choi-Williams"».
- [43] P.-F. M. L. D. G. P. F. G. e. R. S. L. Cnockaert, « "Un metodo per l'analisi dell'aritmia sinusale respiratoria utilizzando continue trasformazioni wavelet"».
- [44] P. A. D. J. G. G. N. R. C. D. A. P. W. J. N. Leonard, «"A fully automated algorithm for the determination of respiratory rate from the photoplethysmogram"».
- [45] W. R. S. A. J. M. D. G. A. ". r. r. e. f. t. p. B. E. I. T. o. 6. (. 1.-1. 2011 IEEE (pp. 1-4)IEEE. Karlen.
- [46] P. H. Charlton.
- [47] K. V. R. M. R. K. E. H. K. N. R. R. A. ". o. r. r. f. E. B. a. P. s. u. e. m. d. I. I. a. M. T. C. (. Madhav.
- [48] D. L. F. O. G. C. D. D. S. D. P. d. M. M. I. 2. I. A. Fusco1, «On how to extract breathing rate from PPG signal using wearable devices».
- [49] H. W. F. Q. F.-c. L. 1. Y. L. Y.-w. Y. a. J.-x. W. Xiang-kui Wan, «Electrocardiogram Baseline Wander Suppression Based on the Combination of Morphological and Wavelet Transformation Based Filtering».
- [50] B. T. C. P. C. D. V. D. a. T. L. 2. Orphanidou C.
- [51] F. S. S. S. a. T. Orphanidou C, «Data fusion for estimating respiratory rate from a single-lead ECG Biomed. Signal Process».
- [52] D. P. a. N. TaheriNejad, «Efficient Respiratory Rate Extraction on a Smartwatch».
- [53] A. S. a. K. W. KRATKY, «Estimation of Breathing Rate from Respiratory Sinus Arrhythmia: Comparison of Various Methods».
- [54] Bettermann, «Determination of respiratory rate on the basis of respiratory sinus arrhythmia».
- [55] Fruhwirth, «Methods for calculation of respiration rate and respiratory sinus arrhythmia from heart rate variability».
- [56] «<https://apps.apple.com/us/app/ibreathe-relax-and-breathe/id1296605806/>,» [Online].

- [57] «<https://www.firstbeatanalytics.com/en/features/respiration-rate/>,» [Online].
- [58] C. L. Elisabetta Pisano, «Il monitoraggio Psicofisico».
- [59] «http://math.loyola.edu/~loberbro/matlab/Beginners_guide_to_MATLAB.pdf,» [Online].
- [60] «<https://it.wikipedia.org/wiki/Istogramma>,» [Online].
- [61] «<https://toolbox.eupati.eu/resources/la-statistica-negli-studi-clinici-distorsione-bias/?lang=it>,» [Online].
- [62] «<https://www.mathsly.it/wordpress/plot-di-bland-altman-come-misurare-lagreement/>,» [Online].
- [63] F. Franco, «Valutazione della concordanza tra misurazioni di caratteri di tipo quantitativo: il metodo di Bland-Altman».
- [64] D. Ruggeri, «Intervalli di confidenza, chiariamo il significato,» *Clinical network*.
- [65] «https://it.wikipedia.org/wiki/Regressione_lineare#Definizione,» [Online].
- [66] «https://it.wikipedia.org/wiki/Indice_di_correlazione_di_Pearson,» [Online].
- [67] J. Pan e WJ Tompkins, « "Un algoritmo di rilevamento QRS in tempo reale",».
- [68] «<https://www.firstbeatanalytics.com/en/features/respiration-rate/>,» [Online].
- [69] A. S. F. a. K. W. KRATKY.
- [70] H. M. H. C. W. D. L. f. r. l. c. p. i. p. r. i. m. i. G. d. m. i. g. 1. Fieselmann JF e 8. (. 3.-3. p. 8410395.
- [71] G. C. e. al., «Wrist-worn and chest-strap wearable devices: Systematic review on accuracy and metrological characteristics».
- [72] «Garmin,» [Online].
- [73] «<https://paolapozzolo.it/deviazione-standard/>,» [Online].

APPENDICE:



Consenso informato

MISURA INDIRETTA DELLA FREQUENZA RESPIRATORIA ATTRAVERSO DISPOSITIVI INDOSSABILI

Primo ricercatore
Prof. Lorenzo Scalise

Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM)

Ancona, settembre 2021.

Sommario

TITOLO DELLO STUDIO.....	3
Misura indiretta della frequenza respiratoria attraverso dispositivi indossabili	
RICERCATORE PRIMARIO.....	3
PROPOSTA DI STUDIO.....	3
PROCEDURE.....	3
Determinazione di idoneità.....	3
Modalità di acquisizione.....	3
Processamento dei dati.....	4
Analisi dei dati.....	4
RISCHI.....	5
RISERVATEZZA.....	5
COMPENSO.....	5
INFORMAZIONI DI CONTATTO.....	5
PARTECIPAZIONE VOLONTARIA.....	5
CONSENSO	6
QUESTIONARIO.....	7

Consenso informato alla ricerca

TITOLO DELLO STUDIO

Misura indiretta della frequenza respiratoria attraverso dispositivi indossabili

RICERCATORE PRIMARIO

Nome – Lorenzo Scalise

Dipartimento - Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM)

Indirizzo – Via Breccie Bianche, 12. Città: Ancona Stato: Marche.

Email – l.scalise@staff.univpm.it

PROPOSTA DI STUDIO

Misura indiretta della frequenza respiratoria (Breathing Rate, BR) attraverso misura della frequenza cardiaca (Heart Rate, HR) mediante dispositivi indossabili.

- **Durata:** Approssimativamente 30 minuti.
- **Località:** Laboratorio all'Università Politecnica delle Marche (al DIISM)
- **Dati raccolti:**
 - Informazioni generali sul soggetto
 - Frequenza cardiaca registrata dai vari strumenti (smartwatch, fascia cardiaca)
 - Frequenza respiratoria stimata indirettamente e registrata mediante fascia cardiaca
 - ECG acquisito mediante fascia cardiaca
- **Strumenti**
 - Smartwatch Garmin VENU SQ
 - Fascia Polar VANTAGE V2
 - Zephyr BK3 BTLE

PROCEDURA

Determinazione dell'idoneità

Modalità di acquisizione

1. Rilevazione dei dati anagrafici del soggetto
2. Preparazione e posizionamento degli strumenti
3. L'esperimento inizia con l'avvio delle acquisizioni, secondo il protocollo di test
4. Acquisizione dati dei soggetti a riposo mediante n. 5 registrazioni:
 - n. 1 alla frequenza respiratoria naturale del soggetto
 - n. 2 registrazioni con BR cadenzata da metronomo a circa 7,5 atti al minuto (4 s di inspirazione, 4 s di espirazione)
 - n. 2 registrazioni con BR cadenzata da metronomo a circa 15 atti al minuto (2 s di inspirazione, 2 s di espirazione)
5. Rimozione degli strumenti al termine del test

Processamento dei dati

I dati collezionati saranno processati in Matlab.

In particolare, tutti gli strumenti esportano i dati fisiologici (HR, RR, ecc.) con una frequenza di 1 Hz, ad eccezione della fascia Zephyr che campiona i segnali a 250 Hz. I dati verranno riallineati e separati per soggetto.

Analisi dei dati

- Come primo step verrà verificata l'accuratezza di misura del parametro HR da parte dello smartwatch Garmin VENU SQ, considerando come riferimento la fascia cardiaca POLAR. Infatti, è da tali dati che verrà poi stimata indirettamente la BR.
- I dati provenienti dal Garmin VENU SQ saranno confrontati con quelli raccolti dalla Zephyr BK3 BTLE per quanto riguarda la frequenza respiratoria. In particolare, il parametro BR verrà stimato indirettamente sia dal dato HR fornito dallo smartwatch che dal tacogramma fornito dalla fascia cardiaca, nonché dal tacogramma derivato dal segnale ECG
- Infine, verrà valutata la distribuzione degli scarti (mediante istogramma e Bland-Altman plot) e quindi la variabilità della misura sia dei dati di HR da smartwatch rispetto al riferimento (Polar), sia dei dati di BR rispetto al riferimento (Zephyr). Verrà valutata anche la correlazione rispetto ai dati di riferimento mediante coefficiente di Pearson.

RISCHI

La collaborazione non comporta rischi.

RISERVATEZZA

Per favore non scrivere nessuna informazione identificativa.

Il ricercatore farà ogni sforzo per preservare la tua riservatezza, incluso quanto segue:

- Assegnazione di nomi/numeri in codice per i partecipanti che verranno utilizzati su tutte le note e i documenti di ricerca
- Conservare note, trascrizioni di interviste e qualsiasi altra informazione identificativa del partecipante in un archivio chiuso a chiave in possesso del personale ricercatore.

I dati dei partecipanti saranno mantenuti riservati, tranne nei casi in cui il ricercatore è legalmente obbligato a segnalare incidenti specifici. Questi incidenti includono, ma non possono essere limitati a, episodi di abuso e rischio di suicidio.

COMPENSO

La partecipazione è volontaria e gratuita.

INFORMAZIONI DI CONTATTO

Se avete problemi riguardo alla ricerca o volete avere delle ulteriori informazioni potete contattarci attraverso i contatti presenti nella prima pagina.

PARTECIPAZIONE VOLONTARIA

La partecipazione allo studio è volontaria. Puoi scegliere di non partecipare allo studio in qualsiasi momento. Se scegli di partecipare allo studio ti chiediamo di firmare un modulo di consenso. Dopo che hai firmato il modulo di consenso più comunque ritirati in qualsiasi momento senza dare giustificazioni. Ritirarti dalla ricerca non avrà nessun effetto sulla relazione che puoi avere con uno dei ricercatori. Se ti ritiri prima che la raccolta dei dati sia completata i tuoi dati ti saranno restituiti o distrutti.

Note: per favore delineate la sezione di consenso facendo una linea sopra la pagina "consenso" nella sezione del modulo del Consenso informato (come in questo caso Esempio).

CONSENSO

Ho letto e compreso le informazioni fornite e ho anche avuto la possibilità di porre domande. Comprendo che

la mia partecipazione è volontaria e che sono libero di recedere in qualsiasi momento, senza fornire una motivazione e senza costi. Comprendo che mi verrà data una copia di questo modulo di consenso. Accetto volontariamente di partecipare a questo studio.

Firma del partecipante _____ **Data** _____

Firma del ricercatore _____ **Data** _____

QUESTIONARIO SOGGETTO # _____

1. Nome _____
2. Cognome: _____
3. Et : _____
4. Genere: Maschio Femmina
5. Professione: _____
6. Peso: _____
7. Altezza: _____
8. Ultima volta che hai preso un farmaco:
9. Ultima volta che hai bevuto un caff :
10. Fumi o hai mai fumato: Sì No
11. Bevi bevande alcoliche: Generalmente Occasionalmente Mai
12. Usi farmaci a lungo termine: Sì No