



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in INGEGNERIA BIOMEDICA

**VALUTAZIONE DI PARAMETRI
FISIOLOGICI CON SENSORI INDOSSABILI
PHYSIOLOGICAL PARAMETERS
ASSESSMENT BY WEARABLE SENSORS**

Relatore:

Prof. LORENZO SCALISE

Tesi di Laurea di:

VALENTINA VEROLI

Correlatore:

Dott.ssa GLORIA COSOLI

A.A 2020/2021

Ringraziamenti

A mia madre Fiorella e a mio padre Stefano, che non hanno mai smesso di credere in me, anche quando io non ero in grado di farlo. Grazie per avermi sempre sostenuta in questo percorso, come nella vita.

E infine a te, Vale di tre anni fa, che non avevi fiducia in te e nelle tue capacità, ce l'abbiamo fatta.

INDICE

CAPITOLO 1: <i>Introduzione</i>	4
1.1 Il nuoto	5
1.2 il nuoto sincronizzato	6
1.3 Dispositivi wearable	8
1.3.1 Principio alla base del funzionamento degli smartwatch: la PPG	8
1.3.2 Fattori che incidono sulla lettura del battito cardiaco da parte degli smartwatch.....	10
1.4 I cardiofrequenzimetri indossabili al torace	11
1.4.1 Cos'è un cardiofrequenzimetro indossabile al torace	11
1.4.2 Principio alla base del funzionamento delle fasce cardiache: l'ECG..	12
1.5 Lo stato dell'arte	15
CAPITOLO 2: <i>Materiali e metodi</i>	21
2.1 Strumenti utilizzati.....	21
2.1.1 Polar Vantage V2.....	21
2.1.2 Fascia cardiaca Garmin HRM Swim.....	22
2.1.3 Fascia cardiaca Zephyr BioHarness 3.....	23
2.2 Protocollo di lavoro: test da eseguire e strumenti da utilizzare.....	25
2.2.1 Protocollo di lavoro in vasca.....	25
2.2.2 Protocollo di lavoro in laboratorio.....	26
2.3 Analisi dei dati.....	27
CAPITOLO 3: <i>Risultati</i>	30
3.1 Confronto tra la frequenza cardiaca misurata in acqua e fuori.....	30
3.2 Distribuzione degli scarti.....	34
3.3 Analisi di Bland Altman.....	37
CAPITOLO 4: <i>Discussione e conclusione</i>	43

CAPITOLO 1

Introduzione

Al giorno d'oggi la diffusione degli smartwatch è in continuo aumento, sia per la vasta scelta di prodotti e quindi di range di costo proposti che per la loro inarrestabile evoluzione [1]. Infatti, negli ultimi anni molti di questi dispositivi hanno aggiunto funzioni che fino a una ventina di anni fa potevano sembrare improponibili, come per esempio un monitoraggio accurato della frequenza cardiaca o ancora il controllo del livello di ossigeno nel sangue. Proprio per la crescita del numero di utenti di questi orologi, diventa sempre più importante stabilire con precisione la loro accuratezza nel fornire determinati dati. Il vantaggio che sono in grado di offrire è evidente, soprattutto da un punto di vista di prevenzione, considerando che ancora oggi non ci sono dispositivi in grado di soppiantare completamente il parere di un medico, anche se ci sono ricercatori che non escludono che questo possa accadere in un futuro non così lontano [2].

Quando si parla di prevenzione, la classe di possibili pazienti non si deve pensare ridotta a una sola fascia di età medio-alta, ma anche ai più giovani che magari, praticando quotidianamente delle attività sportive, si trovano a far lavorare il cuore, molto spesso, ad un ritmo piuttosto elevato.

Lo scopo di questa tesi è infatti quello di testare l'affidabilità di uno smartwatch, opportunamente selezionato dopo un'attenta fase di ricerca, durante attività sportive in acqua e fuori. Come si avrà modo di vedere nel corso dei paragrafi successivi, la presenza dell'acqua tra il sensore dell'orologio e la pelle creerà non pochi problemi che porteranno ad un certo errore nella misura del risultato finale. Infatti, sebbene le aziende produttrici assicurino un loro utilizzo anche in acqua, gli esperti hanno verificato la loro affidabilità tramite opportuni esperimenti e prove, constatando purtroppo che non sono accurati come in ambiente asciutto. Ci sono dati, come il conteggio delle calorie, funzionalità GPS e conteggio delle vasche, che vengono forniti con una buona precisione, ma per quel che riguarda il monitoraggio della frequenza cardiaca (HR) non possiamo dire lo stesso.

Quando si parla di smartwatch, si intende una vastissima gamma di dispositivi, con diverse caratteristiche e funzionalità a seconda delle esigenze. Infatti, nell'ambito sportivo, soprattutto in acqua, se si vogliono avere dati attendibili, si tende ad uscire dai commerciali Apple Watch orientando la propria scelta verso dispositivi specializzati nel controllo di certi parametri. Si parla, per citarne solo alcuni, degli apparecchi Garmin, Fitbit e Polar. Quindi, nel corso dei paragrafi successivi, dopo aver trattato le caratteristiche e i principi di funzionamento degli smartwatch, vedendone i vantaggi che possono offrire, si valuteranno anche i possibili limiti che inevitabilmente sono presenti.

Lo sport sul quale si sono concentrati gli studi proposti in questa tesi è il nuoto, con specifiche valutazioni riguardanti il nuoto sincronizzato. Il protocollo di test, come si avrà modo di approfondire nel corso dei capitoli successivi, conterà di due parti, una in vasca e una in laboratorio.

Nei paragrafi successivi verranno brevemente descritti i due ambiti sportivi sui quali saranno poi concentrati gli studi che si andranno a fare: il nuoto e il nuoto sincronizzato. Sempre all'interno dello stesso capitolo verrà posta l'attenzione sui dispositivi wearable e sul loro principio di funzionamento; allo stesso modo verranno trattati anche i cardiofrequenzimetri indossabili al torace, ovvero le fasce cardiache. Il capitolo si chiude riportando gli studi che sono stati presi in considerazione avendo obiettivi affini a quello di questa tesi.

Nel capitolo 2 è presente una descrizione degli strumenti utilizzati e dei due protocolli di misura scelti, per il test in acqua e in laboratorio.

Nel terzo capitolo sono riportati i risultati ottenuti in forma grafica e tabellare e nel quarto e ultimo capitolo vengono discusse le dovute conclusioni.

1.1 Il nuoto

Il nuoto è indubbiamente una delle più complete e complesse discipline sportive da studiare, non tanto per il movimento in sé, che a seconda dei vari sport acquatici può essere più o meno articolato, quanto per il mezzo in cui si svolge: l'acqua. Diversi studi negli anni hanno valutato l'impatto che quest'ultima ha sul gesto atletico misurando determinati parametri come l'HR, il consumo di ossigeno (VO_2) e la produzione di anidride carbonica (VCO_2), solo per citarne alcuni [3].

Limitandoci in questa prima parte a considerare la disciplina del nuoto, si possono classificare 4 diversi stili: lo stile libero (spesso citato con il termine inglese *crawl*), il dorso, la rana e il delfino (Figura 1).

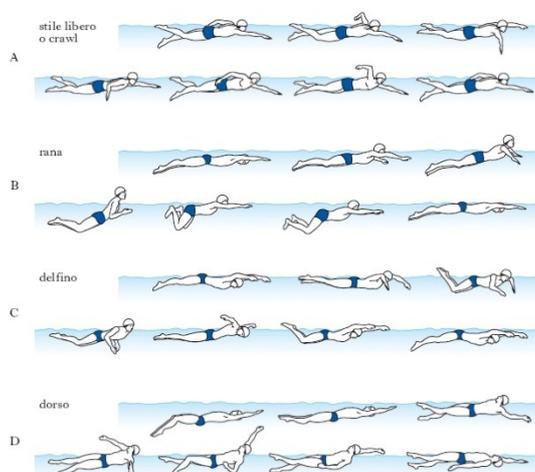


Figura 1: i 4 stili del nuoto

Gli ultimi 3 sono regolamentati dalla Federazione Italiana e devono sottostare a precise regole, mentre lo stile libero, come suggerisce già il nome, lascia una piena libertà nel gesto. L'unica regola che, dopo le Olimpiadi del 1988, è stata aggiunta dalla FIN è che: “una parte qualsiasi del corpo del concorrente deve rompere la superficie dell'acqua per tutta la durata della competizione, con l'eccezione che, al concorrente stesso, sarà consentito rimanere in completa immersione nel corso della virata e per una distanza non superiore a 15 metri dopo la partenza e dopo ogni virata. Da quel punto, la testa deve avere rotto la superficie dell'acqua.” [4]

Nei quattro stili l'atleta cerca di vincere il più possibile la resistenza dell'acqua per avanzare, accentuando il galleggiamento mediante il principio del sostentamento. Quindi è abbastanza evidente l'importanza per il nuotatore, in questi 4 stili, di mantenere il corpo il più possibile in superficie così da limitare la frenata data dall'acqua. Oltre ai 4 stili sopra accennati, però, ne esiste un quinto che si differenzia dagli altri proprio per il concetto di “mantenere il corpo in superficie”: in questo, infatti, il corpo dell'atleta è totalmente immerso in acqua e l'avanzamento è dato dal *drag* e dall'ondulazione del corpo. Senza soffermarsi troppo nell'analisi di quest'ultimo stile, non essendo di diretto interesse per lo studio condotto in questa tesi, si specifica solo che l'ondulazione del corpo è l'elemento chiave che genera una sequenza di vortici a fasi alterne orientati in senso orario e antiorario. Questa oscillazione aumenta in modo progressivo andando dalla parte prossimale del corpo fino ad arrivare ai piedi, ricordando il movimento di alcuni cetacei. All'interno

della zona compresa da questa serie di vortici, che sono più o meno accentuati a seconda dell'ampiezza dell'oscillazione del corpo, si genera un flusso di acqua con direzione opposta a quella di avanzamento. Sostanzialmente la sgambata spinge l'acqua all'indietro e come conseguenza di ciò si genera una forza che spinge il corpo in avanti. Ritroviamo quindi anche in ambiente acquatico, come accade per il moto sulla terra, il terzo principio della dinamica di Newton, la legge di azione e reazione. Proprio in virtù di questo particolare meccanismo di generazione di vortici, la sgambata a delfino subacquea rappresenta una forma di propulsione [5].

Scopo di questa tesi sarà andare a valutare quanto sia efficiente il monitoraggio della frequenza cardiaca, durante attività in vasca e fuori, da parte di dispositivi wearable. Ci si è concentrati sul nuoto, essendo uno degli sport più praticati e conosciuti non solo in Europa [6] ma anche in America [7], il che estende di molto il numero di utenti che potrebbero essere interessati ai risultati ai quali si arriverà. Numerosi studi inoltre sono indirizzati agli effettivi benefici che il nuoto ha sull'atleta che lo pratica [8], come per esempio la prevenzione e cura delle malattie cardiovascolari [9-12], ma è anche di aiuto nelle malattie respiratorie (per citarne una, l'asma) [13-16], fino ad estendersi all'ambito psicologico (alterazione dell'umore [17-19]).

Professionisti che lavorano nell'ambito di questo sport hanno un profondo interesse nel ricercare metodi che consentano di valutare e aggiornare gli allenamenti al fine di massimizzare e ottimizzare le performance dell'atleta [20]. In particolare, è importante valutare la risposta bio-comportamentale, per esempio metabolica e cardioventilatoria [21], in quanto rappresenta un parametro fondamentale durante uno sforzo fisico. Ecco perché in questo studio ci si è volutamente concentrati sulla validità dell'acquisizione della frequenza cardiaca da parte di smartwatch, come si avrà modo di vedere diffusamente tra pochi paragrafi.

1.2 Il nuoto sincronizzato

Sicuramente il nuoto sincronizzato è uno degli sport acquatici che ancora, dopo anni, è in grado di suscitare stupore e meraviglia quando lo si guarda. Oltre ovviamente a capacità acquatiche, all'atleta viene richiesta una certa padronanza dell'apnea, un'ottima scioltezza e flessibilità, a volte al pari di quella richiesta a una ginnasta, doti artistiche e capacità di coordinarsi con i tempi, scanditi in 8 battiti, che consentono alle atlete di seguire un certo schema mentale per andare così all'unisono. È entrato a far parte del programma olimpico dai Giochi di Los Angeles del 1984 ed è nato come uno sport tipicamente femminile; le sue atlete vengono chiamate sincronette. Solo negli ultimi anni anche dei ragazzi hanno iniziato a praticarlo e la prima competizione in duo misto, formato da un uomo e da una donna, è stata ai Campionati mondiali di Kazan tenutisi nel 2015 [22].

Valutando gli elementi caratterizzanti di questo sport, è evidente la difficoltà insita in questa attività, fatta di resistenza, equilibrio e precisione.

La verticale (Figura 2) è sicuramente una delle figure più note ma anche una delle più complesse: il corpo deve rimanere perfettamente allineato perpendicolarmente all'acqua, in particolare le orecchie, i fianchi e le caviglie. Avendo una buona parte del corpo fuori dall'acqua, all'atleta è richiesta una grande capacità per mantenersi in quella posizione. Oltre a un controllo del corpo importante, quindi, di fondamentale importanza è sicuramente la remata, il gesto meccanico eseguito ripetutamente. Il palmo delle mani, rivolto verso il fondo della piscina, deve contrastare l'azione dell'acqua tramite cambi di velocità e direzione. Tra braccio e avambraccio c'è un angolo di 90° con i gomiti molto vicini al corpo e ovviamente le dita ben serrate. Il gesto meccanico della remata va diviso in 2 fasi distinte: la prima, di "andata", è verso l'esterno, con una rotazione esterna delle spalle e abduzione degli avambracci; la seconda, di "ritorno", prevede il movimento contrario, con una rotazione interna delle spalle e adduzione degli avambracci. Ruolo fondamentale è giocato dai palmi delle mani, che inizialmente sono posti in un piano trasversale con una leggera inclinazione (inferiore ai 45°), utile ad ottenere una forza *lift* al sostentamento. Il cambiamento di

direzione della seconda fase della remata, che dall'esterno torna verso l'interno, provoca una significativa variazione degli angoli articolari.

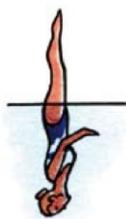


Figura 2: posizione di verticale

La spaccata (Figura 3) è forse, per gli spettatori di questo sport, una delle figure più sceniche, in quanto l'atleta deve riuscire a mantenere le gambe alla massima apertura sulla superficie dell'acqua, con l'inguine più in alto possibile, in quanto è indice di una grande scioltezza. Il busto, che anche in questa figura è in immersione, deve essere arcuato e le anche, le spalle e la testa allineate. Tra il braccio e l'avambraccio questa volta si forma un angolo di $\sim 100-150^\circ$; i gomiti si trovano staccati dal corpo, i polsi non si flettono mai e le mani sono rivolte con i palmi verso il fondo della piscina con le dita sempre unite fra loro. Il movimento della remata è sempre oscillatorio ma, a differenza di quello in verticale, è meno ampio, in quanto il peso da reggere è sicuramente inferiore.



Figura 3: posizione di spaccata

Una ricerca condotta dalla scuola di Farmacia, Biotecnologia e Scienze Motorie dell'Università degli Studi di Bologna [23] ha studiato l'importanza del corretto gesto della remata, riscontrando quanto sia essenziale che ci sia una buona simmetria nelle remate per mantenere la corretta posizione. Per valutare appunto la simmetria durante la remata, necessaria per mantenere la posizione richiesta da determinate figure tecniche, si è utilizzata l'analisi della "motion capture" con tecnica stereofogrammetrica. Prima sono stati individuati ed evidenziati i punti di riferimento corporei di movimento. Le sincronette che hanno preso parte al test hanno eseguito le figure di verticale e spaccata all'interno di uno spazio delimitato della piscina precedentemente calibrato (mediante un cubo metallico di dimensioni note) appositamente per ricostruire i movimenti tridimensionali dei punti di "reper" dei soggetti. Un set-up di 6 telecamere ad alta frequenza di campionamento ha registrato le prove ed i video sono stati elaborati utilizzando il software di analisi tridimensionale di movimento Simi Motion Analysys System.

1.3 Dispositivi wearable

Al giorno d'oggi gli smartwatch sono alla portata di tutti, coprendo un'ampia fascia sia di accuratezza che di prezzi e sono in continua evoluzione e modernizzazione. Dispositivi di nuova generazione sono dotati di sensori utili alla valutazione dell'attività fisica come GPS, accelerometro, barometro, termometro, sensore di frequenza cardiaca (solitamente fotopleletismografico, PPG), ecc.

Vengono utilizzati nel monitoraggio di vari sport sia in ambiente aperto che indoor, per cui la misura della frequenza cardiaca risulta fondamentale per monitorare l'efficienza dell'allenamento ed eventuali progressi dell'atleta.

1.3.1 Principio alla base del funzionamento degli smartwatch: i sensori PPG

La fotopleletismografia fu introdotta da Hertzman nel 1938 ed è basata sull'utilizzo di LED (light emitting diode); il concetto alla base dei sensori PPG è l'assorbimento di luce da parte dei tessuti e considerando che il principale costituente di questi ultimi è l'acqua, per decidere il colore dei LED ci si è concentrati sulle lunghezze d'onda maggiormente assorbite da questa. La finestra ottica dell'acqua assorbe la luce molto forte nelle lunghezze d'onda dell'ultravioletto (100 - 400 nm) e del lungo infrarosso (800 - 1500 nm). Sebbene anche le lunghezze d'onda più corte siano fortemente assorbite dalla melanina, si tende a rimanere sempre nello spettro della luce visibile rossa (625 - 740 nm) e nel vicino infrarosso (700 - 1000 nm) in quanto queste lunghezze riescono a penetrare più facilmente consentendo la misurazione del flusso sanguigno, che è l'elemento di principale interesse. Pertanto, le lunghezze d'onda del rosso o del vicino infrarosso sono spesso scelte per la sorgente di luce per la PPG. Fondamentale è che l'intensità media del LED sia costante e preferibilmente sufficientemente bassa così da minimizzare il riscaldamento locale eccessivo del tessuto e ridurre il rischio di un pericolo di radiazioni non ionizzanti. Se però si è mai visto da vicino un dispositivo wearable con sensori PPG sorgerà subito un dubbio, dopo aver letto quanto riportato sopra. Infatti, in genere i LED hanno un colore verde e non rosso. Il motivo è collegato alla riduzione degli artefatti da movimento; il dispositivo deve essere ovviamente tenuto ben posizionato al polso, indipendentemente dal colore scelto per la sorgente luminosa, per ridurre al minimo questo tipo di artefatti ma sembra che la luce verde sia meno suscettibile a questi ultimi, motivo per cui spesso viene scelta. La luce verde (520-565 nm) venendo assorbita prima non penetra negli strati più profondi e questo sembra proprio ciò che la rende meno sensibile agli artefatti da movimento [24]. Il principio di funzionamento è piuttosto semplice: si utilizzano luci LED verdi abbinata a fotodiodi sensibili alla luce per riuscire a rilevare la quantità di sangue che scorre nel polso, dove è posizionato il dispositivo. La luce viene modulata in ampiezza dalla frequenza cardiaca della persona che sta indossando il dispositivo. Tanta più luce verde viene assorbita e tanto più sangue sta scorrendo in quel momento. Ci si aspetta infatti che tra un battito e il successivo ci sia un flusso di sangue minore, pertanto un minore assorbimento di luce verde.

Come già anticipato, i colori dei LED comunemente utilizzati nei sensori PPG includono verde, rosso e infrarossi; oltre ai motivi riportati sopra, i LED verdi sono maggiormente utilizzati in questi sensori perché producono il segnale pletismografico più forte per la misurazione della riflessione della luce e rilevano la frequenza del polso con un grado di precisione maggiore. Per provare con dati scientifici quanto appena detto, si fa riferimento ad uno studio che aveva come obiettivo quello di sviluppare un dispositivo che mediante l'uso di sensori PPG fosse in grado di misurare accuratamente la pressione arteriosa. Senza entrare troppo nello specifico di questo studio, ci si limiti ad osservarne i risultati. Infatti, dopo aver fatto più prove con lunghezze d'onda diverse per la sorgente luminosa, si è arrivati a constatare che la luce verde sia la più adatta anche nel caso della misura del grado di attenuazione del segnale pletismografico (poiché in questo studio, valutando la

misura della pressione arteriosa, si andava ad occludere i vasi sanguigni). Le luci rossa e infrarossa hanno riportato invece sempre valori peggiori con un errore aggiuntivo rispettivamente del 6.33% e del 7.27% rispetto alla luce verde [25].

Con una o più sorgenti a LED, con una lunghezza d'onda di 560 nm, che vengono fatte lampeggiare centinaia di volte al secondo, si riesce a calcolare i battiti al minuto ricavando così l'HR [26]. Per citare uno dei numerosi dispositivi presenti nel mercato che fanno uso di PPG per misurare l'HR, si può parlare di Apple Watch; infatti, dal modello Series 4 in poi, hanno anche questa interessante funzionalità. Il sensore ottico della frequenza cardiaca supporta un intervallo da 30 a 210 battiti al minuto. Inoltre, è progettato in modo da compensare i bassi livelli di segnale aumentando la luminosità dei LED e la frequenza di campionamento. È previsto anche l'utilizzo di luci a infrarossi quando il sensore misura la FC in background, mentre quando la misura durante le attività sportive utilizza i LED verdi [27].

Uno studio americano, pubblicato nel 2018, ha verificato come l'affidabilità della misurazione tramite PPG si riduca considerevolmente quando si fanno attività ad alta intensità, in quanto il contatto tra il sensore dello smartwatch e la pelle diminuisce e di conseguenza vi è un degrado nella qualità del segnale [28].

Smartwatch come Apple Watch Series 4, Series 5 o Series 6 hanno anche elettrodi incorporati nella Digital Crown (Figura 4) e sul retro dell'orologio, in grado di misurare i segnali elettrici del cuore in combinazione con l'app Battito cardiaco o l'app ECG. Quando si appoggia il dito sulla Digital Crown, si crea un circuito chiuso tra il cuore e le braccia e vengono rilevati i segnali elettrici a livello cardiaco, di fatto misurando quindi un vero e proprio elettrocardiogramma (ECG).

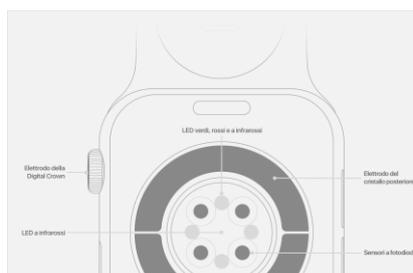


Figura 4: Digital Crown di un Apple Watch

Di seguito vi è riportata un'immagine che permette visivamente di comprendere quando già diffusamente detto riguardo il funzionamento di un sensore pletismografico (Figura 5).

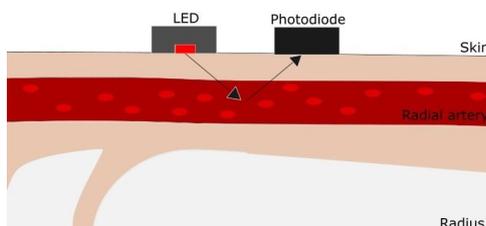


Figura 5: schema funzionamento di un sensore pletismografico

1.3.2 Fattori che incidono sulla lettura del battito cardiaco da parte degli smartwatch che utilizzano sensori PPG

Come è facilmente intuibile, ci sono diversi fattori che possono incidere sulla corretta lettura dell'HR e del battito cardiaco da parte del dispositivo. Gli artefatti da movimento rappresentano una delle prime problematiche riscontrate, tanto da variare considerevolmente l'acquisizione del battito a seconda se il gesto richiesto dall'attività sportiva sia ritmico o irregolare e privo di un qualsiasi schema ripetitivo. Per cercare di eliminare gli artefatti da movimento si è pensato di usare più percorsi del segnale ottico unitamente a specifici algoritmi. Hanno provato, infatti, a costruire dispositivi con un singolo LED e non uno stavolta ma due fotodiodi, così da diversificare il segnale ottico. Si consideri il dispositivo MAX86141 di Maxim Integrated, che utilizza per l'appunto un approccio di questo tipo al fine di compensare il movimento tramite l'utilizzo di un accelerometro e un doppio percorso del segnale ottico ridondante. La ridondanza c'è perché ogni percorso ottico è progettato con un proprio algoritmo, quindi lavora separatamente e solo le uscite sono debitamente correlate, così da fornire all'utente una lettura dell'HR più accurata possibile [26].

Un altro fattore da tenere sotto controllo, per avere una corretta misurazione, è l'irrorazione sanguigna della pelle. Infatti, la quantità di sangue che scorre nei vasi sanguigni varia non solo da soggetto a soggetto ma anche a seconda delle condizioni in cui si sta effettuando una determinata attività. La temperatura, per esempio, incide moltissimo sulla quantità di sangue che scorre, tanto che, se ci si allena in un clima piuttosto rigido, l'irrorazione a livello del polso, dove è posto l'orologio, potrebbe essere così bassa da non essere nemmeno percepita dal sensore ottico.

Infine, anche tutto quello che riguarda delle modifiche temporanee o permanenti della pelle può diventare un fattore di disturbo. L'inchiostro di un tatuaggio, per esempio, o la saturazione sanguigna possono ostacolare la luce che proviene dal sensore, rendendo così quasi impossibile ottenere delle letture affidabili, incidendo proprio sul principio base di questi dispositivi, cioè la rilevazione della luce.

Molti saturimetri tipicamente utilizzati in ospedale calcolano, per verificare la qualità del segnale, anche l'indice di perfusione che è dato dal rapporto tra la componente pulsatile e quella non pulsatile della luce che raggiunge il rivelatore della pulsossimetria, ed è calcolato indipendentemente dalla saturazione di ossigeno del paziente [29].

Di seguito (**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**) sono riassunti tutti i principali fattori che possono alterare il segnale registrato tramite PPG [25].

Specificità soggettive	Caratteristiche del sensore e posizionamento	Cause imprevedibili dall'ambiente esterno
Percentuale di grasso corporeo	Costanza dell'intensità luminosa	Orientamento dei globuli rossi
Idratazione	Geometria di contatto	Variazioni del metabolismo
Volume ematico	Movimento relativo tra pelle e sensore	Effetto di droghe o farmaci
Liquidi interstiziali	Pressione di contatto del sensore	Temperatura

Specificità soggettive	Caratteristiche del sensore e posizionamento	Cause imprevedibili dall'ambiente esterno
Idratazione	Punto di applicazione del sensore	Luce ambientale
Proprietà dei tessuti	Lunghezza d'onda scelta	Vasocostrizione e vasodilatazione
Elasticità dei vasi		

Tabella 1: principali fattori causa di alterazioni del segnale registrato tramite PPG

1.4 I cardiofrequenzimetri indossabili al torace

1.4.1 Cos'è un cardiofrequenzimetro indossabile al torace

I vantaggi del'allenamento in acqua con un cardiofrequenzimetro indossabile al torace, ovvero una fascia cardiaca, non sono in discussione. Infatti, avere una misura accurata dell'HR è fondamentale quando ci si allena, soprattutto per capire se effettivamente si stia allenando il proprio organismo in maniera efficiente, in quanto il parametro della "stanchezza" non è sicuramente attendibile ed oggettivo, considerando che l'atleta potrebbe sentirsi stanco pur senza allenarsi duramente come pensa. Usando una fascia cardiaca invece si ha una misura oggettiva di quello che è il reale sforzo in quel dato momento. I cardiofrequenzimetri indossabili al polso, gli smartwatch, sono soggetti a errori più o meno pronunciati dovuti, per esempio, ad artefatti da movimento. Ci sono algoritmi di correzione e reiezione degli artefatti da movimento ma, per quanto si lavori per renderli sempre più accurati, non sono ancora in grado di garantire sempre misure affidabili, non solo in acqua dove i possibili disturbi aumentano, ma anche in ambiente asciutto.

Infatti, il sensore PPG presente negli smartwatch si rivela alquanto inefficace in piscina, per via dell'acqua, che fa scivolare continuamente il braccialetto provocando letture inaffidabili, in quanto viene perso il contatto sensore-pelle.

Quindi in vasca per misurare con accuratezza l'HR si deve utilizzare un cardiofrequenzimetro a fascia toracica. Di seguito verrà valutato cosa rende questo dispositivo più affidabile.

Sostanzialmente esistono due metodi per rilevare la frequenza cardiaca di una persona: attraverso la misura del biopotenziale tramite ECG e per via ottica. Senza soffermarci sulla descrizione dell'ECG, che verrà affrontato in un paragrafo successivo, si consideri il principio di funzionamento della fascia cardiaca. Invece di misurare l'HR attraverso la luce pulsata come fa lo smartwatch, lo fa rilevando le scariche elettriche che vengono emesse dal cuore durante le sue contrazioni mediante elettrodi, proprio come l'ECG. Per rendere inoltre questi dispositivi sempre più all'avanguardia, sono state aggiunte loro ulteriori funzionalità utili allo sportivo che ne sta facendo uso, come il monitoraggio dell'andatura, la rilevazione della distanza percorsa e dello stile di nuoto, il conteggio delle bracciate e molte altre.

1.4.2 Principio alla base del funzionamento delle fasce cardiache: l'ECG

È uno dei metodi di tracciamento sicuramente più conosciuti e utilizzati; infatti, mentre un oculogramma, un elettroencefalogramma, per citarne alcuni, sono analisi che vengono fatte solo in specifici casi, un ECG viene fatto anche in una semplice visita medico sportiva, in quanto semplice da eseguire ed estremamente ricco di informazioni istantanee. Quello che si legge in uscita da un elettrocardiografo è un tracciato fatto dal susseguirsi di onde note: onda P, complesso QRS e onda T (in alcuni casi è presente anche un'onda U, ma ora non ci si soffermerà su questo) (Figura 6).

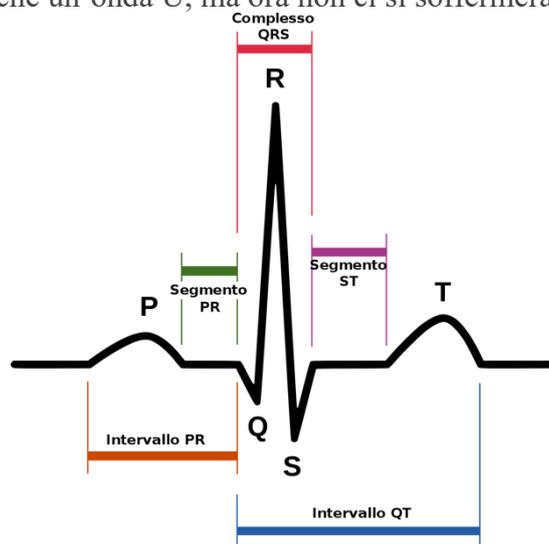


Figura 6: onda elettrocardiografica

Una delle prime verifiche che si fa è che queste onde siano tutte presenti, poi se ne valuta l'ampiezza, la durata ed eventuali anomalie nella forma. Il suo principio di funzionamento è alla base di un cardiografometro, ovvero grazie alla misura di segnali elettrici generati dal cuore, mi fornisce un quadro completo per studiare il comportamento di questo organo, ovviamente in modo molto più completo ed esaustivo di quanto possa fare un cardiografometro a fascia toracica. A seconda del numero di elettrodi che vengono posizionati e alle indicazioni date allettore delle derivazioni, si otterranno in uscita un certo numero di tracciati. L'HR è calcolata a partire dall'intervallo che intercorre tra due picchi R successivi. Gli elettrodi sono opportunamente posizionati sul corpo, in particolare nel torace, secondo precisi standard che consentono di generalizzare e standardizzare quanto più possibile questa misura (Figura 7). Le derivazioni precordiali (V1-V6) sono concentrate nel torace, in particolare nella parte sinistra proprio per "abbracciare" dall'esterno l'intera zona cardiaca. La V1, infatti, è l'unica derivazione precordiale posta nella parte destra del busto, simmetricamente alla V2. Nel soggetto rappresentato più a destra invece si può osservare il posizionamento degli elettrodi per le 3 derivazioni fondamentali e aumentate che seguono il triangolo di Einthoven, ovvero braccio destro, sinistro e gamba sinistra (Figura 8) [30]. L'elettrodo posto in gamba destra serve per eliminare parte del rumore che si potrebbe sovrapporre al segnale elettrocardiografico; si potrebbero aggiungere ulteriori considerazioni ma non essendo correlate allo scopo di questa tesi, queste informazioni sono sufficienti. A seconda di ciò che si vuole andare a valutare si andranno a considerare determinate derivazioni, per esempio se ci si vuole concentrare sul comportamento ventricolare si osserveranno le V3-V4-V5 piuttosto che la V1. Ovviamente questo esempio è del tutto generale e con il solo scopo di portare un esempio pratico di quanto precedentemente trattato. Nel caso in cui sia richiesta un'analisi complessiva del comportamento del cuore, le derivazioni prese in considerazione ovviamente saranno tutte quante.

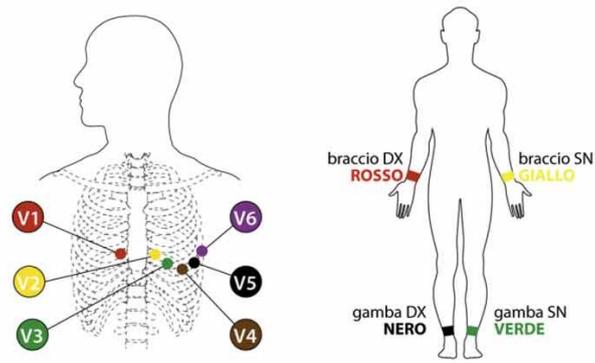


Figura 7: posizionamento standard degli elettrodi per ECG

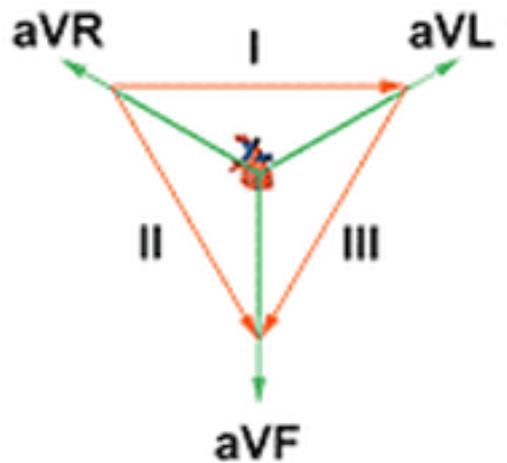


Figura 8: triangolo di Einthoven

In ambito clinico, gli elettrodi sono a secco ma vengono definiti di tipo “bagnato” per l’utilizzo di un gel che si interpone tra questi e la pelle e che consente una migliore lettura del segnale; tali elettrodi possono essere o di tipo pregellati (Figura 9) o a ventosa metallica (Figura 10) o a pinza (Figura 11). Gli ultimi due tipi di elettrodi citati, a differenza dei primi, non hanno all’interno una piccola spugna con qualche goccia di gel (ecco il perché del nome “pre-gellati”) ma è necessario, prima di posizionarli, che colui che eseguirà l’esame ECG metta l’apposito gel sulla superficie di applicazione dei suddetti elettrodi.



Figura 9: elettrodi pregellati



Figura 10: elettrodi a ventosa metallica



Figura 11: elettrodi a pinza

Nell'ambito sportivo invece vengono definiti di tipo "asciutto" proprio perché non vengono utilizzati altri gel essendo, gli elettrodi stessi, integrati all'interno di una fascia toracica in tessuto, insieme ad un modulo che contiene dei sensori e un dispositivo, che utilizza per esempio il Bluetooth, per la comunicazione wireless a breve distanza. Per l'alimentazione, nel caso di dispositivi atti a monitorare l'attività cardiaca durante una prestazione sportiva, si utilizzano batterie a bottone, non potendo collegare il dispositivo alla rete, come si fa invece in ambito clinico. Inoltre, un'attività sportiva, per quanto lunga possa essere, non supererà mai un certo numero di ore, cosa che non si può assicurare in un monitoraggio ospedaliero, che può durare anche giorni e che ovviamente non permette di fare affidamento su una batteria.

1.5 Lo stato dell'arte

I parametri registrati e forniti dagli smartwatch tendono sempre a discostarsi, in quantità ovviamente variabili a seconda del modello che si sta considerando, dagli stessi risultati forniti da strumenti considerati standard, come fasce cardiache e ECG. Questo lo si può constatare prendendo in rassegna alcuni studi condotti in questi ultimi anni. In un caso per esempio [31] si è andata a valutare la validità dei seguenti orologi: Apple Watch, Fitbit Charge HR, Mio Alpha e Basis Peak. Nessuno dei quattro dispositivi che hanno testato è stato in grado di avvicinarsi, in termini di precisione, alla frequenza cardiaca registrata da una fascia toracica, la Polar H7. Ai partecipanti è stata richiesta un'attività al tapis roulant, la cui potenza veniva gradualmente variata da 2 mph fino ad arrivare a 6 mph. In particolare il Basis Peak ha sovrastimato l'HR durante un esercizio moderato con una differenza media di -8.9 bpm a 2mph -7.3 bpm a 3 mph; il Fitbit Charge HR ha invece sottostimato l'HR durante un esercizio più intenso, con una differenza media di 7.2 bpm e 6.4 bpm a 4 mph e a 6 mph rispettivamente.

Considerazione che è doveroso riproporre, sebbene già fatta in paragrafi precedenti, è che, se l'obbiettivo dell'atleta sia quello di avere una misura accurata dell'HR durante l'allenamento, questo non può prescindere dall'utilizzo di una fascia toracica. Il motivo è legato al principio di funzionamento; la tecnica della PPG che fa uso di luci a LED lampeggianti rende inevitabile un contatto con la pelle costante e privo di ogni tipo di interferenza, mentre le cinghie toraciche misurano l'HR tramite i segnali elettrici emessi dal cuore stesso.

Quindi, sebbene sia stata confermata la precisione della fascia toracica e dei monitor dell'HR a base di elettrodi, la precisione dei monitor dell'HR a base ottica e indossati al polso è incerta ed è proprio il campo di analisi di questo studio. Una delle principali cause di errore nella misura dell'HR da parte degli smartwatch è data, come già anticipato, dagli artefatti da movimento. L'analisi di Bland-Altman ha mostrato che la variabilità si è verificata nello spettro delle frequenze di fascia media durante l'esercizio, mentre se si va all'estremità si nota una minore variabilità (

Figura 12). L'Apple Watch e il Mio Fuse hanno il 95% delle differenze compreso tra -27 bpm e +29 bpm dell'elettrocardiogramma, mentre Fitbit Charge HR ha il 95% dei valori compresi tra -34 bpm e +39 bpm e, per concludere, i corrispondenti valori del Basis Peak sono compresi tra -39 bpm e +33 bpm. Oltretutto, sempre da quest'ultima analisi, è inevitabile constatare quanto la fascia toracica Polar H7 sia affidabile rispetto a uno qualsiasi dei 4 dispositivi da polso testati.

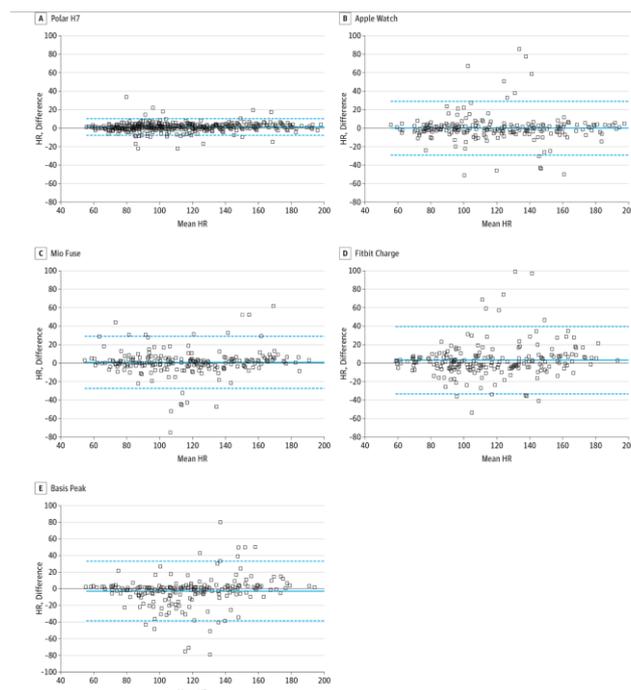


Figura 12: analisi di Bland-Altman

I ricercatori hanno constatato come l'accuratezza sia variabile tra i monitor HR indossati al polso durante il test. Nessuno ha raggiunto la precisione di un monitor basato su fascia toracica, in particolare si è osservato che la precisione dei dispositivi da polso era migliore a riposo e diminuiva con l'esercizio. Come già precedentemente riportato, se c'è la necessità di una misurazione accurata dell'HR, l'uso di monitor toracici contenenti elettrodi è imprescindibile. L'utilizzo più diffuso dei cardiofrequenzimetri da polso è di tipo ricreativo ma poiché i pazienti cardiopatici fanno sempre più affidamento su questi monitor per rimanere entro le soglie di HR sicure raccomandate dal medico durante la riabilitazione e l'esercizio, la convalida appropriata di questi dispositivi in questo gruppo è imperativa.

Altro studio interessante da considerare riguarda la valutazione dell'accuratezza della misurazione della frequenza cardiaca ottica (OHR) ottenuta con il Polar M600, confrontandola con la misurazione della frequenza cardiaca a riposo, durante diverse attività fisiche e nel recupero [32]. Interessante è considerare che ai soggetti che si sono offerti volontari a partecipare a questo studio è stato chiesto di valutare il loro tipo di pelle utilizzando la Fitzpatrick Skin Type Scale, ovvero dovevano guardare un documento che mostrava una scala a 6 punti con delle fotografie di esempio e dovevano autonomamente indicare il loro tipo di carnagione: il tipo 1 è l'avorio fino al tipo 6 che è il marrone molto scuro (Figura 13).

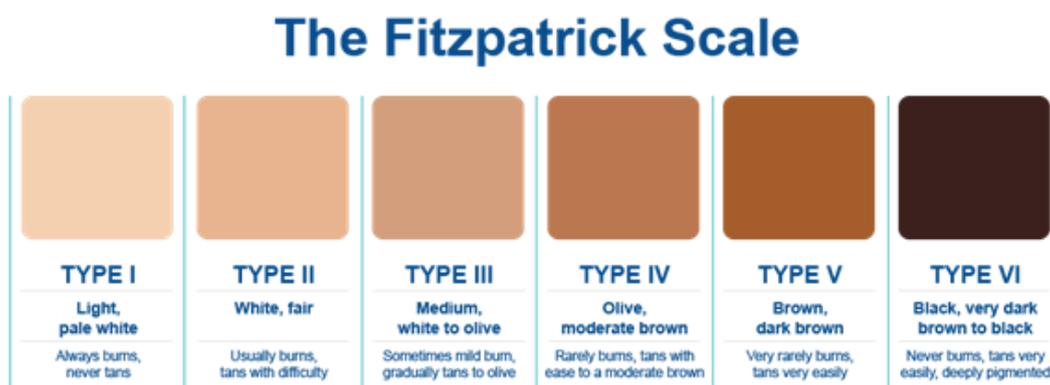


Figura 13: la scala di Fitzpatrick

Anche in uno studio precedentemente citato si tiene conto del colore della pelle in quanto, parlando di misurazioni ottiche, può incidere sul dato fornito dal sensore PPG. Infatti durante tutte le loro acquisizioni, il sistema utilizzato ha variato automaticamente l'intensità luminosa dei LED all'interno di due soglie di intensità preimpostate, una minima e una massima, il che ha permesso di adattarla alle differenti caratteristiche ottiche dei tessuti biologici colpiti dalla luce (colore della pelle, spessore dello strato di grasso, idratazione etc.) e di disporre sempre dell'intensità luminosa ottimale anche per i soggetti le cui caratteristiche dei tessuti non presentavano spiccate qualità ottiche [25]. Un'interessante conclusione tratta da altri studi scientifici è che la luce verde, oltre a ridurre gli artefatti da movimento, riesce anche a mantenere un buon segnale al variare del colore della pelle e alle varie caratteristiche dei tessuti [33] [34]. Tornando a trattare lo studio che aveva come obiettivo quello di testare l'affidabilità della misura dell'OHR da parte del Polar M600, si passi al protocollo: trentasei soggetti hanno partecipato a una sessione di test continua di 76 minuti, che includeva riposo, riscaldamento in bicicletta, intervallo di cicloergometro, allenamento con i pesi a circuito, intervalli di tapis roulant e infine recupero. Il dispositivo standard scelto è stato l'ECG a tre derivazioni. Rispetto ai quattro protocolli di esercizio che i soggetti hanno eseguito, l'accuratezza percentuale della frequenza ottica (OHR) più alta è stata riscontrata durante l'attività in cicloergometro (91,8%), mentre la più bassa è stata registrata durante l'allenamento con i pesi a

circuito (34,5%). In quest'ultima sessione di esercizio, inoltre, si è riscontrata una differenza media di 6,2 bpm e un MAE (errore assoluto medio) di 12,7 bpm. Inoltre, la OHR misurata dal Polar non ha raggiunto i valori di frequenza cardiaca massima misurati dall'ECG in nessuno dei circuiti di pesistica. Una possibile ipotesi avanzata da altri ricercatori è che gli artefatti da movimento legati al moto del braccio o dell'articolazione del polso, indubbiamente presenti in questa fase della prova, possano aver causato forti imprecisioni ai sensori dell'orologio [35]. In questo studio però tutte le attività presenti nel circuito di pesistica sono state eseguite con le braccia lungo i lati del corpo e l'unico esercizio che ha comportato un considerevole movimento dell'arto è stato il sollevamento frontale dei bicipiti con l'utilizzo di manubri. Ecco perché si è ipotizzato che le imprecisioni legate all'OHR siano la conseguenza dello schiacciamento del polso dovuto alla presenza dei manubri e non necessariamente degli artefatti da movimento, in senso generale, in tutta la sessione di allenamento con i pesi.

Nella fase dell'allenamento al cicloergometro l'accuratezza è migliorata con la transizione dell'esercizio fino alla fase 5 (Figura 14), momento in cui ha raggiunto il valore massimo di 98,5%. Si è riscontrato un miglioramento della precisione anche durante gli intervalli di tapis roulant fino a un massimo dell'89,0%.

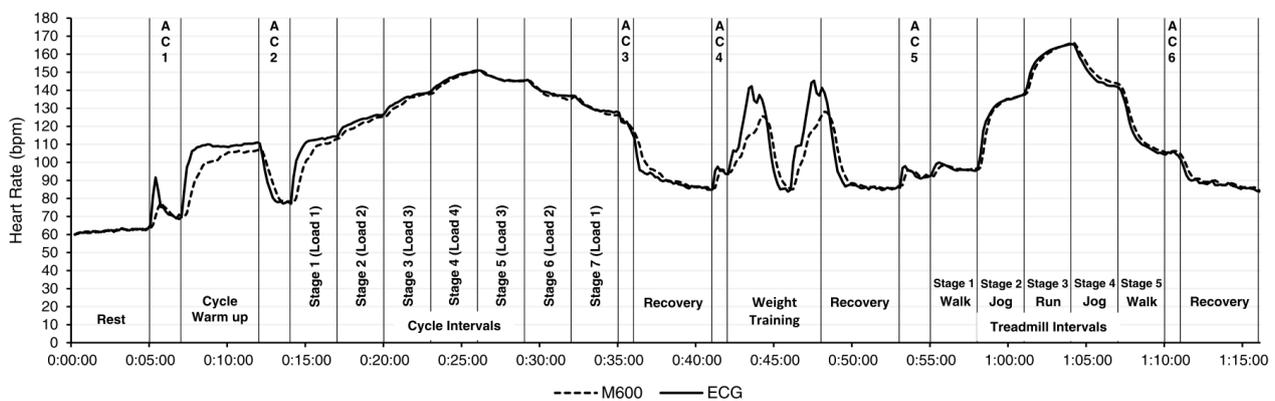


Figura 14: intera sessione di allenamento divisa per attività, con confronto tra Polar M600 e ECG

Per quanto riguarda i tempi di risposta, sono stati riscontrati ritardi nella misura della frequenza cardiaca mediante Polar M600 rispetto ai risultati forniti dall'elettrocardiografo, in particolare nei momenti in cui la frequenza cardiaca era in aumento o diminuzione (Figura 14). Come si può notare dal grafico sopra riportato (Figura 14), però, questo ritardo ha una durata limitata; infatti, dopo un certo tempo è presente la stabilizzazione della frequenza cardiaca rispetto a quella fornita dall'ECG. Si è ipotizzato che l'accuratezza percentuale dell'OHR fosse maggiore durante gli intervalli al cicloergometro rispetto a quelli al tapis roulant perché le transizioni degli esercizi erano più sottili durante l'attività al cicloergometro.

Si è riscontrata una tendenza alla sottostima dell'OHR durante l'aumento dell'intensità e alla sovrastima durante la diminuzione dell'intensità.

Mentre le risposte fisiologiche ai cambiamenti di intensità durante l'esercizio vengono rapidamente rilevate dalle fasce toraciche, che utilizzano il principio dell'ECG, ovvero rilevano l'attività elettrica cardiaca, sembra che i dispositivi che lavorano usando la PPG, come il Polar valutato, siano meno sensibili a tali risposte. Ciò può essere dovuto a fattori correlati ai cambiamenti della resistenza periferica totale e alla pressione del polso che viene rilevata pertanto con un tempo di ritardo. Tale ritardo nella risposta dura fino a che il corpo non si stabilizza alla nuova intensità. Infine, si è concluso dall'analisi GEE (generalized estimating equation), un disegno dell'equazione di stima generalizzata a misure ripetute, che non ci fosse alcun effetto di interazione statisticamente

significativo con il dispositivo Polar, legato al sesso, tipo di pelle, circonferenza del polso e indice di massa corporea (IMC).

Di fatto pochi studi hanno testato le possibili interazioni che ci potessero essere tra le variabili citate sopra e le misure della frequenza cardiaca [35,36,37]. Altri studi hanno confermato che non ci sia alcun legame tra l'errore della stima dell'OHR e il sesso [36,37], la circonferenza del polso [36] e l'IMC [36]. Tuttavia, uno studio [35] ha riscontrato un effetto significativo sull'errore legato all'OHR in relazione al tipo di pelle, concludendo che i tipi di pelle meno fotosensibili (ovvero le carnagioni più scure) possono provocare un maggior errore nella misura della frequenza cardiaca ottica.

Si passi ora ad una ricerca seguita da test specifici, per comprendere se ci sono esami eseguibili in laboratorio in grado di fornire risultati simili a quelli ottenibili da test di nuoto specifici. [3]

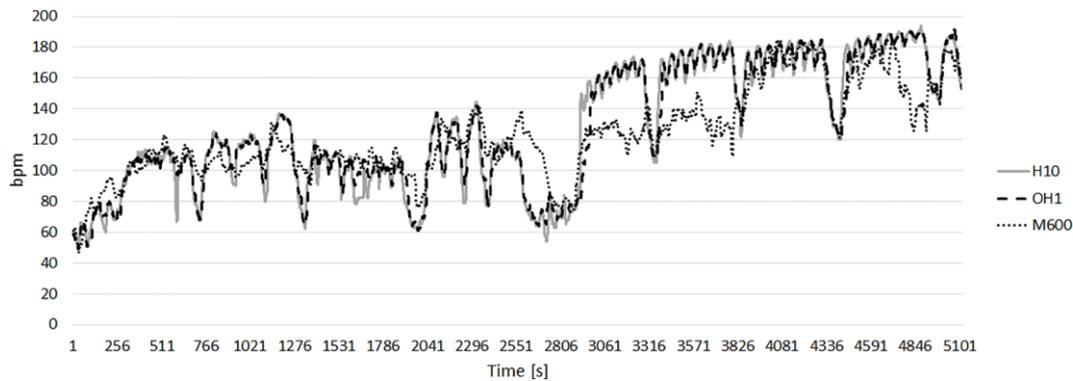
Per quanto concerne la HR_{max} , l'analisi statistica ha permesso di concludere che non c'è alcuna differenza sostanziale tra il nuoto e il cicloergometro e tra il tapis roulant e l'armcrank. Infatti, nel confronto tra il nuoto e l'armcrank è stato riscontrato un valore di $P < 0,01$, tra nuoto e tapis roulant $P < 0,001$ e tra l'armcrank e cicloergometro P era minore di 0,05. I valori più alti, in termini di frequenza cardiaca massima, sono stati riscontrati, in ordine decrescente, al tapis roulant poi all'armcrank, a seguire al cicloergometro e infine nel nuoto, cosa fisiologicamente attendibile dato che la resistenza dell'acqua rallenta il gesto biomeccanico e di conseguenza non permette di raggiungere i picchi massimi che si hanno negli sport aerobici svolti a terra.

In acqua, infatti, grazie al galleggiamento c'è un miglior ritorno venoso, che permette una migliore efficienza del sistema cardiocircolatorio e frequenze cardiache più basse di quelle misurate a terra. Per trarre quindi delle considerazioni rilevanti ai fini di questa tesi, si concluda che misurare i parametri in acqua è piuttosto complesso, perché dai risultati si è riscontrata l'importanza di utilizzare test specifici che permettano al soggetto di compiere il movimento specifico in vasca. Di test specifici, nella tesi appena riportata, ne sono stati valutati tre; essi non riescono a far riprodurre il movimento atletico specifico, quindi si è concluso che sono utilizzabili solo per valutare lo stato di salute o cardiometabolico dell'atleta.

Sostanzialmente, quindi, per valutare dal punto di vista funzionale il nuoto bisogna usare test specifici, ovvero riproducibili in vasca.

Infine, l'ultimo studio che verrà preso in considerazione si è posto come obiettivo quello di verificare la validità dello smartwatch Polar M600 e un sensore ottico Polar OH1, confrontando entrambi i risultati con quelli forniti da un ulteriore sensore Polar H10 posizionato sopra lo sterno attraverso una fascia [38]. Il Polar OH1 è un dispositivo basato su PPG che può essere usato su differenti parti del corpo; sono stati fatti recenti studi per comparare l'OH1 applicato alla tempia con l'ECG e questi hanno mostrato un'ottima precisione del dispositivo in questione. Ora si vuole cercare di capire se la misura della frequenza cardiaca tramite l'OH1 posizionato sulla tempia fornisca dati accettabili durante la nuotata a stile libero a diverse intensità, unitamente, come già anticipato, ad un confronto anche con il Polar M600 posizionato sul polso sinistro. L'OH1 è posizionato sotto la cuffia a livello delle tempie così da evitare l'interferenza data dai capelli. È stata anche utilizzata l'analisi di Bland-Altman per confrontare a due a due i vari sensori. Molto interessante è constatare che, sebbene la frequenza cardiaca massima e media registrata dall'M600 (rispettivamente 178.4 ± 16.4 e 131.1 ± 11.2) sia significativamente più bassa di quella ottenuta con gli altri due sensori (188.9 ± 12 (HR_{max} dell'H10), 188.1 ± 12.1 (HR_{max} dell'OH1), 140.6 ± 11 (HR_{mean} dell'H10) e 139.5 ± 11.8 (HR_{mean} dell'OH1)), non sono state riscontrate evidenti differenze tra i valori forniti dall'H10 e dall'OH1.

Interessante è il grafico riportato (Figura 15), dove sono mostrate le registrazioni della frequenza cardiaca fatte tramite H10, OH1 e M600 per un singolo nuotatore: si vede chiaramente che i segnali forniti dall'H10 e dall'OH1 sono pressoché identici. Il ritardo è poco evidente nell'OH1, cosa che invece non si può dire per l'M600.



Quindi, misurare la frequenza cardiaca tramite il sensore OH1 posizionato sulla tempia è un metodo molto valido. Il punto migliore per misurare la frequenza cardiaca tramite PPG normalmente è il polso: nelle attività a terra la validità di queste misure tramite i nuovi orologi basati proprio su PPG, come si è precedentemente affermato, è dell'80-90%, rispettivamente, per corsa e ciclismo se confrontati con i relativi ECG [32]. Per il nuoto ovviamente non è così per la presenza di acqua, infatti mentre si è riscontrata una buona coincidenza tra i risultati dei dispositivi H10 e OH1, così non è stato con l'orologio M600.

Si valutino i limiti annoverati da questa ricerca, potendo poi servire come punto di partenza per i

Figura 15: Esempio delle registrazioni HR di Polar H10, OH1 e M600 per un nuotatore.

test pratici che andranno eseguiti in laboratorio e successivamente in vasca:

- Lo **strato di acqua** tra orologio e pelle può portare a una diminuzione della frequenza cardiaca rilevata;
- Un'altra possibile causa per questa discrepanza dei risultati è data dal **tempo di reazione** più lento nel polso. Infatti, la misura ottenuta da M600 è in ritardo rispetto alla misura dell'attività elettrica ottenuta da H10 (come si poteva già notare dalla Figura 15);
- Alcuni suggeriscono una minore resistenza periferica nel polso che porta a diminuire i cambiamenti nella pressione di quella zona e perciò a impedire il rilevamento della pressione sanguigna [32];
- Inoltre, l'acqua porta a una temperatura della pelle più bassa nel polso se confrontata con quella registrata nella tempia, anche per la presenza della cuffia, perciò la circolazione sanguigna è ulteriormente ridotta.

Questi limiti, che portano a una minore sensibilità nella misura della frequenza cardiaca tramite PPG sul polso, non sono stati riscontrati nell'OH1, basato sempre su PPG, posizionato sulla tempia e questo perché:

1. I movimenti della testa durante il nuoto sono meno pronunciati rispetto al movimento delle braccia e quindi questo riduce notevolmente gli artefatti da movimento;

2. La pressione è più alta nella tempia e perciò l'individuazione della pressione sanguigna è migliore;
3. Lo strato di acqua tra strumento e pelle è minore sulla tempia dove il tutto è coperto dalla cuffia.

Considerazione che è doveroso precisare è che i vari confronti valutati nel corso degli ultimi anni, sono stati eseguiti su dati non omogenei e senza avere un protocollo di test ben definito che specifichi il campione statistico su cui lavorare e i vari strumenti di riferimento. È facilmente intuibile quanto questa premessa renda il tutto difficilmente standardizzabile e generalizzabile i risultati ottenuti. Sarebbe di fondamentale importanza riuscire a definire dei protocolli da seguire, nei quali vengano spiegate le varie prove da eseguire, i parametri da valutare e la popolazione da usare come campione, nonché la modalità di processamento dei dati e le metriche da valutare. Infatti, proprio considerando il vastissimo sviluppo che i dispositivi indossabili stanno avendo in diversi ambiti, tra i quali quello medico, è essenziale avere dei parametri metrologici, quali per esempio l'incertezza di misura, da considerare quando si vuole validare un determinato dispositivo [39]. Un primo passo verso la definizione di un protocollo standard lo ha fatto la Stanford University, la quale ha realizzato un sito web nel quale gli utenti possono caricare le loro proposte e confrontarsi, nonché aggiornarsi, sui protocolli già esistenti.

La definizione del campione statistico permetterebbe di generalizzare di più i risultati ottenuti; se si considera una visione d'insieme dei vari studi presi in considerazione fino ad ora, si noterà una grande varietà di campioni scelti, che vanno da 12 fino a 600, ma la variabilità aumenterebbe ulteriormente se si facesse riferimento ad altri protocolli presenti in letteratura. Oltre al numero dei soggetti, sarebbe da definire anche il range medio di età e le condizioni di salute, considerazioni che potrebbero far variare moltissimo le conclusioni che vengono tratte dal test.

Bisogna oltretutto valutare che un'ulteriore differenza tra i vari test che si possono trovare in letteratura è data dallo strumento scelto come riferimento nella misura di determinati parametri. Infatti, in alcuni protocolli si sceglie di usare strumenti gold standard, come per esempio l'ECG nella misurazione dell'HR, in altri invece si prendono altri dispositivi indossabili che hanno però un'accuratezza superiore a quella posseduta dal dispositivo che si vuole valutare. I dispositivi gold standard sono riconosciuti come tali dalle organizzazioni nazionali e internazionali che si occupano della promozione della salute pubblica, per citare degli esempi l'OMS e la FDA. La calibrazione è un'altra informazione che dovrebbe essere sempre presente nella definizione di un protocollo in quanto è strettamente connessa all'accuratezza della misurazione [39].

CAPITOLO 2

Materiali e metodi

2.1 Strumenti utilizzati

Di seguito sono descritti i dispositivi scelti per i test eseguiti in acqua e in laboratorio. Si ricorda che lo scopo di questo studio è verificare l'affidabilità nella misura della frequenza cardiaca, in acqua e fuori, da parte dello smartwatch Polar Vantage V2. Per fare ciò è stato indubbiamente necessario definire degli strumenti di riferimento, rispetto ai quali confrontare i dati registrati dal Polar. In acqua è stata utilizzata la fascia Garmin HRM Swim, mentre in laboratorio, oltre al cardiofrequenzimetro appena nominato, il soggetto ha indossato anche la fascia cardiaca BioHarness 3, la quale invece non si è potuta utilizzare nelle prove in piscina, non essendo impermeabile.

2.1.1 Polar Vantage V2

Questo dispositivo wearable fa parte delle ultime proposte della casa Polar, uscito a ottobre 2020 e anche per questo ancora poco testato. Dovendo accompagnare l'atleta durante il suo allenamento, la leggerezza è un requisito fondamentale e questo smartwatch con i suoi 52 g lo soddisfa pienamente. L'utente può selezionare l'attività che preferisce scegliendo tra le numerose proposte. La batteria dura di più rispetto agli altri dispositivi indossabili Polar, arrivando fino a 40 ore in modalità allenamento (GPS e frequenza cardiaca dal polso) e fino a 7 giorni in modalità sportwatch con monitoraggio della frequenza cardiaca continuo alla frequenza di campionamento di 1 Hz. Le opzioni di risparmio energetico proposte sono multiple permettendo di arrivare anche fino a 100 ore in modalità allenamento. Per acquisire la frequenza cardiaca, che è il parametro di interesse di questo studio, utilizza la tecnica della pletismografia che porta con sé inevitabili incertezze nella misura; il sensore ottico integrato ha 10 led. Nello studio proposto da questa tesi l'obiettivo è proprio quello di testare quanto sia affidabile questo dispositivo nella misura della frequenza cardiaca sia in ambiente asciutto che in vasca. Per completezza si riporta anche che il Vantage V2 ha una resistenza all'acqua dichiarata fino a 100 m ma, come si vedrà tra pochi paragrafi, questo dato non è servito nelle prove effettuate in piscina in quanto le attività richieste non prevedevano immersioni così profonde.

Di seguito sono riportati i vari parametri misurati dallo smartwatch con i relativi sensori che ne consentono la rilevazione (Tabella 2).

Parametri misurati	Sensori utilizzati	Caratteristiche metrologiche
Frequenza cardiaca	PPG	Frequenza di campionamento: 1 Hz Range di misura: 15-240 bpm
Altitudine/pendenza	Barometro	Risoluzione altitudine: 1 m Risoluzione salita/discesa: 5 m Altitudine massima: 9000 m

Localizzazione	GPS	Precisione media del percorso: 5 m * Precisione distanza: $\pm 2\%$ *
Cadenza corsa	Accelerometro	

Tabella 2: sensori e relative caratteristiche metrologiche del Polar Vantage V2

* Questi valori sono ottenuti in condizioni satellitari all'aperto, quando la visuale del satellite non è ostruita da edifici o alberi. In aree urbane o forestali questi valori vengono comunque ottenuti, ma a volte possono variare.

Infine, sono state riassunte le principali specifiche tecniche del prodotto nella Tabella 3.

Peso	52 g con cinturino 34 g senza cinturino
Temperatura di funzionamento	Da -10°C a +50°C
Impermeabile	Fino a 100 m di profondità
Batteria	Fino a 40 ore in modalità allenamento (GPS e frequenza cardiaca dal polso). Con risparmi energetici multipli fino a 100 ore.
Capacità memoria	Fino a 90 ore di allenamento con GPS e frequenza cardiaca

Tabella 3: specifiche tecniche Polar Vantage V2

2.1.2 Fascia cardiaca Garmin HRM Swim

Questa fascia è stata specificatamente progettata per le attività in acqua; infatti, è antiscivolo ed è in grado di memorizzare e inviare i dati della frequenza cardiaca ai dispositivi compatibili. Nei test eseguiti (non essendo stand-alone) è stata associata allo smartwatch Garmin Venu SQ e considerando che anche quest'ultimo dispositivo, come il Polar, fa uso di PPG per misurare la frequenza cardiaca, durante le attività in acqua il sensore dell'orologio è stato opportunamente coperto con del nastro isolante, così da acquisire il dato misurato dalla fascia, la cui attività altrimenti sarebbe stata soppiantata dalla registrazione fatta dal Venu SQ. Infatti, non è prevista una registrazione simultanea: o registra la fascia o l'orologio ma se il sensore dello smartwatch non è coperto e sta a contatto con la pelle dell'utente, la registrazione presa sarà in automatico la sua, ecco il motivo del nastro isolante. Nelle prove in laboratorio invece non è stato necessario l'uso del nastro isolante in quanto lo smartwatch era appoggiato su un tavolo vicino all'atleta, senza il bisogno di essere legato al suo polso in quanto non superava la distanza massima concessagli dalla fascia a cui era associato, che è di 3 m. In acqua ovviamente questa stessa condizione era inattuabile e quindi era necessario che il Venu SQ si muovesse con l'atleta. Gli elettrodi della fascia, che ne permettono le acquisizioni, è importante che siano ben aderenti al torace dell'atleta e che l'intero dispositivo non si muova durante l'attività; quindi, la regolazione della lunghezza è fondamentale. Se la si usa in ambiente asciutto, come nelle prove che sono state eseguite in questo studio in laboratorio, è importante che si inumidiscano gli elettrodi prima del posizionamento della fascia. La fascia è in grado di registrare e memorizzare i dati sulla frequenza cardiaca mentre si nuota; questi dati però non sono visibili sui dispositivi Garmin compatibili quando la fascia cardio è sott'acqua.

Infatti, solo durante gli intervalli di riposo fuori dall'acqua la fascia cardio invia la frequenza cardiaca media e massima registrata durante l'allenamento precedente e la frequenza cardiaca in tempo reale al dispositivo Garmin associato. Una volta completata e salvata l'attività, il dispositivo Garmin scarica automaticamente i dati memorizzati sulla frequenza cardiaca nell'apposita applicazione Garmin Express. Ovviamente in questa fase è necessario che la fascia cardio si trovi fuori dall'acqua e all'interno dell'area di copertura del dispositivo (3 m). Per quanto concerne la capacità della memoria, la fascia riesce a memorizzare fino a 20 ore di dati in una singola attività e, quando la memoria risulta piena, i dati meno recenti vengono sovrascritti.

Nella Tabella 4 sono riassunte le principali specifiche tecniche del prodotto.

Peso fascia e modulo	72 g
Temperatura di funzionamento	Da -10 a 50 °C
Impermeabile	Fino a 100 m di profondità
Batteria	18 mesi (3 ore di nuoto a settimana)
Classificazione di impermeabilità	5 ATM
Capacità memoria	Fino a 20 ore di dati in una singola attività
Memorizza e invia la frequenza cardiaca	Sì
Statistiche frequenza cardiaca durante l'intervallo di nuoto	Sì
Design antiscivolo e idrodinamico per piscina	Sì
Resistente al cloro	Sì

Tabella 4: specifiche tecniche della Garmin HRM Swim

2.1.3 Fascia cardiaca Zephyr BioHarness 3

La fascia in questione è un dispositivo estremamente valido nelle applicazioni sportive basate soprattutto sulla stima della frequenza cardiaca media [40], tanto che è stato usato, in questo studio, come riferimento nei test in laboratorio. Sarebbe stato interessante, data la sua affidabilità, usarlo anche in vasca, ma purtroppo non si tratta di una fascia impermeabile e renderla tale avvolgendola in opportuno materiale isolante sarebbe stato troppo rischioso per l'apparecchio in sé, oltre a inficiarne l'attendibilità. Lo strumento utilizzato è il BioHarness 3 e studiandone la documentazione ufficiale fornita dalla casa Zephyr si evince che il software di acquisizione è stato progettato in modo che i valori che risultino costantemente superiori a 200 bpm siano corrispondenti a un segnale ECG rumoroso. Le possibili cause possono essere:

- Il cinturino allentato o mal posizionato; infatti, quando si parla di fasce, la fase di posizionamento che precede l'acquisizione è di fondamentale importanza per la qualità del dato;
- I cuscinetti che fanno da sensore risultano asciutti, ecco perché vanno sempre inumiditi prima dell'utilizzo;
- Scarsa connessione del dispositivo;
- Possibili guasti del dispositivo o del cinturino.

Ci sono casi in cui i valori vengono mandati in output come 0 e quando questo accade normalmente è per un problema di connessione meccanica. Infatti, quello che l'assistenza consiglia di fare in tali circostanze è proprio controllare il collegamento tra dispositivo e presa, maneggiando i contatti a molla con grande attenzione, in quanto potrebbero rompersi.

Per quanto riguarda l'acquisizione dei segnali, la fascia fornisce sia la possibilità di lavorare con un segnale ECG grezzo che con valori di HR dati alla frequenza di 1 Hz.

Anche per questo dispositivo sono stati riportati i vari parametri misurati con i relativi sensori che ne consentono la rilevazione (Tabella 5).

Parametri misurati	Sensori utilizzati	Informazioni complementari
Frequenza cardiaca	Elettrodi	Frequenza di campionamento: 250 Hz Range di misura: 25-240 bpm (± 1 bpm)
Frequenza respiratoria	Elettrodi	Frequenza di campionamento: 25 Hz Range di misura: 3-70 bpm (± 1 bpm)
Accelerazione	Accelerometro	Frequenza di campionamento: 100 Hz Accelerazione su 3 assi Range di misura: -16/+16 g per ogni asse

Tabella 5: sensori e relative caratteristiche metrologiche della Zephyr BioHarness 3

Di seguito, state riassunte le principali specifiche tecniche del prodotto (Tabella 6).

Peso	71 g fascia 18 g sensore
Temperatura di funzionamento	Da 10°C a +60°C ($\pm 2^\circ\text{C}$)
Batteria	35 ore in modalità registrazione, 28 ore in trasmissione continua
Capacità memoria	Fino a 500 ore

Tabella 6: specifiche tecniche della Zephyr BioHarness 3

2.2 Protocollo di lavoro: test da eseguire e strumenti da utilizzare

A seguito dell'approfondita ricerca effettuata, si è ora in grado di descrivere il protocollo di test che andrà seguito, il quale, come già anticipato, sarà necessariamente composto da due fasi: una in laboratorio e una in piscina. Proprio come accennato in apertura al paragrafo precedente, non esiste ancora uno standard definito per le modalità di esecuzione dei test, né per la scelta del campione statistico; perciò, si è cercato di definire un protocollo di test che permettesse di valutare sistematicamente l'accuratezza delle misure effettuate.

Il campione statistico scelto per i test eseguiti in questo studio è composto da 5 ragazze dai 14 ai 18 anni di età. Le ragazze scelte sono tutte atlete tesserate della "Vela Nuoto Ancona" e praticano il nuoto sincronizzato ormai da diversi anni. Questo requisito era importante al fine di poter seguire con precisione le tempistiche che sono state date loro in acqua, come verrà spiegato dettagliatamente più avanti. Ai soggetti testati è stato spiegato in dettaglio il test prima della sua esecuzione ed è stato fatto firmare un modulo di consenso informato, riportato nell'appendice di questa tesi.

Di seguito vi è riportata una tabella riassuntiva con tutti i principali dati relativi ai soggetti testati (Tabella 7).

Parlando in termini generali, la popolazione scelta per eseguire i test presenta un'età media di 17 anni e una deviazione standard di età e BMI, rispettivamente di 1.5 e 1.4.

Soggetto	Età [anni]	Peso [kg]	Altezza [cm]	BMI [kg/m ²]
1	18	47	163	17.7
2	14	60	165	22.0
3	17	55	164	20.4
4	18	52	159	20.6
5	18	47	155	19.6

Tabella 7: dati dei soggetti testati

2.2.1 Protocollo di lavoro in vasca

Prima di iniziare la parte operativa sono stati opportunamente posizionati i sensori sul soggetto da testare; lo smartwatch Polar è stato posto nel polso sinistro mentre per la fascia Garmin sono stati riscontrati inizialmente dei problemi dovuti al fatto che lo smartwatch ad essa connesso non era lo Swim ma il Venu SQ. Quest'ultimo, infatti, non rientra tra i dispositivi consigliati da associare alla fascia e, non essendo progettato per questo tipo di connessione, non presentava nemmeno il parametro "frequenza cardiaca" nella modalità di allenamento "Pool swim". Ecco allora come si è riusciti a risolvere entrambi i problemi:

1. Per risolvere la prima problematica si è optato per smontare i cinturini dello smartwatch e fissarlo con del nastro isolante proprio sopra la cella della fascia nella quale è contenuta la batteria. In questo modo si è evitata la continua disconnessione/riconnessione. Ovviamente il sensore, costituito da led, era già stato precedentemente coperto con del nastro isolante per i

motivi già esposti nel paragrafo 5.2.2. A questo punto la fascia è stata opportunamente posizionata sul torace con il logo rivolto verso l'alto e posto al centro del busto.

2. Per quanto riguarda il secondo problema è stato sufficiente selezionare la modalità "run" per vedere, al momento del trasferimento dei dati al computer, tutte le informazioni di frequenza cardiaca di interesse.

Di seguito (Figura 16) è riportata un'illustrazione del posizionamento dei diversi sensori sul soggetto.

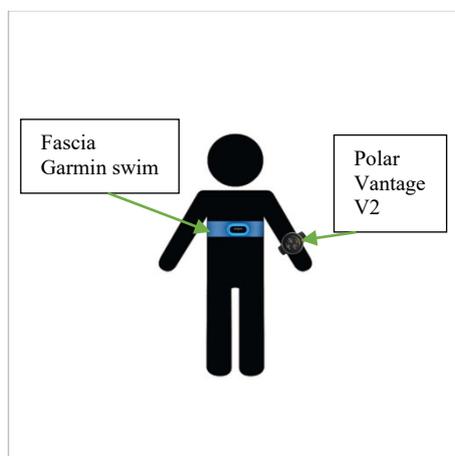


Figura 16: illustrazione del posizionamento dei sensori nel test in vasca

Una volta fatta partire l'acquisizione da parte di tutti i sensori, l'atleta entra in acqua.

La parte operativa è divisibile in 5 fasi:

1. Riposo (circa 1.30 min): si chiede all'atleta di rimanere semplicemente ferma, con il braccio sinistro, su cui era indossato il Polar, immerso e l'altro che si teneva al bordo vasca, così da evitare ogni sforzo per rimanere in superficie;
2. Nuoto: 4 vasche nello stile che si preferisce, ad un andamento costante e moderato, quindi né troppo lento ma nemmeno troppo veloce;
3. Riposo (circa 1 min), così da separare nettamente la fase 2 dalla 4;
4. Figure tecniche di nuoto sincronizzato: essendo state appositamente scelte delle sincronette, in questa fase viene richiesto loro di eseguire per 10 s la posizione di verticale e per i successivi 10 s quella di spaccata. Entrambe le figure sono state precedentemente spiegate nel paragrafo 1.2 al fine di permettere a coloro che non conoscono nel dettaglio questo sport di comprendere il tutto.
5. Recupero finale (> 1 min), con il solo scopo di non interrompere l'acquisizione bruscamente non appena l'atleta termina l'ultima figura, ma lasciare qualche decina di secondi alla fine.

Le misurazioni in vasca sono state fatte nella piscina comunale Passetto di Ancona.

2.2.2 Protocollo di lavoro in laboratorio

Lo scopo di questa seconda parte di misure è di valutare l'affidabilità delle acquisizioni del Polar Vantage V2 in ambiente asciutto, usando come riferimento la stessa fascia Garmin ma anche, come precedentemente anticipato, la BioHarness 3.

Anche in questo caso lo smartwatch Polar è indossato al polso sinistro, mentre il Garmin Venu SQ è stato semplicemente appoggiato su una scrivania vicino al tapis roulant che viene usato per il test,

non superando i 3 m consentiti come distanza massima dalla fascia. La fascia BioHarness 3 viene invece posizionata subito sotto la fascia Garmin, il che può comportare un'incertezza di misura, dato che il posizionamento non è quello ottimale.

Una volta aver fatto partire le acquisizioni da parte dei vari sensori opportunamente posizionati sul soggetto, si chiede a quest'ultimo di salire sul tapis roulant.

La parte operativa è divisibile in 3 fasi:

1. Riposo (circa 2 min): viene richiesto di stare fermo, in posizione eretta sul tapis roulant;
2. Corsa (circa 2 min): viene fatta partire la macchina e il soggetto inizia la fase di corsa;
3. Viene fermato l'attrezzo e interrotta l'acquisizione.

Da precedenti lavori [3] risulta che per valutare dal punto di vista funzionale il nuoto bisogna usare test specifici, ovvero riproducibili in vasca, mentre i test aspecifici, quali per esempio il tapis roulant e il cicloergometro, sono utili per valutare al massimo lo stato di salute e cardiometabolico dell'atleta, in quanto non riescono a far riprodurre il movimento atletico specifico. Nonostante questo, però, si è optato per la scelta del tapis roulant, data la necessità di testare l'affidabilità dei dispositivi in ambiente asciutto e, a differenza dello studio sopra citato [3], l'interesse è concentrato sulla sola frequenza cardiaca e non verso altri parametri che possano risentire di questa differenza riscontrata tra i due metodi di studio.

Di seguito (Figura 17) è riportata un'illustrazione del posizionamento dei diversi sensori sul soggetto.

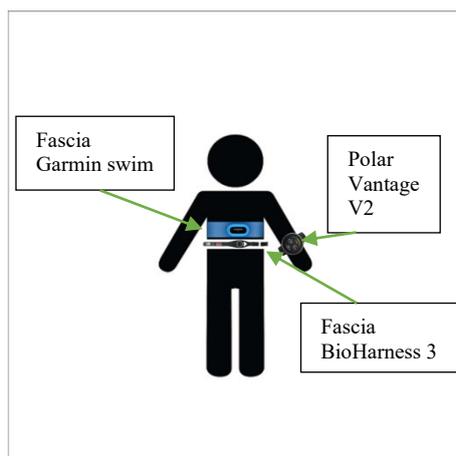


Figura 17: illustrazione del posizionamento dei sensori nel test in laboratorio

Le acquisizioni in laboratorio sono state eseguite nel laboratorio di misure del Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM) dell'Università Politecnica delle Marche.

2.3 Analisi dei dati

Per quanto concerne l'analisi dei dati, l'ambiente di programmazione utilizzato è stato Matlab [41]. Si ricordi che per i dati a secco il riferimento utilizzato è la fascia cardiaca BioHarness 3, mentre per quelli in acqua è la fascia Swim Garmin (questa è l'unica differenza presente tra le analisi delle due tipologie di protocollo). Alla fine di questo paragrafo è presente il flow-chart del processamento dati (Diagramma elaborazione dati 1).

Tenendo sempre a mente l'obiettivo di questo studio, ovvero verificare l'affidabilità della misura della frequenza cardiaca da parte dello smartwatch Polar in acqua e fuori, quello che si è andato a fare in questa fase è stato, dopo aver caricato i dati, allinearli e sincronizzarli. A questo punto come

prima valutazione si è optato per un'analisi visiva. I grafici relativi alle prove in vasca presentano ovviamente solo il segnale registrato dal Polar e dalla fascia Garmin, non avendo potuto utilizzare il dispositivo BioHarness 3 in acqua. Nei grafici riguardanti le prove in laboratorio si possono individuare gli stessi due segnali (Polar e Garmin) con l'aggiunta di un terzo, quello della fascia BioHarness 3. Ovviamente, entrambe le tipologie di grafici presentano nell'asse delle ascisse il tempo, espresso in minuti e secondi, e in quello delle ordinate la frequenza cardiaca, espressa in bpm. La discussione di questi grafici verrà fatta diffusamente nel capitolo successivo.

Poi si è passati alla valutazione degli scarti tra valore di HR misurato dallo smartwatch e quello di riferimento; per quest'ultimo, ovviamente nel caso dei dati relativi alle prove in laboratorio il riferimento scelto è stata la fascia BioHarness 3, mentre per valutare le frequenze registrate dal Polar durante le prove in vasca il riferimento è stata la fascia Swim Garmin. I grafici riguardanti la distribuzione degli scarti presentano sull'asse delle ascisse la differenza tra la frequenza da testare (ovvero quella fornita dallo smartwatch Polar) e quella presa come riferimento (cioè lo scarto) e nell'asse delle ordinate il numero delle occorrenze.

Sono stati anche fatti i grafici di Bland-Altman per condurre un'analisi più accurata e valutare il bias medio. Si tratta di un metodo basato sulla costruzione di un diagramma che permette di valutare quanto sia vasto l'accordo e il disaccordo tra due metodi di misurazione utilizzati. Infatti, spesso, come in questo caso, c'è la necessità di confrontare due metodi di misura per verificare l'affidabilità di uno dei due.

Il grafico proposto non è altro che un diagramma cartesiano in cui vengono rappresentate nell'asse delle ordinate le differenze di due misurazioni della stessa natura, nel nostro caso si parla di frequenza cardiaca ovviamente e nell'asse delle ascisse la loro media. Peculiarità di questo grafico è il tracciamento di 3 linee orizzontali: una relativa alla media delle differenze tra le due misurazioni considerate (si parla di *bias*) e altre due linee che rappresentano i limiti di concordanza, o intervallo di confidenza, del bias, definite come " $Bias \pm 1,96 DS$ ", con DS che sta per deviazione standard. Quando si parla di bias si intende la media delle differenze tra i risultati ottenuti (scarto medio) con lo smartwatch Polar e quelli con lo strumento di riferimento, che, come già detto più volte, cambia a seconda della tipologia di test (in vasca o in laboratorio). La linea che segna il bias è fondamentale in quanto rappresenta il baricentro dei punti sperimentali che vengono rappresentati. Se i punti rimangono tutti abbastanza compatti tra loro e all'interno dei limiti di concordanza, allora si può affermare che i due dispositivi considerati diano risultati congruenti; al contrario, se i punti oltrepassano queste linee di confine, ci si trova in casi di discordanza. Infatti, si possono individuare eventuali valori anomali (outlier) sui quali porre l'attenzione. Si tratta di punti che si trovano al di fuori dell'intervallo di confidenza.

Se i due dispositivi presi in considerazione fornissero misurazioni coincidenti non si avrebbe affatto il bias: i punti sarebbero allineati nel verso dell'asse delle ascisse e posizionati sul valore 0 delle differenze. La scelta di rappresentare nelle ascisse la media delle due misurazioni piuttosto che una delle due, è semplicemente per avere una stima più accurata non potendo conoscere a priori il valore della variabile in esame [42].

Come si potrà vedere in seguito, quando verranno riportati e discussi, ne è stato fatto uno per ogni attività (corsa, riposo a secco, nuoto, figure nuoto sincronizzato, riposo in acqua) e anche un Bland-Altman globale per le attività a secco e uno per quelle in acqua.

Infine, sono stati calcolati i seguenti parametri: errore percentuale assoluto (EPA), calcolato come $(|HR - HR_{rif}| / HR_{rif}) \times 100$, rispetto allo strumento di riferimento utilizzato, coefficiente di correlazione di Pearson (R) in relazione allo strumento di riferimento, bias (media degli scarti) e l'intervallo di confidenza al 95% della media degli scarti, ottenuti dal Bland-Altman (IC95%), definito come $\pm 2 * \sigma$, dove σ rappresenta la deviazione standard.

Di seguito è riportato un digramma che riassume, in modo schematico e iconografico, quanto appena diffusamente detto riguardo l'elaborazione dei dati (Diagramma elaborazione dati 1)

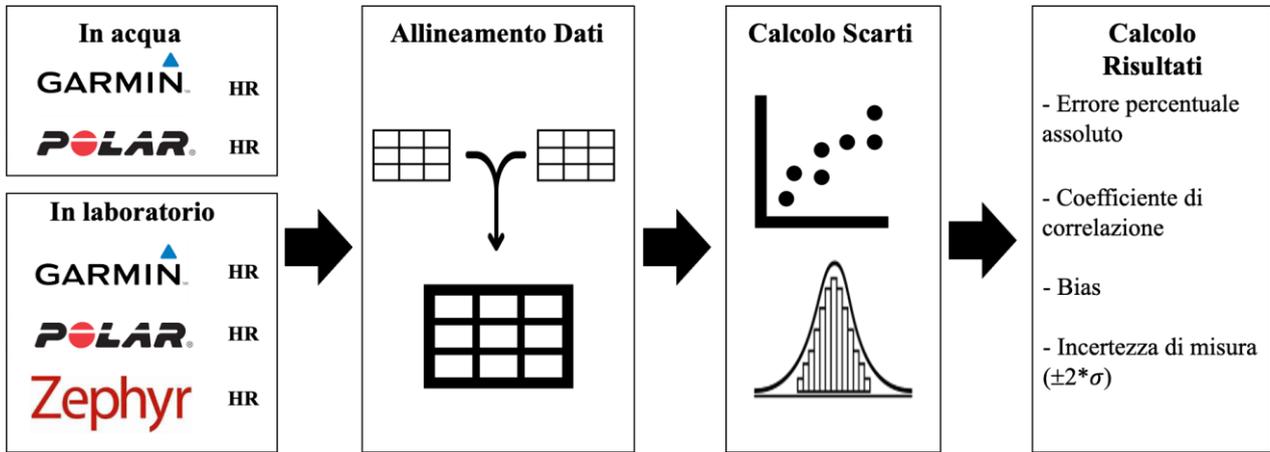


Diagramma elaborazione dati 1

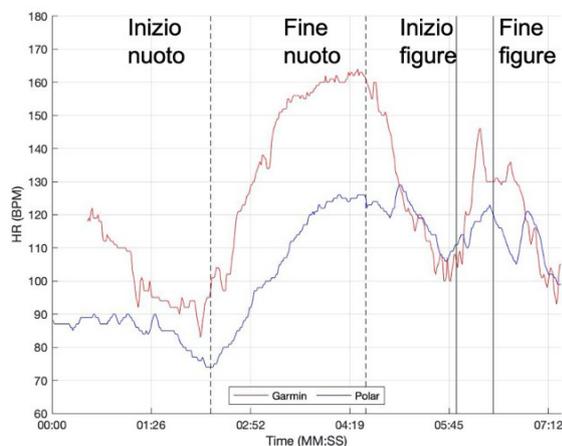
CAPITOLO 3

Risultati

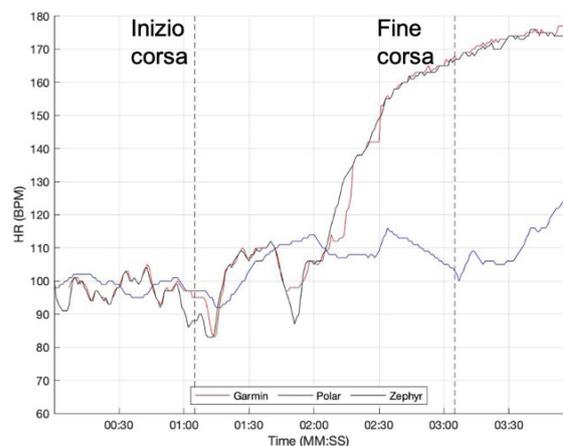
Di seguito verranno riportati i risultati ottenuti dall'analisi dei dati descritta in precedenza. In questo paragrafo ci si concentrerà sui grafici, i quali permettono di trarre importanti considerazioni, che verranno poi solo confermate dai parametri calcolati, come la media.

3.1 Confronto tra la frequenza cardiaca misurata in acqua e fuori

I grafici che verranno valutati in questo paragrafo sono divisi tra test in acqua e test in laboratorio e raggruppati per soggetto. Sono grafici che riportano l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione.

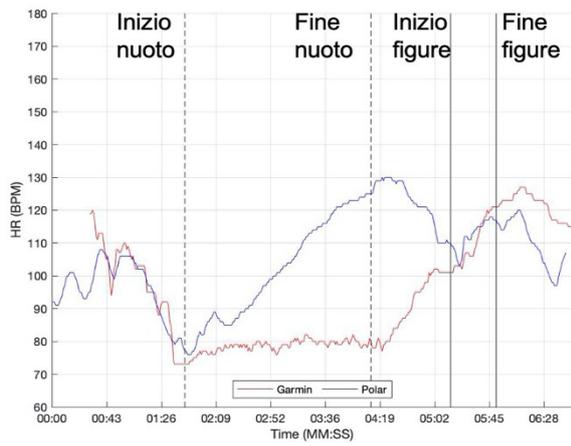


Prova in vasca

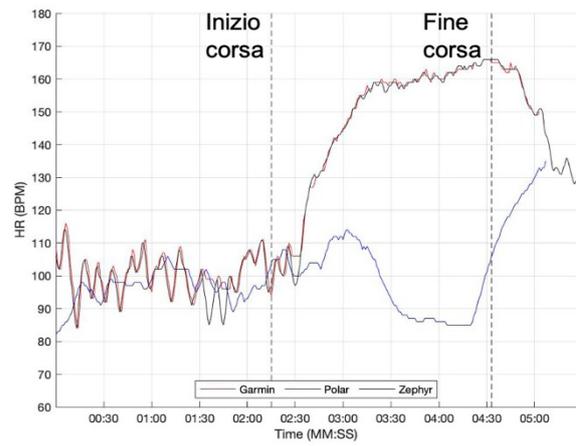


Prova in laboratorio

Figura 18: grafico che riporta l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione relativo al test eseguito dal soggetto 1

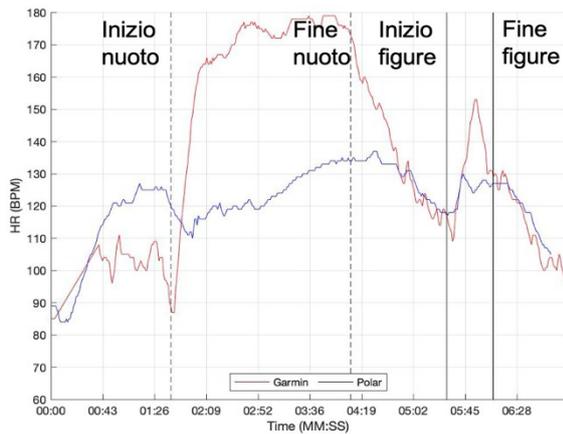


Prova in vasca

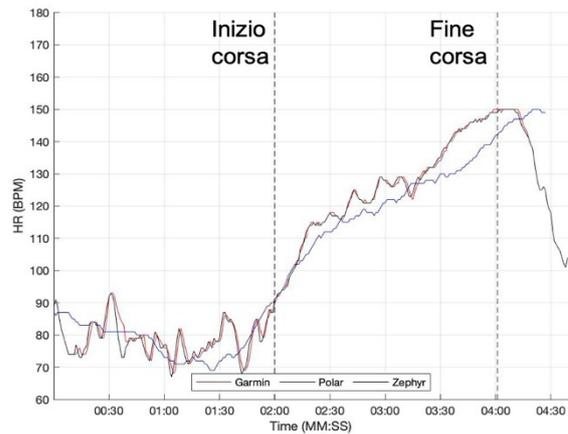


Prova in laboratorio

Figura 19: grafico che riporta l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione relativo al test eseguito dal soggetto 2

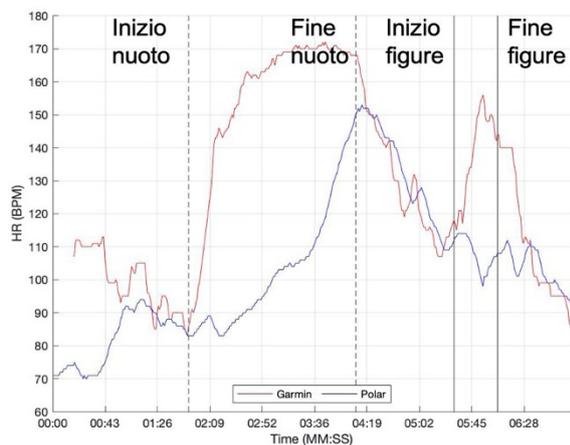


Prova in vasca

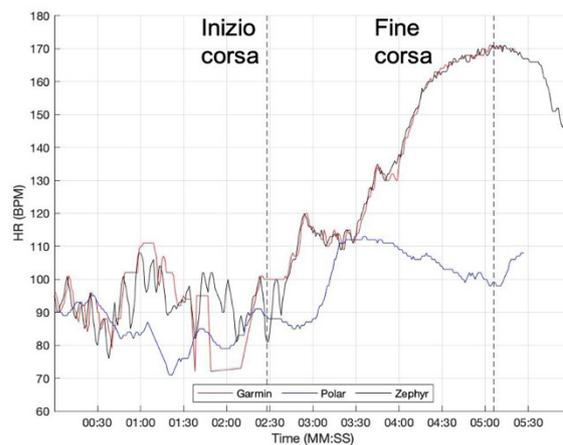


Prova in laboratorio

Figura 20: grafico che riporta l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione relativo al test eseguito dal soggetto 3

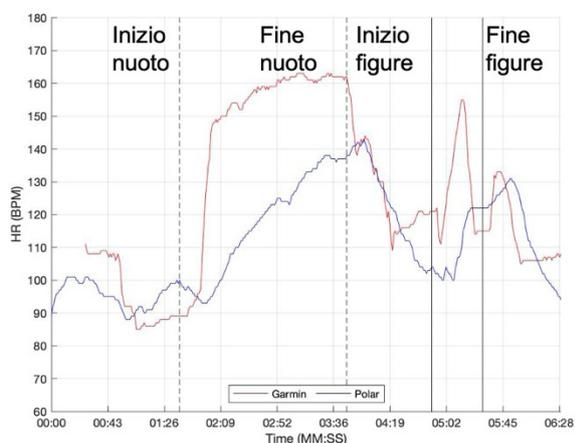


Prova in vasca

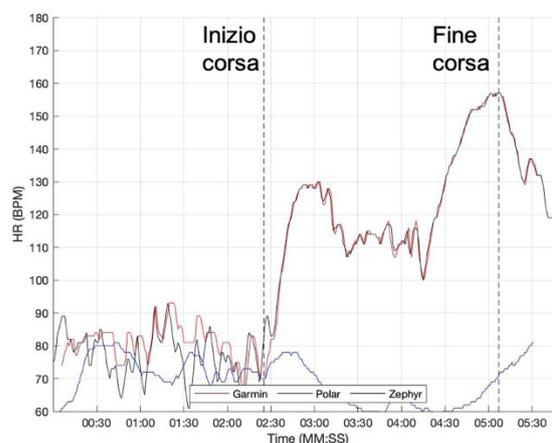


Prova in laboratorio

Figura 21: grafico che riporta l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione relativo al test eseguito dal soggetto 4



Prova in vasca



Prova in laboratorio

Figura 22: grafico che riporta l'andamento del parametro HR nel tempo di acquisizione relativo al test eseguito dal soggetto 5

In ogni grafico è stata indicata con un'apposita linea, dotata di commento a fianco, l'attività eseguita in quel dato intervallo e dalla legenda a colori si può individuare immediatamente quale sia il dispositivo associato ai vari segnali.

Valutando inizialmente le sole prove in vasca, una prima considerazione che risulta evidente dalla sola vista dei grafici è che i segnali registrati dai due dispositivi si discostano molto nella fase del *nuoto*; in particolare, è interessante vedere come nel soggetto 1 e dal terzo al quinto, la fascia Garmin registri sempre un segnale più alto in questa fase mentre nel secondo (Figura 19) si mantenga molto più bassa rispetto alle misurazioni riportate dal Polar. Considerando che in acqua il riferimento è la fascia Garmin, si può dedurre che lo smartwatch Polar Vantage V2 tenda generalmente a sottostimare la misura della frequenza cardiaca durante il nuoto ma in un caso l'ha anche pesantemente sovrastimata. Il fatto che nel soggetto 2 (Figura 19) la fascia abbia registrato questo segnale, che rispetto agli altri casi sembra quasi anomalo, può essere ricondotto al fatto che, confrontandoci direttamente con l'allenatrice delle ragazze, si è appreso che l'atleta in questione

tende, quando nuota per l'appunto, ad andare in una sorta di "risparmio energetico" che le consente di resistere molto più delle sue compagne, mantenendo un'andatura regolare. Interessante è quindi constatare che la fascia Garmin sia effettivamente un buon riferimento in acqua, in quanto sia riuscita a registrare un andamento della frequenza di questo tipo, al contrario del Polar che ha riportato bene o male sempre lo stesso andamento registrato negli altri quattro soggetti e che comunque si discostava molto dallo standard.

Valutando invece la parte di *figure* si può anche qui visivamente constatare quanto in quattro casi su cinque (anche qui il caso da valutare a parte è quello relativo al soggetto 2) lo smartwatch Polar sottostimi la frequenza cardiaca presentando addirittura dei picchi verso il basso quando la fascia Garmin li riporta verso l'alto, come si può osservare dalla Figura 21 e dalla Figura 22. Anche nell'ambito dell'esecuzione delle figure si può notare come il soggetto 2 (Figura 19) tenda sempre a mantenere una frequenza cardiaca piuttosto bassa, il che è stato rilevato dalla fascia ma non dallo smartwatch che invece in questo caso, a differenza dei quattro precedenti, ha sovrastimato la misura. Nei due casi restanti (Figura 18 e Figura 20) si nota anche qui il picco verso l'alto registrato dalla fascia Garmin durante questa fase di test mentre il Polar, sebbene non registri un picco verso il basso, come in Figura 21 e in Figura 22, riporta comunque un valore più basso che permette di individuare, nuovamente, una sottostima nella misura dell'HR da parte dello smartwatch in questione.

Si passi ora alle considerazioni che si possono dedurre dai grafici relativi alle prove in laboratorio.

È evidente come la fascia Swim Garmin registri un segnale che segue piuttosto fedelmente quello fornito dalla fascia BioHarness 3, che, si ricordi ancora una volta, in questa parte di studio rappresenta lo standard di riferimento. Ci sono fasi, come per esempio quella di *corsa* del soggetto 3 (Figura 20), durante le quali si possono chiaramente osservare, all'inizio e alla fine, degli intervalli di quasi completo accordo tra la registrazione dei due dispositivi.

Purtroppo, non si possono osservare gli stessi andamenti nel segnale fornito dallo smartwatch Polar, il quale si discosta pesantemente dagli altri due. La frequenza cardiaca rilevata dal Polar Vantage V2 non è quindi affidabile in nessuna delle due circostanze: in acqua e fuori. Ci si concentri per esempio sull'andamento del segnale riportato dal Polar nel caso del soggetto 2 o del soggetto 5 (Figura 19 e Figura 22) durante la *corsa*; in entrambi i grafici si può notare uno scostamento molto importante dal momento in cui il Polar segna, nel momento di sforzo, una frequenza in diminuzione al contrario degli altri due dispositivi che invece, correttamente, ne registrano un progressivo aumento. Una possibile spiegazione potrebbe essere legata agli artefatti da movimento che possono aver portato il sensore a perdere in alcuni istanti il corretto posizionamento, quindi il contatto con la pelle. Si potrebbe escludere l'ipotesi di un'incertezza dovuta alla vicinanza dell'HR misurato agli estremi del fondo scala del dispositivo perché, come riportato in Tabella 2 il range di misura è 15-240 bpm mentre durante i test la frequenza non ha mai superato la soglia di 180 bpm.

Per quel che riguarda *la fase di riposo*, il range nel quale variano i 3 segnali è più o meno comune ma l'andamento del Polar è chiaramente molto diverso, come si può notare per esempio dal grafico relativo al soggetto 3 (Figura 20). Parlando sempre della *fase di riposo* bisogna in realtà osservare come, in alcuni casi, quali i soggetti 4 e 5 (Figura 21 e Figura 22), anche l'andamento della fascia Garmin si discosti da quello della Zephyr, in modo piuttosto evidente. Una possibile spiegazione che ci si è dati per questa discrepanza è che, sebbene gli elettrodi, di tipo asciutto, venissero, prima di ogni prova, opportunamente inumiditi, ci possa essere stato comunque un problema di contatto il quale, con l'aumentare dello sforzo e con la conseguente produzione di sudore, nella fase della corsa, è andato via via a scomparire, come si può notare dall'ottima concordanza degli andamenti delle due fasce.

3.2 Distribuzione degli scarti

In fase di elaborazione dei dati sono stati ottenuti anche dei grafici che rappresentassero la distribuzione degli scarti relativi a ogni attività eseguita durante i test (riposo in acqua, nuoto, figure di nuoto sincronizzato, riposo a secco, corsa).

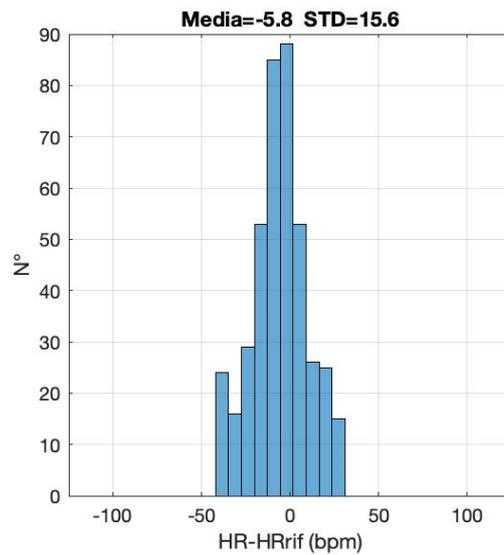


Figura 23: fase di riposo in acqua

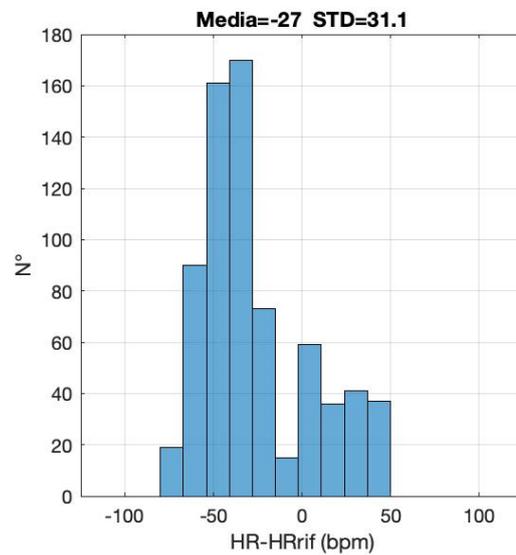


Figura 24: fase di nuoto

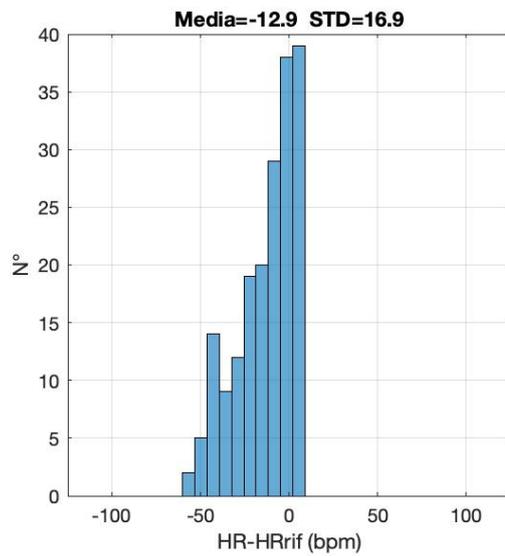


Figura 25: fase di figure tecniche

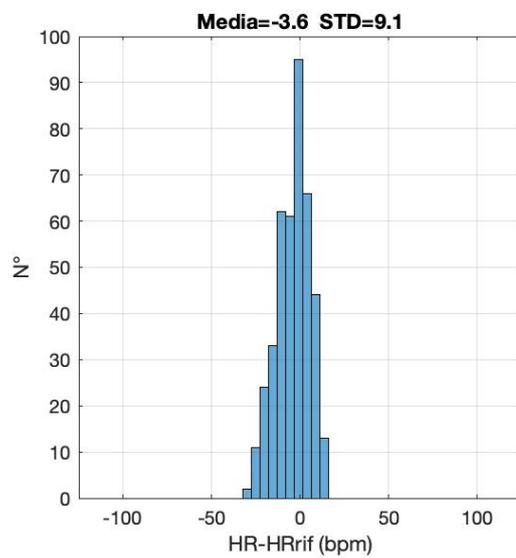


Figura 26: fase di riposo a secco

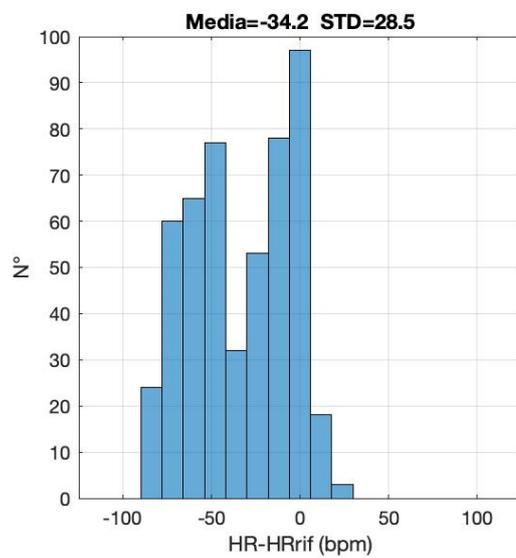


Figura 27: fase di corsa

Come si può ben notare dai grafici appena riportati, la fase di riposo a secco (Figura 26) è quella durante la quale sono stati registrati scarti più bassi, in quanto il range va da -30 bpm a poco meno di 20 bpm. Anche durante il riposo in acqua (Figura 23) l'intervallo di errore è piuttosto limitato, poiché va da -40 bpm a 30 bpm. Al contrario invece nel caso di fasi di sforzo intenso come, per esempio, quello di corsa (Figura 27) il range di errore è indubbiamente più vasto andando da meno di -80 a poco più di +20. Stesse considerazioni per l'intervallo di nuoto (Figura 24), durante il quale si è registrato un segnale con un range di scarti da -70 bpm all'incirca a, approssimativamente 50 bpm. Durante le figure tecniche (Figura 25) si nota una distribuzione non gaussiana, come invece si presenta nel caso del riposo in acqua e a secco (rispettivamente Figura 23 e Figura 26); tornando ad osservare la distribuzione relativa alla fase di figure tecniche, si noti come si concentri di più sui valori negativi partendo da, all'incirca, -60 bpm e arrivando a mala pena a 10 bpm. Questa distribuzione non gaussiana la si può notare anche nella fase di corsa (Figura 27) e durante quella del nuoto (Figura 24) nella quale, sebbene l'intervallo in cui si estende l'errore sia distribuito abbastanza simmetricamente attorno allo zero, si nota che la numerosità con cui determinati scarti si presentano (asse delle ordinate) è significativamente maggiore, anche qui, per valori negativi. Questa tendenza a scarti negativi è in accordo con le considerazioni fatte nel paragrafo precedente sulla base dei grafici riportati. Per esempio, durante la fase del *nuoto* il Polar registrava sempre un segnale più basso di quello riportato dallo standard (fascia Swim Garmin), tranne nel caso del soggetto 2 che è proprio l'evento che ha principalmente causato gli scarti positivi, poiché in quell'unico caso era il Polar a riportare un segnale più alto e pertanto gli scarti hanno valori positivi. Durante le fasi di riposo l'HR è sostanzialmente stabile quindi l'istogramma degli scarti si presenta con un andamento gaussiano piuttosto stretto intorno allo zero, nelle fasi di attività invece l'HR non solo è, fisiologicamente, più alta ma varia anche nel tempo aumentando a mano a mano che lo sforzo aumenta. Quindi considerando che si parte da HR più basse per poi salire, la distribuzione degli scarti non è di tipo gaussiano poiché è formata sia dagli scarti a frequenze basse che da quelli a HR alte. Ecco chiarito il perché di questo andamento non gaussiano ma tendente ai valori negativi durante le fasi di nuoto, corsa e figure tecniche.

L'ampiezza degli scarti è legata ai valori di HR misurati poiché tanto più l'HR relativo a una certa fase di test è alta, tanto più l'ampiezza degli scarti sarà grande e per osservarlo basta confrontare, per esempio, la Figura 23 relativa al riposo in acqua con la Figura 24 relativa all'attività del nuoto.

Di seguito è riportata una tabella riassuntiva con media e deviazione standard degli scarti nelle varie fasi dell'acquisizione (Tabella 8).

Parametro	Riposo in acqua	Nuoto	Figure tecniche	Riposo a secco	Corsa
Media	-5.8	-27	-12.9	-3.6	-34.2
Deviazione standard	15.6	31.1	16.9	9.1	28.5

Tabella 8: media e deviazione standard degli scarti nelle varie fasi dell'acquisizione

3.3 Analisi di Bland-Altman

In questo paragrafo sono riportati gli ultimi risultati ottenuti durante l'elaborazione dei dati relativamente ai grafici di Bland-Altman.

Inizialmente sono proposti dei grafici suddivisi sulla base dell'attività eseguita (riposo in acqua, nuoto, figure tecniche, riposo a secco, corsa) e infine due grafici che rappresentano complessivamente tutti i risultati ottenuti nelle prove in laboratorio e in vasca.

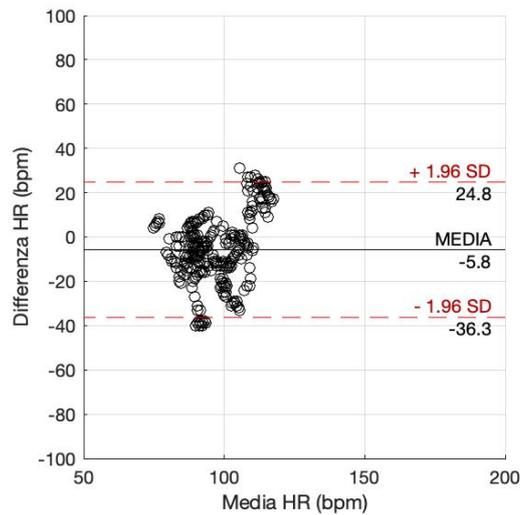


Figura 28: fase di riposo in acqua

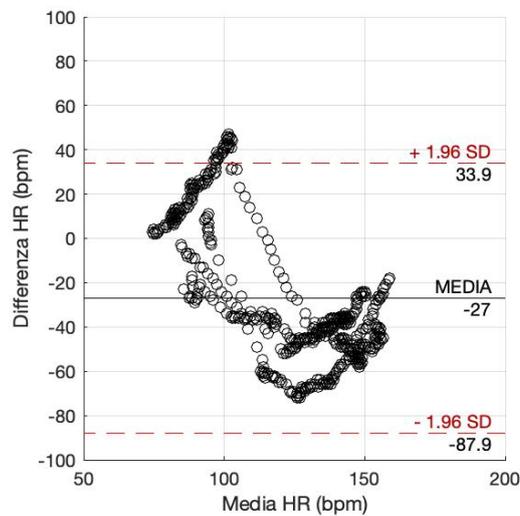


Figura 29: fase di nuoto

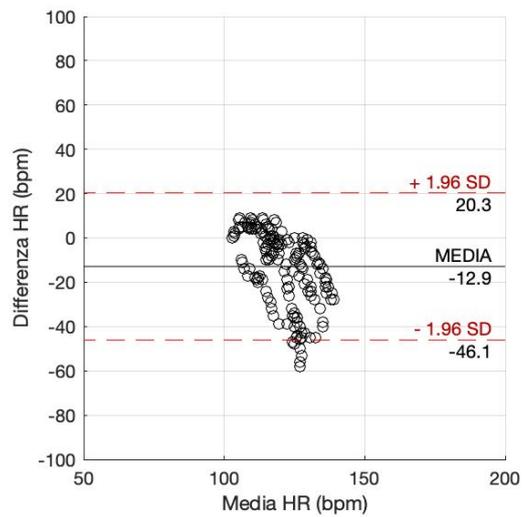


Figura 30: fase di figure tecniche

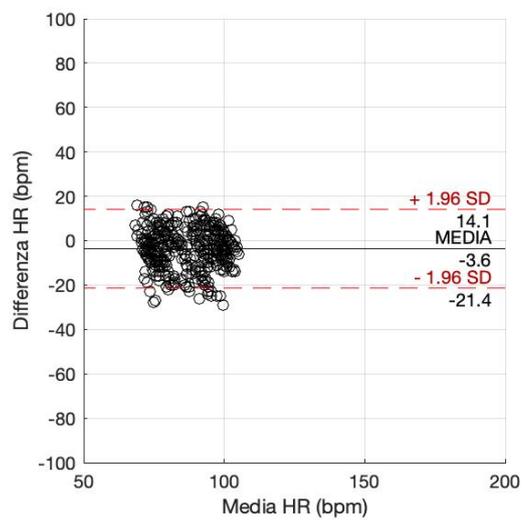


Figura 31: fase di riposo a secco

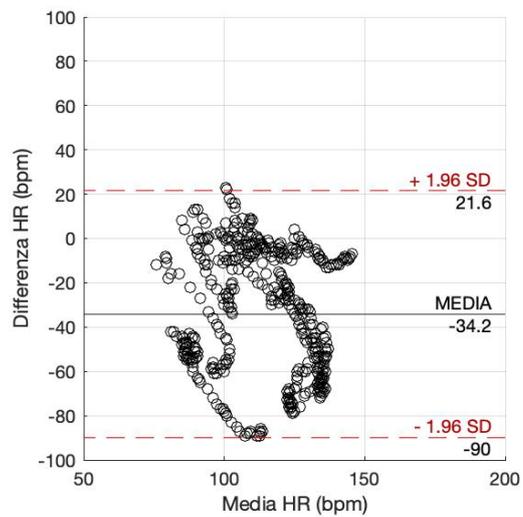


Figura 32: fase di corsa

Si può notare come chiaramente nelle fasi di riposo, in acqua e fuori (Figura 28 e Figura 31), le frequenze cardiache si mantengano sempre in un range più basso rispetto a quello relativo alle fasi di sforzo. In particolare, il riposo a secco (Figura 31) presenta le frequenze più basse registrate tra tutte le fasi, in acqua e fuori. Quando invece viene richiesto al soggetto un maggior sforzo, come è fisiologico aspettarsi, le frequenze si alzano, come si può vedere dalle Figura 29 e

Figura 32. Per quanto riguarda le figure tecniche, queste portano indubbiamente l'HR ad aumentare rispetto a quello registrato nelle fasi di riposo ma non arriva a superare quello rilevato nelle fasi di nuoto e corsa.

Altra osservazione che è doveroso fare quando si valutano i grafici di Bland-Altman è relativa alla compattezza dei punti. Come già precedentemente detto, tanto più i grafici risultano compatti e dentro i limiti di concordanza, tanto più le due misure sono comparabili. Nei casi presi in esame si può constatare come, nelle attività di maggior sforzo (Figura 29 e Figura 32), vi sia una notevole dispersione di punti, alcuni dei quali fuoriescono anche dai limiti (linee rosse tratteggiate), pertanto si parla di outlier. Quando si parla di compattezza di punti, in un'analisi di Bland-Altman, si fa riferimento anche alla precisione dello strumento. Come si avrà modo di leggere dalla Tabella 9, l'IC95% non risulta stretto come ci si sarebbe auspicati ma piuttosto ampio, in particolare nelle attività che richiedono un maggior sforzo, come nuoto e corsa. Tanto più l'IC95% risulta stretto, tanto più vuol dire che le due misure saranno comparabili, i punti risulteranno più compatti e lo strumento che si sta valutando più preciso. Ecco perché, alla luce di quanto detto, si può già constatare come il Polar Vantage V2 non sia un dispositivo preciso nel misurare l'HR, né in acqua né fuori, considerando che l'IC95% risulta molto esteso sia nel nuoto che nella corsa.

In Figura 29 e

Figura 32 è interessante notare come ci siano delle agglomerazioni di punti, come a formare una sorta di linee; questa particolare disposizione non si nota invece nei grafici relativi alle attività di riposo in acqua e fuori (Figura 28 e Figura 31) le quali, come già sottolineato più volte, sono caratterizzate da una frequenza più bassa e soprattutto stabile rispetto a quella che si registra nelle attività di sforzo più intenso. Una possibile spiegazione quindi, per questa disposizione di punti in Figura 29 e

Figura 32 potrebbe essere la variazione di HR che si registra durante tutta la durata dell'attività, nonché agli elevati valori che si arrivano a rilevare.

Per quel che riguarda la media degli scarti, anche questa rappresenta un altro elemento da valutare al fine di comprendere il livello di comparabilità dei due metodi di misura e l'accuratezza dello strumento. Si è già sottolineato che la situazione auspicabile, quando si fa questo tipo di analisi, è una media degli scarti (bias) prossima allo zero, il che indicherebbe che il valore misurato è piuttosto vicino a quello atteso, cosa che però non si è verificata in nessuna delle varie attività considerate. I casi con la media degli scarti più bassa sono stati i due relativi alle fasi di riposo (Figura 28 e Figura 31), che sono anche gli stessi grafici che presentano la maggior compattezza di punti. Le medie che risultano da questo studio sono sempre negative (Tabella 9), il che evidenzia come il Polar Vantage V2 sottostimi la misura della frequenza cardiaca, in acqua e fuori.

Si valutino ora gli ultimi due grafici che verranno presi in considerazione in questo studio, ovvero i due diagrammi di Bland-Altman che valutano complessivamente e rispettivamente l'intero test in acqua e fuori. In questo caso, a differenza dei grafici precedenti, si considera un range di HR più esteso, basta osservare l'asse delle ascisse, proprio perché sono analisi globali che quindi forniscono una visione complessiva del test in acqua (Figura 33) e in laboratorio (Figura 34).

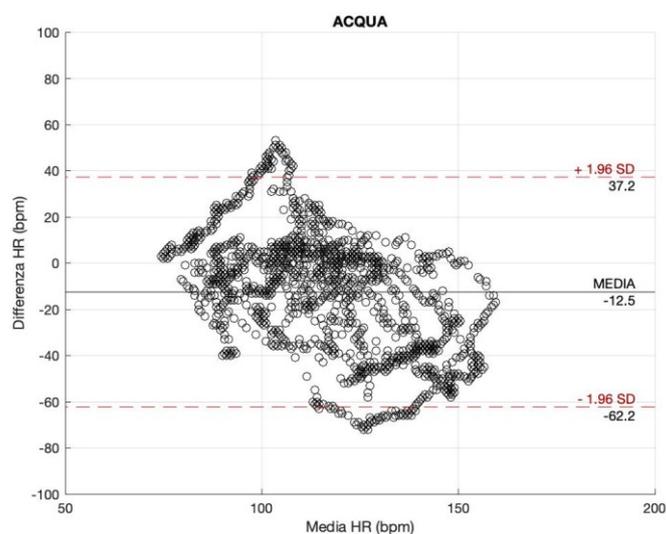


Figura 33: test in acqua

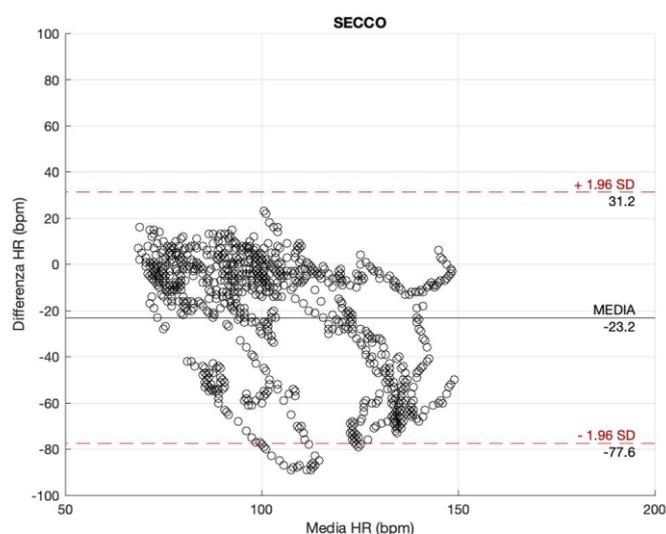


Figura 34: test in laboratorio

Anche dall'analisi globale di Bland-Altman risulta da subito evidente come i punti non si trovino affatto compatti ma piuttosto dispersi, superando in alcuni casi anche i limiti dell'intervallo di confidenza. In particolare, nel caso dei test in acqua (Figura 33), i limiti superati sono sia quello superiore che inferiore, mentre per i test in laboratorio (Figura 34) solo quello inferiore. Quindi nella Figura 33 sono chiaramente visibili degli outlier con scarto sia positivo che negativo mentre nella Figura 34 quest'ultimi presentano solo scarti negativi.

Le medie degli scarti sono, in entrambi i casi, negative, il che è assolutamente in linea con quanto detto relativamente ai precedenti grafici di Bland-Altman, ovvero che il dispositivo in questione, il Polar Vantage V2, sottostima, più o meno pesantemente a seconda dell'attività, la misura della frequenza cardiaca. Tale discordanza è particolarmente evidente nelle fasi di maggior sforzo, durante le quali l'HR tende a variare al contrario delle fasi di riposo dove invece si mantiene molto più stabile, il che è assolutamente fisiologico. Queste stesse considerazioni erano state fatte nel paragrafo precedente relativo alla distribuzione degli scarti, nei quali infatti si notava una differenza

piuttosto evidente tra quelli relativi alle fasi di riposo, che presentavano un andamento gaussiano, e quelli relativi alle fasi di sforzo, che invece si discostavano da quell'andamento. Nella Tabella 9 sono riportati i valori di EPA, R, Bias, l' IC95% e errore standard calcolati (ES) per le varie fasi di acquisizione.

	Riposo in acqua	Nuoto	Figure tecniche	Riposo a secco	Corsa
EPA [%]	12.7	27.1	11.3	8.4	25.3
R	0.22	0.55	0.07	0.67	0.18
Bias [bpm]	-5.8	-27.0	-12.9	-3.6	-34.2
IC95% [bpm]	-36.9 25.4	-89.2 35.2	-46.8 21.0	-21.7 14.5	-91.1 22.8
ES	0.8	1.2	1.2	0.4	1.3

Tabella 9: Errore percentuale assoluto, coefficiente di correlazione di Pearson, Bias, intervallo di confidenza al 95% della media degli scarti ed errore standard calcolati per le varie fasi

L'EPA è maggiore nelle attività alle quali sono associate frequenze più alte, nel caso in esame quindi il nuoto e la corsa, mentre risulta più basso nelle fasi di riposo; in particolare, il valore minimo lo si è trovato nel riposo a secco ed è pari a 8.4%. Interessante è fare un confronto tra le attività che presentano frequenze simili, quindi nuoto-corsa, riposo in acqua-riposo a secco e a parte le figure tecniche. È proprio da un confronto di questo tipo, infatti, che si nota come, sebbene si parli sempre di "riposo", l'errore in quello in acqua risulta maggiore di ben 4 unità rispetto a quello a secco. L'EPA tra nuoto e corsa invece si mantiene più o meno simile, ma anche qui con un valore più alto nell'attività in acqua, che è anche la fase alla quale è associato l'EPA più alto calcolato. Le figure tecniche invece vengono valutate a parte e presentano un EPA di 11.3 che è più basso di quello ritrovato nel nuoto ma sempre più alto di quello del riposo a secco.

Per il bias invece si può nuovamente notare come tutti i valori siano negativi, il che è indice di una sottostima, da parte dello smartwatch Polar, della frequenza cardiaca; quanto appena detto si nota di più nelle fasi di maggior sforzo, quali la corsa e il nuoto dove, infatti, il bias arriva ad essere, rispettivamente, di -34.2 bpm e di -27.0 bpm. Il valore più basso invece è presente nella fase di riposo a secco dove è di -3.6 bpm. Come già sottolineato, tanto più il bias è piccolo e tanto più lo strumento che si sta valutando risulterà accurato in quanto la misura da lui fornita sarà tanto più prossima al valore atteso. Alla luce di quanto appena detto, il Polar risulta più accurato, nella misura dell'HR, durante le fasi di riposo, in particolare in quello a secco, ma non durante le fasi caratterizzate da un maggior sforzo, quali nuoto e corsa.

Per quanto concerne l'IC95%, i valori trovati risultano piuttosto alti, in particolare il massimo si trova nella fase di nuoto ed è pari ad un intervallo di (-89.2. 35.2) bpm. Anche in questo caso durante il riposo a secco si è ritrovato il valore migliore, ovvero il più basso per questo tipo di parametro, pari a (-21.7 14.5) bpm. Pertanto, come era già stato anticipato dall'analisi dei grafici di Bland-Altman, il Polar Vantage V2 non può essere ritenuto un dispositivo preciso nella misura dell'HR durante le fasi di maggior sforzo, in acqua e fuori. Durante il riposo a secco si è osservato che l'intervallo non è così tanto esteso, come quello di nuoto e corsa, il che lascia intuire, in quella parte di test, una maggiore precisione da parte del Polar.

Infine, per il coefficiente di correlazione R va detto che tanto più è prossimo a 1 tanto più le due misure sono comparabili, viceversa tanto più è vicino allo zero. Nei casi presi in esame si nota come la correlazione sia sempre piuttosto bassa e la più alta, anche qui, è nel riposo a secco dove è di 0.67, pertanto si può parlare di correlazione moderata. Il caso peggiore, con l'R più basso quindi, è relativo alla fase di figure, 0.07.

Si valuti ora l'ES, che dice quanto la stima del bias sia accurata. La formula per ricavarlo è $ES = \frac{DS}{\sqrt{n}}$, con n che rappresenta il numero di campioni. Anche dalla valutazione di questo parametro si arriva alla conclusione che la fase di test alla quale corrisponde il minimo errore è quella di riposo a secco,

con 0.4 mentre le fasi che sono caratterizzate da un maggior sforzo, ovvero da una maggiore frequenza, riportano un errore maggiore come si può constatare dai valori di ES di 1.2 e 1.3 rispettivamente di nuoto e corsa.

Di seguito sono riportati due grafici che presentano la misura dell'HR ottenuta con lo smartwatch Polar in ordinata e la misura di riferimento in ascissa, così da visualizzare la correlazione tra le due tramite una retta fittante i punti, nel test in acqua (Figura 35) e in quello in laboratorio (Figura 36).

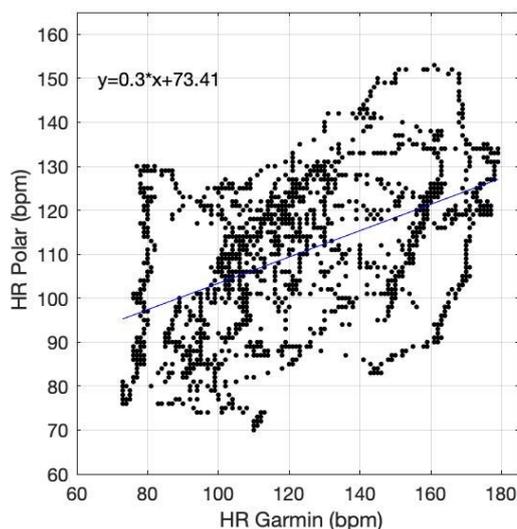


Figura 35: misura di HR ottenuta con lo smartwatch Polar e misura di riferimento nei test in vasca

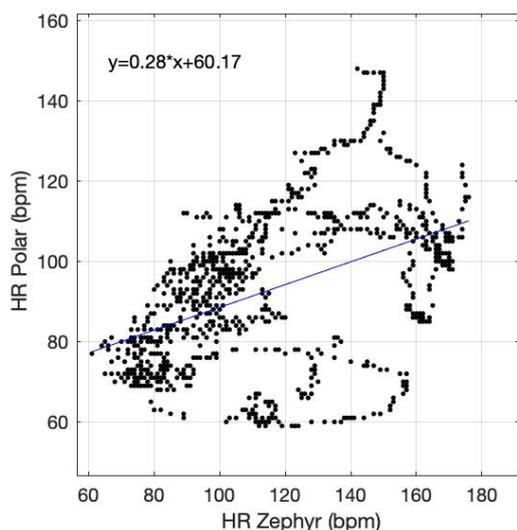


Figura 36: misura di HR ottenuta con lo smartwatch Polar e misura di riferimento nei test in laboratorio

È evidente come i valori siano ben lontani dal poter essere fittati con una retta, il che lascia nuovamente intendere la forte non correlazione presente tra le due misure, sia in acqua tra Polar e Garmin (Figura 35) che fuori tra Polar e BioHarness 3 (Figura 36).

CAPITOLO 4

Discussione e conclusioni

Dopo aver tratto una serie di considerazioni concordanti tra loro nei paragrafi precedenti, visualizzando diverse tipologie di grafici, si può arrivare a dire che lo smartwatch Polar Vantage V2 non fornisce una misura accurata della frequenza cardiaca, né in ambiente asciutto né tantomeno in acqua.

Partendo dal confronto tra la fascia Swim Garmin e la BioHarness 3 si può constatare come i due dispositivi abbiano andamenti quasi coincidenti, visualizzando i grafici delle prove. Non si può invece arrivare alla stessa conclusione per lo smartwatch Polar Vantage V2 che, in acqua e in laboratorio, si è sempre discostato in modo più o meno importante dai risultati forniti dal dispositivo di riferimento; infatti durante la fase di nuoto si è riscontrato un IC95% di (-89.2 35.2) bpm e durante la corsa di (-91.1 22.8) bpm, il che permette di concludere quanto il Polar sia poco preciso nella misura dell'HR durante attività che richiedono un certo sforzo, sia in acqua che fuori.

In particolare, tornando a far riferimento ai grafici relativi all'analisi di Bland-Altman, si noti come nelle prove nelle quali si ha una frequenza cardiaca minore, ovvero quelle che richiedono il minor sforzo, come le fasi di riposo appunto, gli intervalli di confidenza siano più ristretti rispetto a quelli relativi alle fasi di attività più intensa, quali nuoto e corsa. Si ricordi che in un grafico di Bland-Altman tanto più i limiti di concordanza risultano vicini tra loro (si parla di IC95%), tanto più i due metodi di misura valutati sono comparabili e il dispositivo testato preciso.

Per quanto concerne le figure tecniche, l'estensione di questi intervalli di confidenza è simile a quella visibile nella fase di riposo in acqua (Figura 30 e Figura 28 rispettivamente), ma è il bias ad essere sensibilmente diverso; infatti, nella fase di riposo in acqua il bias è di -5.8 bpm (Tabella 9), mentre in quella di figure è di -12.9 bpm. In entrambi i casi è quindi presente una sottostima della misura della frequenza cardiaca da parte dello smartwatch Polar, che risulta essere più pronunciata a mano a mano che si va verso attività a frequenza cardiaca più alta, come si può constatare dalla media di -34.2 bpm calcolata durante la corsa. Come è già stato più volte riportato, tanto più il bias è piccolo, tanto più il valore misurato sarà prossimo a quello atteso, ovvero quello ottenuto con il dispositivo di riferimento, ecco perché si usa questo parametro per valutare l'accuratezza dello strumento che si sta testando. Nel caso in esame, a seguito dell'analisi fatta sui valori di bias ottenuti per le varie fasi, si arriva a dedurre una scarsa accuratezza da parte del Polar nella misura dell'HR nelle attività caratterizzate da una maggiore frequenza, quali nuoto e corsa, con medie rispettivamente di -27.0 bpm e -34.2 bpm. Anche in questo caso, è importante sottolineare come il dispositivo risulti più accurato nella misura dell'HR, durante le attività di riposo, in particolare quello fuori dall'acqua, durante il quale è stato registrato il valore di bias più basso e pari a -3.6 bpm.

Inoltre, i vari grafici risultano poco compatti e la dispersione aumenta andando verso attività che richiedono una frequenza maggiore, come appunto nuoto e corsa (Figura 29 e Figura 32).

Nelle attività di riposo, infine, si può osservare come le frequenze siano contenute in un range più basso rispetto a quello relativo alle prove sotto sforzo, il che è assolutamente fisiologico.

Durante il posizionamento dei sensori per le varie prove, è di fondamentale importanza stare attenti ai fattori di disturbo, già precedentemente illustrati (Tabella 1). Lo smartwatch Polar, infatti, è stato appositamente stretto al polso dell'atleta così da evitare possibili movimenti durante l'esecuzione del test e limitare, per quanto fattibile, la presenza di acqua tra sensore e polso. Anche per il posizionamento delle fasce si è cercato di trovare un compromesso tra il comfort dell'atleta, durante la prova, e l'assenza di spostamenti della fascia stessa.

Non è da escludere l'ipotesi di utilizzare come strumento di misura, in futuro, l'OH1, presentato alla fine del primo capitolo, vista l'elevata affidabilità che garantisce e l'assenza di numerosi accorgimenti nel posizionamento che si sono invece resi necessari con lo smartwatch.

I limiti riscontrati in questo studio sono principalmente quattro. Il primo è il non aver tenuto conto del colore della pelle che studi precedentemente presi in considerazione [25] [32] hanno mostrato avere incidenza nell'accuratezza della misurazione della frequenza cardiaca tramite sensori PPG. Infatti, è consigliabile, per studi futuri, aventi obiettivi affini a quello di questa tesi, riportare la scala del tono della pelle di Fitzpatrick così da superare questa limitazione. Un altro limite riguarda l'aver eseguito le prove a secco in un ambiente controllato quale è il laboratorio universitario, il che potrebbe aver fornito risultati discostanti da quelli ottenibili nel mondo reale. Un ulteriore limite riguarda l'aver dovuto usare in acqua come standard la fascia Swim Garmin e non un vero e proprio gold standard come l'ECG.

Infine, avendo utilizzato lo smartwatch Garmin Venu SQ e non lo Swim, inizialmente sono stati riscontrati dei problemi nell'acquisizione della frequenza cardiaca in acqua. I problemi erano dati da una facile disconnessione dell'orologio dalla fascia non appena si spostava il braccio come per fare, per esempio, una bracciata a stile libero. Un'altra problematica è data dal fatto che se si selezionava sullo smartwatch la modalità "pool swim", la frequenza cardiaca non risultava tra i parametri che venivano registrati durante l'attività, al di là della connessione tra orologio e fascia.

Ecco perché si è studiato un modo per poter comunque utilizzare il Venu SQ con la fascia Garmin HRM Swim; quest'ultimo è stato debitamente illustrato nel paragrafo 2.3.1 in cui viene descritto il protocollo di lavoro in vasca.

Potrebbe essere interessante, in futuro, vedere se c'è un nesso tra un movimento non propriamente corretto della remata nelle figure tecniche e un aumento dell'HR dovuto ad un maggior sforzo dell'atleta nel mantenimento di quella posizione, in quanto per un allenatore sarebbe di fondamentale importanza poterlo monitorare da fuori.

Appendice

Vi è di seguito riportato il modulo di consenso informato che è stato fatto leggere e firmare a tutti i soggetti che si sono prestati ad eseguire i test richiesti per gli studi di questa tesi.



Consenso informato

Studio sulle performance di sensori indossabili dentro e fuori dall'acqua

Primo ricercatore Prof. Lorenzo Scalise

Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM) Ancona, luglio 2021.

Sommario

TITOLO DELLO STUDIO.....	3
Studio sulle performance di sensori indossabili dentro e fuori dall'acqua	
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

Iniziali del partecipante: _____

Page 2 of 7

Consenso informato alla ricerca

TITOLO DELLO STUDIO

Studio sulle performance di sensori indossabili dentro e fuori dall'acqua

RICERCATORE PRIMARIO

Nome _____ – Lorenzo Scalise
Dipartimento - Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM) Indirizzo – Via
Breccia Bianche, 12. Città: Ancona Stato: Marche.
Email – l.scalise@staff.univpm.it

PROPOSTA DI STUDIO

Misura della frequenza cardiaca (Heart Rate, HR) e di altri parametri fisiologici (es. SpO2) mediante l'utilizzo di dispositivi wearable in acqua e a secco.

- Durata: Approssimativamente 15 minuti.

- Località: Laboratorio all'Università Politecnica delle Marche (al DIISM) e Piscina Comunale Passetto di Ancona.
- Dati raccolti:

o Informazioni generali sul soggetto

o Frequenza cardiaca registrata dai vari strumenti

- Strumenti

- o Smartwatch Polar VANTAGE V2
- o Fascia cardiaca HRM-Swim
- o Smartwatch Garmin VENU SQ (usato solo per acquisire dati dalla fascia Garmin HRM_SWIM)
- o 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 (allegato).
4. Esecuzione di una serie di attività motorie in acqua:
 - o Riposo
 - o Nuoto stile libero (4 vasche)
 - o Figure tecniche nuoto sincronizzato

Iniziali del partecipante: _____

Page 3 of 7

5. Esecuzione di una serie di attività motorie fuori dall'acqua:

- o Riposo
- o Camminata a velocità controllata (mediante tapis roulant)

6. Rimozione degli strumenti al termine dei 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 1Hz. I dati verranno riallineati e separati per soggetto e per attività.

Analisi dei dati

I dati provenienti dal Polar VANTAGE V2 verranno confrontati con quelli raccolti dalla fascia Garmin HRM-SWIM per quanto riguarda le prove in acqua. Per le prove a secco i dati del Polar VANTAGE V2 verranno confrontati i dati dello Zephyr BK3. Un ulteriore confronto dei dati a secco verrà effettuato tra la fascia Garmin HRM-SWIM e lo Zephyr BKK3 per valutare la precisione della fascia Garmin HRM-SWIM. Infine, verrà valutata la distribuzione degli scarti e quindi l'incertezza di misura dei dati di HR acquisiti da smartwatch rispetto al riferimento (fascia cardiaca).

Iniziali del partecipante: _____

Page 4 of 7

RISCHI

La collaborazione non comporta rischi.

RISERVATEZZA

Perfavore 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 ritirarti 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).

Iniziali del partecipante: _____

Page 5 of 7

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 _____

Iniziali del partecipante: _____

Page 6 of 7

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: S  No
11. Bevi bevande alcoliche: Generalmente Occasionalmente Mai
12. Usi farmaci a lungo termine: S  No

Iniziali del partecipante: _____

Page 7 of 7

BIBLIOGRAFIA

- [1] Robin Singh Chandel, Sudeepti Sharma, Swapandeep Kaur, Sehijpal Singh, Raman Kumar *Smart watches: A review of evolution in bio-medical sector*. Materials Today: Proceedings, 2021
- [2] Spaccarotella CAM, Polimeni A, Migliarino S, Principe E, Curcio A, Mongiardo A, Sorrentino S, De Rosa S, Indolfi C. *Multichannel Electrocardiograms Obtained by a Smartwatch for the Diagnosis of ST-Segment Changes*. JAMA Cardiol. 2020 Oct 1;5(10):1176-1180. doi: 10.1001/jamacardio.2020.3994. PMID: 32865545; PMCID: PMC7466842.
- [3] Pinna Marco *Specificità dei test cardio-polmonari nel nuoto: comparazione tra il nuoto trattenuto e test aspecifici di laboratorio*. Università degli Studi di Cagliari 2012
- [4] Regolamento tecnico del nuoto. Delibera n.6 - C.F. 12 febbraio 2018
- [5] Dott. Maurizio Mastrorilli *Con tutto il nuoto del mondo*. Schena Editore 2014
- [6] Vaz de Almeida MD, Graca P, Afonso C, et al. *Physical activity levels and body weight in a nationally representative sample in the European Union*. Public Health Nutr. 1999;2:105–13.
- [7] US Census Bureau. *The 2009 statistical abstract of the United States*. Washington, DC: Department of Commerce; 2009.
- [8] Chase NL, Sui X, Blair SN. *Swimming and all-cause mortality risk compared with running, walking, and sedentary habits in men*. Int J Aquat Res Educ. 2008;2:213–23.
- [9] World Hypertension League. *Physical exercise in the management of hypertension: a consensus statement by the World Hypertension League*. J Hypertens. 1991;9:283–7.
- [10] Tanaka H, Bassett DR Jr, Howley ET, et al. *Swimming training lowers the resting blood pressure in individuals with hypertension*. J Hypertens. 1997;15:651–7.
- [11] Nualnim N, Parkhurst K, Dhindsa M, et al. *Effects of swimming training on blood pressure and vascular function in adults >50 years of age*. Am J Cardiol. 2012;109:1005–10.
- [12] Tanaka H. *Swimming exercise: impact of aquatic exercise on cardiovascular health*. Sports Med. 2009;39:377–87.
- [13] Huang SW, Veiga R, Sila U, et al. *The effect of swimming in asthmatic children: participants in a swimming program in the city of Baltimore*. J Asthma. 1989;26(2):117–21.
- [14] Rosimini C. *Benefits of swim training for children and adolescents with asthma*. J Am Acad Nurse Pract. 2003;15:247–52.
- [15] Beggs S, Foong YC, Le HC, et al. *Swimming training for asthma in children and adolescents aged 18 years and under*. Cochrane Database Syst Rev. 2013;4:CD009607. doi:[10.1002/14651858.CD009607.pub2](https://doi.org/10.1002/14651858.CD009607.pub2).
- [16] Weisgerber MC, Guill M, Weisgerber JM, et al. *Benefits of swimming in asthma: effect of a session of swimming lessons on symptoms and PFTs with review of the literature*. J Asthma. 2003;40:453–64.
- [17] Berger BG, Owen DR. *Mood alteration with swimming: swimmers really do “feel better”*. Psychosom Med. 1983;45:425–33.
- [18] Berger BG, Owen DR. *Mood alteration with yoga and swimming: aerobic exercise may not be necessary*. Percept Mot Skills. 1992;75:1331–43.
- [19] Valentine E, Evans C. *The effects of solo singing, choral singing and swimming on mood and physiological indices*. Br J Med Psychol. 2001;74:115–20.
- [20] Koenig, J., Jarczok, M.N., Wasner, M. et al. *Heart Rate Variability and Swimming*. Sports Med 44, 1377–1391 (2014). <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0211-9>

- [21] Lavin KM, Guenette JA, Smoliga JM, et al. *Controlled-frequency breath swimming improves swimming performance and running economy*. Scand J Med Sci Sports. Epub 24 Oct 2013. doi:[10.1111/sms.12140](https://doi.org/10.1111/sms.12140).
- [22] Federazione italiana nuoto *Storia- il nuoto sincronizzato*
- [23] Gatta Giorgio, Cortesi Matteo, Proto A. *L'asimmetria della remata nelle posizioni verticali*. 2013
- [24] Ma, G., Zhu, W., Zhong, J., Tong, T., Zhang, J., Wang, L. *Wearable ear blood oxygen saturation and pulse measurement system based on PPG*. 2019
- [25] Ing. Francesco Scardulla *Studio e validazione di sistemi per l'identificazione e il monitoraggio di parametri biomedici atti alla prevenzione di eventi indesiderati e all'assistenza di individui con diverse tipologie di rischio sanitario*. Ingegneria Chimica, Gestionale, Informatica, Meccanica Settore Scientifico Disciplinare ING-IND/12. 2019
- [26] Mark Patrick *Uno sguardo alle opzioni disponibili per lo sviluppo di un dispositivo indossabile per rilevare la frequenza cardiaca*. 2019
- [27] <https://support.apple.com/it-it/HT204666>
- [28] Reddy RK, Pooni R, Zaharieva DP, Senf B, El Youssef J, Dassau E, Doyle III FJ, Clements MA, Rickels MR, Patton SR, Castle JR, Riddell MC, Jacobs PG *Accuracy of Wrist-Worn Activity Monitors During Common Daily Physical Activities and Types of Structured Exercise: Evaluation Study* JMIR Mhealth Uhealth 2018;
- [29] Alexandre Lima; Jan Bakker *Noninvasive monitoring of peripheral perfusion*. 2005,31(10), 1316–1326.doi:[10.1007/s00134-005-2790-2](https://doi.org/10.1007/s00134-005-2790-2)
- [30] Romanò M. *Le derivazioni elettrocardiografiche*. In: Testo-atlante di elettrocardiografia pratica. Springer, Milano. 2009 https://doi.org/10.1007/978-88-470-1376-6_2
- [31] Robert Wang, Gordon Blackburn, Milind Desai, Dermot Phelan, Lauren Gillinov, Penny Houghtaling, Marc Gillinov *Accuracy of Wrist-Worn Heart Rate Monitors*. 2016
- [32] John F Horton, Pro Stergiou, Tak Fung, Larry Katz *Comparison of Polar M600 Optical Heart Rate and ECG Heart Rate during Exercise*. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2017
- [33] Yan L, Hu S, Alzahrani A, Alharbi S, Blanos P. *A multi-wavelength Opto-Electronic Patch Sensor to Effectively Detect Physiological Changes against Human Skin Types*. 2017. Biosensors 2017, 7, 22
- [34] Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. *Wearable photoplethysmography sensor - past and present*. 2014. Electronics 3, 282-302, (2014)
- [35] Spierer DK, Rosen Z, Litman LL, Fujii K. *Validation of photoplethysmography as a method to detect heart rate during rest and exercise*. J Med Eng Technol. 2015;39(5):264-71. doi: 10.3109/03091902.2015.1047536. PMID: 26112379.
- [36] Gillinov S, Etiwy M, Wang R, et al. *Variable accuracy of wearable heart rate monitors during aerobic exercise*. Med Sci Sports Exerc. 2017
- [37] Stahl SE, An HS, Dinkel DM, Noble JM, Lee JM. *How accurate are the wrist-based heart rate monitors during walking and running activities? Are they accurate enough?* BMJ Open Sport Exerc Med. 2016
- [38] Bjørn Harald Olstad, Christoph Zinner *Validation of the Polar OHI and M600 optical heart rate sensors during front crawl swim training*. 2020
- [39] Cosoli, G., Spinsante, S., & Scalise, L. *Wrist-worn and chest-strap wearable devices: Systematic review on accuracy and metrological characteristics*. 2020 *Measurement*, 159, 107789
- [40] D. Nepi et al., *Validation of the heart-rate signal provided by the Zephyr bioharness 3.0*. 2016 Computing in Cardiology Conference (CinC), 2016, pp. 361-364.
- [41] <https://it.mathworks.com/products/matlab.html>
- [42] J. Martin Bland, Douglas G. Altman *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement* 2003