

POLITECNICO DI TORINO

Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Politecnico
di Torino



ISTITUTO
ITALIANO DI
TECNOLOGIA

Tesi di Laurea Magistrale

Test submassimale per la stima di
 $VO_2\text{max}$ con un dispositivo ECG bipolare.

Relatori

Prof.ssa Daniela MAFFIODO

Dott. Samuele DE GIUSEPPE

Candidato

Bruna VECCHIO

Ottobre 2025

Sommario

Le informazioni metaboliche stanno acquisendo sempre più importanza, trovando scenari applicativi al di là dell'ambito sportivo, come quello riabilitativo. Il VO_2max , ovvero il consumo massimo di ossigeno, costituisce un indicatore quantitativo della capacità aerobica di un soggetto ed è considerato uno dei parametri più attendibili per valutare lo stato di forma cardiorespiratoria. Il mercato offre soluzioni per la misura del VO_2max attraverso dispositivi di fitness tracking per ottenere questo parametro in maniera semplificata, ma il metodo più accurato per ricavarlo risulta essere la misura diretta dei volumi di gas ispirati ed espirati, tramite un metabolimetro durante un test da sforzo cardiopolmonare (CPET). Tale test prevede un progressivo aumento del carico di lavoro e termina quando il soggetto non è più in grado di sostenere lo sforzo fisico. Tuttavia, questo approccio, noto come metodo diretto, presenta diverse problematiche: i dispositivi per analisi CPET sono costosi, ingombranti e generalmente scomodi per i pazienti costretti ad indossare maschere che rendono faticosa la respirazione. Per queste ragioni, i metodi indiretti per la predizione del VO_2max sono una valida alternativa all'approccio diretto, soprattutto in scenari submassimali che, non richiedendo il raggiungimento dello sfinimento fisico, risultano più applicabili e tollerabili dai pazienti. In questo contesto si inserisce il lavoro di tesi volto ad individuare un metodo pratico e non invasivo che, a partire da parametri estraibili dall'ECG, predica il valore di VO_2max . All'interno del Laboratorio di Rehab Technologies - INAL dell'IIT di Genova, 11 volontari (6=uomini e 5=donne), di età compresa tra 23 e 46 anni, sono stati sottoposti al test di Ekblom-Bak su bike della durata di 8 minuti. Nei primi 4 minuti il soggetto pedala a 60 rpm senza resistenza (≈ 30 W) e nella seconda fase la resistenza viene regolata in modo tale da raggiungere un HR superiore a 120 bpm che corrisponde ad un RPE ≈ 14 sulla scala di Borg. Durante il test i volontari hanno indossato il sistema metabolico portatile K5 (Cosmed, Italia) per misurare il volume di ossigeno, il dispositivo MonotemaSens (OT Bioelettronica, Italia) per acquisire ECG in modalità bipolare e il cardiofrequenzimetro (Garmin Ltd., USA). Età, peso, potenza espressa nelle due fasi, frequenza cardiaca al termine del quarto e settimo minuto sono gli input dell'equazione esponenziale sesso-specifica che stima il VO_2max . Ogni sessione sperimentale comprendeva anche una misura di

REE e un 6MWT. Al termine del test è stato somministrato un questionario per raccogliere dati relativi al livello, frequenza e tipo di allenamento abitualmente praticati dai soggetti, nonché le sensazioni fisiche e psicologiche percepite durante l'esecuzione dell'Ekblom-Bak test. Alla fine di ogni acquisizione è stato richiesto al soggetto di valutare lo sforzo percepito tramite RPE. Il confronto tra il valore ricavato dalla formula e quello ottenuto dal software OMNIA ha mostrato un errore relativo del 10% per 8 soggetti; un partecipante è stato escluso per mancato rispetto del protocollo. In particolare, i valori di VO_2max calcolati impiegando la frequenza cardiaca rilevata sia dal MonotemaSens che dal Garmin mostrano una buona concordanza, supportando così la validità del dispositivo bipolare. Dal questionario è emerso che tutti i partecipanti hanno riportato un affaticamento legato alla respirazione, più che ai muscoli delle gambe, a causa della maschera che dava la sensazione di mancanza d'aria.

Indice

Elenco delle tabelle	VIII
Elenco delle figure	IX
Acronimi	XII
1 Introduzione	1
2 Approfondimenti teorici	3
2.1 Fisiologia del sistema cardiovascolare	3
2.1.1 Anatomia del cuore	3
2.1.2 Ciclo cardiaco	4
2.1.3 Attività elettrica del cuore	5
2.2 Elettrocardiogramma	6
2.2.1 Derivazioni	7
2.2.2 Configurazioni elettrodeiche alternative per l'ECG	11
2.3 Anatomia dell'apparato respiratorio	13
2.4 VO ₂ max: definizione e generalità	15
2.4.1 Fattori che influenzano il VO ₂ max	16
2.5 Misura del VO ₂ max	17
2.5.1 Misura diretta	18
2.5.2 Misura indiretta	19
2.6 Scala di Borg	27
3 Materiali e Metodi	29
3.1 Strumentazione utilizzata	29
3.1.1 Cosmed K5	29
3.1.2 Cosmed K5 - Componenti principali	30
3.1.3 Cosmed K5 - Modalità di acquisizione	31
3.1.4 Cosmed K5 - Calibrazione	34
3.1.5 Cosmed K5 - Software OMNIA	35

3.1.6	MonotemaSens	36
3.2	Partecipanti	36
3.3	Acquisizioni	38
3.3.1	Configurazione elettroica	38
3.3.2	Raccolta dati	39
3.3.3	Test submassimale	40
3.3.4	Test submassimale - TMJ test	41
3.3.5	Test submassimale - Ekblom-Bak test	41
4	Analisi dati e preprocessing	44
4.1	Processing ECG	44
4.1.1	Rumore ECG	44
4.1.2	Python e Neurokit2	45
4.2	Processing Volumi di ossigeno - Calcolo VO_{2max}	47
4.2.1	Calcolo VO_{2max} con software OMNIA	47
4.2.2	Calcolo VO_{2max} con formula	47
5	Risultati	51
5.1	Risultati processing ECG con Neurokit2	51
5.2	Risultati processing Volumi di ossigeno	52
5.3	Dati anagrafici	52
5.4	Risultati TMJ test	54
5.5	Risultati Ekblom-Bak test	57
5.5.1	Risultati VO_{2max} con OMNIA	58
5.5.2	Risultati VO_{2max} con formula Ekblom-Bak e Garmin	58
5.5.3	Risultati VO_{2max} con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens	58
5.5.4	Confronto VO_{2max} OMNIA e Garmin	59
5.5.5	Confronto VO_{2max} Garmin e MonotemaSens	61
5.5.6	Confronto VO_{2max} OMNIA e MonotemaSens	62
6	Discussione	64
6.1	Processing ECG con Neurokit2	64
6.2	Processing Volumi di ossigeno	65
6.3	Risultati EB test	66
6.3.1	Confronto $VO_{2max,OMNIA}$ e $VO_{2max,Garmin}$	67
6.3.2	Confronto $VO_{2max,MonotemaSens}$ e $VO_{2max,Garmin}$	68
6.3.3	Confronto $VO_{2max,MonotemaSens}$ e $VO_{2max,OMNIA}$	69
7	Conclusioni, criticità e sviluppi futuri	70
7.1	Conclusioni	70
7.2	Limiti dello studio e prospettive future	72

A Questionario di valutazione post-test	74
Bibliografia	76

Elenco delle tabelle

2.1	Protocollo di Bruce modificato con durata, velocità e pendenza per ciascuna fase [27].	19
2.2	Scala di Borg 6-20 [6].	27
3.1	Livelli di allenamento usati per selezionare la potenza nella fase 2. I Watt dipendono dal fatto che il carico di lavoro sia misurato dal volano o dai pedali.	42
3.2	Corrispondenza tra i livelli di resistenza della Technogym cycle e la potenza espressa a 60 rpm	42
4.1	Fattori di conversione [10]. *1 W = 6,116 kpm/min. # 1 W = 6,116 kpm/min, più l'8% per correggere le perdite dovute all'attrito nella catena e nel sistema di trasmissione.	50
5.1	Dati anagrafici dei soggetti che hanno partecipato allo studio. . . .	54
5.2	Potenze e RPE dei soggetti nella prima e seconda fase del Ekblom-Bak test.	57
5.3	VO_2max con software OMNIA.	58
5.4	VO_2max con formula Ekblom-Bak e Garmin.	59
5.5	VO_2max con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione I. . .	59
5.6	VO_2max con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione II. . .	60
5.7	VO_2max con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione III. . .	60
5.8	Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato su OMNIA e il VO_2max calcolato con la formula utilizzando il Garmin	61
5.9	Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato utilizzando la formula inserendo HR del Garmin e il VO_2max calcolato con la formula inserendo HR delle tre derivazioni elettrocardiografiche del MonotemaSens.	62
5.10	Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato su OMNIA e il VO_2max calcolato con la formula utilizzando le tre derivazioni elettrocardiografiche del MonotemaSens.	63

Elenco delle figure

2.1	Anatomia del cuore [46].	4
2.2	Ciclo cardiaco [26].	5
2.3	Schema di conduzione elettrica del cuore [46].	6
2.4	Onde ed intervalli di un tracciato elettrocardiografico [46].	8
2.5	Triangolo di Einthoven [41].	9
2.6	Derivazioni degli arti unipolari aumentate [41].	10
2.7	Configurazione elettrodica per le derivazioni precordiali [16].	11
2.8	Sistema elettrodico alternativo di Takuma et al. alla configurazione standard [39].	12
2.9	Disposizione elettrodica proposta da Khan et al. [19].	14
2.10	Anatomia dell'apparato respiratorio [45].	15
2.11	Decadimento del VO_2peak negli uomini e nelle donne attraverso gli anni [11].	18
2.12	Nomogramma di Astrand-Rhyming [30].	25
3.1	Parametri misurabili con il K5 [23].	30
3.2	Montaggio dei componenti del K5 [23].	32
3.3	Segnali e schema di funzionamento della modalità respiro per respiro [23].	33
3.4	Segnali e schema di funzionamento della modalità camera di miscelamento [23].	33
3.5	Schermata home di OMNIA [24].	35
3.6	Dispositivo MonotemaSens	37
3.7	Schema MonotemaSens	38
3.8	GUI acquisizione ECG.	39
3.9	File .txt che contiene i primi campioni dell'ECG del soggetto 5 durante il test Ekblom-Bak.	40
4.1	Illustrazione dell'architettura del pacchetto NeuroKit2, nel caso dell'elaborazione di segnali ECG. [21]	45
4.2	Interpolazione HR- VO_2 del software OMNIA [24].	48

4.3	File excel per il calcolo di VO_2max [10].	49
5.1	ECG grezzo.	52
5.2	ECG dopo il filtraggio su Neurokit2 e l'identificazione dei picchi R.	53
5.3	Segnali VO_2 e VCO_2 grezzi e segnali VO_2 e VCO_2 dopo il filtraggio	53
5.4	ECG nella fase 1 del TMJ test.	55
5.5	ECG nella fase 2 del TMJ test.	56
5.6	Grafici del VO_2 e HR relativi al TMJ test.	56
6.1	ECG filtrato del soggetto 3 durante l'EB test.	65

Acronimi

VO₂max

Volume massimo di ossigeno

CPET

Test da sforzo cardiopolmonare

ECG

Elettrocardiogramma

HR

Frequenza cardiaca

RPE

Rate of Perceived Exertion

REE

Resting Energy Expenditure

6MWT

6 minutes walking test

BPM

Battiti per minuto

IIT

Istituto Italiano di Tecnologia

AV

Atrioventricolare

PA

Potenziale d'azione

SA

Nodo senoatriale

WCT

Terminale comune di Wilson

LV

Ventricolare sinistra

6MWT

6 minute walking test distance

GEE

Equazioni di stima generalizzate

GXT

Graded exercise test

BMI

Indice di massa corporea

EE

Energy expenditure

METs

Metabolic equivalents

 VO_2

Volume di ossigeno

TMJ

Submaximal treadmill jogging test

EB

Eklom-Bak

GUI

Interfaccia grafica

PPG

Fotopletismografia

$VO_{2max,MonotemaSens}$

VO_{2max} ottenuto con l'EB formula inserendo l'HR del MonotemaSens

$VO_{2max,OMNIA}$

VO_{2max} ottenuto con il software OMNIA

$VO_{2max,Garmin}$

VO_{2max} ottenuto con l'EB formula inserendo l'HR del Garmin

Capitolo 1

Introduzione

Il volume di ossigeno massimo (VO_2max) è un parametro importante per valutare l'efficienza del sistema cardiorespiratorio e la capacità aerobica di un individuo, ovvero la capacità di portare ossigeno ai muscoli durante un esercizio fisico intenso. Può essere espresso in termini assoluti (ml/min) oppure relativi se rapportato alla massa corporea (ml/Kg*min) [43]. Questo indicatore trova applicazione in ambito tecnico-sportivo ma anche clinico.

Livelli di VO_2max più alti sono infatti associati ad un minor rischio di malattie cardiovascolari. Diversi studi hanno evidenziato come possa costituire un indicatore prognostico di mortalità più sensibile rispetto a molti fattori di rischio tradizionali come il fumo, l'ipertensione e il diabete [35]. Inoltre può essere sfruttato per personalizzare il piano riabilitativo e successivamente per monitorarne i progressi. Nel lavoro di Grochulska et al. [15] il VO_2max è stato utilizzato come parametro di outcome per verificare l'efficacia della riabilitazione cardiaca in un campione di 126 pazienti reduci da infarto miocardico. La valutazione è stata effettuata mediante test da sforzo secondo il protocollo di Bruce, a tre e a sei mesi dall'evento acuto, evidenziando in entrambi i momenti un incremento significativo dei valori rispetto all'inizio del ricovero. In questo contesto, il VO_2max si è confermato un indicatore oggettivo della capacità funzionale, consentendo di quantificare i miglioramenti ottenuti con la riabilitazione sia nel breve che nel medio termine.

Nello sport, oltre a valutare la condizione fisica degli atleti, è uno strumento per monitorare i risultati degli allenamenti e modulare l'intensità degli esercizi in base al livello di allenamento del soggetto. Questo evita anche che gli atleti si infortunino a causa di un carico di lavoro eccessivo.

La misura diretta risulta quella più accurata e affidabile ma richiede attrezzature sofisticate, costose e protocolli impegnativi, che non sempre sono praticabili,

soprattutto per popolazioni non allenate o in contesti non clinici.

Negli ultimi anni, con la diffusione dei dispositivi commerciali indossabili di fitness tracker, è diventato comune trovare funzioni che stimano il VO_2max in modo automatico con costi più accessibili. [8]. Tali algoritmi utilizzano dati provenienti da accelerometri triassiali e sensori di fotopleletismografia (PPG). Gli accelerometri rilevano il movimento del polso e stimano il passo, il ritmo e il tipo di attività. Dal segnale PPG invece si misura la frequenza cardiaca. In questi casi, la stima del VO_2max risulta più accurata inserendo fattori come età, peso, altezza [17]. Tuttavia, la letteratura mostra che le stime fornite da questi dispositivi possono presentare errori non trascurabili. Lo studio condotto da Caserman et al. [8] ha mostrato come l'Apple Watch Series 7 tenda a sottostimare il valore di VO_2max rispetto a quello ottenuto da misurazioni dirette mediante test incrementali. Questa sottostima era ancora più evidente nei partecipanti con un elevato livello di fitness.

Un'altra alternativa alla misurazione diretta sono i test submassimali, che permettono di stimare il VO_2max in modo indiretto e meno invasivo, basandosi su misure come frequenza cardiaca, potenza o velocità a livelli di impegno inferiori al massimo. Questi test sono utili perché offrono un compromesso tra precisione, costo e sicurezza [40].

L'obiettivo di questa tesi è validare un test submassimale per la stima del VO_2max utilizzando i valori di frequenza cardiaca estrapolati dai tracciati ECG del dispositivo MonotemaSens. Questa misura è stata poi confrontata con il valore di VO_2max ottenuto dal metabolometro indossabile K5 della Cosmed.

Capitolo 2

Approfondimenti teorici

2.1 Fisiologia del sistema cardiovascolare

2.1.1 Anatomia del cuore

Il cuore è l'organo deputato a pompare il sangue attraverso i vasi sanguigni verso gli organi e tessuti. E' un muscolo situato all'interno della cavità toracica, immediatamente al di sopra del diaframma che separa questa regione da quella addominale. Il cuore è costituito da quattro camere, ovvero atri e ventricoli. Le camere superiori, gli atri, accolgono il sangue proveniente dai vasi venosi, mentre le due inferiori, i ventricoli, ricevono il sangue degli atri e contraendosi generano la pressione necessaria a spingere il sangue nelle grandi arterie. E' caratterizzato essenzialmente da tre strati, a partire dall'esterno verso l'interno si trovano rispettivamente l'epicardio, formato da tessuto connettivo, il miocardio, costituito da tessuto muscolare cardiaco e infine l'endocardio, uno strato di cellule epiteliali. Durante le fasi del ciclo cardiaco in cui atri e ventricoli alternano momenti di contrazione e rilassamento è indispensabile che il flusso sia unidirezionale. Infatti spinto dal gradiente pressorio il sangue si deve spostare dagli atri ai ventricoli e dai ventricoli ai vasi a valle. La giusta circolazione del sangue nelle camere cardiache viene garantita dalla presenza di quattro valvole che impediscono flusso retrogrado. Le valvole atrioventricolari (AV), la valvola mitralica (o bicuspidale) e la valvola tricuspide, sono poste tra atri e ventricoli mentre le valvole semilunari, la valvola aortica e la valvola polmonare, separano i ventricoli dalle arterie a valle. L'apertura e chiusura delle valvole è regolata dalla differenza di pressione a monte e valle delle stesse che varia durante il ciclo cardiaco [12].

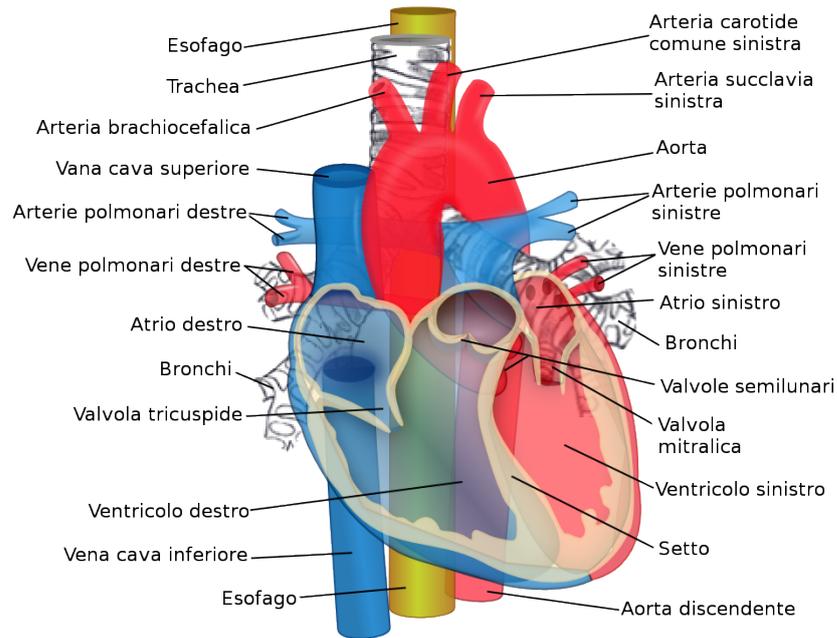


Figura 2.1: Anatomia del cuore [46].

2.1.2 Ciclo cardiaco

L'insieme di eventi che si susseguono a partire da un battito cardiaco al successivo definiscono il ciclo cardiaco. Questo consta di due fasi principali: la diastole che corrisponde al rilassamento e la sistole, ovvero l'evento della contrazione. Durante i battiti, il liquido pericardico contenuto nel pericardio, sacco membranoso che avvolge il muscolo cardiaco, svolge un'azione di lubrificante per il cuore. All'inizio della diastole il cuore è rilassato consentendo l'ingresso del sangue. Durante questa fase le valvole semilunari sono chiuse perchè la pressione nei ventricoli è inferiore rispetto ai vasi a valle. Segue la fase di sistole atriale in cui gli atri destro e sinistro di contraggono spingendo il sangue nelle camere inferiori che risultano ancora rilassate. Il ciclo si conclude con la sistole ventricolare: le valvole AV si chiudono per impedire il flusso retrogrado e il gradiente pressorio aumenta fino a permettere l'apertura delle valvole semilunari. La contrazione dei ventricoli consente così il flusso di sangue dalle camere inferiori verso l'aorta e l'arteria polmonare. Una parte della sistole ventricolare si sovrappone alla diastole atriale durante la quale gli atri sono rilassati e ricevono sangue. Il ciclo cardiaco ha una durata media di 0.8 secondi [12].

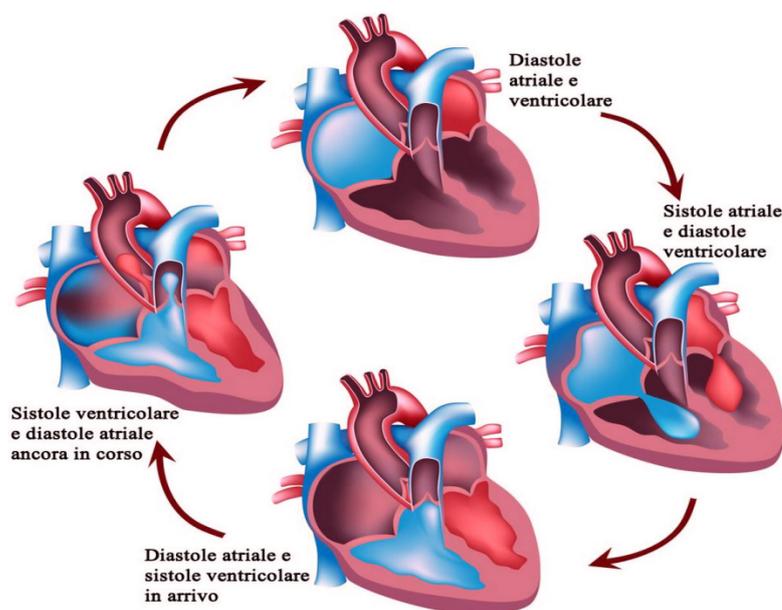


Figura 2.2: Ciclo cardiaco [26].

2.1.3 Attività elettrica del cuore

Un complesso sistema di conduzione elettrica mostrato nella Figura 2.3 coordina le contrazioni delle camere cardiache, garantendo che il cuore, battendo in modo ritmico, assicuri una corretta perfusione del sangue nell'organismo. Queste contrazioni, a differenza di come avviene nei muscoli scheletrici, non sono controllate dal sistema nervoso autonomo ma hanno origine nel cuore stesso. Questo è possibile grazie alla presenza delle cellule autoritmiche che si dividono in due tipologie: le cellule pacemaker e le fibre di conduzione. Le cellule pacemaker sono responsabili della generazione dei potenziali d'azione (PA) e della stabilizzazione del ritmo cardiaco, mentre nelle fibre di conduzione si propagano i potenziali d'azione generati dalle cellule pacemaker in tutto il miocardio. Le cellule autoritmiche pertanto non hanno capacità contrattile. Questa funzione infatti viene svolta dalle cellule contrattili. Le cellule pacemaker sono concentrate in due aree del miocardio: il nodo senoatriale (SA) è situato nella parete superiore dell'atrio destro, e il nodo atrioventricolare (AV) localizzato nel setto interatriale in prossimità della valvola tricuspide. La propagazione dei potenziali d'azione nel cuore ha origine del nodo SA. Da qui depolarizzano gli atri diffondendo nelle vie interatriali e contemporaneamente si diffondono verso il nodo AV grazie alle vie internodali. Quando l'impulso raggiunge il nodo AV, la conduzione rallenta producendo un ritardo di 0.1 secondi. Questo assicura che l'onda di depolarizzazione si propaga completamente negli atri prima

di raggiungere i ventricoli, consentendo agli atri di svuotare il sangue nei ventricoli prima che la sistole ventricolare cominci. Dal nodo AV il segnale si sposta lungo il fascio di His, costituito da fibre muscolari situate nel setto interventricolare. A sua volta dal fascio di His l'impulso si divide nei due rami del fascio che conducono il segnale nel ventricolo destro e sinistro. A questo punto i PA diffondono in senso ascendente grazie ad una fitta rete di ramificazioni chiamate fibre di Purkinje [12].

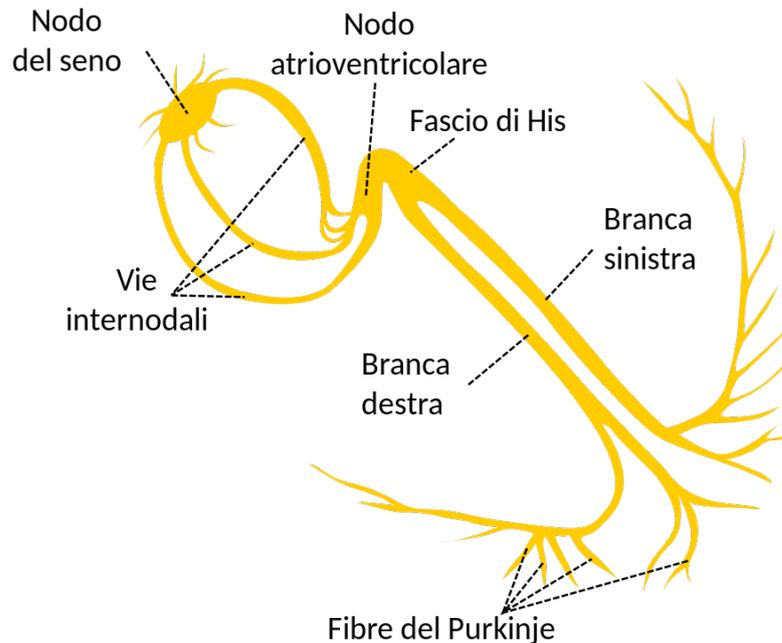


Figura 2.3: Schema di conduzione elettrica del cuore [46].

2.2 Elettrocardiogramma

L'elettrocardiogramma (ECG) registra l'attività elettrica del cuore. E' un metodo non invasivo in quanto vengono utilizzati degli elettrodi posti sulla cute in determinati punti per catturare i cambiamenti elettrici dovuti alla depolarizzazione e ripolarizzazione delle camere cardiache [2]. Il flusso di corrente elettrica che si diffonde nel muscolo cardiaco durante le diverse fasi che caratterizzano il ciclo cardiaco si presenta sul tracciato elettrocardiografico come una linea continua con deflessioni sia positive che negative [12]. Il segnale ECG ha una morfologia caratteristica dove si possono distinguere tre tipi di onde:

- onda P, espressione della depolarizzazione degli atri, si presenta come una

deflessione verso l'alto che ha una durata che va da 0.08 a 0.12 secondi e un'ampiezza di 0.25 mV;

- complesso QRS, rappresentativo della depolarizzazione ventricolare;
- onda T, deflessione positiva dovuta alla ripolarizzazione ventricolare che presenta un'ampiezza di 0.1-0.5 mV e durata 0.1-0.5 secondi [2].

A differenza di quella ventricolare, la ripolarizzazione atriale non ha nessun riscontro nel segnale ECG in quanto avviene nello stesso momento del complesso QRS. Il tracciato ECG ha una valenza diagnostica e viene utilizzato in clinica per verificare che non ci siano anomalie nell'attività elettrica del cuore. Considerando l'ECG come un grafico con due assi cartesiani, sull'asse orizzontale l'unità di misura è il tempo, espresso in secondi, mentre sull'asse verticale è la tensione, espressa in millivolt. Tradizionalmente, l'elettrocardiogramma viene riportato su carta millimetrata dove ogni piccolo quadrato corrisponde a 40 ms sull'asse delle ascisse e a 0.1 mV sull'asse delle ordinate [12]. Anche gli intervalli che intercorrono tra onde diverse hanno una valenza diagnostica e portano informazioni utili ad individuare eventuali patologie cardiache [2]. Si possono identificare i seguenti intervalli e segmenti:

- intervallo PQ o PR (durata di 0.12-0.21 s): è il tempo che intercorre tra l'onda P e il complesso QRS. Rappresenta il tempo che passa dalla depolarizzazione degli atri alla depolarizzazione dei ventricoli, ovvero quanto impiega l'impulso elettrico per viaggiare dal nodo SA al nodo AV.
- intervallo QT (durata di 0.30-0.43 s): è l'intervallo di tempo che va dall'inizio del complesso QRS e la fine dell'onda T. Corrisponde ad una stima della durata della contrazione ventricolare.
- segmento TQ (durata di 0.55-0.70 s): è l'intervallo di tempo che va dalla fine dell'onda T all'inizio del complesso QRS ed è una stima del rilasciamento ventricolare.
- intervallo RR (durata di 0.85-1 s): è il lasso di tempo che intercorre tra due picchi R consecutivi. Consente di misurare la frequenza cardiaca in battiti per minuto (bpm) come il rapporto tra 60 secondi e la durata in secondi dell'intervallo RR [12].

2.2.1 Derivazioni

Come è già stato detto in precedenza l'ECG viene acquisito ponendo sulla cute degli elettrodi. La differenza di potenziale che si può registrare tra due punti del corpo viene chiamata derivazione [12]. Un elettrocardiogramma completo "standard"

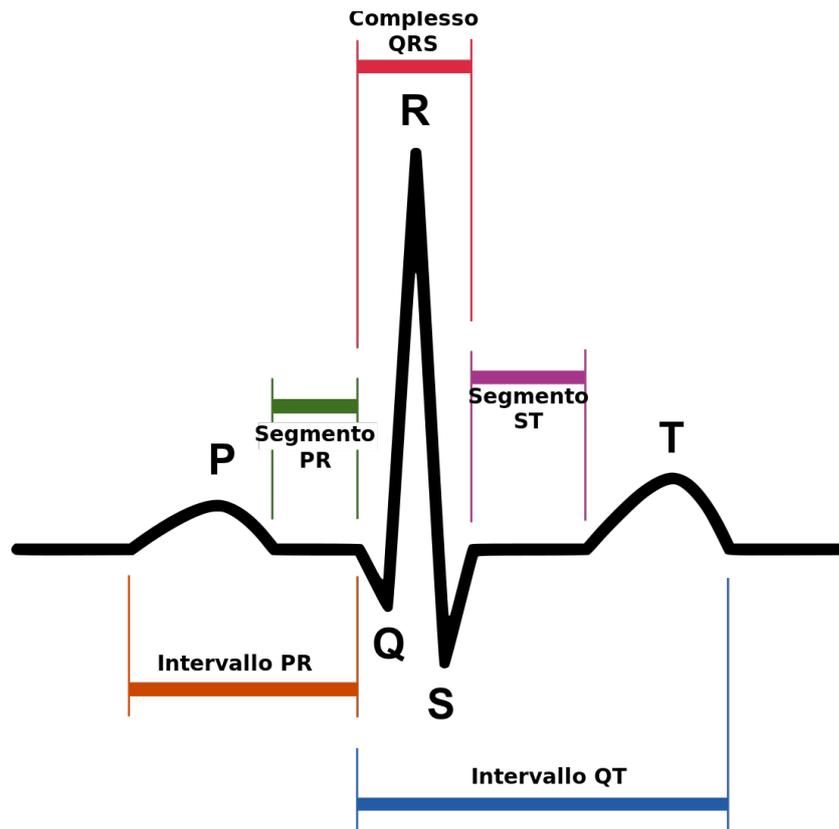


Figura 2.4: Onde ed intervalli di un tracciato elettrocardiografico [46].

comprende 12 derivazioni: 3 derivazioni bipolari degli arti (derivazioni I, II e III), 3 derivazioni unipolari degli arti aumentate (derivazioni aV_R , aV_L e aV_F), e 6 derivazioni unipolari precordiali (v_1 , v_2 , v_3 , v_4 , v_5 , v_6) [2].

Derivazioni bipolari

Le derivazioni bipolari si ottengono con tre coppie di elettrodi che vengono posizionate tradizionalmente ai polsi e alle caviglie [34]. In ciascuna coppia di elettrodi uno viene designato come positivo e l'altro come negativo. Pertanto il fatto che si osservi una deflessione del segnale verso l'alto o verso il basso dipende dalla direzione in cui si propaga l'onda di depolarizzazione. Se ad esempio l'impulso viaggia verso l'elettrodo negativo allora si rileverà una deflessione negativa nel tracciato [12]. La derivazione I registra la differenza di potenziale tra gli elettrodi posti sul braccio sinistro e sul braccio destro (LA-RA). La derivazione II è definita come la differenza tra il potenziale della gamba sinistra e quello del braccio destro (LL-RA). Infine la derivazione III è la differenza tra la gamba sinistra e il braccio

sinistro (LL-LA). Le tre derivazioni, se rappresentate graficamente, delimitano un triangolo noto come triangolo di Einthoven (Figura 2.5), al cui centro viene idealmente collocato il cuore [34].

Derivazioni unipolari

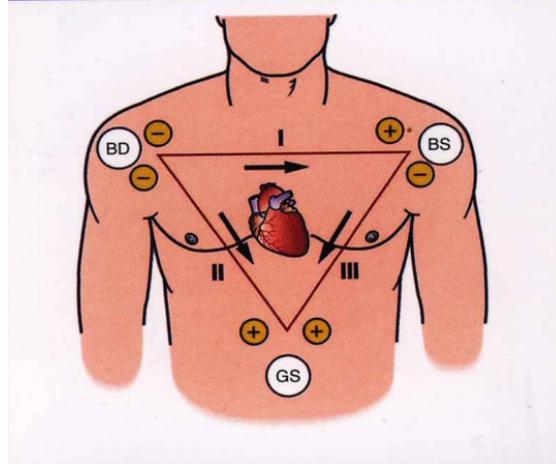


Figura 2.5: Triangolo di Einthoven [41].

Per le derivazioni unipolari viene creato un nodo centrale, detto di Wilson, dato da $WCT = (LL + RA + LA)/3$ che viene utilizzato come potenziale di riferimento ed è circa nullo rispetto al potenziale elettrico del cuore. Le derivazioni unipolari si ottengono come differenza tra il potenziale rilevato dagli elettrodi positivi posti sul polso sinistro (LA), polso destro (RA) e caviglia sinistra (LL) e il potenziale del nodo WCT. Il problema di queste derivazioni, chiamate V_R , V_L e V_F , è che hanno un'ampiezza ridotta. Per questo motivo Goldberger produsse le derivazioni aumentate aV_R , aV_L e aV_F che hanno un'ampiezza maggiore del 50% rispetto a V_R , V_L e V_F .

Derivazioni unipolari degli arti aV_R

$$V_L = LA - WCT$$

$$V_F = LL - WCT$$

Derivazioni unipolari aumentate di Goldberg in formule:

$$aV_R = RA - \frac{LA + LL}{2}$$

$$aV_L = LA - \frac{RA + LL}{2}$$

$$aV_F = LL - \frac{RA + LA}{2}$$

[33].

Derivazioni precordiali

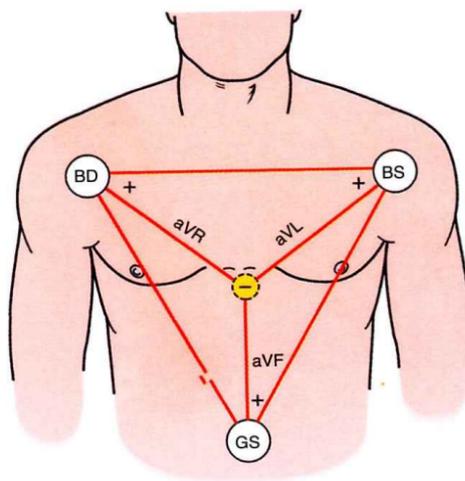


Figura 2.6: Derivazioni degli arti unipolari aumentate [41].

Le derivazioni precordiali o toraciche si ottengono posizionando 6 elettrodi in punti diversi del torace come segue:

v1: elettrodo nel 4° spazio intercostale parasternale destro

v2: elettrodo nel 4° spazio intercostale parasternale sinistro

v3: elettrodo in posizione intermedia tra v2 e v4

v4: elettrodo nel 5° spazio intercostale sinistro, sull'emiclaveare anteriore

v5: elettrodo sulla linea di v4 sull'ascellare anteriore

v6: elettrodo sulla linea di v4 sull'ascellare media.

Le 6 derivazioni precordiali standard sono basate sulle differenze di potenziale tra

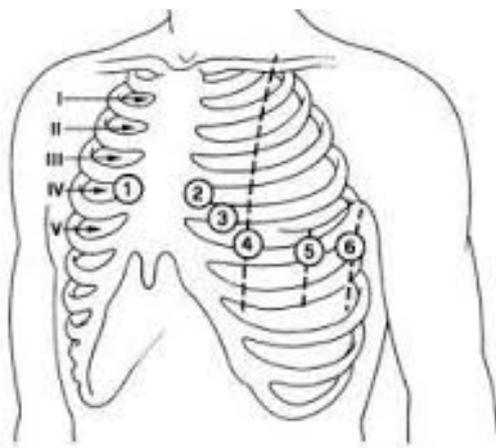


Figura 2.7: Configurazione elettrodica per le derivazioni precordiali [16].

un elettrodo di esplorazione posto sulla parete toracica e il WCT originale. In altre parole, ogni derivazione precordiale, indicata come v_i , rappresenta la differenza di potenziale data da:

$$v_i - WCT$$

[33]. In questo modo, con 10 elettrodi, 6 posizionati sul torace e 4 sugli arti, siamo in grado di ottenere un ECG standard a 12 derivazioni: 6 derivazioni degli arti, che comprendono le derivazioni bipolari e unipolari, e 6 derivazioni precordiali.

2.2.2 Configurazioni elettrodiche alternative per l'ECG

In questi ultimi paragrafi sono state presentate le configurazioni elettrodiche classiche per l'acquisizione dell'ECG che prevedono di posizionare gli elettrodi nella parte distale degli arti (polsi e caviglie). Questa configurazione garantisce l'acquisizione di un tracciato stabile ma risulta problematica in situazioni in cui il soggetto deve muoversi. Ad esempio in questo progetto di tesi è stato richiesto ai partecipanti di eseguire un test su cyclette. L'applicazione degli elettrodi a polsi e caviglie avrebbe infatti ostacolato il movimento degli arti inferiori a causa dei cavi collegati al dispositivo bipolare MonotemaSens, oltre a favorire rumore e artefatti. Pertanto, questa sezione è dedicata ad approfondire quali sono le alternative esistenti in letteratura riguardo il posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione dell'ECG.

Takuma et al.[39] hanno condotto uno studio su 30 pazienti in cui sono stati confrontati i tracciati ECG acquisiti nella configurazione standard con gli elettrodi periferici e in nuova configurazione in cui gli elettrodi sono stati spostati dalla parte distale degli arti alle spine iliache antero superiori e nelle regioni acromiali

anteriore come si vede in Figura 2.8. La modifica nella configurazione elettrodica ha consentito una semplificazione nell'acquisizione dell'ECG in caso di emergenza, che era l'obiettivo dello studio, e migliorato l'artefatto da movimento. Tuttavia, il tracciato del nuovo sistema presentava delle alterazioni: un aumento dell'ampiezza dell'onda R nelle derivazioni II, III e aV_F e una riduzione nelle derivazioni I e aV_L . I risultati dello studio hanno mostrato che, nel 99,6% delle forme d'onda acquisite, le differenze di ampiezza rispetto al sistema standard si mantenevano entro il limite del 5%. Tale valore rientra nei criteri stabiliti dalla Commissione Elettrotecnica Internazionale, secondo cui l'errore di sensibilità accettabile per una registrazione elettrocardiografica deve essere inferiore al 5%. Sulla base di queste evidenze, si può concludere che le discrepanze riscontrate non costituiscono un ostacolo significativo alla corretta valutazione clinica del paziente in contesti di emergenza. Ciononostante, a causa dell'alterazione dell'ampiezza dei complessi QRS gli autori non raccomandano questa configurazione per acquisizioni di routine dell'ECG.

Jowett et al.[18] hanno utilizzato lo stesso sistema elettrodico di Takuma et

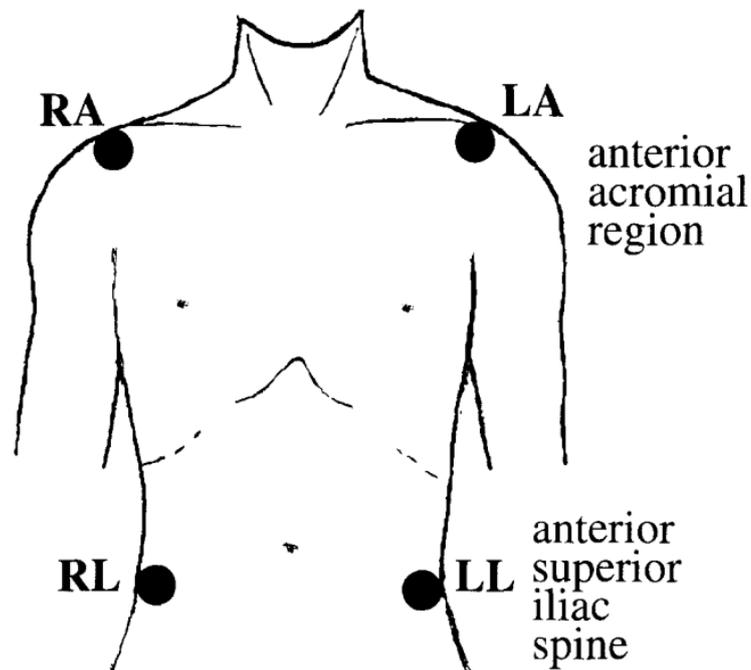


Figura 2.8: Sistema elettrodico alternativo di Takuma et al. alla configurazione standard [39].

al.[39] ma su un campione più ampio di 100 pazienti. Sebbene anche in questo l'artefatto da movimento risulta attenuato, i tracciati acquisiti con il sistema non convenzionale hanno riportato delle anomalie: uno spostamento dell'asse frontale del complesso QRS in verticale ed orizzontale e una variazione dell'ampiezza delle onde. Questo risultava ancora più evidente in pazienti che presentavano già deviazione assiale destra. Inoltre, 5 infarti inferiori su 6 non furono rilevati, insieme a un falso positivo di infarto laterale e 8 falsi positivi di infarto inferiore. Avendo un'influenza sull'interpretazione diagnostica dell'ECG, questa nuova disposizione non può essere usata in ambito clinico.

Wilson, discutendo il posizionamento degli elettrodi degli arti sul torace, osservò che *"i principi del triangolo equilatero non dovrebbero essere applicati a sistemi di derivazioni toraciche"*. Egli sottolineò inoltre che, poiché tutti i punti localizzati lungo il braccio presentano lo stesso potenziale elettrico, non vi è differenza sostanziale tra un elettrodo posto sul polso, sull'avambraccio o sulla parte prossimale del braccio, in quanto l'arto agisce principalmente come un'estensione del filo ad esso collegato. Sulla base di queste considerazioni, Khan et al. [19] individuarono la causa delle alterazioni riscontrate nelle registrazioni ECG negli studi di Takuma et al.[39] e Jowett et al.[18]. Da tali osservazioni è stata quindi proposta una nuova configurazione elettrodica (illustrata nella Figura 2.9), in cui gli elettrodi previsti a livello delle spalle secondo la configurazione di Takuma et al. vengono spostati a metà del muscolo bicipite. Con questa disposizione, le forme d'onda risultano sovrapponibili a quelle di un ECG standard a 12 derivazioni.

2.3 Anatomia dell'apparato respiratorio

Il compito principale del sistema respiratorio è la respirazione, ovvero il processo di scambio dei gas tra l'organismo e l'ambiente. In particolare, la respirazione interna si svolge a livello cellulare, dove l'ossigeno viene utilizzato nei mitocondri per produrre molecole di ATP attraverso il processo metabolico della fosforilazione ossidativa. In questo meccanismo il sangue svolge un ruolo fondamentale perché porta l'ossigeno ai tessuti, e quindi alle cellule dove avviene la fosforilazione, rimuovendo le sostanze di scarto come l'anidride carbonica. Nella respirazione esterna, invece, entra in gioco l'apparato cardiorespiratorio, poiché essa comprende gli scambi gassosi tra l'atmosfera e i tessuti corporei. In particolare, i processi che fanno parte della respirazione esterna sono quattro: la ventilazione polmonare, ovvero i meccanismi di inspirazione ed espirazione dell'aria, la diffusione di O_2 e CO_2 tra cavità aeree polmonari e il sangue, trasporto di O_2 e CO_2 nel sangue e, infine, la diffusione di O_2 e CO_2 tra il sangue e i tessuti.

Gli organi principali deputati alla respirazione sono i polmoni, situati nella cavità

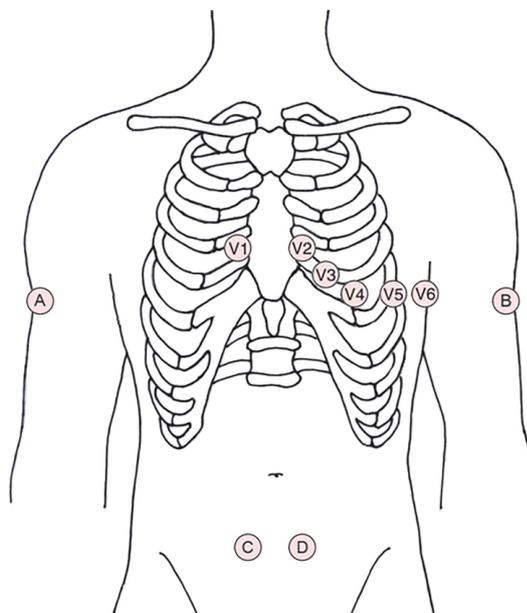


Figura 2.9: Disposizione elettrodica proposta da Khan et al. [19].

toracica. Il processo della respirazione ha inizio nelle vie aeree superiori che indicano i condotti attraverso i quali passa l'aria a livello della testa e del collo. Una volta entrata nella cavità nasale, l'aria attraversa la faringe, un condotto dove passa anche il cibo. A valle della faringe le vie per l'aria e per il cibo si separano e, mentre i gas entrano nella laringe che corrisponde alla prima parte del tratto respiratorio, il cibo prosegue lungo l'esofago. La parte superiore del tratto respiratorio è chiamata zona di conduzione e consente il trasferimento dell'aria dalla laringe alla trachea, la quale conduce ai polmoni. Nei polmoni l'aria passa attraverso una zona di transizione in cui si trovano bronchi e ramificazioni sempre più strette che prendono il nome di bronchioli. La seconda parte detta zona respiratoria comprende i bronchioli respiratori, i dotti alveolari e i sacchi alveolari, in corrispondenza della quale si ha lo scambio tra i gas presenti negli alveoli ed il sangue contenuto nei capillari che li circondano.

I muscoli coinvolti nella meccanica respiratoria si possono suddividere in muscoli inspiratori, intercostali esterni e diaframma, e muscoli espiratori, intercostali interni e addominali. L'inspirazione è un processo attivo che ha inizio con la contrazione dei muscoli inspiratori, causando l'espansione della gabbia toracica e permettendo così ai polmoni di dilatarsi. L'espirazione tranquilla, invece, non richiede sforzo: avviene passivamente quando questi muscoli si rilasciano, consentendo a torace e polmoni di tornare alla loro posizione di riposo. Diverso è il caso dell'espirazione attiva, che si verifica quando entra in gioco la contrazione dei muscoli espiratori, mentre quelli

inspiratori rimangono rilassati [12]. Dopo aver visto come funziona la respirazione a livello meccanico — con l'alternanza di inspirazione ed espirazione che consente lo scambio di aria nei polmoni — è importante considerare quanto efficacemente questo processo riesca a garantire ossigeno ai tessuti, soprattutto durante l'attività fisica. A questo proposito entra in gioco il VO_2max , che rappresenta la massima quantità di ossigeno che l'organismo è in grado di utilizzare durante un esercizio intenso: un parametro fondamentale per valutare la capacità aerobica e l'efficienza dell'apparato respiratorio in sinergia con quello cardiovascolare e muscolare.

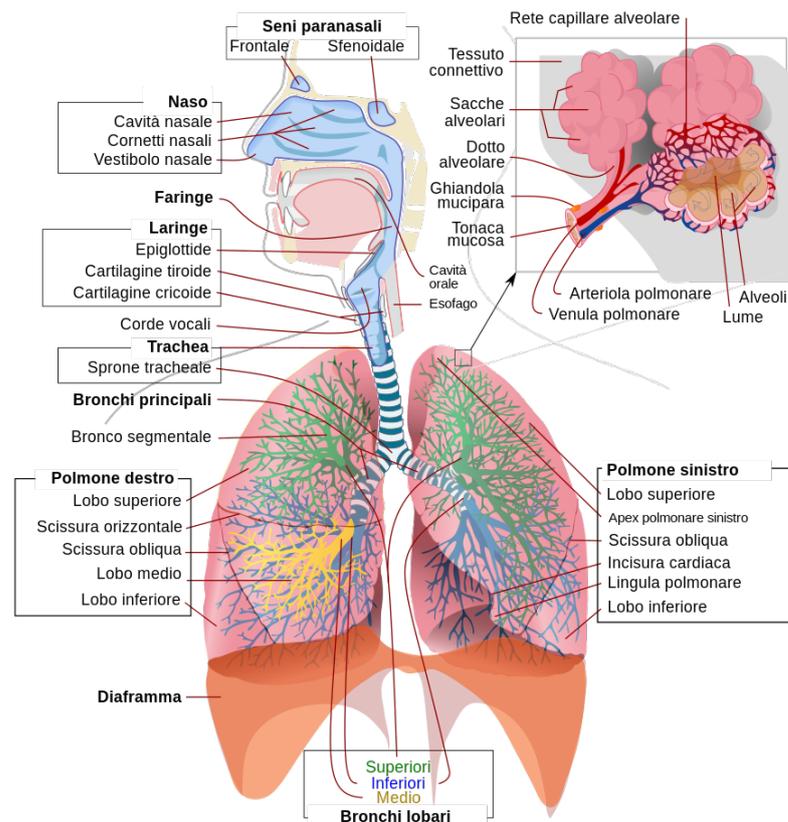


Figura 2.10: Anatomia dell'apparato respiratorio [45].

2.4 VO_2max : definizione e generalità

Il volume di ossigeno massimo (VO_2max) è considerato, nell'ambito sportivo e clinico, il miglior indicatore della capacità cardiorespiratoria e della forma fisica aerobica di un soggetto. Equivale al massimo consumo di ossigeno raggiunto

durante un esercizio dinamico che coinvolge gran parte della massa muscolare. A rigore viene definito come l'apporto di ossigeno che rimane invariato all'aumentare del carico di lavoro. Quindi in un test incrementale ad un certo punto dell'esercizio verrà raggiunto un plateau che rimane stabile nonostante venga incrementato il carico di lavoro [11].

2.4.1 Fattori che influenzano il VO_2max

I fattori che influenzano il VO_2max si possono dividere in centrali, legati al trasporto di ossigeno nel sangue, e periferici, legati al consumo di ossigeno da parte dei muscoli [3].

Fattori centrali

- Diffusione polmonare. In atleti molto allenati, durante esercizio fisico intenso, si può verificare un fenomeno noto come desaturazione arteriosa per cui in sangue non riesce a caricarsi di ossigeno a sufficienza. Questo perché, avendo una gittata cardiaca massima più elevata rispetto a soggetti normali, il tempo di transito dei globuli rossi nei capillari polmonari può essere insufficiente affinché a questi si leghi tutto l'ossigeno disponibile. Il sangue desaturato quindi limita la quantità di ossigeno che il corpo può utilizzare.
- Gittata cardiaca massima. La capacità del cuore di pompare sangue è considerato il fattore che ha l'influenza maggiore sul VO_2max . Si stima che la gittata cardiaca massima arrivi a limitare il VO_2max fino al 70-85%. Studi mostrano che un aumento del VO_2max indotto dall'allenamento è dovuto principalmente da un aumento della gittata cardiaca massima.
- Capacità di trasporto di ossigeno nel sangue. La quantità di emoglobina nel sangue determina la capacità di trasporto di O_2 ai muscoli. In ambito sportivo vengono utilizzate tecniche come il blood doping per aumentare in maniera artificiale il volume di globuli rossi nel sangue con conseguente miglioramento del VO_2max fino al 4-9% e delle prestazioni fisiche.

Fattori periferici

- Diffusione periferica. Per aumentare il consumo di O_2 non è sufficiente incrementare il contenuto di ossigeno nel sangue. Questo perché l'ossigeno deve attraversare la membrana dei globuli rossi per poter passare dal plasma alla fibra muscolare dove sono contenuti i mitocondri che, attraverso la catena di trasporto degli elettroni, consumano O_2 . Esperimenti su muscolo isolato hanno infatti dimostrato che un aumento del flusso di sangue non comportava anche un aumento del consumo di O_2 . Anche se nel sangue è contenuto tanto

O_2 , non è detto che questo riesca ad attraversare i vari strati per giungere ai mitocondri. E' necessario un gradiente pressorio che consenta all'ossigeno di diffondere adeguatamente verso la cellula muscolare. Questi studi hanno portato alla conclusione che il VO_2max è una proprietà distribuita che dipende dall'interazione tra il trasporto di O_2 e il consumo mitocondriale di O_2 .

- Mitocondri ed attività enzimatica. Essendo i mitocondri i siti in cui viene consumato l' O_2 si potrebbe pensare che questi siano un fattore limitante per il VO_2max . Tuttavia studi hanno dimostrato che aumentando di un fattore di 2.2 gli enzimi mitocondriali si verifica solo un modesto aumento del VO_2max (20-40%).
- Densità capillare. Un aumento della densità capillare indotto dall'allenamento comporta un prolungamento del tempo di transito dei globuli rossi, favorendo così la fornitura di ossigeno e mantenendo l'estrazione di O_2 anche ad elevate velocità del flusso sanguigno [3].

A questi si aggiungono altri fattori come età, sesso, livello di allenamento ed eventuali patologie cardiovascolari [11].

- Età. I valori massimi di VO_2max si registrano nell'età compresa tra 15 e 30 anni e tendono a diminuire progressivamente con l'avanzare dell'età come si vede dal grafico 2.11.
- Sesso. Gli uomini generalmente hanno un VO_2max superiore rispetto alle donne dovuto ad una maggiore massa muscolare, volume di sangue, livello di emoglobina e gittata sistolica.
- Livello di allenamento. L'attività fisica ha effetti benefici sul valore di VO_2max . Soggetti allenati avranno un valore di VO_2max superiore rispetto a persone che conducono una vita sedentaria.
- Patologie cardiovascolari. Condizioni come disfunzione ventricolare sinistra (LV), aritmie cardiache o ipertensione possono avere degli effetti negativi sul VO_2max [11].
- indice di massa corporea (BMI): un indice di massa corporea maggiore è associato con un valore minore di VO_2max [43].

2.5 Misura del VO_2max

Per ricavare il VO_2max si possono seguire due approcci: una misurazione diretta mediante l'analisi dei gas respiratori oppure può essere stimato mediante metodi diretti [1].

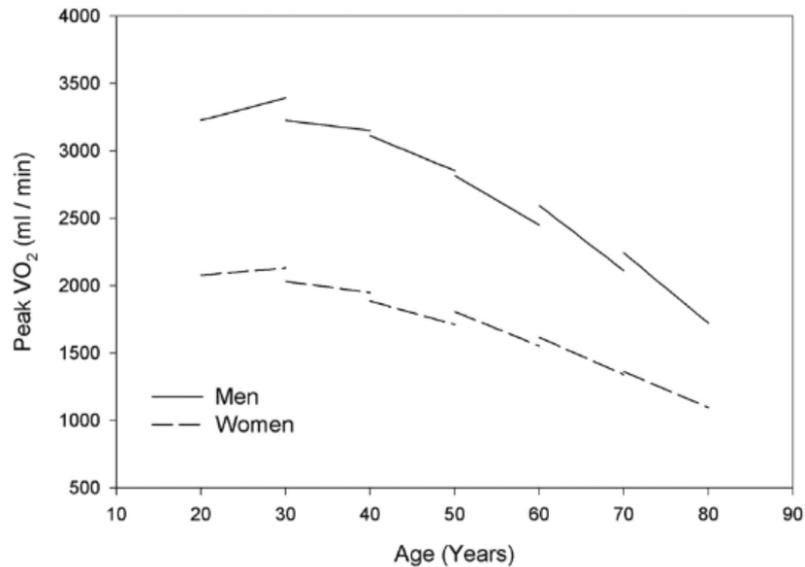


Figura 2.11: Decadimento del VO_2peak negli uomini e nelle donne attraverso gli anni [11].

2.5.1 Misura diretta

La misurazione diretta del VO_2max è il gold standard per poter ricavare questo indicatore [25]. La valutazione con i metodi diretti richiede l'analisi dei gas espirati tramite l'utilizzo di un metabolimetro come il Cosmed K5. Il metabolimetro portatile è costituito da una maschera che il soggetto indossa mentre esegue un test incrementale o test da sforzo, in cui viene progressivamente aumentato il carico di lavoro fino a quando non si raggiunge il punto in cui non è più in grado di sostenere lo sforzo. Durante l'esercizio si possono monitorare alcuni parametri come la frequenza cardiaca. Tra gli accessori del Cosmed K5 per esempio viene fornito il garmin che è una fascia toracica che restituisce il battito cardiaco. Esistono in letteratura tanti protocolli che consentono di misurare il VO_2max su treadmill o cicloergometro. Ogni protocollo si svolge in maniera simile: ad ogni fase, la cui durata va generalmente da 1 a 3 minuti, viene incrementata la velocità e/o inclinazione del treadmill oppure la resistenza se viene eseguito su cicloergometro. Tra i più conosciuti ci sono il protocollo di Bruce, Bruce modificato (Tabella 2.1) e Balke [1].

Nonostante quello diretto sia il metodo che restituisce la misura più accurata del VO_2max , questo approccio porta con sé diversi limiti [11] [40]. Il primo è il fatto che la prova da sforzo termina quando il soggetto non è più in grado

Fase	Durata (min)	Velocità (km/h)	Inclinazione (%)
Pre-rest	5	0	0
Ex-1	5	3	5
Ex-2	5	5	5
Ex-3	5	6.4	5
Ex-4	5	7.8	5
Ex-5	5	10.2	5
Ex-6	Fino all'esaurimento	11.6	5

Tabella 2.1: Protocollo di Bruce modificato con durata, velocità e pendenza per ciascuna fase [27].

di andare avanti. Questo implica che fattori psicologici hanno una grande influenza sul risultato del test: in pazienti non allenati e che non sono preparati a sostenere questi carichi di lavoro, la motivazione spesso è insufficiente e i soggetti interrompono il test a causa dell'affaticamento muscolare. Per questo motivo è necessario incoraggiarli, per portarli a raggiungere il reale consumo di ossigeno. Oltre alla mancanza di motivazione, il plateau può non essere raggiungibile a causa di patologie cardiovascolari, disfunzione LV, ischemia miocardica e patologie con sintomatologia simile. Anche il discomfort generale dovuto all'utilizzo di maschera che rende la respirazione più faticosa è uno dei motivi per cui non si riesce a portare a termine l'esercizio. Soggetti anziani o con problemi muscoloscheletrici non sono in grado di eseguire il test. Richiedendo un grande sforzo dal punto di vista fisico può risultare rischioso per soggetti affetti da patologie e non, rendendo necessaria la presenza di personale sanitario. Infine la misura di VO_2max è time consuming e richiede il metabolometro, indispensabile per il test, una strumentazione molto costosa che non tutti i laboratori hanno a disposizione. Per superare tutte queste limitazioni nascono i metodi indiretti.

2.5.2 Misura indiretta

Grazie alla semplicità, costi e tempi ridotti, sicurezza per i pazienti, i metodi indiretti per stimare VO_2max sono considerati dei validi sostituti alla misurazione diretta. I metodi indiretti possono essere test massimali oppure test submassimali che non portano il soggetto ad esaurimento muscolare. Per predire il valore di VO_2max vengono usati dei modelli matematici di regressione che prendono in considerazione parametri che variano in base al tipo di metodo indiretto utilizzato; tra i parametri più comunemente utilizzati ci sono: frequenza cardiaca misurata durante il test, velocità del treadmill o potenza del cicloergometro, caratteristiche antropometriche del soggetto (peso e altezza) e dati demografici (età e sesso). A differenza di quanto visto per il metodi diretti che utilizzano solo treadmill e

cicloergometro, gli approcci indiretti impiegano anche il cammino come modalità di esercizio (test di marcia) che risulta particolarmente adatto per soggetti in riabilitazione o con patologie cardiache. In letteratura ne vengono proposti diversi tra cui il 6 minute walking test, il rockport test e il 2 km walking test [40].

6 minute walking test (6MWT)

Il 6MWT consiste nel camminare per 6 minuti alla massima velocità possibile lungo un percorso rettilineo di 30 metri e ha come outcome la distanza totale percorsa durante i 6 minuti (6MWTD). Questo valore, insieme a sesso, età, peso, altezza, viene utilizzato nei modelli predittivi per ottenere il VO_2max . Sagat et al [36] hanno condotto uno studio su 233 soggetti sani di età compresa tra 60 e 80 anni, di cui il 54% di donne, in cui hanno usato le equazioni di stima generalizzate (GEE) per ottenere VO_2max come segue:

$$\begin{aligned} VO_2max \text{ (mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}) &= 59.44 - 3.83 \cdot \text{Sesso} - 0.56 \cdot \text{Età (anni)} \\ &\quad - 0.48 \cdot BMI \text{ (kg/m}^2) + 0.04 \cdot 6MWTD \text{ (m)} \end{aligned} \quad (2.1)$$

dove sesso = 1 per gli uomini e = 2 per le donne.

Il valore predetto dal 6MWT è stato poi confrontato con una misura diretta del VO_2max ottenuta dal Cosmed k4b2 eseguendo il protocollo di Bruce modificato. I risultati hanno mostrato che l'equazione riportata è in grado di coprire il 72.3% della varianza di VO_2max . A questo si aggiungono altri limiti come il fatto che nello studio sono stati coinvolti solo soggetti caucasici e non sono state raccolte variabili fisiologiche come la frequenza cardiaca o altre informazioni che potrebbero migliorare la precisione delle equazioni predittive.

In altri studi condotti da Burr et al [7] e Manttari et al [22] utilizzano nel modello predittivo il valore di HR a riposo oltre a 6MWTD, parametri demografici e antropometrici. Burr et al [7] hanno coinvolto nella loro ricerca 44 soggetti di età compresa tra 25 e 59 anni e il 6MWT è stato usato per predire il valore di VO_2max secondo l'equazione:

$$\begin{aligned} VO_2max \text{ (mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}) &= 70.161 + 0.023 \cdot 6MWTD \text{ (m)} \\ &\quad - 0.276 \cdot \text{massa (kg)} - 6.79 \cdot \text{Sesso} \\ &\quad - 0.193 \cdot HR_{\text{ripos}} \text{ (bpm)} - 0.191 \cdot \text{Età (anni)} \end{aligned} \quad (2.2)$$

dove sesso = 0 per gli uomini e = 1 per le donne.

Il valore di VO_2max poi è stato confrontato con una misura diretta ottenuta dal protocollo di Bruce modificato. Il limite di questo studio sta nel fatto che è stato

considerato un campione ridotto comprendente un'ampia fascia d'età. Dai risultati è emerso che il valore predetto copre il 72.4% della varianza della misura diretta ma non sono fornite informazioni circa l'accuratezza di questa stima.

Lo studio di Manttari et al condotto nel 2018 [22] aveva lo scopo di sviluppare un modello che fosse in grado di predire VO_{2max} sulla base dei risultati ottenuti dal 6MWT. Lo studio è stato diviso in tre fasi. Nella prima è stato sviluppato il modello predittivo su un campione di 12 uomini e 19 donne di età compresa tra 22 e 69 anni. Questi soggetti sono stati sottoposti al 6MWT e graded exercise test (GXT) durante i quali hanno indossato un metabolimetro per misurare VO_2 in modalità respiro per respiro e un dispositivo per il monitoraggio del HR. I risultati dell'analisi della regressione lineare hanno evidenziato che le variabili migliori per predire VO_{2max} sulla base di questo test sono la distanza percorsa durante il 6MWT, l'età, la massa corporea e la lunghezza del rettilineo (15 o 30 m). In questo caso il valore predetto copre 85% della varianza del valore misurato per gli uomini e il 90% per le donne. La seconda e terza fase invece consistevano nella validazione dei modelli predittivi sviluppati. L'aspetto interessante è che la variabile HR è risultata statisticamente significativa per gli uomini ma non per le donne. Questo è il motivo per il quale lo studio è stato scartato.

Per gli uomini

$$\begin{aligned} VO_{2max} \text{ (mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}\text{)} &= 110.546 + 0.063 \cdot 6MWD \text{ (m)} \\ &\quad - 0.250 \cdot \text{Età (anni)} - 0.486 \cdot BMI \text{ (kg} \cdot \text{m}^{-2}\text{)} \\ &\quad - 0.420 \cdot \text{Altezza (cm)} - 0.109 \cdot HR \text{ (bpm)} \end{aligned} \quad (2.3)$$

Per le donne

$$\begin{aligned} VO_{2max} \text{ (mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}\text{)} &= 22.506 - 0.271 \cdot \text{Massa (kg)} \\ &\quad + 0.051 \cdot 6MWD \text{ (m)} - 0.065 \cdot \text{Età (anni)} \end{aligned} \quad (2.4)$$

Heart rate method ratio

Il principio di Fick suggerisce che il fattore di proporzionalità tra VO_{2max} massa specifico e il rapporto HR_{max}/HR_{rest} è 15. Sulla base di questa nozione Uth et al [42] hanno portato avanti uno studio in cui: hanno ricavato il fattore di conversione tra VO_{2max} massa specifico e HR_{max}/HR_{rest} , confrontato i valori di VO_{2max} misurati in maniera diretta con un metabolimetro e quelli stimati a partire da HR_{max}/HR_{rest} , valutato se usando una formula per il calcolo indiretto di HR_{max} , piuttosto che una misura diretta, causava una diminuzione

dell'accuratezza nella predizione di VO_2max . Nello studio sono stati coinvolti 46 uomini ben allenati con età media 29 anni. Il protocollo su treadmill prevede 10 min di riscaldamento ad una velocità tale da raggiungere un HR di 140 bpm, dopodichè durante il test la velocità e/o l'inclinazione del treadmill aumentava rispettivamente di 1 km/h e 2% ogni minuto fino a quando il soggetto non era esausto. La durata del test era di 5-10 min circa. HR_{rest} è stato misurato il giorno successivo al test come segue: l'HR con il soggetto in posizione supina è stato misurato per 5 min e HR_{rest} è stato trovato come il valore più piccolo tra le medie eseguite su ogni minuto. HR_{max} invece è stato trovato come il valore massimo tra le medie eseguite su 5 secondi durante il test sul treadmill. VO_2max è stato trovato come il valore più alto misurato ogni 30 secondi. Un test veniva considerato massimale quando venivano soddisfatti almeno tre dei seguenti quattro criteri: a) Un plateau nel VO_2 nonostante l'aumento della velocità o dell'inclinazione del treadmill (aumento <150 ml/min), b) Valore $R \geq 1.15$ (rapporto tra produzione di CO_2 e consumo di O_2), c) Equivalente ventilatorio per l'ossigeno >30 (indicatore dello sforzo respiratorio), d) HR finale entro 10 bpm dalla frequenza cardiaca massima teorica prevista per l'età secondo la formula di Tanaka et al. Per predire HR_{max} invece è stata usata la formula di Tanaka et al $HR_{max}=208-0.7*Età$.

Nel sottogruppo di n=10 è stato trovato un fattore di proporzionalità tra VO_2max e il rapporto HR_{max}/HR_{rest} pari a 15.26 ml/(min*kg), molto simile al valore teorico di 15. Questo valore teorico di 15 in n=36 è stato utilizzato per stimare VO_2max a partire da HR_{max}/HR_{rest} . Dal confronto con i metodi indiretti di Astrand-Ryhming, Kline et al. e Andersen la stima fatta con l'heart method ratio è risultata essere più accurata. Il limite di questo studio è dovuto al fatto che è stato eseguito su un campione omogeneo in termini di età, sesso e livello di allenamento. Infatti il fattore di proporzionalità tra il VO_2max specifico per massa corporea e il rapporto HR_{max}/HR_{rest} può variare tra diversi gruppi di individui, poiché sia il VO_2 a riposo specifico per massa, sia i rapporti massimo/riposo del volume di eiezione e della differenza artero-venosa di ossigeno ($CaO_2 - CvO_2$) possono essere influenzati da fattori come età, sesso e livello di allenamento. Pertanto, prima che il principio del metodo del rapporto della frequenza cardiaca venga esteso a gruppi diversi da uomini ben allenati, è necessario stabilire sperimentalmente dei validi fattori di proporzionalità [42].

A dimostrazione di questo il metodo del rapporto è stato validato su un campione di uomini di età media ed è stato trovato un fattore di proporzionalità pari a 12 [44]. Per concludere, i valori di VO_2max massa specifici predetti erano meno accurati se veniva utilizzato HR_{max} calcolato tramite la formula riportata sopra piuttosto che quello misurato direttamente. Questo tuttavia consente che il metodo venga applicato senza la necessità di eseguire un test graduale che porti all'esaurimento del soggetto.

HRindex Method

Nel 2011 Wicks et al hanno sviluppato un metodo per stimare volume di ossigeno senza che fosse necessario eseguire un test di laboratorio per determinare la relazione esistente tra HR/VO_2 in soggetti non allenati. Questo metodo è basato sull'osservazione che esiste una relazione lineare tra $HRindex$ (calcolato come il rapporto tra HR attuale e HR a riposo) e VO_2 espresso in equivalenti metabolici (METs):

$$VO_2 (L \cdot \text{min}^{-1}) = (6 \cdot HR_{\text{index}} - 5) \cdot (3.5 \cdot \text{BMI}(\text{kg})) \quad (2.5)$$

Sulla base di questo studio Colosio et al [9] hanno portato avanti una ricerca su giocatori rugby che aveva i seguenti obiettivi: vedere se esiste una relazione lineare tra $HRindex$ e VO_{2METs} in giocatori di rugby, stimare EE (energy expenditure) e VO_2 durante un test incrementale su treadmill a partire da $HRindex$, stimare il parametro VO_{2max} dei giocatori a partire da $HRindex$. I partecipanti di questo studio erano giocatori di rugby con età media 24 anni. Il protocollo su treadmill prevede 1 min di di misurazioni di base, 3 min di riscaldamento a 8 km/h seguiti da step incrementali di 0.5 km/h ogni minuto fino a quando il soggetto non risulta esausto. L'inclinazione del treadmill era posta a 1% durante tutto il test. Questo protocollo è stato realizzato in modo tale che i soggetti non fossero più in grado di proseguire il test in 8-12 minuti. La strumentazione utilizzata è Cosmed quark b2 in modalità respiro su respiro e VO_2 , EE e HR sono stati calcolati per ogni fase del test (quindi in 1 min) come media degli ultimi 10 s della fase. VO_{2max} e $HRmax$ sono stati considerati come i valori massimi raggiunti al momento dell'esaurimento. Noto il volume di ossigeno si può ricavare l'energy expenditure relativa al tempo (kcal/min) tenendo conto dell'equivalenza energetica di VO_2 pari a 5 kcal/L. Dai risultati sperimentali è emerso che esiste una relazione lineare tra METs e $HRindex$ molto simile a quella trovata da Wicks et al pari a $METs=(5.89 \cdot HRindex-4.88)$. Pertanto l'equazione di Wicks et al è stata utilizzata per stimare EE e VO_2 . I valori di EE, VO_2 e VO_{2max} misurati direttamente con il metabolimetro non sono risultati significativamente diversi da quelli stimati con il metodo del $HRindex$. Lo svantaggio di questo metodo è che, essendoci una relazione lineare tra $HRindex$ e VO_2 il test deve essere completato fino a quando il soggetto non è esausto per poter ricavare VO_{2max} [9].

Submaximal treadmill jogging test

Come è stato già detto, il modo migliore per ottenere il valore di VO_{2max} è quello di eseguire un graded exercise test (GXT). Vehrs et al [38] hanno sviluppato un treadmill jogging test (TMJ) che permette di stimare il VO_{2max} completando le prime due fasi del GXT. Lo studio ha incluso 400 soggetti (250 uomini e 150

donne) di età compresa tra 18 e 40 anni che hanno completato il seguente protocollo GXT su treadmill: 3 min di camminata ad una velocità selezionata dal soggetto (fase 1), 3 minuti di corsa ad una velocità auto selezionata compresa tra 4.3 e 7.5 mph o fino a quando l'HR non raggiunge un valore stazionario (fase 2). Dopo la fase 2 l'inclinazione del treadmill viene incrementata di 1.5% ogni minuti mentre la velocità rimane quella selezionata nel secondo stage. Il test termina quando il soggetto è esausto. Durante tutto il protocollo vengono misurati HR e i volumi di ossigeno con un metabolimetro. A questo punto abbiamo una misura diretta del VO_2max espressa in $ml/(Kg \cdot min)$ ottenuta completando il GXT che può essere confrontata con una misura indiretta ottenuta dalla seguente formula:

$$\begin{aligned} VO_2max \text{ (mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}\text{)} &= 58.687 + 7.520 \cdot \text{Sesso} - 0.211 \cdot \text{BMI (kg)} \\ &+ 4.334 \cdot v \text{ (mph)} - 0.148 \cdot HR \text{ (bpm)} \\ &- 0.107 \cdot \text{Età (anni)} \end{aligned} \quad (2.6)$$

dove sesso = 0 per le donne e = 1 per gli uomini, v è la velocità di jogging auto selezionata durante la seconda fase, HR è il valore stazionario della frequenza cardiaca ottenuta nella seconda fase. Questa equazione è stata ottenuta tramite un'analisi di regressione multipla considerando come variabili indipendenti il genere, l'età, il peso, la massa corporea, la velocità auto selezionata e il valore stazionario di HR nella seconda fase. Il vantaggio di questo metodo è che consente di predire il valore di VO_2max a partire da parametri demografici e antropometrici come massa corporea e altezza e misure del HR acquisite durante la seconda fase del TMJ. Pertanto, non è necessario come nel caso del *HRindex* method (Colosio et al [9]) e del Heart rate Method ratio (Uth et al [42]) raggiungere un valore di $HRmax$ per ottenere VO_2max .

Protocolli su cicloergometro

Esistono diversi metodi indiretti che utilizzano il cicloergometro per eseguire test dai quali si può stimare VO_2max tra cui Astrand-Rhyming, Elborn-Balk e YMCA.

Astrand-Rhyming test

Il protocollo di Astrand-Rhyming, sviluppato nel 1960, è un test submassimale condotto su cicloergometro della durata di 6 minuti. L'esercizio viene eseguito ad una velocità di 50 rpm con l'obiettivo di raggiungere un indice di RPE (rating of perceived exertion) pari a 13. Noti il carico di lavoro svolto sulla cyclette, l'HR misurato nell'ultimo minuto del test e il sesso del soggetto è possibile ottenere dal nomogramma mostrato in Figura 2.12 la stima del VO_2max [43].

Ekblom-Bak test

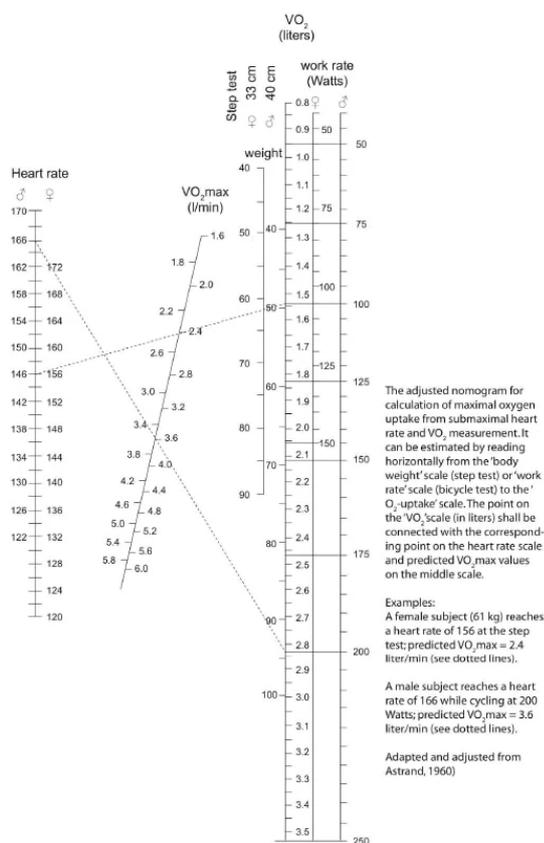


Figura 2.12: Nomogramma di Astrand-Rhyning [30].

Il test Ekblom-Bak è un test submassimale su cicloergometro per la stima del VO_2max sviluppato dai ricercatori GIH, The Swedish school of sport and health sciences [10]. Nasce per migliorare la precisione nella stima del VO_2max rispetto al test di Astrand. La principale differenza tra i due metodi riguarda il modo in cui viene utilizzata la frequenza cardiaca: il test di Astrand si basa sulla risposta della frequenza cardiaca a un singolo carico submassimale, mentre il test Ekblom-Bak considera la variazione della frequenza cardiaca in seguito a un cambiamento del carico submassimale. Questo approccio si è rivelato più robusto, poiché il test di Astrand può essere influenzato da fattori esterni e interni, come temperatura, stress o altre condizioni fisiologiche [43]. La strumentazione necessaria all' EB-test è limitata ad un cicloergometro, un cronometro, un monitor per la frequenza cardiaca e la Scala di Borg che hanno dei costi contenuti rispetto ad un metabolimetro indossabile come il Cosmed K5. Nel test si possono individuare due fasi, ciascuna della durata di quattro minuti. Nella prima fase il soggetto pedala ad una velocità

di 60 rpm senza resistenza che equivale ad una potenza di ≈ 30 W. Nei successivi quattro minuti, mantenendo una velocità 60 rpm, la resistenza del cicloergometro viene aumentata in modo tale da raggiungere una frequenza cardiaca superiore a 120 bpm e uno sforzo percepito di ≈ 14 sulla Scala di Borg. Durante l'esercizio viene presa nota della frequenza cardiaca nell'ultimo minuto delle due fasi del test, più precisamente tra il terzo e il quarto minuto e tra il settimo e l'ottavo. A questo punto il VO_2max viene calcolato applicando un'equazione esponenziale sesso specifica che ha come variabili indipendenti l'età, il peso, HR al carico di lavoro standard, differenza di HR al carico di lavoro alto e HR al carico di lavoro elevato (ΔHR), differenza tra la potenza nella seconda e nella prima fase (ΔPO). L'equazione ha subito delle modifiche nel 2016 per migliorare l'accuratezza con la quale viene predetto il VO_2max [10]. Infatti la formula originale risalente al 2012 (EB-test 2012) aveva dei limiti [5]:

1. Errore sistematico: tendeva a sottostimare il VO_2max nei soggetti molto allenati e a sovrastimarli in quelli con VO_2max basso.
2. Campione limitato: era basata su una popolazione più ristretta (21–65 anni), senza distinzione per sesso, e con range di VO_2max più limitato.
3. Variabili insufficienti: usava solo sesso, età e $\Delta HR/\Delta PO$.

La nuova versione (EB-test 2016) ha introdotto:

1. Equazioni specifiche per uomini e donne, aumentando la precisione della stima.
2. Più variabili predittive (ΔPO e HR al carico standard) per ridurre il bias agli estremi del VO_2max .
3. Campione più ampio e variegato, che ha reso l'equazione valida per un range maggiore di età (20–86 anni) e capacità aerobiche.

Nello studio che ha portato alla revisione dell'equazione i partecipanti allo studio sono stati divisi in tre gruppi:

- il gruppo di riferimento (n=217) è servito per costruire la nuova formula EB-test 2016;
- il gruppo di cross-validazione (n=115) è stato utilizzato per testare se la nuova equazione funzionasse bene anche su soggetti "nuovi", per verificare quindi che la formula non fosse adatta solo al gruppo sul quale è stata costruita;
- gruppo di confronto (sottogruppo del cross-validation) è servito a confrontare la nuova equazione con la vecchia EB-test2012 e con il test di Åstrand.

Sia il gruppo di riferimento che quello di cross-validazione hanno completato il test di Ekblom-Bak. I valori di VO_{2max} ottenuti sono stati quindi confrontati con quelli misurati direttamente mediante un test massimale su treadmill. La nuova equazione ha mostrato maggiore accuratezza e precisione rispetto alla versione del 2012 e al test di Åstrand. con una riduzione dell'errore medio era molto ridotto (coefficiente di variazione CV 8.7%) [5].

2.6 Scala di Borg

L'indice RPE è uno strumento per valutare la fatica percepita da un soggetto durante un'attività fisica. Uno dei principali vantaggi che offre l'uso di questo indicatore è il fatto che risulta essere non invasivo e non richiede l'utilizzo di strumentazione costosa per cui rappresenta un metodo accessibile a tutti. Per questo motivo viene ampiamente impiegato in ambito tecnico-sportivo [27]. La scala RPE, o scala di Borg, è una scala che contiene i valori di RPE che vanno da 6 a 20, dove 6 corrisponde a nessuno sforzo e 20 allo sforzo massimo come viene mostrato nella Tabella 2.2.

RPE	Sforzo percepito
6	Nessuno sforzo
7-8	Estremamente leggero
9	Molto leggero
10	
11	Leggero
12	
13	Piuttosto faticoso
14	
15	Faticoso (pesante)
16	
17	Molto faticoso
18	
19	Estremamente faticoso
20	Sforzo massimo

Tabella 2.2: Scala di Borg 6-20 [6].

9 corrisponde a un esercizio "molto leggero". Per una persona sana, è come camminare lentamente per qualche minuto.

13 corrisponde a un esercizio "abbastanza faticoso", ma si riesce ancora a continuare.

17 significa "molto faticoso". Una persona sana può ancora continuare, ma deve

davvero spingere se stessa. Sembra molto pesante e la persona è molto stanca. 19 indica un livello di esercizio estremamente faticoso. Per la maggior parte delle persone, è il livello di sforzo più intenso che abbiano mai sperimentato. Cerca di valutare il tuo senso dello sforzo nel modo più onesto possibile, senza pensare troppo al carico fisico reale. Non sottovalutarlo, ma non esagerare nemmeno. È il tuo senso personale di fatica ed è questo che conta, non come si confronta con quello degli altri. Guarda la scala, leggi le descrizioni e poi scegli un numero” [6].

Gunnar Borg, ideatore dell’omonima scala, nel volume Borg’s Perceived Exertion and Pain Scale riguardo allo sforzo percepito dice che: “Il concetto normalmente si riferisce a un lavoro muscolare pesante che comporta una certa tensione dei muscoli scheletrici, dell’apparato cardiovascolare e respiratorio. Lo sforzo percepito è dunque strettamente legato al concetto di intensità dell’esercizio. Allo stesso tempo, può anche includere componenti emozionali, motivazionali e psicologiche più complesse.” Pertanto il concetto di RPE nasce dall’idea di uno sforzo percepito generale [6] e come dimostrano alcuni studi RPE presenta feedback dai sistemi cardiovascolare, respiratorio e muscoloscheletrico [27]. Esistono altre versioni della scala RPE come la scala di Borg CR10 che include valori di RPE che vanno da 0 a 10, dove 0 corrisponde a nessuno sforzo e 10 corrisponde ad uno sforzo massimo. Come già detto queste scale trovano applicazione in ambito sportivo e sono utilizzate dagli atleti per stimare e monitorare un’adeguata intensità di allenamento per ottimizzarne l’efficacia ed evitare infortuni. Oltre a questo viene comunemente impiegata nella riabilitazione di pazienti affetti da patologie cardiovascolari o durante i test da sforzo sia su soggetti sani che su pazienti [6].

Capitolo 3

Materiali e Metodi

In questo capitolo viene dedicata una prima parte alla descrizione della strumentazione utilizzata durante le sessioni sperimentali e una seconda parte in cui viene spiegato il protocollo che ha portato all'ottenimento del VO_2max .

3.1 Strumentazione utilizzata

Durante le sessioni sperimentali ogni soggetto ha indossato la seguente strumentazione:

- Cosmed K5: dispositivo utilizzato per misurare i volumi di ossigeno in modalità respiro per respiro
- Garmin: cardiofrequenzimetro che misura la frequenza cardiaca
- MonotemaSens: dispositivo per acquisire il segnale ECG in modalità bipolare

3.1.1 Cosmed K5

Il K5 è un sistema metabolico indossabile pensato per misurare gli scambi gassosi sia in un ambiente di laboratorio, chiuso e controllato, che all'aperto. Questo dispositivo medico viene impiegato in ambiti diversi tra cui medicina dello sport e riabilitazione, infatti grazie alla trasmissione di dati wireless consente di effettuare test clinici e fare una valutazione delle performance sportive. Il K5 consente di acquisire molti parametri, come mostrato nella Figura 3.1, e i più importanti sono: consumo di ossigeno, produzione di anidride carbonica, ventilazione, frequenza cardiaca e dispendio energetico [23].

Simbolo	UM	Parametro
VO2	mL/min	Consumo di Ossigeno
VCO2	mL/min	Produzione di anidride carbonica
R		Quoziente Respiratorio
Vt	L(btps)	Volume Corrente
Rf	1/min	Frequenza Respiratoria
VE	L/min	Ventilazione minuto
IV	L	Volume Inspiratorio
HR	bpm	Frequenza Cardiaca
FeO2	%	Frazione espiratoria di Ossigeno
FeCO2	%	Frazione espiratoria di Anidride Carbonica
FetO2	%	End tidal Ossigeno
FetCO2	%	End tidal Anidride Carbonica
O2exp	mL	Ossigeno espirato in un atto
CO2exp	mL	Anidride Carbonica espirata in un atto
FIO2	%	Frazione inspiratoria di Ossigeno
FICO2	%	Frazione inspiratoria di Anidride Carbonica
PB	mmHg	Pressione Barometrica
Pan	mmHg	Pressione Analizzatori
Te	s	Tempo espiratorio (solo modalità BXB)
Ti	s	Tempo inspiratorio (solo modalità BXB)
Device T	°C	Temperatura del dispositivo
Battery	%	Percentuale Batteria
GPS Speed	Km/h	Velocità GPS
SpO2	%	Staturazione Ossigeno

Figura 3.1: Parametri misurabili con il K5 [23].

3.1.2 Cosmed K5 - Componenti principali

Il K5 è costituito dalle seguenti componenti [23]:

- Unità portatile K5. L'unità K5, alimentata a batterie, è costituita da un display touch screen dal quale si possono inserire i dati del soggetto, calibrare il dispositivo, memorizzare e gestire i dati del test effettuato. Questa componente, grazie al giubbotto, può essere indossata come se fosse un zaino consentendo al soggetto di svolgere qualsiasi attività durante le acquisizioni.
- Batterie
- Caricabatterie
- Alimentatore AC/DC

- **Assieme Flussimetro a Turbina.** L'assieme flussimetro a turbina comprende a sua volta tre parti fondamentali per il funzionamento del dispositivo: una turbina bidirezionale, un lettore optoelettronico e una calotta fermavento. Quando il soggetto inspira o espira attraverso il flussimetro, l'aria mette in movimento la turbina che può ruotare in entrambe le direzioni. La velocità di rotazione della turbina è proporzionale alla quantità di aria che passa, ovvero il flusso. Il lettore optoelettronico utilizza un fascio di luce infrarossa per registrare il numero di giri che la turbina effettua. Quando la turbina gira, le pale interrompono il fascio luminoso. Ogni interruzione viene tradotta in un segnale elettrico. Da questi dati il software misura il flusso e il volume dell'aria che passa. La calotta fermavento è una protezione che si applica sull'estremità del sistema e serve quando il dispositivo è usato all'aperto, per evitare che il flusso d'aria faccia girare la turbina senza che ci sia passaggio reale di aria respirata, falsando così le misurazioni.
- **Maschera e caschetto.** Con il dispositivo K5 vengono fornite tre maschere con misure diverse in modo tale che si adattino adeguatamente al viso del soggetto senza causare fuoriuscite d'aria durante la respirazione.
- **Cardiofrequenzimetro.** Il cardiofrequenzimetro, costituito dalla fascia elastica e dal trasmettitore, fornisce il valore della frequenza cardiaca in battiti al minuto durante tutta la durata dell'acquisizione. Il trasmettitore deve essere posizionato all'altezza dello sterno e la fascia elastica regolata in modo tale che questo sia a contatto con la pelle.
- **Giubbotto**
- **Cavo USB.** Il cavo USB trasmette i dati al PC in real time durante l'acquisizione. In alcune condizioni, come per esempio durante test da sforzo, risulta comunque più semplice utilizzare il collegamento bluetooth per trasmettere i dati.
- **Sensore O₂.**
- **Linea di campionamento:** La linea di campionamento collega l'assieme flussimetro a turbina con l'unità portatile K5.
- **Filtro antibatterico.** Il filtro previene la cross-contaminazione e viene cambiato quando si passa da un soggetto all'altro.

Nell'immagine 3.2 viene mostrato come vengono montati i vari componenti.

3.1.3 Cosmed K5 - Modalità di acquisizione

Il sistema metabolico K5 è progettato per funzionare con due tecniche di misura: modalità respiro per respiro e modalità camera di miscelamento. La scelta della

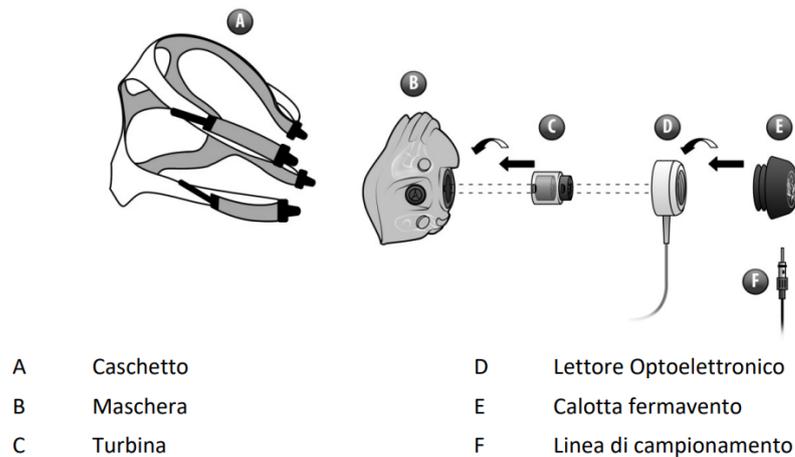


Figura 3.2: Montaggio dei componenti del K5 [23].

tecnica di misura deve essere fatta in base al tipo di applicazione, valutando vantaggi e svantaggi di entrambe [23].

Modalità respiro per respiro

Nella modalità respiro per respiro il campionamento dei dati avviene ad ogni singolo atto respiratorio. In questo modo si ottiene una stima precisa del consumo di ossigeno e della produzione di anidride carbonica dell'individuo. La capacità di registrare istantanei cambiamenti nelle frazioni di ossigeno e anidride carbonica la rende la modalità adatta quando si tratta di test da sforzo, cinetica VO_2/CO_2 , variazioni rapide dell'intensità dell'esercizio fisico. Nel K5 si rilevano due segnali: il flusso, misurato dalla turbina, e le concentrazioni di ossigeno e anidride carbonica, analizzate nel campione che arriva ai rispettivi sensori. Il flusso di aria verso la turbina non giunge ai sensori dei gas istantaneamente perché deve attraversare la linea di campionamento. Noto questo delay, grazie alla procedura di calibrazione, il K5 è in grado di allineare il segnale delle frazioni dei gas a quello del flusso (Figura 3.3). Se non si correggesse, si rischierebbe di associare il volume/flusso di un certo respiro alle concentrazioni di gas del respiro successivo. Il principio di misura si basa in questo caso sull'integrazione numerica dei segnali di flusso, ossigeno e anidride carbonica [23].

Modalità camera di miscelamento

Nella modalità camera di miscelamento si utilizza un comparto che funge da serbatoio dove arrivano i gas di più respiri che si mescolano e vengono campionati

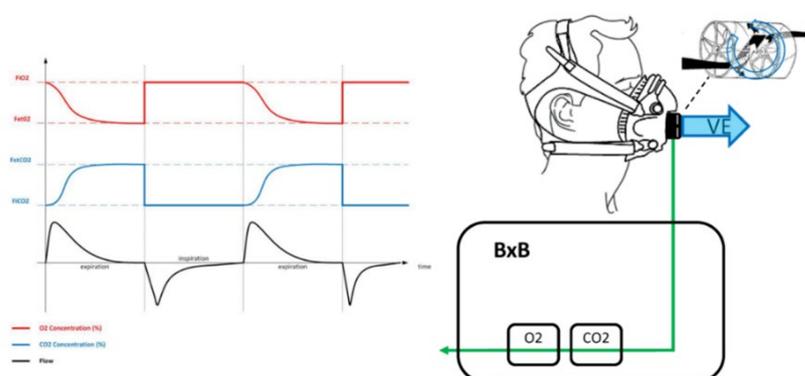


Figura 3.3: Segnali e schema di funzionamento della modalità respiro per respiro [23].

ottenendo una media dei respiri contenuti (Figura 3.4). A differenza della modalità respiro per respiro, i campioni sono più stabili e regolari perché rappresentano la media di più atti respiratori. La camera è progettata per avere una velocità di lavaggio costante, ovvero si svuota e si riempie sempre con le stesse tempistiche, a prescindere dallo stato in cui l'individuo respira. Si predilige questa modalità per effettuare acquisizioni in condizioni ambientali estreme, protocolli steady state e studi di efficienza come corsa o ciclismo [23].

Per riassumere: con la modalità respiro per respiro si registrano dati che cambiano

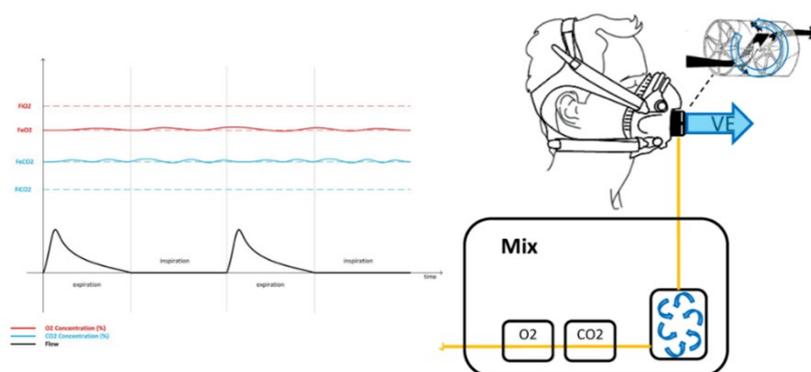


Figura 3.4: Segnali e schema di funzionamento della modalità camera di miscelamento [23].

velocemente mentre con la camera di miscelamento si ottengono dati più stabili ma un po' meno reattivi ai cambiamenti.

3.1.4 Cosmed K5 - Calibrazione

La calibrazione è un procedimento fondamentale che deve essere eseguito prima dell'utilizzo del K5 e consta di tre fasi: flowmeter, scrubber e reference gas.

La calibrazione flussimetro serve per assicurarsi che i volumi e il flusso di aria che attraversano lo strumento corrispondano ai valori corretti. Consiste nel confrontare il volume fisso di una siringa da 3 l con la corrispondente misura. Da questo confronto si verifica la presenza di eventuali discrepanze tra il valore corretto, ovvero il volume noto, e quello che invece si registra dal flussimetro, ottenendo così i fattori di correzione chiamati guadagno espiratorio e inspiratorio.

La seconda fase di calibrazione è quella scrubber che ha due scopi:

- trovare lo 0% del sensore CO_2 . Durante la calibrazione il dispositivo aspira aria ambiente attraverso la cartuccia che trattiene tutta la CO_2 . In questo modo al sensore arriva aria con composizione 0% CO_2 così da impostare lo zero del sensore;
- rilevare la composizione dell'aria, ovvero memorizzare quanta O_2 e CO_2 ci sono nell'ambiente in quel momento (FiO_2 frazione inspirata di ossigeno e $FiCO_2$ frazione inspirata di anidride carbonica). Durante le acquisizioni lo strumento confronta i gas espirati dal soggetto con quelli presi dall'ambiente per capire quanto ossigeno consuma e quanta anidride carbonica produce.

La calibrazione gas di riferimento richiede il campionamento di un gas a composizione nota (una miscela di 16% O_2 , 5% CO_2 e resto N_2) che viene prelevato da una bombola. Con questa calibrazione vengono calcolati i fattori di correzione per i sensori O_2 e CO_2 in modo tale che alle letture corrispondano i valori reali. Inoltre si determina il tempo di ritardo dei sensori, ovvero quanto tempo impiegano per reagire a variazioni delle concentrazioni. Il K5 e i sensori di O_2 e CO_2 che vi sono all'interno sono estremamente sensibili ai parametri dell'ambiente in cui si trova lo strumento, come temperatura ed umidità. Per questo motivo, oltre alle calibrazioni, è necessario che il dispositivo raggiunga una certa temperatura prima di essere utilizzato; questa operazione di riscaldamento viene eseguita in automatico dallo strumento appena viene acceso e ha una durata di circa 60 minuti.

Ogni volta che il dispositivo viene acceso oppure spostato è necessario riefettuare le procedure di calibrazione secondo le istruzioni riportate nel manuale utente. Infatti, le condizioni di temperatura, concentrazione dei gas nell'aria, umidità della precedente calibrazione non sono più le stesse e saltare queste operazioni porterebbe a risultati imprecisi [23].

3.1.5 Cosmed K5 - Software OMNIA

OMNIA è un software per la gestione dei dati metabolici e cardiopolmonari compatibile con tutti i dispositivi Cosmed. Grazie alla sua interfaccia grafica intuitiva risulta semplice da utilizzare anche per utenti inesperti guidandoli dalla registrazione dei dati dei soggetti fino all'esecuzione del test clinico (Figura 3.5). Le funzioni principali sono quelle di gestione degli utenti e del database ed esecuzione di un test. Nel database si memorizzano i dati anagrafici dei soggetti e le rispettive visite in cui vengono eseguiti i test. Nella sezione testing invece è possibile indicare se il tipo di esercizio svolto è una valutazione cardiopolmonare oppure un REE e specificare la tecnica di campionamento, modalità respiro per respiro o camera di miscelamento. Durante il test i valori del consumo di ossigeno, produzione di anidride carbonica, quoziente respiratorio, frequenza respiratoria, battito cardiaco trasmesso dal cardiofrequenzimetro e altri parametri raccolti sono mostrati a schermo e si aggiornano in tempo reale insieme ai grafici del VO_2 e HR. A posteriori, questi dati possono essere processati direttamente sul software che consente di filtrare o effettuare il detecting di alcuni indicatori importanti come il VO_{2max} . In alternativa, i dati di ogni soggetto possono essere esportati su un file excel ed elaborati su altri software come Matlab. Il programma tratta i protocolli più famosi, sia submassimali che massimali, su treadmill e cyclette come quelli di Bruce, Balke o Astrand [24].

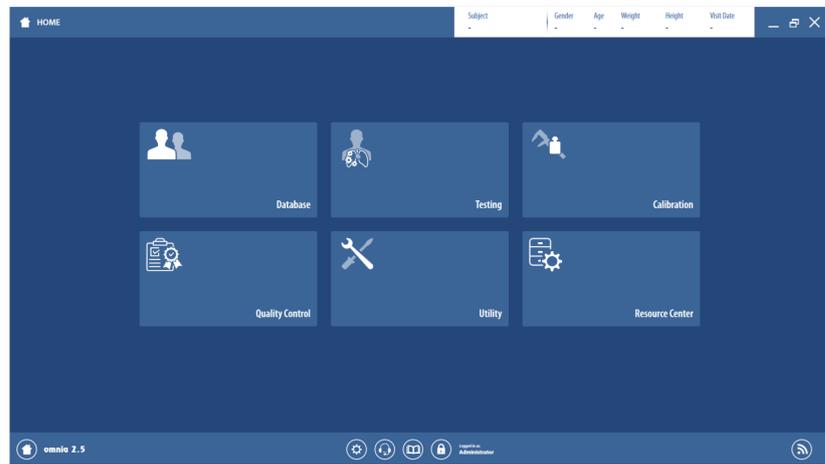


Figura 3.5: Schermata home di OMNIA [24].

3.1.6 MonotemaSens

MonotemaSens è il dispositivo utilizzato per acquisire il segnale ECG fornito dall'azienda OT Bioelettronica (Figura 3.6). Come mostrato in Figura 3.7, il dispositivo dispone di tre ingressi jack monopolari da 3,5 mm destinati all'acquisizione EMG (CH1, CH2, CH3). Ciascun canale può essere configurato anche per registrare tre derivazioni elettrocardiografiche in modalità bipolare: in questo caso, a ogni canale si collega un connettore con due fili, ciascuno terminante con un elettrodo, che acquisisce una derivazione (Figura 3.6). Sono presenti inoltre due jack mono da 2,5 mm (CH7 e CH8) pensati per i microfoni. I restanti due connettori a 4 poli sono dedicati a sensori I2C. Il dispositivo consente di registrare e trasferire i dati sia attraverso collegamento USB sia via Bluetooth. Essendo un dispositivo portatile non necessita dell'alimentazione della rete elettrica durante l'utilizzo, rendendolo adatto anche ad acquisizioni in cui il soggetto non mantiene una posizione statica. Per le acquisizioni del segnale ECG sono stati utilizzati i canali CH1, CH2 e CH3 in modalità bipolare e i dati sono stati trasmessi tramite connessione Bluetooth. Uno dei primi problemi riscontrati è stata la presenza di rumore che comprometteva significativamente la qualità del segnale. Per ridurre questo effetto si è scelto di realizzare un enclosure stampato in 3D (Figura 3.6) da fissare al torace mediante una fascia elastica. Questo sistema ha limitato gli spostamenti tra i connettori e gli ingressi dei canali del dispositivo, migliorando la qualità complessiva delle acquisizioni e garantendo il comfort del soggetto anche durante sessioni prolungate. Infine, il supporto si è dimostrato compatibile con il cicloergometro, senza ostacolare il movimento degli arti inferiori del soggetto durante la pedalata.

3.2 Partecipanti

Lo studio ha coinvolto 11 volontari del Rehab Technology Laboratory - INAIL dell'IIT di Genova di età compresa tra 23 e 46 anni (6 = uomini e 5 = donne). Ogni soggetto è stato sottoposto a tre acquisizioni:

- REE;
- 6 minute walking test su treadmill ad una velocità di 1.2 mph;
- test submassimale.

I dati antropometrici e anagrafici registrati per ogni soggetto sono: età, altezza e peso. Le informazioni raccolte, insieme alla dicitura “allenato” o “non allenato”, sono riportate nella Tabella 5.1 del Capitolo Risultati. Secondo il protocollo previsto dal test submassimale i soggetti devono rispettare le seguenti indicazioni prima dell'esercizio [10]:



Figura 3.6: Dispositivo MonotemaSens

- evitare pasti abbondanti nelle 3 ore precedenti al test;
- non fumare nelle 2 ore precedenti al test;
- evitare esercizi intensi il giorno prima e il giorno del test;
- evitare corsa, ciclismo o altre attività che possano affaticare prima del test.

Non osservare queste condizioni, insieme all'assunzione di farmaci che influenzano la risposta cardiaca, possono alterare l'HR e di conseguenza il VO_2max ottenuto con la formula.

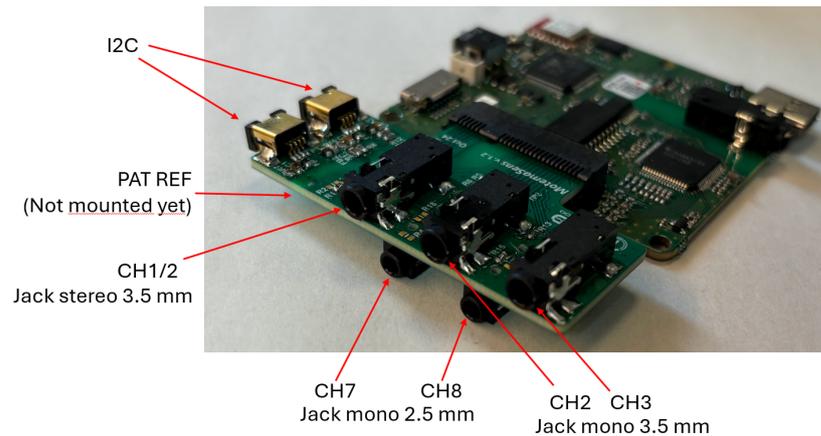


Figura 3.7: Schema MonotemaSens

3.3 Acquisizioni

Durante il test ogni soggetto ha indossato il sistema metabolico K5, il cardiofrequenzimetro e dispositivo MonotemaSens collegato agli elettrodi posizionati in maniera opportuna come verrà spiegato nel paragrafo successivo.

3.3.1 Configurazione elettrodica

Il dispositivo MonotemaSens è progettato per acquisire tre derivazioni bipolari del segnale elettrocardiografico. La disposizione degli elettrodi è stata scelta, dopo una ricerca in letteratura (vedere Paragrafo 2.2.2) e delle prove sperimentali. La prima configurazione elettrodica testata è stata quella classica che prevede di posizionare gli elettrodi ai polsi e alle caviglie. Questa disposizione si è rivelata inadatta per situazioni dinamiche come la corsa o la cyclette, per cui è stata scartata. In seguito, sulla base della ricerca condotta da Khan et al.[19] si è scelto di spostare gli elettrodi dalle caviglie alle creste iliache. Tuttavia gli elettrodi posti sui polsi causavano artefatto da movimento rilevanti per cui si è optato per una configurazione toracica in modo tale che il soggetto si potesse muovere con semplicità senza ostacolare la pedalata o il cammino su treadmill. I sei elettrodi sono stati posizionati nel torace come segue [13]:

- derivazione canale 1: elettrodo positivo nel quinto spazio intercostale in una posizione simile a quella prevista per la derivazione v5 dell'ECG standard a 12 derivazioni [33]; elettrodo negativo nella clavicola sinistra in prossimità del manubrio sternale.
- derivazione canale 2: elettrodo positivo nel quinto spazio intercostale; elettrodo

negativo nella clavicola destra.

- derivazione canale 3: elettrodo positivo nella linea mediana e appena sotto lo sterno; elettrodo negativo nel centro della scapola sinistra.

3.3.2 Raccolta dati

Per evitare problemi come rumore, elettrodi che si staccano dalla cute o interruzione della registrazione, durante l'acquisizione il segnale ECG veniva visualizzato su un'interfaccia grafica (GUI). Come si evince dall'immagine 3.8 della GUI, in tempo reale si vedevano le tre derivazioni e il valore della frequenza cardiaca in bpm. I campioni del segnale ECG acquisito dal MonotemaSens vengono salvati in formato .txt ad una frequenza di campionamento pari a 1000 Hz. Come si vede dalla Figura 3.9 ad ogni time stamp (T) corrispondono tre array di 53 valori che corrispondono alle tre derivazioni elettrocardiografiche (ECG1, ECG2, ECG3). Invece, i dati

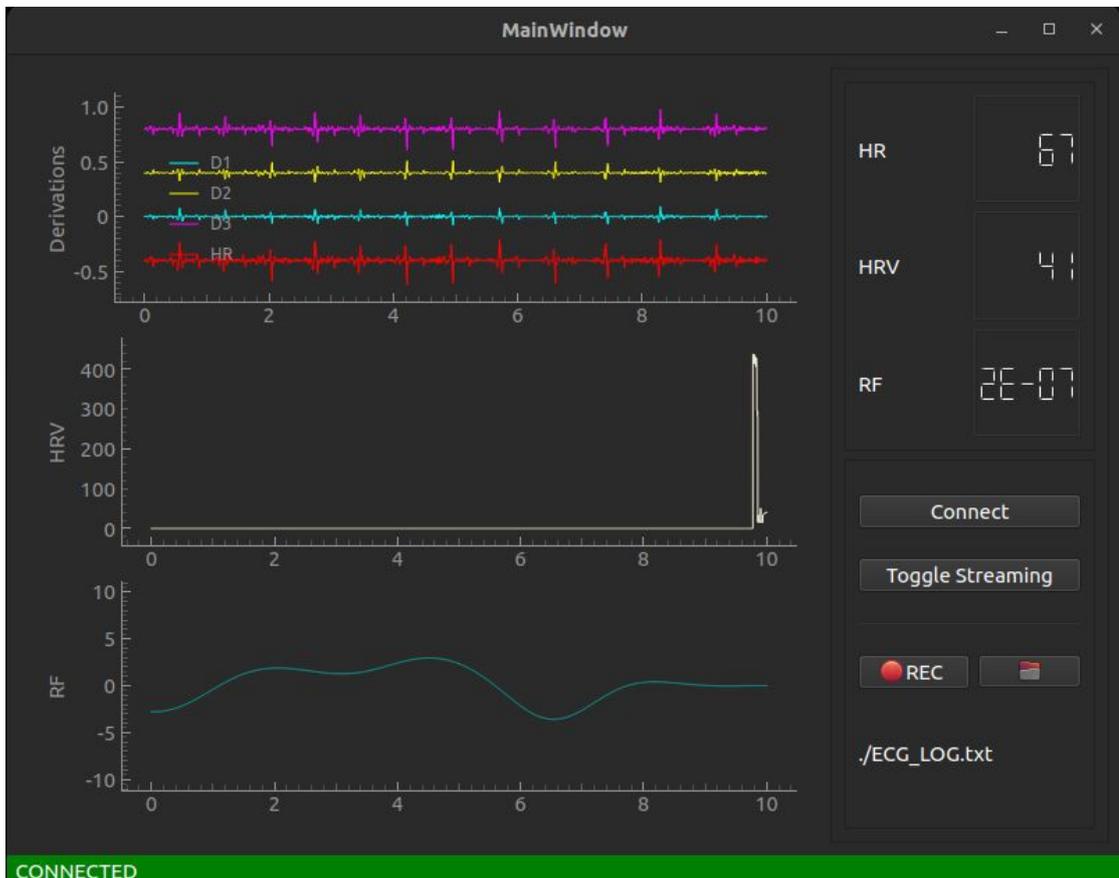


Figura 3.8: GUI acquisizione ECG.

```

ECG_LOG_cyclotte_5 - Blocco note di Windows
File Modifica Formato Visualizza ?
| ECG1 ECG2 ECG3
11:10:46.159970 [[-0.033462 -0.00858 0.025454 0.044044 0.030888 -0.005434 -0.041756
-0.069784 -0.0858 -0.071786 -0.042614 -0.023738 -0.013442 -0.023166
-0.021164 -0.005434 -0.011726 -0.043186 -0.0572 -0.05577 -0.04433
-0.040612 -0.018876 0.006864 0.026598 0.039754 0.035178 0.006864
-0.002574 -0.00143 0.003718 0.013442 0.023166 0.021164 0.013156
0.012012 0.033176 0.066924 0.071214 0.064064 0.049192 0.027456
0.023166 0.026026 0.028028 0.028028 0.024882 0.016302 0.019448
0.050336 0.0715 0.078078 0.069212]
[-0.000572 -0.000858 -0.003432 -0.002574 0.000572 0.004004 0.006864
0.008294 0.006578 0.002574 0.001144 0.00143 0.001144 0.002574
0.002288 0.003146 0.002288 0.00429 0.004862 0.006578 0.00715
0.009152 0.006006 0.000286 -0.000572 -0.00143 -0.002002 0.00143
0.003432 0.006578 0.004004 0. -0.001144 0.002002 0.004004
0.004862 0. -0.003432 -0.004576 -0.003432 -0.003432 0.
0. -0.000572 -0.001716 0.000286 0. -0.000572 -0.002288
-0.005434 -0.01144 -0.01287 -0.014014]
[-0.029458 -0.004576 0.032032 0.05005 0.033748 -0.006578 -0.045474
-0.074932 -0.088946 0.0715 -0.040898 -0.022022 -0.01144 -0.022308
-0.020306 -0.005434 -0.010582 -0.04433 -0.059202 -0.059488 -0.048334
-0.046618 -0.021736 0.01001 0.030602 0.044616 0.040326 0.00858
-0.00286 -0.004862 0.002574 0.016874 0.027742 0.022308 0.012298
0.010868 0.036322 0.073788 0.079508 0.071214 0.056342 0.030888
0.026312 0.030316 0.033748 0.031174 0.0286 0.020592 0.025454
0.059488 0.086658 0.094666 0.08723 ]]
11:10:46.219309 [[ 0.054054 0.017732 -0.006578 -0.00858 0.006006 0.03575 0.05434
0.076076 0.072072 0.053196 0.033462 0.02574 0.016588 0.019734
0.032604 0.040612 0.048048 0.05291 0.06292 0.068354 0.068354
0.057338 0.021164 -0.010868 -0.020878 -0.010582 0.000008 0.027594

```

Figura 3.9: File .txt che contiene i primi campioni dell’ECG del soggetto 5 durante il test Ekblom-Bak.

dei volumi di gas espirati ed inspirati venivano trasmessi tramite cavo USB dal dispositivo K5 al computer e salvati su un file Excel. Sul software OMNIA ad ogni campionamento si aggiornavano i valori selezionati dall’utente, come il volume di ossigeno e la frequenza cardiaca, insieme al grafico del VO_2 rispetto al tempo [24]. Un rapido confronto tra la frequenza cardiaca mostrata su OMNIA e quella della GUI durante l’acquisizione era sinonimo del fatto che il dispositivo MonotemaSens stava funzionando correttamente.

3.3.3 Test submassimale

Sono stati condotti due test submassimali. Il primo, il TMJ test, è stato eseguito inizialmente su un solo soggetto con l’obiettivo di valutarne la fattibilità e l’adeguatezza come protocollo sperimentale. Tuttavia, i risultati ottenuti — descritti nel Capitolo Risultati — non sono stati ritenuti soddisfacenti, motivo per cui si è deciso di individuare un protocollo alternativo. La scelta è ricaduta sull’Ekblom-Bak test, che, dopo alcune prove preliminari con esito positivo, è stato adottato per tutti i partecipanti dello studio.

3.3.4 Test submassimale - TMJ test

Il TMJ test è un test submassimale sviluppato da Vehrs et al. [38], che consente di stimare il valore di VO_2max attraverso l'Equazione (2.6), completando le prime due fasi del GXT. L'esercizio si svolge su treadmill ed è suddiviso in due parti: una camminata di 3 minuti a velocità autoselezionata dal soggetto, seguita da una corsa di 3 minuti (o fino al raggiungimento di una frequenza cardiaca stazionaria) a una velocità autoselezionata compresa tra 4.3 e 7.5 mph. I dati raccolti durante queste due fasi consentono di stimare il VO_2max . Per confrontare tale valore con una misura diretta, il test prosegue mantenendo costante la velocità e aumentando l'inclinazione del treadmill dell'1.5% ogni minuto fino a quando il soggetto non è più in grado di sostenere lo sforzo. Gli input dell'equazione predittiva includono il sesso, l'età, la velocità autoselezionata, la massa corporea e il valore stazionario della frequenza cardiaca raggiunto nella seconda fase. Come verrà discusso nel capitolo dei Risultati, a seguito di alcune prove il TMJ test è stato scartato a favore dell'Ekblom-Bak test.

3.3.5 Test submassimale - Ekblom-Bak test

L'Ekblom-Bak test ha una durata di 8 minuti ed è stato eseguito sulla Technogym Cycle disponibile in laboratorio. Il test può essere diviso in due fasi, entrambe di 4 minuti ciascuna. Nella prima fase il soggetto pedala con una velocità di 60 rpm senza nessuna resistenza esprimendo in questo modo una potenza di circa 30 W. Successivamente segue una fase in cui, mantenendo la velocità di 60 rpm, viene aumentata la resistenza della cyclette in modo tale da raggiungere una frequenza cardiaca superiore a 120 bpm per i soggetti con età inferiore a 50 anni e superiore a 110 bpm per i soggetti con età maggiore di 50 anni. Questi valori di frequenza cardiaca corrispondono ad un RPE di circa 14 nella scala di Borg. La guida del test fornisce dei valori di potenza che possono essere utili per impostare la resistenza sulla cyclette tale da soddisfare questi requisiti (Tabella 3.1). La cyclette è dotata di 25 livelli di resistenza che, fissata la velocità a 60 rpm, corrispondono a una determinata potenza espressa in Watt (Tabella 3.2). Noto questo, utilizzando la guida fornita dal test, in base al livello di allenamento e al sesso si impostava la resistenza per la seconda fase del test [10]. Durante la pedalata la cyclette mostrava a schermo il tempo, la resistenza, la distanza percorsa e la velocità. Contemporaneamente il telefono era collegato con il bluetooth alla cyclette e al Garmin, grazie all'applicazione della Technogym: questa mostrava in tempo reale il battito cardiaco trasmesso dal cardiofrequenzimetro e la potenza espressa. Durante il secondo minuto della seconda fase veniva chiesto all'individuo il valore di RPE percepito. Per un $RPE < 10$ veniva aumentata la resistenza di due livelli, per un RPE compreso tra 10 e 11 veniva aumentata di 1, per un RPE superiore a 17 il test doveva essere interrotto e il soggetto doveva riposare per 20 minuti prima di

eseguirne un altro con una resistenza inferiore. Quest'ultima condizione non si è verificata per nessun individuo. Con un RPE tra 12 e 16 il test poteva proseguire fino al termine.

Livello	Uomo	Donna
Inattivo	59 oppure 64 W	88 oppure 95 W
Basso	88 oppure 95 W	118 oppure 127 W
Moderato	118 oppure 127 W	147 oppure 159 W
Alto	147 oppure 159 W	177 oppure 191 W

Tabella 3.1: Livelli di allenamento usati per selezionare la potenza nella fase 2. I Watt dipendono dal fatto che il carico di lavoro sia misurato dal volano o dai pedali.

Livello	Potenza per 60 rpm
1	30-32 W
2	43-45 W
3	56-57 W
4	65-66 W
5	80-82 W
6	94-95 W
7	107-110 W
8	118-120 W
9	130-132 W
10	141-143 W
11	158-161 W
12	170-174 W

Tabella 3.2: Corrispondenza tra i livelli di resistenza della Technogym cycle e la potenza espressa a 60 rpm

La formula predittiva del VO_2max viene riportata di seguito [10]:

Uomini

$$VO_2max = \exp \left((2.04900 - 0.00858 \cdot \text{Et\`a}) - (0.90742 \cdot \frac{\Delta HR}{\Delta PO}) + (0.00178 \cdot \Delta PO) - (0.00290 \cdot HR_{\text{standard work rate}}) \right) \quad (3.1)$$

Donne

$$VO_2max = \exp \left((1.84390 - 0.00673 \cdot \text{Et\`a}) - (0.62578 \cdot \frac{\Delta HR}{\Delta PO}) + (0.00175 \cdot \Delta PO) - (0.00471 \cdot HR_{\text{standard work rate}}) \right) \quad (3.2)$$

dove l'età dell'individuo è espressa in anni, ΔHR è la differenza tra la frequenza cardiaca misurata nel 7 minuto e quella misurata nel 4, ΔP è la differenza tra la potenza espressa nella seconda fase del test e quella espressa nella prima fase, HR standard work rate è la frequenza cardiaca misurata nel 4 minuto.

Come è già stato detto, durante il test venivano misurati i gas espirati ed inspirati tramite il sistema metabolico portatile K5, rilevato in real time il battito cardiaco tramite cardiofrequenzimetro e acquisito il segnale elettrocardiografico con il dispositivo MonotemaSens. Completato il test è stato chiesto lo sforzo percepito nella prima e nella seconda fase scegliendo un valore di RPE che va da 6 a 20 sulla scala di Borg. Alla fine dell'esercizio è stato somministrato un semplice questionario per raccogliere informazioni sul livello, quantità e tipologia di attività fisica condotta dai soggetti. Le domande vertevano anche sulle sensazioni provocate dall'uso della maschera e miravano a capire se la fatica percepita fosse dovuta a una reale stanchezza muscolare o piuttosto a una difficoltà respiratoria da essa causata.

Capitolo 4

Analisi dati e preprocessing

In questo capitolo vengono riportati le principali fonti di rumore dell'ECG e i pacchetti di Python usati per processare questo segnale. Per quanto riguarda il dati dei volumi di ossigeno viene spiegato come il software OMNIA ricava il valore di VO_2max perchè, avendo eseguito un test submassimale, e non uno massimale, non basta effettuare un filtraggio dei dati e prendere il massimo valore di VO_2 .

4.1 Processing ECG

Il parametro che è stato estratto dal segnale ECG è la frequenza cardiaca. Pertanto, il processing consta sostanzialmente di due passaggi: filtraggio del segnale e identificazione dei picchi R. Entrambi i passaggi sono stati effettuati utilizzando le funzioni di Neurokit su Python.

4.1.1 Rumore ECG

Il segnale ECG ha uno spettro in frequenza che va da 0.5 a 100 Hz. Le principali fonti di rumore nel segnale ECG sono di cinque tipologie [37].

1. Baseline wander o baseline drift. Consiste nello spostamento verso l'alto o verso il basso della linea di base del segnale e ha uno spettro di potenza compreso tra 0.05 e 1 Hz. Questo rumore è causato dai movimenti e dalla respirazione del soggetto, da un insufficiente contatto elettrodo-cute e da variazioni dell'impedenza elettrodo-cute.
2. Interferenza di rete. E' un rumore a banda stretto centrato a 50 o 60 Hz causato da accoppiamenti induttivi o capacitivi parassiti tra le linee che portano la corrente e il circuito per l'acquisizione del segnale ECG.

3. EMG. Gli elettrodi, oltre all'ECG, possono registrare anche il segnale EMG generato da un'attivazione elettrica muscolare. Diventa particolarmente problematico quando si fanno acquisizioni durante l'esercizio perché l'ampiezza di questo rumore è circa il 10% dell'ampiezza del complesso QRS che in questo modo verrebbe coperto. A questo si aggiunge il fatto che le bande in frequenza del segnale ECG ed EMG si sovrappongono e la rimozione completa di questo rumore con un filtro può comportare la distorsione di alcune features cliniche essenziali per identificare aritmie.
4. Rumore della strumentazione. E' legato a fattori che riguardano l'elettronica del dispositivo per acquisire il segnale.

4.1.2 Python e Neurokit2

Neurokit2 è un pacchetto di Python open source che fornisce una routine completa per l'elaborazione di specifici segnali biologici tra cui ECG, EMG, EEG. La documentazione disponibile per ogni segnale rende queste pipelines di processing semplici da utilizzare anche per programmatori inesperti o che si stanno avvicinando ai segnali fisiologici da poco. Come si vede dalla Figura 4.1, per quanto riguarda il segnale ECG le funzioni disponibili sono: `ecg_clean()`, `ecg_peaks()`, `ecg_quality()`, `ecg_delineate()`, `ecg_phase()` [21]. La funzione `ecg_clean` consente

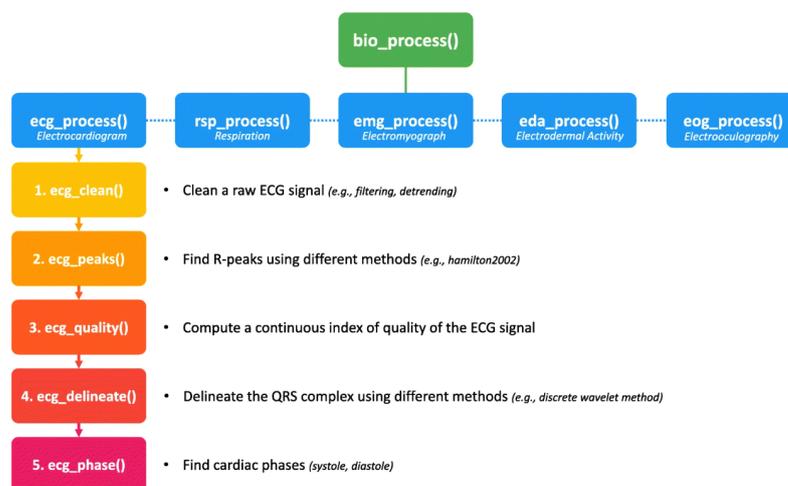


Figura 4.1: Illustrazione dell'architettura del pacchetto NeuroKit2, nel caso dell'elaborazione di segnali ECG. [21]

di effettuare il filtraggio del segnale grezzo rimuovendo il rumore e migliorando l'accuratezza dell'identificazione di picchi. In input vengono richiesti il segnale grezzo, la frequenza di campionamento e il metodo scelto per effettuare il filtraggio.

Infatti, in base all'applicazione, si può scegliere il metodo che si ritiene più adatto; di default, il metodo neurokit, applica un filtro passa alto di ordine 5 e frequenza di taglio 0.5 Hz, seguito da un filtro per rimuovere l'interferenza di rete a 50 Hz [31].

```
ecg_clean(ecg_signal, sampling_rate=1000, method='neurokit')
```

Di seguito sono elencate le tipologie di filtri che vengono applicati in base al metodo scelto.

- 'neurokit': questo è il metodo che viene implementato di default. Consiste in un filtro passa alto butterworth di ordine 5 e frequenza 0.5 Hz e poi un filtro per l'interferenza di rete [31]
- 'biosppy': filtro FIR con banda passante [0.67-45] Hz di ordine $1.5 \cdot fs$ ($fs =$ frequenza di campionamento) [31]
- 'pantompkins1985' [29] : filtro IIR butterworth passa banda ordine 1 di [5-15] Hz che rimuove l'interferenza di rete, il rumore causato da EMG e l'interferenza dovuta all'onda T e il baseline wander. Successivamente, il segnale viene derivato mediante un filtro passa-alto, così da mettere in evidenza le pendenze ripide del complesso QRS e facilitare il suo riconoscimento nelle fasi successive dell'elaborazione.
- 'hamilton2002' [32]: passabanda [8-16] Hz.
- 'elgendi2010' [14]: filtro IIR butterworth di ordine 2 passabanda [8-20] Hz
- 'engzeemod2012'
- 'vg' [20]: Filtro di ordine 2 butterworth a 4 Hz [31].

La fase di filtraggio viene seguita da quella dell'identificazione dei picchi R, necessaria per poter estrarre la frequenza cardiaca dell'ECG. Questo è il compito della funzione `ecg_peaks()` che richiede in ingresso il segnale filtrato, la frequenza di campionamento e il metodo. In output viene restituito un segnale binario della stessa lunghezza del segnale filtrato che conterrà 0 se non è stato identificato il picco e 1 se è stato identificato il picco R. Oltre a questo viene restituita la lista delle posizioni dei picchi identificati [31].

```
ecg_peaks(ecg_cleaned, sampling_rate=1000, method='neurokit', correct_artifacts=False, show=False, **kwargs)
```

L'aspetto interessante è che i metodi utilizzati per il filtraggio e l'identificazione di picchi R si basano su algoritmi consolidati e descritti in letteratura scientifica

[31]. Ogni algoritmo ha i suoi punti di forza come robustezza al rumore, velocità ed accuratezza.

4.2 Processing Volumi di ossigeno - Calcolo VO_2max

I volumi di ossigeno sono stati utilizzati per ottenere il valore di VO_2max dal software OMNIA da confrontare con il valore ottenuto dalla formula del test Ekblom-Bak.

4.2.1 Calcolo VO2max con software OMNIA

Come è già stato detto nei paragrafi precedenti, il test effettuato su cyclette è di tipo submassimale. Questo comporta che non si arriva a quel punto in cui all'aumentare del carico di lavoro il consumo di ossigeno si stabilizza, ovvero si giunge ad un plateau. In queste condizioni per trovare il consumo massimo di ossigeno basterebbe, dopo avere effettuato il filtraggio dei dati di O_2 consumati, prendere il valore massimo di VO_2 raggiunto durante il test. Dato un test submassimale, il software OMNIA è in grado di ottenere una predizione del VO_2max sulla base dei dati di VO_2 acquisiti dal K5 e i valori di frequenza cardiaca trasmessi dal cardiofrequenzimetro integrato. La modalità di campionamento scelta è quella respiro per respiro perché adatta a condizioni in cui ci sono variazioni rapide dell'intensità dell'esercizio. La dinamica dei dati di VO_2 varia rapidamente per cui sono stati filtrati con una media mobile nel tempo: viene rappresentato un campione ogni 10 secondi che equivale alla media dei dati dei 30 secondi precedenti. Dopo il filtraggio nella sezione Edit del software OMNIA è possibile selezionare l'intervallo di tempo nel grafico HR- VO_2 sul quale applicare la funzione autodetect. Questa applica una regressione lineare sui punti del consumo di ossigeno e frequenza cardiaca come si vede dalla Figura 4.2; l'equazione lineare trovata viene estesa fino al valore di $HRmax$, trovato come 220 - età, al quale corrisponderà il valore di VO_2max predetto. Questo si basa sul fatto che tra VO_2 e HR ci sia una relazione di linearità per un ampio range di valori fino allo sforzo massimo raggiungibile dal soggetto [28].

4.2.2 Calcolo VO2max con formula

La formula esponenziale sesso-specifica, Equazione (3.1) e Equazione (3.2), che predice il valore di VO2max è riportata di seguito [10]:

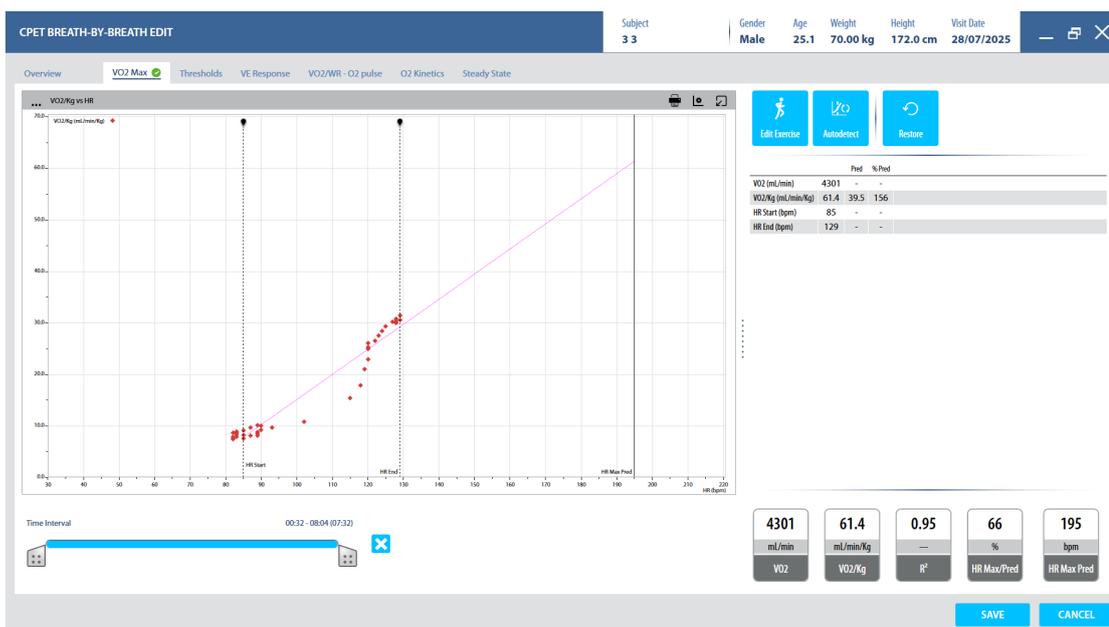


Figura 4.2: Interpolazione HR- VO_2 del software OMNIA [24].

Uomini

$$VO_2max = \exp \left((2.04900 - 0.00858 \cdot Et\grave{a}) - (0.90742 \cdot \frac{\Delta HR}{\Delta PO}) + (0.00178 \cdot \Delta PO) - (0.00290 \cdot HR_{standard\ work\ rate}) \right)$$

Donne

$$VO_2max = \exp \left((1.84390 - 0.00673 \cdot Et\grave{a}) - (0.62578 \cdot \frac{\Delta HR}{\Delta PO}) + (0.00175 \cdot \Delta PO) - (0.00471 \cdot HR_{standard\ work\ rate}) \right)$$

Questa formula è implementat su un file excel fornito sul sito dove viene spiegato tutto il protocollo (Figura 4.3). [10].

Le variabili di input da inserire sono: età e peso, HR al carico più basso (detto carico standard), ΔH differenza tra la frequenza cardiaca al carico più elevato e la frequenza cardiaca al carico standard, ΔP differenza di potenza tra il carico più elevato e il carico standard. Età e peso, insieme ad altri dati anagrafici e antropometrici, sono stati registrati prima dell'inizio del test. La frequenza cardiaca è stata misurata sia tramite cardiofrequenzimetro Garmin che con il dispositivo bipolare MonotemaSens. Di conseguenza, sono stati ottenuti quattro valori di VO_2max :

GIH THE SWEDISH SCHOOL OF SPORT AND HEALTH SCIENCES

The Eklom Bak test

Sex: 0
1 = man 0 = woman

Age: 41
Years

Weight: 76
Kg, 1 decimal

Heart rate: 99 bpm
Standard rate

Heart rate: 121 bpm
Higher rate

Factor for higher work rate: 0.34
 $\Delta HR/\Delta PO$

VO₂max: 2.37
Liter · min⁻¹

VO₂max: 31.2
ml · kg⁻¹ · min⁻¹

A. Fill in the noted heart rates to get the estimated average heart rate for each work rate

Time	Standard rate	Higher rate
3.15	93	130
3.30	93	130
3.45	93	129
4.00	96	129
Average HR	94	130

B. Identify the factor that corresponds to the higher work rate and fill it in under "Factor for higher rate" (found on the left)

Higher work rate (watts) [*]	Factor for higher work rate
59 or 64	32
88 or 95	64
118 or 122	96
147 or 159	122
177 or 191	159
206 or 222	191
235 or 254	222

* The Watts depends on whether the work rate is measured by the flywheel or the pedals.
† The test is only valid within the VO₂max range 19-62 ml·min⁻¹·kg⁻¹ for women and 24-76 ml·min⁻¹·kg⁻¹ for men, respectively.

The Swedish School of Sport and Health Sciences, Lidingsvägen 1, Stockholm, www.gih.se

Figura 4.3: File excel per il calcolo di VO_{2max} [10].

uno basato sulla frequenza cardiaca rilevata dal Garmin e tre derivanti dalle tre derivazioni bipolari del MonotemaSens.

Calcolo HR al carico standard: è la frequenza tra il terzo e quarto minuto della prima fase, ottenuta facendo una media dei valori di HR nei seguenti istanti di tempo 3.15, 3.30, 3.45 e 4.00.

Calcolo ΔH : $\Delta H = HR_2 - HR$ dove HR_2 è la frequenza cardiaca tra il settimo e l'ottavo minuto del test, ottenuta facendo una media dei valori nei seguenti istanti di tempo 7.15, 7.30, 7.45 e 8.00 e HR è la frequenza cardiaca al carico standard.

Calcolo ΔP : è la differenza tra la potenza espressa nelle due fasi, dove la prima è la stessa per tutti perché ad una velocità di 60 rpm e senza resistenza corrisponde una potenza di circa 30 W. Nella seconda fase invece la potenza viene regolata in base al livello di allenamento del soggetto per poter raggiungere un'HR superiore a 120 bpm per i soggetti di età inferiore a 50 anni e superiore a 110 bpm per i soggetti di età superiore a 50 anni. Il test Eklom-Bak è stato sviluppato utilizzando un cicloergometro a freno meccanico Monark modello 828E [10] mentre i test condotti nel laboratorio Rehab Technologies INAIL sono stati fatti sulla Technogym Cycle che ha un freno elettromagnetico. La differenza principale tra i due tipi di attrezzi sta nel fatto che esprimono la potenza in maniera differente. Negli ergometri a freno meccanico si utilizza il kilopond (kp), ovvero il chilogrammo-forza, che corrisponde alla forza peso esercitata da una massa di 1 kg sottoposta all'accelerazione di gravità di $9,81 \text{ m/s}^2$. Nelle cyclette a freno elettromeccanico la potenza viene espressa in Watt. Nel protocollo del test viene riportato il fattore di conversione per passare

da Watt a Kilopond; a sua volta il fattore di conversione sarà diverso in base al fatto che la potenza venga misurata sui pedali o sul volano (Tabella 4.1).

Resistenza (kp)	Potenza a 60 rpm (W)	
	Potenza misurata dal volano*	Potenza misurata dai pedali#
0.5	29	32
1.0	59	64
1.5	88	95
2.0	118	127
2.5	147	159
3.0	177	191
3.5	206	222
4.0	235	254

Tabella 4.1: Fattori di conversione [10]. *1 W = 6,116 kpm/min. # 1 W = 6,116 kpm/min, più l'8% per correggere le perdite dovute all'attrito nella catena e nel sistema di trasmissione.

Questi valori non coprono tutti i livelli di carico della Technogym cycle, per cui è stata fatta un'interpolazione di questi fattori di conversione. La relazione ottenuta è di tipo lineare:

$$y = 1.079x - 31.618$$

dove x è la potenza a carichi elevati espressa in Watt e y è il fattore di conversione che corrisponde alla potenza impostata nella seconda fase del test. Non è importante calcolare il fattore di conversione per la prima fase perchè è uguale per tutti i soggetti, ovvero ≈ 30 W per un velocità di 60 rpm. Noti età, peso, sesso, HR, ΔH e ΔP , è possibile inserire questi valori nell'excel per ottenere VO_2max espresso in ml/(Kg*min) oppure ml/min.

Capitolo 5

Risultati

In questo capitolo vengono riportati i risultati dell'elaborazione dei segnali raccolti insieme ai dati anagrafici dei soggetti che hanno partecipato allo studio. Viene dedicato un primo paragrafo ai risultati ottenuti dall'applicazione delle funzioni di Neurokit2 specifiche per il segnale ECG. Segue un paragrafo dove vengono presentati i risultati dei dati del volume di ossigeno filtrati e l'applicazione dell'interpolazione che fa OMNIA tra VO_2 e HR. Nel resto del capitolo sono presentati e messi a confronto i quattro valori di VO_2max ottenuti: VO_2max calcolato con la formula EB inserendo la frequenza cardiaca delle tre derivazioni del dispositivo bipolare, VO_2max calcolato con la formula EB inserendo la frequenza cardiaca trasmessa dal cardiofrequenzimetro, VO_2max ottenuto dal software OMNIA. Per ogni valore di VO_2max ottenuto è stato calcolato l'errore relativo percentuale rispetto al VO_2max calcolato su OMNIA. Per poter fare delle considerazioni sull'affidabilità del metodo proposto è stato calcolato l'errore relativo percentuale tra il VO_2max ottenuto dalla formula EB e il VO_2max ottenuto dal software OMNIA.

5.1 Risultati processing ECG con Neurokit2

L'elaborazione del segnale ECG è stata eseguita in due fasi: filtraggio del segnale e identificazione dei picchi R, effettuata utilizzando le funzioni `ecg_clean` ed `ecg_peaks` di NeuroKit2 con il metodo di default 'Neurokit'. Dall'analisi dei tracciati grezzi (Figura 5.1), il segnale presentava diverse componenti di rumore, tra cui interferenza delle rete elettrica, fluttuazioni della linea di base dovute alla respirazione, variazioni nell'impedenza elettrodo-cute e sovrapposizione di segnali fisiologici come l'EMG. Dopo l'applicazione del filtro, si osserva una significativa riduzione dei disturbi e degli artefatti, con stabilizzazione della linea di base dovuta all'influenza della respirazione, pur mantenendo la morfologia caratteristica del segnale. Successivamente la funzione `ecg_peaks` ha permesso l'identificazione dei

picchi R in tutte le derivazioni, come mostrato nella Figura 5.2, dove i picchi individuati sono evidenziati mediante pallini rossi sovrapposti al tracciato. Nei tracciati parzialmente distorti, dovuti ad esempio a un elettrodo poco aderente, la funzione `ecg_peaks` ha avuto maggiori difficoltà nella rilevazione dei picchi R.

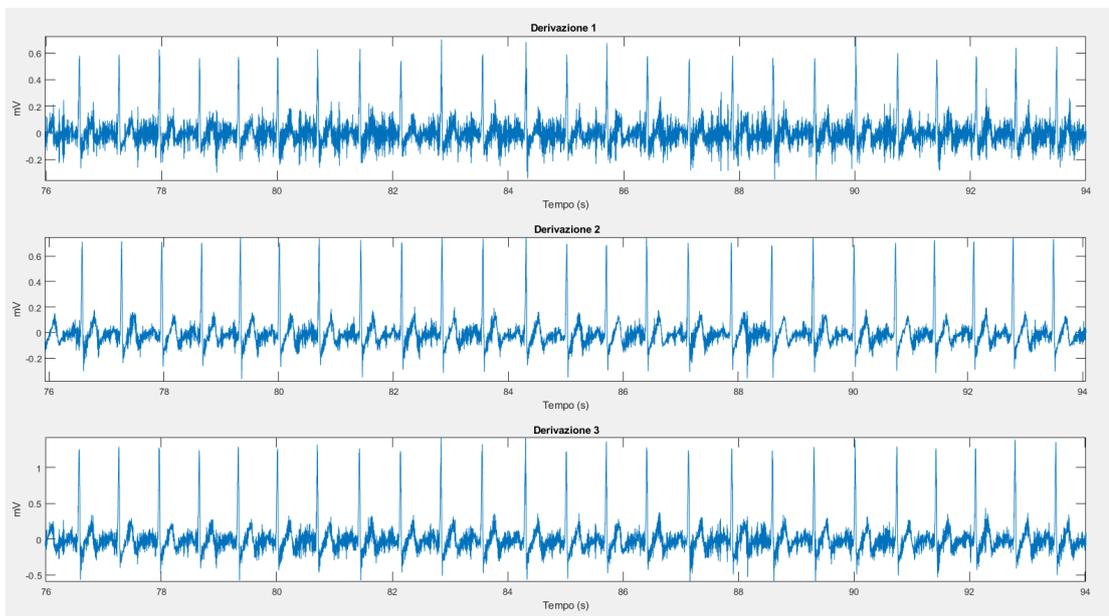


Figura 5.1: ECG grezzo.

5.2 Risultati processing Volumi di ossigeno

Nel caso dei dati del VO_2 l'adozione di un filtro a media mobile temporale ha ridotto le rapide variazioni del segnale legate all'acquisizione respiro per respiro, rendendo il tracciato più regolare e facilmente interpretabile. Come mostrato nei grafici 5.3, il filtraggio ha reso il segnale più "smooth", preservando le tendenze generali dei volumi di ossigeno senza alterarne la dinamica fisiologica complessiva del segnale.

5.3 Dati anagrafici

Nella Tabella 5.1 vengono riassunti i dati anagrafici di ogni partecipante che sono stati raccolti prima di ogni sessione sperimentale. Questi comprendono età, sesso e peso, ovvero gli input da inserire nella formula EB per il calcolo del VO_{2max} . Il campione analizzato comprende 11 soggetti di età compresa tra 23 e 46 anni, con

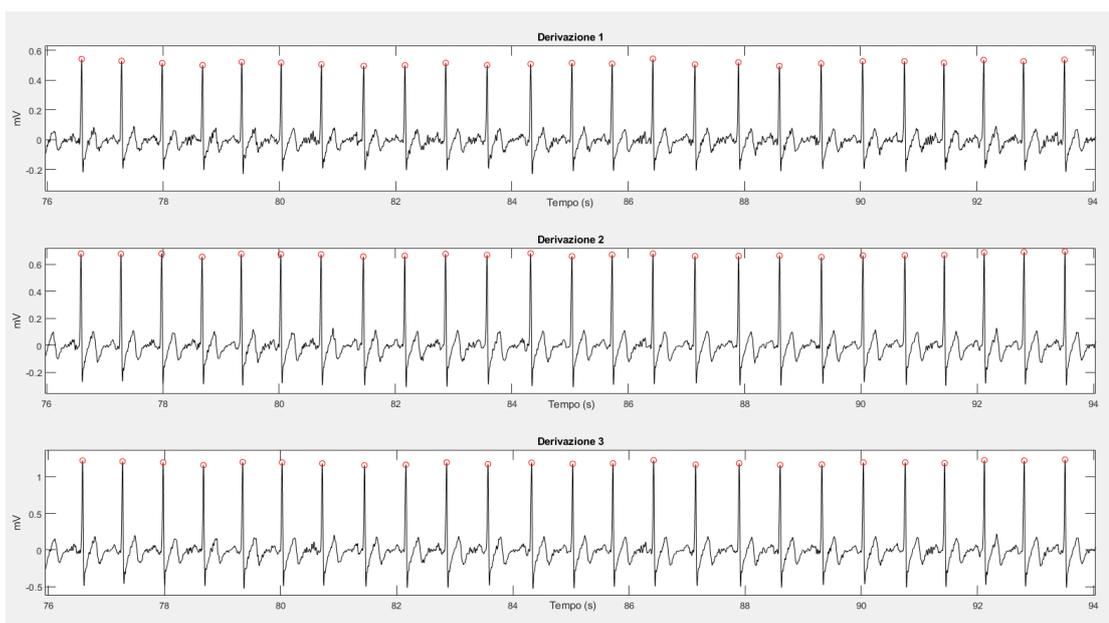


Figura 5.2: ECG dopo il filtraggio su Neurokit2 e l'identificazione dei picchi R.

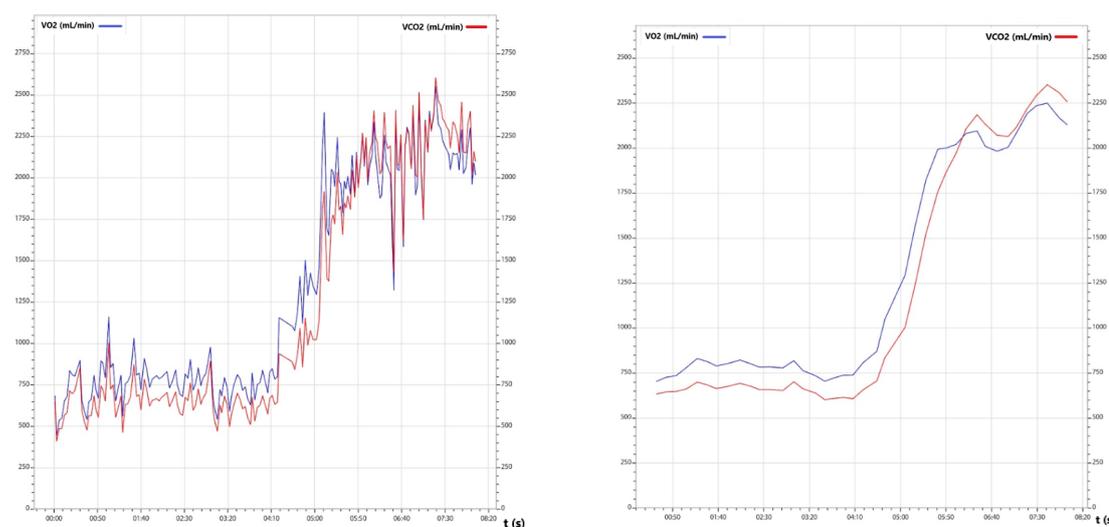


Figura 5.3: Segnali VO_2 e VCO_2 grezzi e segnali VO_2 e VCO_2 dopo il filtraggio

una distribuzione bilanciata per sesso (4 donne e 6 uomini) e una prevalenza di soggetti allenati. In particolare, dall'analisi dei questionari emerge che i partecipanti presentavano livelli di attività fisica piuttosto variabili. Il 33.3% del campione risulta sedentario (praticava attività fisica raramente o mai) mentre il restante 66.7% ha dichiarato di svolgere attività fisica in maniera regolare. Di questo

66.7%: il 11.1% svolgeva attività occasionale (1–2 volte a settimana), il 33.3% risultava moderatamente allenato (3–4 volte a settimana) e il 22.2% era regolarmente allenato (≥ 5 volte a settimana). Nessuno dei partecipanti era di livello agonistico. Anche il tempo settimanale dedicato all'attività fisica moderata o intensa variava sensibilmente: il 44.4% vi dedicava meno di un'ora, il 22.2% tra 1 e 3 ore, un ulteriore 22.2% tra 4 e 6 ore e il restante più di 6 ore. Le attività praticate dai partecipanti erano in prevalenza riconducibili a forme di esercizio aerobico. La corsa/jogging (33.3%) rappresentava l'attività aerobica principale, seguita da sport di squadra come calcio o basket (22.2%), caratterizzati da una componente aerobica significativa alternata a momenti di impegno anaerobico. La palestra/fitness (33.3%) costituiva una categoria eterogenea, comprendente sia esercizi di tipo aerobico sia allenamenti di forza, più propriamente anaerobici. La maggioranza dei partecipanti (55.6%) riportava inoltre attività libere non strutturate, generalmente collocabili tra le forme aerobiche a bassa o moderata intensità. Infine, un soggetto praticava CrossFit, attività mista con componenti sia aerobiche sia anaerobiche. Nessuno dei partecipanti riportava la pratica del ciclismo. Poiché era possibile selezionare più attività, le percentuali non sommano al 100%.

Soggetto	Sesso	Età	Peso (Kg)	Altezza (cm)	Allenato o non allenato
1	M	46	60	174	Allenato
2	M	24	60	165	Non Allenato
3	M	25	70	172	Allenato
4	M	28	78	183	Allenato
5	M	26	65	180	Non Allenato
6	F	41	77	186	Allenato
7	F	29	56	162	Allenato
8	F	34	65	173	Allenato
9	F	23	63	165	Allenato
10	F	26	50	150	Non Allenato
11	M	32	68	172	Allenato

Tabella 5.1: Dati anagrafici dei soggetti che hanno partecipato allo studio.

5.4 Risultati TMJ test

In questo paragrafo vengono presentati i risultati relativi al TMJ test eseguito su treadmill. Nella Figura 5.4 sono riportate le tre derivazioni dell'ECG già filtrate che sono state acquisite con il dispositivo bipolare MonotemaSens durante la prima fase del test, in cui il soggetto cammina a una velocità autoselezionata. In questa condizione i picchi R risultano chiaramente distinguibili e gli algoritmi di

detection di NeuroKit2 non incontrano difficoltà nell'individuarli. La Figura 5.5 mostra invece il segnale ECG relativo alla seconda fase, in cui il soggetto inizia a correre. Nonostante la velocità impostata fosse la più bassa tra quelle previste dal protocollo e il segnale sia stato filtrato, l'ECG perde completamente la sua forma d'onda caratteristica e i complessi QRS risultano non distinguibili. Nella Figura 5.6 sono riportati i grafici dell'andamento di VO_2 e dell'HR nel tempo, prima dell'applicazione del filtraggio a media mobile. In queste condizioni, il segnale del volume di ossigeno scambiato presenta rapide fluttuazioni dovute alla modalità di acquisizione respiro per respiro, tuttavia l'andamento generale evidenzia un aspetto rilevante: con l'aumento del carico si osserva un plateau, indicativo del raggiungimento del VO_{2max} . Applicando la formula (2.6), il valore stimato di VO_{2max} risulta pari a $46.82 \text{ mL}/(\text{kg} \cdot \text{min})$. Tuttavia, il test è stato successivamente scartato, poiché l'ECG acquisito dal dispositivo MonotemaSens risulta troppo rumoroso per essere utilizzato in analisi successive. Infatti, il valore di HR impiegato nella formula è stato quello trasmesso dal dispositivo Garmin perchè, non riuscendo ad identificare i picchi R, risultava impossibile ricavare la frequenza cardiaca.

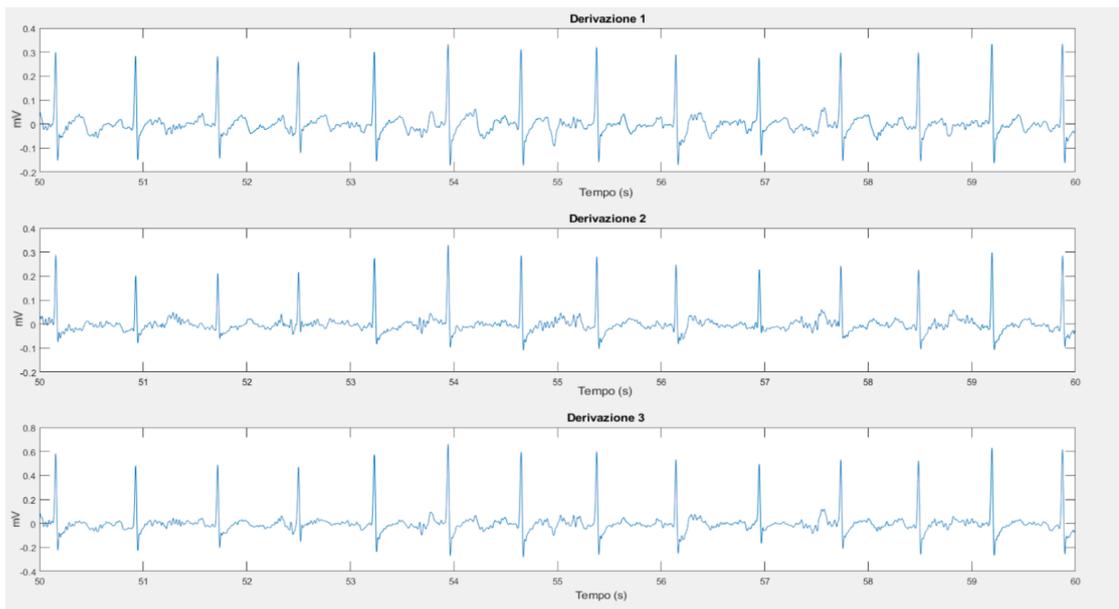


Figura 5.4: ECG nella fase 1 del TMJ test.

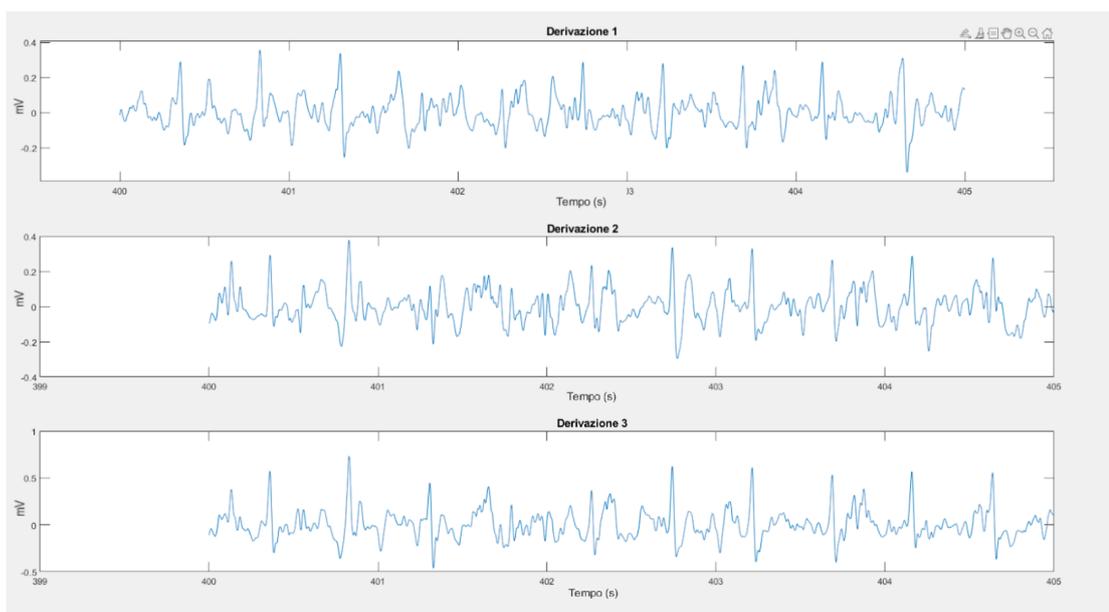


Figura 5.5: ECG nella fase 2 del TMJ test.



Figura 5.6: Grafici del VO_2 e HR relativi al TMJ test.

5.5 Risultati Ekblom-Bak test

Tutti i partecipanti hanno completato il test Ekblom-bak su bike. Da questi 11, un soggetto è stato scartato dallo studio perchè non ha raggiunto la frequenza cardiaca minima di 120 bpm prevista dal protocollo [10]. Secondo quanto emerso dal questionario nessuno ha riscontrato molte difficoltà nel portare a termine l'esercizio: 5 soggetti hanno riportato "nessuna difficoltà" mentre i restanti 4 hanno segnalato "qualchè difficoltà". L'ostacolo maggiore si è rivelato essere un affaticamento legato alla respirazione causato dalla maschera de K5 piuttosto che ai muscoli degli arti inferiori. Infatti, emerge che la maggior parte ha percepito il respiro come la parte più stancante dell'esercizio (66.7%). Il 22,2% dei soggetti ha invece indicato i muscoli delle gambe, mentre solo un soggetto ha segnalato entrambe le componenti in egual misura. Nella Tabella 5.2 vengono riassunti i valori delle potenze espresse nella prima e nella seconda fase del test. Come è stato già descritto, nei primi quattro minuti fissata la velocità a 60 rpm e non essendo impostata alcuna resistenza, la potenza è la stessa per tutti ≈ 32 W. Successivamente la resistenza viene impostata sulla base del livello di allenamento dichiarato dal soggetto (Capitolo Materiali e metodi, paragrafo 3.3.5). Nella colonna P(W) - fase 2 della Tabella 5.2 si trovano valori di potenza molto diversificati: da 60-95 W per i soggetti sedentari fino a 165 W per i soggetti che si allenano regolarmente 3-4 volte a settimana. Nella tabella sono stati raccolti anche i valori di RPE relativi all'ultimo minuto di ogni fase. Per la seconda fase tutti hanno riportato un RPE ≈ 14 sulla Scala di Borg 6-20 che corrisponde ad un'HR di circa 120 bpm, necessari per accettare la prova. Tuttavia, come già accennato, questo sforzo non è stato sufficiente per il soggetto 4, che è stato quindi scartato.

Soggetto	P (W) fase 1	RPE fase 1	P (W) fase 2	RPE fase 2	Livello
1	32	9	120	15	8
2	32	9	110	16	7
3	32	7	134	14	9
4	32	7	130	14	9
5	32	11	95	14	6
6	32	7	125	13	8
7	32	11	112	15	7
8	32	7	165	13	12
9	32	9	107	14	7
10	32	11	60	15	4
11	32	7	160	15	11

Tabella 5.2: Potenze e RPE dei soggetti nella prima e seconda fase del Ekblom-Bak test.

5.5.1 Risultati VO_2max con OMNIA

In questo paragrafo sono raccolti i valori di VO_2max ricavati con OMNIA che utilizza i dati di VO_2 , provenienti dal K5, e la frequenza cardiaca trasmessa dal Garmin. I risultati dell'interpolazione lineare che esegue il software sono riassunti nella Tabella 5.3: la seconda colonna mostra le frequenze cardiache massime stimate tramite la formula $220 - età$, mentre la terza riporta i corrispondenti valori di VO_2max espressi in $ml/kg \cdot min$.

Soggetto	HRmax = (220-Età) bpm	VO_2max (ml/kg*min)
1	174	46.6
2	197	33.7
3	195	61.4
4	escluso	escluso
5	194	34.8
6	179	41.7
7	191	55.2
8	186	46.9
9	197	44.0
10	194	30.2
11	188	49.7

Tabella 5.3: VO_2max con software OMNIA.

5.5.2 Risultati VO_2max con formula Ekblom-Bak e Garmin

Nella Tabella 5.4 sono sintetizzati i valori di VO_2max calcolati applicando la formula esponenziale sesso-specifica di Ekblom-Bak, impiegando come input le frequenze cardiache HR 3-4 minuto e HR 7-8 minuto rilevate con il cardiofrequenzimetro Garmin. Come già descritto nel paragrafo 4.2.2 del Capitolo Analisi dati e preprocessing, le frequenze cardiache HR 3-4 minuto e HR 7-8 minuto sono ricavate mediando le frequenze cardiache rispettivamente negli istanti 3.15, 3.30, 3.44, 4.00 e 7.15, 7.30, 7.44, 8.00.

5.5.3 Risultati VO_2max con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens

Il calcolo del VO_2max tramite la formula esponenziale visto nel paragrafo precedente è stato ripetuto inserendo le frequenze cardiache ottenute dall'ECG acquisito con il dispositivo bipolare MonotemaSens. Avendo tre derivazioni bipolari per ogni soggetto, i valori di VO_2max ricavati sono tre. I risultati vengono riassunti nelle

Soggetto	HR 3-4 minuto (bpm)	HR 7-8 minuto (bpm)	VO_2max (ml/kg*min)
1	92.25	138.5	51.1
2	110.5	182	42.5
3	87.5	129.5	60.5
4	74.75	115.25	escluso
5	111.75	165	39.4
6	80	130	37.8
7	80.5	131.5	51.8
8	72	155	50.1
9	116.25	159.75	41.3
10	135.5	172.75	29.4
11	74.25	155	53.6

Tabella 5.4: VO_2max con formula Ekblom-Bak e Garmin.

Tabelle 5.5, 5.6 e 5.7. In ogni tabella si trovano le frequenze cardiache HR 3-4 minuto e HR 7-8 minuto ottenute con una specifica derivazione e il rispettivo VO_2max calcolato.

Soggetto	$HRdev_I$ 3-4 minuto (bpm)	$HRdev_I$ 7-8 minuto (bpm)	VO_2max (ml/kg*min)
1	94.55	126.11	58.7
2	103.47	152.44	55.2
3	89.29	130.30	60.8
4	escluso	escluso	escluso
5	112.63	165.91	39.7
6	84.33	130.57	38.0
7	104.46	124.55	57.8
8	71.98	146.54	51.8
9	118.93	159.77	41.6
10	135.21	174.66	27.9
11	90.10	76.00	94.0

Tabella 5.5: VO_2max con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione I.

5.5.4 Confronto VO_2max OMNIA e Garmin

Per confrontare i valori di VO_2max ottenuti con il software OMNIA e con la formula dove sono state inserite le frequenze cardiache misurate con il Garmin è

Soggetto	$HRdev_{II}$ 3-4 minuto (bpm)	$HRdev_{II}$ 7-8 minuto (bpm)	VO_{2max} (ml/kg*min)
1	93.09	139.55	51.8
2	103.41	183.05	39.9
3	89.29	130.30	60.8
4	escluso	escluso	escluso
5	112.69	165.88	39.7
6	80.69	130.57	37.8
7	80.43	132.30	51.6
8	72.26	146.50	51.8
9	118.94	159.79	41.6
10	135.42	163.51	35.0
11	79.10	152.34	56.1

Tabella 5.6: VO_{2max} con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione II.

Soggetto	$HRdev_{III}$ 3-4 minuto (bpm)	$HRdev_{III}$ 7-8 minuto (bpm)	VO_{2max} (ml/kg · min)
1	93.19	131.39	55.7
2	103.43	169.91	45.7
3	66.37	66.44	90.3
4	escluso	escluso	escluso
5	112.63	165.91	39.7
6	80.72	130.59	37.8
7	102.48	132.28	54.4
8	72	146.52	51.8
9	118.92	159.79	41.6
10	135.21	174.65	27.9
11	76.77	115.29	69.8

Tabella 5.7: VO_{2max} con formula Ekblom-Bak e MonotemaSens derivazione III.

stato calcolato l'errore relativo percentuale come segue:

$$E_r = \frac{|VO_{2max, OMNIA} - VO_{2max, Garmin}|}{VO_{2max, OMNIA}} \times 100.$$

Gli errori relativi E_r per ogni soggetto sono raccolti nella Tabella 5.8. Ad eccezione dei soggetti 2 e 5, l'errore riscontrato per tutti i partecipanti è risultato inferiore al 10%, in linea con quanto riportato in studi precedenti sul test di Ekblom-Bak [43]. Sebbene non sia stato eseguito un test da sforzo massimale con il Cosmed K5 — considerato il metodo più accurato per la determinazione del VO_{2max} — il valore

di VO_2max stimato da OMNIA mediante interpolazione lineare è stato adottato come riferimento per il calcolo dell'errore relativo, poiché si basa comunque su dati diretti di consumo di ossigeno.

Soggetto	E_r Garmin - OMNIA
1	9.65%
2	26.11%
3	1.46%
4	escluso
5	13.22%
6	9.35%
7	6.16%
8	6.82%
9	6.13%
10	2.65%
11	7.85%

Tabella 5.8: Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato su OMNIA e il VO_2max calcolato con la formula utilizzando il Garmin

5.5.5 Confronto VO_2max Garmin e MonotemaSens

Dopo aver verificato la validità dell'equazione esponenziale per la stima del VO_2max attraverso il confronto tra $VO_{2max,OMNIA}$ e $VO_{2max,Garmin}$, è stato effettuato un ulteriore confronto tra $VO_{2max,Garmin}$ e $VO_{2max,MonotemaSens}$. Questo passaggio è stato finalizzato a valutare se il dispositivo bipolare MonotemaSens potesse sostituire il Garmin — dispositivo commerciale validato e comunemente impiegato per la misura della frequenza cardiaca — nell'acquisizione del HR ottenuto dai tracciati ECG delle tre derivazioni bipolari del MonotemaSens. Per questo motivo l'errore in questo caso è stato calcolato rispetto al VO_2max del Garmin come segue:

$$E_r = \frac{|VO_{2max, Garmin} - VO_{2max, MonotemaSens}|}{VO_{2max, Garmin}} \times 100.$$

Per ciascun soggetto sono stati calcolati tre errori relativi, ottenuti confrontando con $VO_2max, Garmin$ i valori di VO_2max derivanti da ciascuna delle tre derivazioni bipolari, come riportato nella Tabella 5.9. Se il dispositivo MonotemaSens rilevasse correttamente la frequenza cardiaca, ci si attenderebbe un errore contenuto, poiché l'unica variabile a cambiare nella formula sarebbero i valori di HR nei minuti 3–4 e 7–8. Dai risultati emerge che, per quasi tutti i soggetti, almeno una delle tre derivazioni bipolari presenta un errore relativo inferiore o prossimo al 5%. Ad

esempio, per il soggetto 3, le prime due derivazioni mostrano errori molto bassi (0.49%), mentre la terza derivazione evidenzia un errore decisamente più elevato (49.25%), indice di possibili problemi di acquisizione in quel canale. In generale, almeno una delle tre derivazioni fornisce un errore contenuto per ciascun soggetto.

Soggetto	E_r dev I - Garmin	E_r dev II - Garmin	E_r dev III - Garmin
1	14.87%	1.37%	9.00%
2	29.88%	6.11%	7.53%
3	0.49%	0.49%	49.25%
4	escluso	escluso	escluso
5	0.76%	0.76%	0.76%
6	0.52%	0%	0%
7	11.58%	0.38%	5.02%
8	3.39%	3.39%	3.39%
9	0.73%	0.73%	0.73%
10	5.10%	19.04%	5.10%
11	75.37%	4.66%	30.22%

Tabella 5.9: Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato utilizzando la formula inserendo HR del Garmin e il VO_2max calcolato con la formula inserendo HR delle tre derivazioni elettrocardiografiche del MonotemaSens.

5.5.6 Confronto VO_2max OMNIA e MonotemaSens

Infine, sono stati confrontati i valori di VO_2max ottenuti da ciascuna derivazione del dispositivo MonotemaSens con quelli stimati tramite OMNIA calcolando l'errore relativo come riporta la formula in basso. Sono stati esclusi i soggetti 2 e 5, per i quali il metodo non ha fornito risultati affidabili neppure utilizzando la frequenza cardiaca rilevata dal Garmin (cfr. paragrafo 5.4.4). Per tutti gli altri soggetti, gli errori relativi riscontrati risultano inferiori o prossimi al 10% (si veda Tabella 5.10), in accordo con quanto riportato in studi precedenti sull'Ekblom-test [43].

$$E_r = \frac{|VO_{2max, OMNIA} - VO_{2max, MonotemaSens}|}{VO_{2max, OMNIA}} \times 100.$$

Soggetto	E_r dev I - OMNIA	E_r dev II - OMNIA	E_r dev III - OMNIA
1	25.96%	11.16%	19.52%
2	63.79%	18.39%	35.60%
3	0.97%	0.97%	47.06%
4	escluso	escluso	escluso
5	14.08%	14.08%	14.08%
6	8.87%	9.35%	9.35%
7	4.71%	6.52%	1.45%
8	10.44%	10.44%	10.44%
9	5.45%	5.45%	5.45%
10	7.61%	15.89%	7.61%
11	89.13%	12.87	40.44%

Tabella 5.10: Errori relativi E_r tra il VO_2max calcolato su OMNIA e il VO_2max calcolato con la formula utilizzando le tre derivazioni elettrocardiografiche del MonotemaSens.

Capitolo 6

Discussione

6.1 Processing ECG con Neurokit2

Come si evince dalla Figura 5.1, il segnale ECG risulta affetto da diverse fonti di rumore e artefatti, tra cui interferenza di rete, rumore strumentale, attività elettromiografica, variazioni dell'impedenza elettrodo-cute e altri fenomeni. Per ridurre tali disturbi, come già descritto nel capitolo Analisi dati e Preprocessing, il segnale è stato filtrato utilizzando la funzione `ecg_clean` del pacchetto `NeuroKit2`, con `method = Neurokit`.

L'importanza del filtraggio diventa particolarmente evidente in fase di identificazione dei picchi R, poiché la presenza di rumore può mascherare la morfologia del complesso QRS rendendone difficile il riconoscimento. Nel segnale grezzo si osserva, inoltre, una marcata deriva della linea di base, dovuta principalmente alla modulazione della respirazione. Tale effetto risulta più accentuato con elettrodi posizionati sul torace, dove i micro-spostamenti del cuore legati all'inspirazione e all'espiazione hanno maggiore impatto; al contrario, elettrodi posizionati distalmente (polsi e caviglie) forniscono un segnale più "mediato", meno sensibile a queste variazioni. Tuttavia, la configurazione toracica è stata scelta per garantire libertà di movimento al soggetto durante la pedalata, e l'artefatto della deriva di base è stato adeguatamente corretto dal filtraggio, come mostrato in Figura 5.2.

Un'ulteriore criticità emersa nell'analisi dei segnali grezzi riguarda il distacco degli elettrodi dalla cute. In particolare, come evidenziato nell'immagine relativa alla terza derivazione del soggetto 3, il tracciato presenta un'ampiezza estremamente ridotta, indice verosimilmente di un distacco elettrodoico piuttosto che di semplice rumore (Figura 6.1). Questo evento è favorito dalla sudorazione dovuta all'intensità dell'esercizio: in tali condizioni il filtraggio non è in grado di recuperare il segnale,

e l'unica strategia efficace rimane la verifica periodica del corretto posizionamento degli elettrodi.

È opportuno sottolineare che, sebbene i filtri migliorino significativamente la

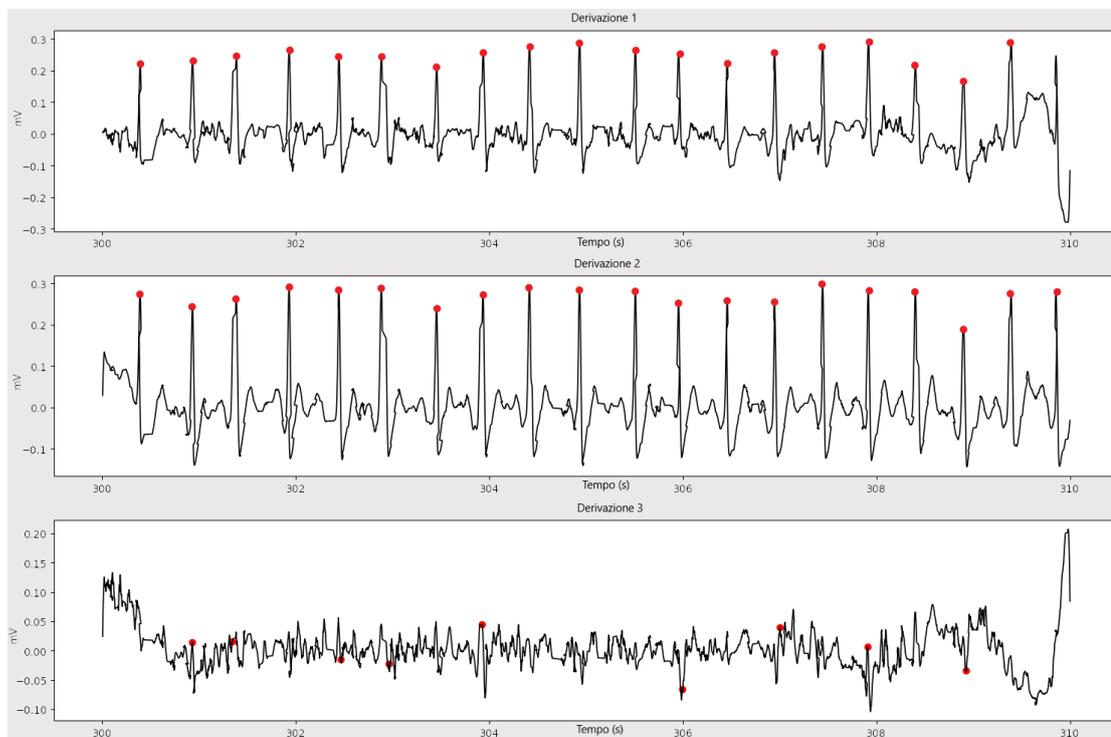


Figura 6.1: ECG filtrato del soggetto 3 durante l'EB test.

leggibilità del segnale, essi non possono compensare problematiche strutturali come il distacco elettrodoico o la completa perdita della morfologia dei complessi. La scelta di acquisire tre derivazioni indipendenti e di impiegare algoritmi di rilevamento robusti ha comunque permesso di garantire l'estrazione affidabile dei picchi R, anche in condizioni di rumore marcato, aumentando l'affidabilità complessiva del protocollo sperimentale.

In generale, come verrà mostrato nel confronto tra Garmin e Monotema, almeno una delle tre derivazioni ha fornito un tracciato sufficientemente stabile per consentire le successive elaborazioni.

6.2 Processing Volumi di ossigeno

I dati relativi ai volumi di ossigeno acquisiti dal sistema K5 sono stati sottoposti a un filtraggio mediante media mobile temporale. Questo passaggio si è reso necessario

poiché i grafici del VO_2 in funzione del tempo mostrano oscillazioni molto rapide, attribuibili a diversi fattori. In particolare, la modalità di acquisizione respiro per respiro prevede che venga registrato un valore per ciascun atto respiratorio: ciò comporta, soprattutto in un esercizio dinamico come l'EB test, una notevole variabilità tra un campione e il successivo. L'applicazione del filtro consente di attenuare queste fluttuazioni, restituendo un segnale più regolare e interpretabile dal punto di vista fisiologico. L'applicazione del filtro non ha lo scopo di eliminare la variabilità, ma di rendere il segnale analizzabile e confrontabile, riducendo il rumore senza alterare la tendenza generale della risposta fisiologica. Tuttavia questa tecnica ha dei limiti intrinseci, in quanto un filtraggio troppo intenso potrebbe appiattire eccessivamente il segnale, riducendo la sensibilità a variazioni fisiologicamente significative. In ogni caso, un segnale più smooth è necessario per osservare la cinetica del VO_2 con la quale si intendono le modalità e il tempo con cui il consumo di ossigeno si adatta a una variazione dell'intensità dell'esercizio.

6.3 Risultati EB test

Allo studio hanno partecipato 11 soggetti (età compresa tra 23 e 46 anni; 5 donne e 6 uomini), sottoposti a un test submassimale, EB test, su bike stazionaria Technogym Cycle, che consente la modulazione della potenza attraverso la variazione della resistenza. Tutti i partecipanti hanno completato la prova, rivelatasi adeguata sia per un ampio range di età sia per diversi livelli di allenamento, spaziando da soggetti sedentari a individui che praticano attività fisica regolare per oltre 6–7 ore settimanali. Un soggetto è stato escluso dall'analisi in quanto non ha raggiunto la frequenza cardiaca minima richiesta dal protocollo (≥ 120 bpm). Sono stati ottenuti cinque diversi valori di VO_{2max} :

1. $VO_{2max,OMNIA}$ stimato dal software Omnia, tramite interpolazione lineare VO_2 -HR con i dati acquisiti da K5 e Garmin;
2. $VO_{2max, Garmin}$ calcolato con le formule (3.1) e (3.2) utilizzando la frequenza cardiaca trasmessa dal Garmin;
3. $VO_{2max,MonotemaSens}$ calcolato con le formule (3.1) e (3.2) utilizzando la frequenza cardiaca rilevata tramite ECG dal dispositivo MonotemaSens.

Quest'ultimo calcolo è stato ripetuto tre volte per ciascun soggetto, poiché il dispositivo acquisiva tre diverse derivazioni elettrocardiografiche. Dato il campione ridotto non è stato possibile fare un'analisi statistica dei dati e neanche confronti tra soggetti stessi, in quanto il non si sono presentati partecipanti con caratteristiche simili e il VO_{2max} dipende da fattori come età, sesso, peso e allenamento. Per questo motivo per fare considerazioni di tipo quantitativo è stato calcolato l'errore

relativo E_r tra i valori di VO_{2max} ottenuti i metodi diversi descritti poco sopra.

6.3.1 Confronto $VO_{2max,OMNIA}$ e $VO_{2max,Garmin}$

Il primo confronto è stato condotto tra $VO_{2max,OMNIA}$ e $VO_{2max,Garmin}$. Il calcolo dell'errore relativo è stato effettuato assumendo come valore di riferimento il $VO_{2max,OMNIA}$ che, pur non derivando da un test incrementale massimale, è stato comunque stimato utilizzando i volumi di ossigeno acquisiti con il sistema K5. L'esecuzione di un test massimale in laboratorio non è stata possibile a causa della mancanza di personale sanitario durante la prova e, inoltre, la procedura avrebbe richiesto ai soggetti di svolgere due test in giornate diverse (EB test submassimale e il test massimale), con un impegno fisico significativo. Nella revisione del 2016 [5], in cui era stata aggiornata la formula dell'EB test, era stato riportato un coefficiente di variazione pari all'8% per gli uomini e al 9% per le donne, confrontando i valori stimati con quelli di VO_{2max} misurati direttamente con un test massimale condotto su treadmill. Nel presente studio, ad eccezione dei soggetti 2 e 5, tutti i partecipanti hanno mostrato un errore relativo inferiore al 5%. Alcune possibili spiegazioni degli scostamenti osservati sono le seguenti:

- Il test eseguito è submassimale e non massimale. Ciò significa che, pur utilizzando i valori di VO_2 rilevati dal K5, i soggetti non hanno raggiunto l'esaurimento fisico necessario a una misura diretta del VO_{2max} [5]. Pertanto, il $VO_{2max,OMNIA}$ rappresenta comunque una stima.
- Il valore di $VO_{2max,OMNIA}$ deriva da un'interpolazione lineare della relazione HR- VO_2 [28], successivamente estesa fino a una frequenza cardiaca massima stimata con la formula $220 - \text{età}$. Tuttavia tale stima dell' HR_{max} non considera variabili individuali come sesso, livello di allenamento, BMI e altri fattori.
- Il campione considerato è ristretto e i soggetti esclusi potrebbero essere outlier, ma senza un'analisi statistica approfondita non è possibile verificarlo.
- Nello studio del 2016 [5], il VO_{2max} stimato con l'EB test è stato confrontato con una misura diretta ottenuta da un test massimale condotto su cyclette. In questo studio invece, i valori di VO_{2max} confrontati sono stati ottenuti tutti da un esercizio svolto su cyclette. Nonostante il VO_{2max} sia considerato un parametro univoco, il tipo di protocollo può influenzarne il valore: diversi studi hanno evidenziato come i protocolli su treadmill forniscano valori fino al 20% superiori rispetto a quelli su bike, poiché coinvolgono una massa muscolare più ampia [4].

Nonostante questi limiti, il metodo si è dimostrato robusto: per tutti i partecipanti, eccetto i soggetti 2 e 5, l'errore relativo è rimasto inferiore al 10%.

6.3.2 Confronto $VO_{2max,MonotemaSens}$ e $VO_{2max,Garmin}$

Dopo aver verificato la validità della formula EB per il campione analizzato utilizzando la frequenza cardiaca misurata con un dispositivo consolidato come il Garmin, si è successivamente valutata la possibilità di sostituirlo con il MonotemaSens. In questo paragrafo, i valori di VO_{2max} confrontati derivano dall'applicazione della stessa formula, ma con frequenze cardiache ($HRdev$ 3–4 min e $HRdev$ 7–8 min) acquisite da due sistemi differenti. Da ciò ci si attende, in linea teorica, un errore relativo percentuale molto basso.

Nella maggior parte dei casi questa aspettativa è stata confermata; tuttavia, in alcune situazioni specifiche — ad esempio la terza derivazione del soggetto 3 o la prima derivazione del soggetto 11 — l'errore calcolato è risultato significativamente elevato (Tabella 5.9). Tali discrepanze sono attribuibili a problematiche nell'acquisizione del segnale ECG. Nel caso specifico del soggetto 3 è già stato discusso nel paragrafo 6.1, che probabilmente si è verificato un distacco degli elettrodi corrispondenti alla terza derivazione. In questi casi, insieme a quelle situazioni in cui artefatti e rumore non sono eliminabili in fase di filtraggio, l'identificazione corretta dei complessi QRS può essere compromessa e, di conseguenza, la misura della frequenza cardiaca.

Questo inconveniente può essere ridotto prestando maggiore attenzione al posizionamento degli elettrodi, garantendone una perfetta adesione alla pelle — eventualmente previa rimozione della peluria — e fissando i cavi con nastro adesivo, in modo da evitare movimenti durante l'esercizio che potrebbero generare rumore o provocare ulteriori distacchi. Va inoltre considerato che l'equazione utilizzata per la stima del VO_{2max} ha natura esponenziale: ciò comporta che anche piccole variazioni nei valori di frequenza cardiaca possano determinare scostamenti significativi nell'output finale, rappresentando un limite intrinseco del metodo.

In sintesi, come già evidenziato nei paragrafi precedenti, l'acquisizione dell'ECG su tre derivazioni indipendenti presenta un chiaro vantaggio: nei casi in cui una derivazione risulti affetta da errori, le altre due possono comunque fornire misure affidabili. Inoltre, la disponibilità di tre stime indipendenti del VO_{2max} consente di effettuare un controllo interno di qualità delle misure. Ad esempio, per il soggetto 3, mentre la terza derivazione presentava un errore elevato, la prima e la seconda hanno riportato un errore relativo pari allo 0.49%, indicando una sostanziale equivalenza tra i valori di VO_{2max} ottenuti con il MonotemaSens dai canali 1 e 2 e quello rilevato dal Garmin. In generale, per ciascun soggetto almeno una delle tre

derivazioni ha mostrato un errore contenuto, confermando così l'affidabilità e la robustezza del dispositivo bipolare MonotemaSens.

Per future acquisizioni si può pensare di trovare algoritmi di filtraggio più avanzati per ridurre artefatti, oppure elettrodi con materiali adesivi migliori e resistenti ai liquidi come il sudore.

6.3.3 Confronto $VO_{2max,MonotemaSens}$ e $VO_{2max,OMNIA}$

Una volta verificata la comparabilità dei valori di VO_{2max} ottenuti dal Garmin e dal MonotemaSens, è stato calcolato, per ciascun soggetto, l'errore relativo percentuale tra $VO_{2max,MonotemaSens}$ e $VO_{2max,OMNIA}$. L'obiettivo di questa analisi è valutare la possibilità di sostituire il dispositivo K5 nella stima del VO_{2max} , impiegando esclusivamente il MonotemaSens. In linea con quanto riportato nello studio del 2016 in occasione della revisione della formula EB [5], sarebbe auspicabile che l'errore si mantenesse al di sotto del 10%.

Nei soggetti 3, 6 e 7 l'errore relativo risulta inferiore rispetto a quello ottenuto con i dati del Garmin, suggerendo un miglioramento della stima. Al contrario, nei soggetti 1, 10 e 11 — che avevano mostrato errori contenuti al di sotto del 10% utilizzando la frequenza cardiaca registrata dal Garmin — l'errore aumenta con l'impiego del MonotemaSens. In particolare, nei soggetti 1 e 11 il valore supera leggermente la soglia del 10%, pur rimanendo in prossimità di tale limite.

Questi risultati indicano che il MonotemaSens, pur mostrando in alcuni casi un incremento dell'errore relativo, si colloca generalmente entro margini accettabili e comparabili con quelli del Garmin. Il superamento della soglia del 10% in due soggetti appare contenuto e può essere ricondotto a variabilità individuali o a criticità nell'acquisizione del segnale ECG. Nel complesso, i dati suggeriscono che il MonotemaSens possa rappresentare una valida alternativa al K5 per la stima del VO_{2max} tramite la formula EB, pur richiedendo ulteriori approfondimenti su campioni più ampi e diversificati per confermarne la piena affidabilità.

Capitolo 7

Conclusioni, criticità e sviluppi futuri

7.1 Conclusioni

Lo scopo principale di questa tesi è stato individuare un metodo che, a partire da un tracciato elettrocardiografico, permettesse di stimare il consumo di ossigeno massimo VO_2max . Tale approccio mira a sostituire la misura diretta classica, basata su test da sforzo massimali con analisi dei gas respiratori, procedure che richiedono strumentazione costosa (ad esempio il Cosmed K5, gold standard nella misura) e che possono comportare rischi per i soggetti coinvolti.

In seguito alla prova preliminare condotta con il TMJ test su un soggetto, è emersa la necessità di ottenere un segnale ECG più stabile. Durante quel test, infatti, il movimento dinamico tipico della corsa sul treadmill aveva generato numerosi artefatti, rendendo difficile l'analisi accurata dei dati.

Per questo motivo, la scelta è ricaduta su un protocollo svolto su cyclette, poiché in questa tipologia di esercizio gli arti superiori rimangono pressoché fermi, riducendo significativamente gli artefatti da movimento e migliorando la qualità del segnale acquisito. Inoltre, per aumentare ulteriormente la stabilità meccanica del dispositivo MonotemaSens e ridurre il rumore, è stata progettata e stampata in 3D un'enclosure su misura.

Il metodo indiretto che è stato adottato per tutti i partecipanti dello studio, sviluppato nel 2012 dal gruppo GIH (Swedish School of Sport and Health Sciences) e revisionato nel 2016 [5], prevede un test submassimale su cyclette della durata di otto minuti. Nei primi quattro minuti il soggetto pedala a 60 rpm senza resistenza;

successivamente questa, in base al livello di allenamento del soggetto, viene aumentata per raggiungere un'HR superiore a 120 bpm che corrisponde ad un RPE ≈ 14 sulla Scala di Borg. Gli input dell'equazione sesso-specifica per il calcolo del VO_2max sono: HR al carico standard, ΔHR differenza tra HR al carico di lavoro elevato e HR al carico di lavoro standard, ΔP differenza di potenza tra il carico di lavoro elevato e quello standard, peso corporeo ed età.

Nel presente studio, la frequenza cardiaca è stata ricavata dal dispositivo portatile MonotemaSens, configurato con una disposizione elettroica ottimizzata per consentire il movimento durante la pedalata. Tale configurazione, posizionata sul torace, ha ridotto il rumore rispetto ad altre soluzioni, pur rimanendo sensibile agli artefatti dovuti al movimento, al distacco degli elettrodi o al rumore strumentale. Per questo motivo, una preparazione accurata del soggetto (pelle pulita, riduzione della peluria, adesione stabile degli elettrodi) si è rivelata cruciale per garantire la qualità del segnale.

Lo studio ha coinvolto 11 soggetti (5 donne, 6 uomini; età 23–46 anni) reclutati presso il Laboratorio di Rehab Technologies - INAL dell'IIT di Genova. Durante il test, sono stati utilizzati in parallelo:

- MonotemaSens per l'acquisizione dell'ECG,
- Cosmed K5 per la misura del volume di ossigeno consumato,
- Garmin, fascia toracica che misura la frequenza cardiaca.

Il valore di riferimento considerato come “vero” è stato stimato mediante interpolazione lineare HR– VO_2 eseguita dal software OMNIA della Cosmed. Estendendo la retta fino a HR_{max} , calcolato con la formula $220 - \text{età}$, si è ricavato il VO_2max . Sono quindi stati ottenuti e confrontati diversi valori di VO_2max :

- $VO_{2max,MonotemaSens}$ dalla formula EB con HR ricavate dai tracciati ECG del MonotemaSens;
- $VO_{2max,OMNIA}$ dal software OMNIA;
- $VO_{2max,Garmin}$ dalla formula EB con HR ricavate dal Garmin.

Poiché il numero di soggetti non ha consentito un'analisi statistica inferenziale, il confronto è stato condotto calcolando l'errore relativo percentuale (E_r).

Il processing del segnale ECG è stato eseguito in Python tramite il pacchetto NeuroKit2, utilizzando le funzioni `ecg_clean` e `ecg_peaks` per il filtraggio e la

rilevazione dei picchi R. Invece, i dati del consumo di ossigeno, acquisiti con modalità respiro per respiro, sono stati filtrati con una media mobile nel tempo per ridurre la variabilità, mantenendo allo stesso tempo l'andamento generale della risposta fisiologica. Gli algoritmi di NeuroKit2 si sono dimostrati efficaci nel rimuovere interferenza di rete, deriva di base e artefatti elettromiografici, pur mostrando dei limiti in caso di distacco degli elettrodi o forte rumore strumentale.

7.2 Limiti dello studio e prospettive future

Il presente studio presenta alcune limitazioni:

- Dimensione ridotta del campione. Gli 11 soggetti che hanno partecipato sono un numero insufficiente per effettuare analisi statistiche robuste. Infatti, i dati raccolti descrivono bene i soggetti coinvolti, ma non sono sufficienti per estendere le conclusioni a una popolazione più ampia. Studi futuri con campioni più numerosi saranno necessari per confermare e approfondire le osservazioni emerse.
- Valore di riferimento non diretto. Il confronto è stato effettuato con un VO_2max stimato tramite interpolazione HR- VO_2 (OMNIA) e non con una misura diretta derivante da un test massimale su treadmill. Inoltre, il calcolo di HR_{max} con la formula $(220 - età)$ introduce un'ulteriore stima, che non tiene conto di variabili individuali come livello di allenamento, sesso o massa corporea.
- Qualità del segnale ECG. Nonostante il filtraggio, alcuni tracciati hanno presentato distorsioni dovute a sudorazione e distacco degli elettrodi, che hanno complicato la rilevazione dei picchi R.

Alla luce dei risultati ottenuti, sono possibili diversi sviluppi futuri:

- ampliare il campione per consentire analisi statistiche e maggiore robustezza dei risultati;
- sperimentare algoritmi di filtraggio più avanzati, in particolare per gestire il rumore elevato;
- trovare degli elettrodi resistenti alla sudorazione per ridurre il rischio di distacco;
- confrontare i valori stimati dal test EB con misure dirette di VO_2max ottenute da test massimali su treadmill, come previsto nel protocollo originale.

Nonostante le limitazioni, il sistema si è dimostrato promettente: l'errore relativo tra $VO_{2\max, \text{MonotemaSens}}$ e $VO_{2\max, \text{OMNIA}}$ si è mantenuto intorno al 10% (esclusi due soggetti anomali), suggerendo che il metodo possa essere valido anche in un campione eterogeneo per età e livello di allenamento.

Appendice A

Questionario di valutazione post-test

1. **Hai avuto difficoltà a completare il test?**
 Nessuna Qualche difficoltà
 Molte difficoltà
2. **Quale parte hai trovato più stancante?**
 Muscoli delle gambe Respiro
 Entrambi in egual misura
3. **Quanto hai sentito affaticamento muscolare durante il test?**
Scala (0 = nessun affaticamento, 5 = affaticamento massimo)
 0 1 2 3 4 5
4. **Quanto hai sentito difficoltà respiratorie durante il test?**
Scala (0 = nessuna difficoltà, 5 = massima difficoltà)
 0 1 2 3 4 5
5. **Valuta la comodità della maschera.**
Scala (1 = per niente comoda, 5 = molto comoda)
 1 2 3 4 5
6. **La maschera ha creato fastidi alla respirazione.**
Scala (1 = nessun fastidio, 5 = fastidio molto elevato)
 1 2 3 4 5
7. **La maschera ha causato sensazione di calore/umidità.**
Scala (0 = nessuna sensazione, 5 = molto intensa)
 0 1 2 3 4 5

8. Commenti liberi sul comfort della maschera:

9. Come descriveresti il tuo livello di attività fisica abituale?

- Sedentario (quasi mai attività) Attivo occasionale (1–2 volte/settimana)
 Moderatamente allenato (3–4 volte/settimana) Allenato regolarmente (≥ 5 volte/settimana)
 Atleta / livello agonistico

10. In media, quante ore alla settimana dedichi ad attività fisica moderata o intensa?

- <1 h 1–3 h 4–6 h >6 h

11. Quali tipi di attività fisica pratichi più frequentemente? (risposte multiple possibili)

- | | |
|--|--|
| <input type="checkbox"/> Corsa / jogging | <input type="checkbox"/> Camminata |
| <input type="checkbox"/> Palestra / fitness | <input type="checkbox"/> Sport di squadra (calcio, basket, ecc.) |
| <input type="checkbox"/> Ciclismo | <input type="checkbox"/> Nuoto |
| <input type="checkbox"/> Attività libera non strutturata | <input type="checkbox"/> Altro: _____ |

Bibliografia

- [1] *A review: Maximal oxygen uptake (VO2 max) and its estimation methods*. ResearchGate (cit. on pp. 17, 18).
- [2] Thivya Anbalagan, Malaya Kumar Nath, D. Vijayalakshmi, and Archana Anbalagan. «Analysis of various techniques for ECG signal in healthcare, past, present, and future». In: *Biomedical Engineering Advances* 6 (Nov. 1, 2023), p. 100089 (cit. on pp. 6–8).
- [3] David R. Jr Edward T. Howley Bassett. «Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance». In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32.1 (Jan. 2000), p. 70 (cit. on pp. 16, 17).
- [4] Nicholas M. Beltz, Ann L. Gibson, Jeffrey M. Janot, Len Kravitz, Christine M. Mermier, and Lance C. Dalleck. «Graded Exercise Testing Protocols for the Determination of VO2max: Historical Perspectives, Progress, and Future Considerations». In: *Journal of Sports Medicine* 2016 (2016), p. 3968393 (cit. on p. 67).
- [5] Frida Björkman, Elin Ekblom-Bak, Örjan Ekblom, and Björn Ekblom. «Validity of the revised Ekblom Bak cycle ergometer test in adults». In: *European Journal of Applied Physiology* 116.9 (Sept. 2016), pp. 1627–1638 (cit. on pp. 26, 27, 67, 69, 70).
- [6] *Borg's Perceived Exertion And Pain Scales*. ResearchGate (cit. on pp. 27, 28).
- [7] Jamie F. Burr, Shannon S. D. Bredin, Marc D. Faktor, and Darren E. R. Warburton. «The 6-minute walk test as a predictor of objectively measured aerobic fitness in healthy working-aged adults». In: *The Physician and Sportsmedicine* 39.2 (May 2011), pp. 133–139 (cit. on p. 20).
- [8] Polona Caserman, Sungsoo Yum, Stefan Göbel, Andreas Reif, and Silke Matura. «Assessing the Accuracy of Smartwatch-Based Estimation of Maximum Oxygen Uptake Using the Apple Watch Series 7: Validation Study». In: *JMIR Biomedical Engineering* 9.1 (July 31, 2024). Company: JMIR Biomedical Engineering Distributor: JMIR Biomedical Engineering Institution: JMIR

- Biomedical Engineering Label: JMIR Biomedical Engineering Publisher: JMIR Publications Inc., Toronto, Canada, e59459 (cit. on p. 2).
- [9] Alessandro L. Colosio, Anna Pedrinolla, Giorgio Da Lozzo, and Silvia Pogliaghi. «Heart Rate-Index Estimates Oxygen Uptake, Energy Expenditure and Aerobic Fitness in Rugby Players». In: *Journal of Sports Science & Medicine* 17.4 (Nov. 20, 2018), pp. 633–639 (cit. on pp. 23, 24).
- [10] Elin Ekblom Bak. *Protocollo Ekblom Bak*. GIH The swedish school of sport and health sciences (cit. on pp. 25, 26, 36, 41, 42, 47–50, 57).
- [11] *Exercise Standards for Testing and Training* (cit. on pp. 16–18).
- [12] *Fisiologia - Cindy Stanfield - Libro - Edises - / IBS* (cit. on pp. 3, 4, 6–8, 15).
- [13] Johnson Francis. «ECG monitoring leads and special leads». In: *Indian Pacing and Electrophysiology Journal* 16.3 (July 17, 2016), pp. 92–95 (cit. on p. 38).
- [14] «Frequency Bands Effects on QRS Detection.» In: *ResearchGate* (cit. on p. 46).
- [15] Agnieszka Grochulska, Sebastian Glowinski, and Aleksandra Bryndal. «Cardiac Rehabilitation and Physical Performance in Patients after Myocardial Infarction: Preliminary Research». In: *Journal of Clinical Medicine* 10.11 (Jan. 2021). Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute, p. 2253 (cit. on p. 1).
- [16] IppocrateShop. *ECG a 12 derivazioni con 10 elettrodi*. Articolo informativo disponibile sul sito di IppocrateShop. s.d. (Cit. on p. 11).
- [17] Alexandra Jamieson, Siana Jones, Claire Steves, Nicholas Timpson, Nishi Chaturvedi, Alun Hughes, and Michele Orini. «Comparison between Smartwatch Derived and CPET-Measured VO₂Max». In: 2024 Computing in Cardiology Conference. Dec. 1, 2024 (cit. on p. 2).
- [18] N I Jowett, A M Turner, A Cole, and P A Jones. «Modified electrode placement must be recorded when performing 12-lead electrocardiograms». In: *Postgraduate Medical Journal* 81.952 (Feb. 1, 2005), pp. 122–125 (cit. on pp. 12, 13).
- [19] Gabriel M. Khan. «A new electrode placement method for obtaining 12-lead ECGs». In: *Open Heart* 2.1 (June 9, 2015). Publisher: British Cardiovascular Society (cit. on pp. 13, 14, 38).
- [20] Taulant Koka and Michael Muma. «Fast and Sample Accurate R-Peak Detection for Noisy ECG Using Visibility Graphs». In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference 2022* (July 2022), pp. 121–126 (cit. on p. 46).

-
- [21] Dominique Makowski, Tam Pham, Zen J. Lau, Jan C. Brammer, François Lespinasse, Hung Pham, Christopher Schölzel, and S. H. Annabel Chen. «NeuroKit2: A Python toolbox for neurophysiological signal processing». In: *Behavior Research Methods* 53.4 (Aug. 1, 2021), pp. 1689–1696 (cit. on p. 45).
- [22] Ari Mänttari, Jaana Suni, Harri Sievänen, Pauliina Husu, Henri Vähä-Ypyä, Heli Valkeinen, Kari Tokola, and Tommi Vasankari. «Six-minute walk test: a tool for predicting maximal aerobic power (VO₂ max) in healthy adults». In: *Clinical Physiology and Functional Imaging* 38.6 (2018). _eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/cpf.12525>, pp. 1038–1045 (cit. on pp. 20, 21).
- [23] *Manuale utente dispositivo K5 edizione 15.0*. 2021 (cit. on pp. 29, 30, 32–34).
- [24] *Manuale utente software OMNIA edizione 16.0*. 2023 (cit. on pp. 35, 40, 48).
- [25] *Maximal oxygen uptake: New and more accurate predictive equation* (cit. on p. 18).
- [26] MyPersonalTrainer.it. *Il ciclo cardiaco: fasi, sistole e diastole*. Immagine © Shutterstock, riprodotta a scopo didattico nella tesi. Tutti i diritti riservati. 2025 (cit. on p. 5).
- [27] Zhiqiang Ni, Fangmin Sun, and Ye Li. «Heart Rate Variability-Based Subjective Physical Fatigue Assessment». In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 22.9 (Apr. 21, 2022), p. 3199 (cit. on pp. 19, 27, 28).
- [28] *Omnia Software 1.6 User manual, VII Edition 02/2017* (cit. on pp. 47, 67).
- [29] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins. «A Real-Time QRS Detection Algorithm». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME-32.3 (Mar. 1985), pp. 230–236 (cit. on p. 46).
- [30] Physiotutors. *Astrand Bike Test*. Articolo informativo disponibile sul sito di Physiotutors. s.d. (Cit. on p. 25).
- [31] *Python Toolbox for Neurophysiological Signal Processing* (cit. on pp. 46, 47).
- [32] *R-peak detector stress test with a new noisy ECG database reveals significant performance differences amongst popular detectors*. ResearchGate. June 3, 2025 (cit. on p. 46).
- [33] *Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram* (cit. on pp. 10, 11, 38).
- [34] Massimo Romanò. *Testo-atlante di elettrocardiografia pratica*. Milano: Springer Milan, 2009 (cit. on pp. 8, 9).

- [35] Robert Ross et al. «Importance of Assessing Cardiorespiratory Fitness in Clinical Practice: A Case for Fitness as a Clinical Vital Sign: A Scientific Statement From the American Heart Association». In: *Circulation* 134.24 (Dec. 13, 2016). Publisher: American Heart Association, e653–e699 (cit. on p. 1).
- [36] Peter Šagát, Zvonimir Kalčík, Peter Bartik, Luboslav Šiška, and Lovro Štefan. «A Simple Equation to Estimate Maximal Oxygen Uptake in Older Adults Using the 6 min Walk Test, Sex, Age and Body Mass Index». In: *Journal of Clinical Medicine* 12.13 (Jan. 2023). Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute, p. 4476 (cit. on p. 20).
- [37] Udit Satija, Barathram Ramkumar, and M. Sabarimalai Manikandan. «A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment». In: *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 11 (2018), pp. 36–52 (cit. on p. 44).
- [38] «Submaximal Treadmill Exercise Test to Predict VO₂max in Fit Adults». In: *ResearchGate* (Sept. 22, 2025) (cit. on pp. 23, 41).
- [39] Kiyotsugu Takuma, Shingo Hori, Junichi Sasaki, Yotaro Shinozawa, Tsutomu Yoshikawa, Shunnosuke Handa, Muneyuki Horikawa, and Naoki Aikawa. «An alternative limb lead system for electrocardiographs in emergency patients». In: *The American Journal of Emergency Medicine* 13.5 (Sept. 1, 1995), pp. 514–517 (cit. on pp. 11–13).
- [40] Simone Uliari. «Valutazione della funzionalità cardiorespiratoria di soggetti cardiopatici: sviluppo di un test sottomassimale e suo impiego nella valutazione diagnostica e prognostica di 1016 soggetti cardiopatici». In: (2011). Accepted: 2018-06-07T15:11:08Z Publisher: Università degli studi di Ferrara (cit. on pp. 2, 18, 20).
- [41] Università degli Studi di Torino. *06.ECGMIO - Derivazioni ECG*. Materiale didattico disponibile sul portale Campusnet. s.d. (Cit. on pp. 9, 10).
- [42] Niels Uth, Henrik Sørensen, Kristian Overgaard, and Preben K. Pedersen. «Estimation of VO₂max from the ratio between HR_{max} and HR_{rest}—the Heart Rate Ratio Method». In: *European Journal of Applied Physiology* 91.1 (Jan. 2004), pp. 111–115 (cit. on pp. 21, 22, 24).
- [43] Daniel Väisänen, Björn Ekblom, Peter Wallin, Gunnar Andersson, and Elin Ekblom-Bak. «Reference values for estimated VO₂max by two submaximal cycle tests: the Åstrand-test and the Ekblom-Bak test». In: *European Journal of Applied Physiology* 124.6 (June 1, 2024), pp. 1747–1756 (cit. on pp. 1, 17, 24, 25, 60, 62).

- [44] Ari Voutilainen, Mounir Ould Setti, and Tomi-Pekka Tuomainen. «Estimating Maximal Oxygen Uptake from the Ratio of Heart Rate at Maximal Exercise to Heart Rate at Rest in Middle-Aged Men». In: *The World Journal of Men's Health* 39.4 (Oct. 1, 2021), pp. 666–672 (cit. on p. 22).
- [45] Wikipedia contributors. *Apparato respiratorio* — *Wikipedia, L'enciclopedia libera*. Consultato il 5 ottobre 2025. Le immagini utilizzate nella tesi provengono da questa voce e da Wikimedia Commons, rilasciate con licenze Creative Commons. 2025 (cit. on p. 15).
- [46] Wikipedia contributors. *Cuore umano* — *Wikipedia, L'enciclopedia libera*. Consultato il 5 ottobre 2025. Le immagini utilizzate nella tesi provengono da questa voce e da Wikimedia Commons, rilasciate con licenze Creative Commons. 2025 (cit. on pp. 4, 6, 8).