



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**LA BIOINGEGNERIA DEL
PATTINAGGIO CORSA**

BIOENGINEERING OF SPEED SKATING

Relatore:

Prof.ssa Laura Burattini

Tesi di Laurea di:

Irene Falaschetti

Correlatore:

Dott.ssa Agnese Sbröllini

Anno Accademico 2019/2020

Abstract

Nell'ambito della medicina dello sport, particolare attenzione è riservata al monitoraggio continuo degli atleti durante l'allenamento per valutare il loro stato di salute e i livelli di performance. Studiando i parametri fisiologici e i dati dell'allenamento, acquisiti con sensori indossabili, è possibile definire il carico di lavoro ottimale per aumentare le performance atletiche ed evitare infortuni. Inoltre il monitoraggio cardiovascolare continuo durante l'attività sportiva è fondamentale per monitorare lo stato di salute dell'atleta e potenzialmente rilevare anomalie cardiache non manifestate a riposo, con lo scopo di prevenire la morte cardiaca improvvisa legata allo sport.

Ogni disciplina sportiva ha caratteristiche proprie, essendo ognuna caratterizzata da diversi aspetti metabolici (componenti aerobiche e anaerobiche) e biomeccanici con diversa influenza sul sistema cardiovascolare. Quindi il monitoraggio continuo degli atleti dovrebbe essere specifico per i diversi tipi di attività sportiva. Perciò in questo lavoro è stato preso in esame il pattinaggio corsa.

Lo scopo è studiare la bioingegneria del pattinaggio corsa finalizzato ad individuare gli aspetti da monitorare durante l'allenamento e gli specifici fattori che possono influenzare la performance atletica e lo stato fisiologico dell'atleta in questa specifica disciplina sportiva. Inoltre è stato creato un database contenente dati e segnali acquisiti durante il monitoraggio atletico nel pattinaggio corsa tramite cardiofrequenzimetro Polar M400 e sensore di frequenza cardiaca H7. Il database contiene il segnale della frequenza cardiaca, i segnali dell'allenamento e le annotazioni dei fattori che possono influenzare lo stato fisiologico dell'atleta in modo da capire il loro effetto sull'allenamento. Tutto ciò permetterà in futuro di approfondire lo studio cardiovascolare, metabolico e biomeccanico di questa disciplina sportiva.

Indice

Introduzione	I
1 Il sistema cardiovascolare	1
1.1 Anatomia	1
1.2 Fisiologia	6
1.2.1 Miocardiociti e potenziale d'azione	6
1.2.2 Il sistema di conduzione cardiaco	8
1.2.3 Meccanica cardiovascolare	9
2 Pattinaggio	14
2.1 La biomeccanica	14
2.2 Gli aspetti metabolici	21
2.3 La classificazione di Mitchell	26
3 Il monitoraggio dell'atleta	29
3.1 Monitoraggio cardiovascolare	32
3.1.1 Elettrocardiogramma	32
3.1.2 Tacogramma	36
3.1.3 Monitoraggio della temperatura corporea	38
3.1.4 Pressione sanguigna	39
3.1.5 Saturazione sanguigna	40
3.2 Monitoraggio del carico di lavoro	41
3.3 Dati analisi dell'allenamento	45
3.3.1 GPS	45
3.3.2 Accelerometro	46
3.3.3 Pedometro	47
3.4 Indici di performance	47
4 I sensori indossabili	51
4.1 Cardiosenzimetro Polar M400 e sensore di frequenza cardiaca H7	52

5 Monitoraggio cardiovascolare durante il pattinaggio corsa	60
5.1 Acquisizione dati	60
5.2 Analisi dati dell'atleta	63
Conclusione	II
Bibliografia	III

Introduzione

Una delle maggiori sfide in corso per ricercatori e allenatori nel campo dello sport è essere in grado di analizzare i dati degli allenamenti degli sportivi per ricavare informazioni sul loro stato fisico. Gli scopi dell'acquisizione di dati sono principalmente: aumentare le performance con allenamenti mirati, prevenire la morte cardiaca improvvisa e gli infortuni.

Per aumentare la performance e prevenire gli infortuni è necessario studiare il carico di allenamento (o di lavoro) specifico per ogni atleta. I ricercatori nella medicina dello sport comprendono che è necessario un duro allenamento fisico per preparare gli atleti alle esigenze della competizione, ma sono anche consapevoli che un carico eccessivo può comportare un aumento del rischio di lesioni. La morte cardiaca improvvisa (MCI) negli atleti è un evento raro ma tragico, soprattutto in considerazione del fatto che in alcuni casi essa sarebbe prevenibile. La MCI è una morte non traumatica e inaspettata che occorre entro 1 ora dall'insorgenza dei sintomi e che può derivare da un arresto cardiocircolatorio. Il rischio di morte improvvisa in giovani atleti con patologia cardiovascolare è però 2,5 volte maggiore rispetto ai non atleti e sebbene nella maggior parte dei casi la MCI insorga in atleti fino ad allora asintomatici e con esame obiettivo negativo, sarebbe necessaria una valutazione più assidua di tutti i soggetti che vogliono intraprendere un'attività sportiva di tipo agonistico. Ulteriormente alla visita medica sportiva (obbligatoria per l'eleggibilità alla pratica sportiva e svolta solitamente con cadenza annuale) sarebbe necessario un monitoraggio cardiovascolare continuo tramite sensori indossabili per identificare possibili anomalie e indici di rischio cardiaco che si manifestano durante l'attività fisica.

In questo lavoro si prende in considerazione uno sport specifico: il pattinaggio corsa. La letteratura della bioingegneria del pattinaggio corsa è stata investigata dal punto di vista cardiovascolare, metabolico e biomeccanico per revisionare le caratteristiche di questo sport. Per il monitoraggio continuo dell'atleta, sono stati individuati indici di performance e di lavoro calcolabili dai segnali acquisiti da sensori indossabili e dai dati specifici di ogni atleta, ponendo particolare attenzione su alcuni fattori (orario e durata allenamento, assunzione di caffeina, assunzione di alcol, assunzione di integratori e temperatura corporea) che influenzano positivamente o negativamente la performance atletica e permettono di analizzare efficacemente ogni sessione di allenamento. Inoltre un'atleta, praticante pattinaggio corsa a livello agonistico, è stata monitorata tramite il cardiofrequenzimetro Polar M400 e sensore di frequenza cardiaca H7 durante i suoi allenamenti per un'acquisizione dati finalizzata alla costruzione di un database per studi bioingegneristici nell'ambito del pattinaggio corsa.

1 Il sistema cardiovascolare

Il sistema cardiovascolare è formato da un organo propulsore centrale, il cuore, e da numerosi canali ramificati, i vasi sanguiferi distinti in arterie, vene e capillari, nei quali circola il sangue che porta le sostanze nutritive a organi e tessuti.

1.1 Anatomia

Il cuore è un organo muscolare cavo che tramite le sue contrazioni ritmiche involontarie permette al sangue di circolare nei vasi. È situato nella cavità toracica, più precisamente nel mediastino anteriore (sopra al diaframma), come raffigurato nella Figura 1.

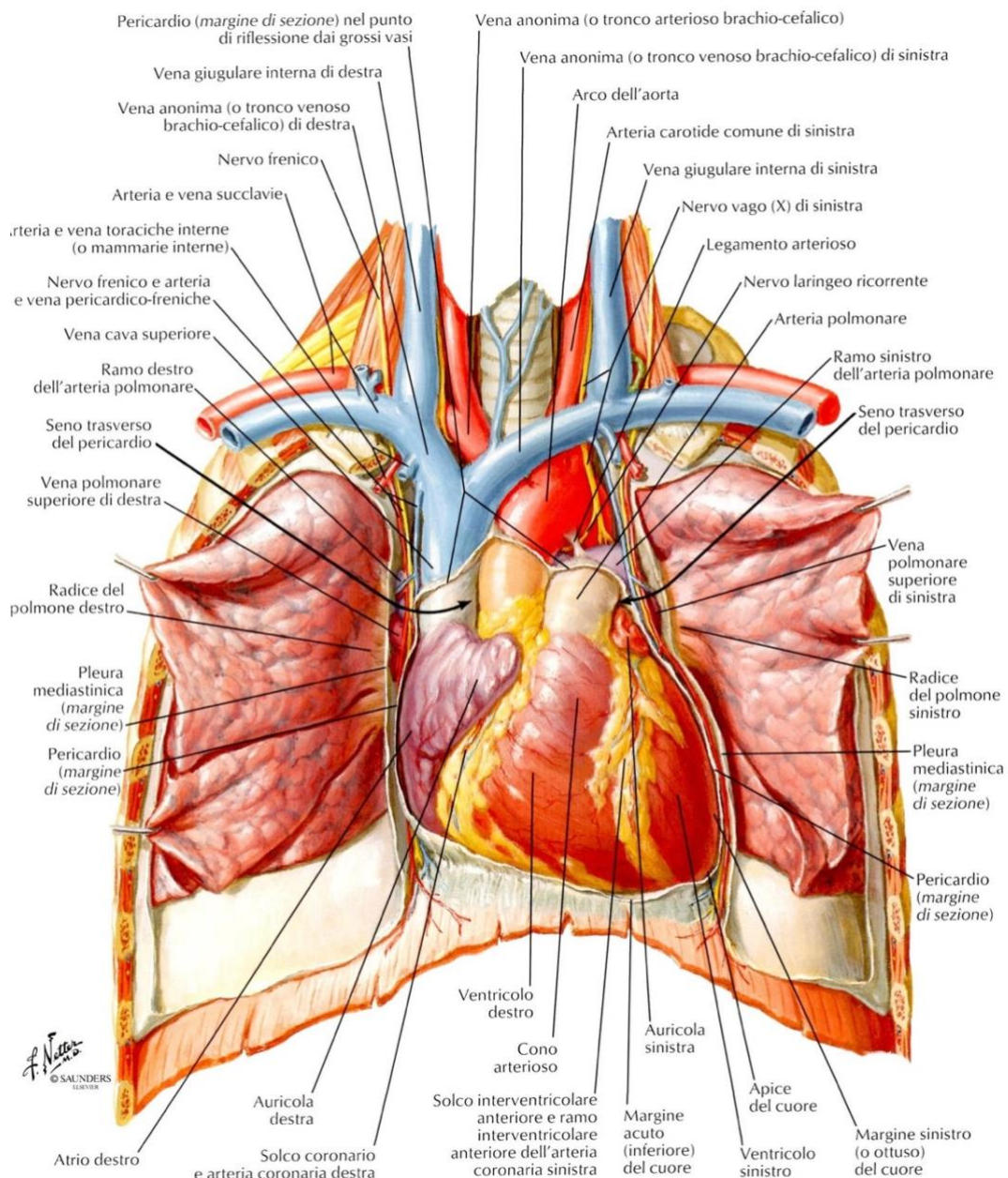


Figura 1: Veduta anteriore del cuore.

È contenuto in un sacco connettivale chiamato pericardio fibroso e rivestito internamente da una doppia membrana sierosa, il pericardio sieroso. La parete del cuore è formata da tre tonache sovrapposte che dall'interno all'esterno sono l'endocardio, il miocardio e l'epicardio. Hanno spessore diverso nelle quattro cavità quindi ne consegue che la parete degli atri è più sottile e la parete dei ventricoli più spessa. L'endocardio è una sottile membrana che riveste tutte le cavità del cuore. L'epicardio è il foglietto viscerale del pericardio fibroso. Il miocardio, la parte più spessa della parete del cuore, forma due sistemi indipendenti fra loro, uno per gli atri e uno per i ventricoli, separati dall'interposizione dello scheletro fibroso. Lo scheletro fibroso del cuore è costituito da quattro anelli fibrosi che circondano i due orifizi atrio-ventricolari e i due orifizi arteriosi. Dà impianto, sulla superficie interna, alle valvole e, sulla superficie esterna alla muscolatura del miocardio. Serve anche da isolante elettrico tra gli atri ed i ventricoli. Il cuore è diviso in due metà (destra e sinistra) non comunicanti, ognuna formata da due cavità sovrapposte e comunicanti fra loro: l'atrio superiormente e il ventricolo inferiormente. Solo durante la vita intrauterina l'atrio destro comunica con il sinistro attraverso il forame ovale di Botallo che poi corrisponderà ad una depressione nel setto interatriale chiamata fossa ovale. La cavità di destra è separata dalla sinistra da una parete continua, il setto. In particolare, il setto interatriale divide tra loro i due atri mentre il setto interventricolare separa i due ventricoli. La cavità dell'atrio destro comunica con quella del ventricolo destro tramite un orifizio atrioventricolare, munito di una valvola detta valvola tricuspide. Analogamente, la cavità dell'atrio sinistro comunica con quella del ventricolo sinistro tramite una valvola denominata bicuspidi o mitrale. La valvola tricuspide e la bicuspidi o mitrale hanno una struttura simile, la prima è costituita da tre lembi (cuspidi) mentre la seconda solo da due. Questi lembi con la loro base si fissano al contorno dell'orifizio e presentano l'attacco per le corde tendinee. La parte destra contiene sangue venoso, ricco di anidride carbonica mentre la sinistra sangue arterioso, ricco di ossigeno. La cavità dell'atrio destro riceve il sangue refluo per mezzo delle due vene, vena cava superiore e vena cava inferiore, e del seno coronario. L'orifizio della vena cava inferiore presenta la valvola di Eustacchio mentre quello del seno coronario presenta la valvola di Tebesio. La cavità del ventricolo destro ha la forma di una piramide triangolare le cui pareti presentano un aspetto irregolare per la presenza di numerose sporgenze muscolari, denominate trabecole carnee. Quest'ultime possono nascere dalla parete ventricolare per poi raggiungere con sottili tendini, le corde tendinee, i lembi della valvola tricuspide. Alla base del ventricolo destro si trova la valvola polmonare che mette in comunicazione la cavità cardiaca con l'arteria polmonare. L'orifizio dell'arteria polmonare è munito di tre valvole semilunari, ciascuna delle quali ha l'aspetto

di una tasca a nido di rondine a concavità superiore. L'atrio sinistro riceve il sangue ossigenato di ritorno dai polmoni mediante le quattro vene polmonari che sono sprovviste di apparati valvolari. Anche la cavità del ventricolo sinistro presenta delle pareti con aspetto irregolare per la presenza di numerose trabecole carnee che s'intersecano tra loro. Alla base del ventricolo sinistro si trova la valvola aortica che mette in comunicazione la cavità cardiaca con l'aorta, come si può vedere nella Figura 2.

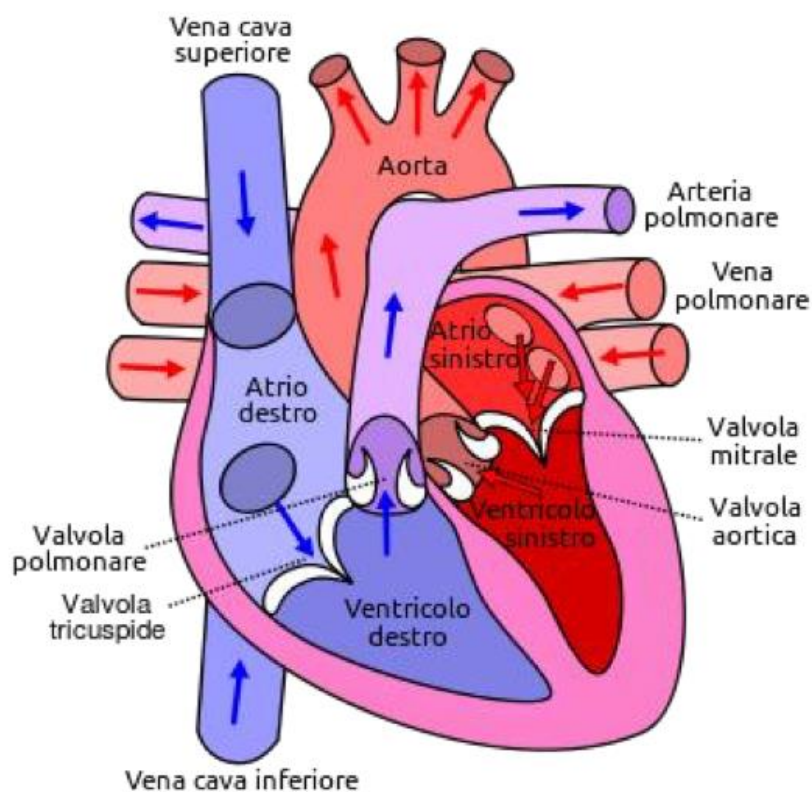


Figura 2: Struttura interna del cuore.

Il cuore svolge l'azione di spingere il sangue nelle arterie e quest'ultime lo distribuiscono a tutti gli organi del corpo e all'interno di questi si ramificano nei capillari. I capillari permettono gli scambi metabolici e confluendo tra loro danno origine alle vene, tramite le quali il sangue ritorna al cuore. L'apparato circolatorio è suddiviso in grande circolazione e piccola circolazione, come è raffigurato nella Figura 3. La grande circolazione ha origine dal ventricolo sinistro del cuore con l'arteria aorta che distribuisce il sangue arterioso ricco di ossigeno all'intero organismo. I vari rami dell'aorta, all'interno dei singoli organi, si risolvono nei vasi capillari tramite i quali il sangue arterioso cede ossigeno e si carica di anidride carbonica trasformandosi in sangue venoso. Dai capillari si formano

le vene che confluiscono nella vena cava superiore, nella vena cava inferiore (circolazione sistemica) e nel seno coronario (circolazione coronarica) e infine sboccano nell'atrio destro dove termina la grande circolazione. Il sangue venoso dell'atrio destro passa nel ventricolo destro dove inizia la piccola circolazione. La piccola circolazione inizia dal ventricolo destro del cuore con l'arteria polmonare che porta il sangue venoso, ricco di anidride carbonica, ai polmoni. All'interno di questi l'arteria polmonare si scinde in capillari, nei quali il sangue venoso perde anidride carbonica e acquista ossigeno, quindi diventa sangue arterioso. A questo punto il sangue arterioso torna al cuore attraverso le quattro vene polmonari e sbocca nell'atrio sinistro dove termina la piccola circolazione. Quindi nella grande circolazione le arterie contengono sangue ossigenato e le vene sangue non ossigenato mentre nella piccola circolazione le arterie contengono sangue non ossigenato e le vene sangue ossigenato.

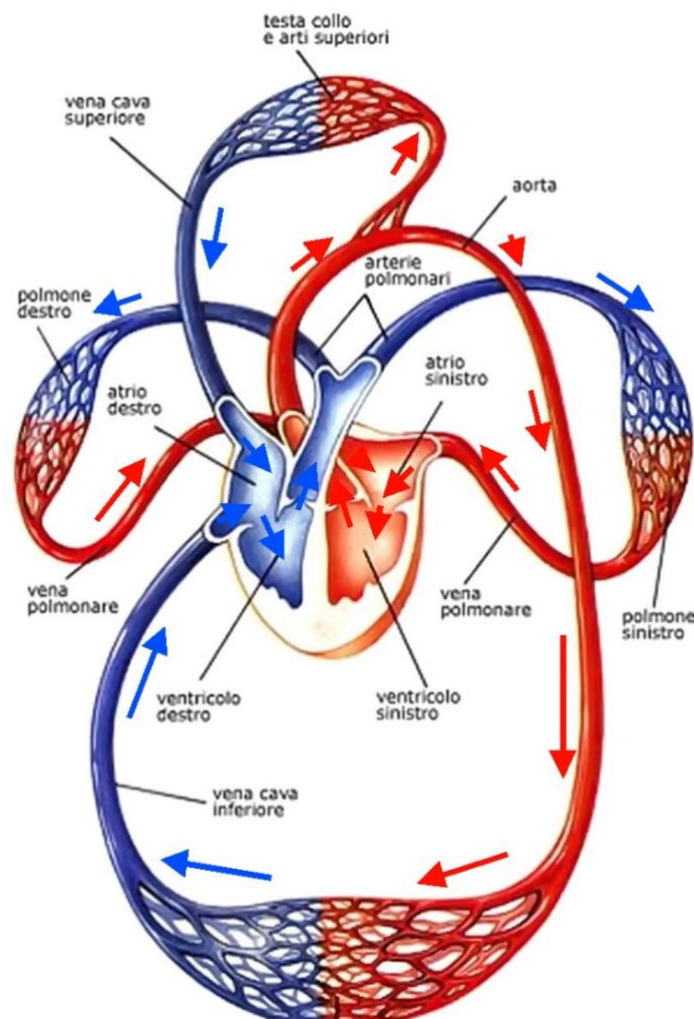


Figura 3: Piccola e grande circolazione.

La funzione del sistema circolatorio è quella di garantire a tutti gli organi un continuo apporto di ossigeno e di materiali nutritivi prelevando contemporaneamente da essi i cataboliti.

Le tre circolazioni sono: sistemica, polmonare e coronarica. Il sangue ossigenato e quello povero di ossigeno sono mantenuti in due sistemi circolatori distinti dove il cuore funziona come una pompa, ognuna con una camera di ricezione del sangue (atrio) e una di propulsione del sangue (ventricolo). La circolazione sistemica è rappresentata dalla pompa sinistra che riceve il sangue ossigenato dai polmoni e lo invia alle cellule attraverso una rete di vasi che raggiungono tutti i distretti corporei. La circolazione polmonare è rappresentata dalla pompa destra che riceve dalle vene sistemiche il sangue povero di ossigeno e lo invia ai polmoni. La circolazione coronarica serve al cuore per svolgere le proprie funzioni. Infatti il cuore ha bisogno di energia e gli viene fornita dalle arterie coronarie, che attraversano il miocardio come una rete sottile. Le coronarie si distinguono in: coronaria destra, che irroro la parete posteriore del cuore e coronaria sinistra. Sono arterie di tipo terminale con distretti vascolarizzati pressoché indipendenti. L'arteria coronaria sinistra, dopo un breve tratto, si divide in arteria discendente anteriore e arteria circonflessa che, con le loro ramificazioni, irrorano tutta la parte anteriore e laterale del miocardio, incluso l'apice.

Il sangue raggiunge tutto il corpo e ritorna al cuore tramite vasi di diverso calibro: arterie, capillari e vene. Strutturalmente le arterie sono formate da tre tonache sovrapposte, più precisamente dall'interno all'esterno: la tonaca intima, la tonaca media e la tonaca avventizia. Le arterie si possono suddividere in elastiche e muscolari. Le prime sono arterie di grande diametro con pareti spesse contenenti una grande quantità di tessuto connettivo ed elastico nella tonaca media. Le seconde invece hanno uno strato ben distinto di cellule muscolari lisce nella tonaca media e sono capaci di contrarsi e dilatarsi. Le vene si differenziano dalle arterie per vari motivi: hanno pareti più sottili, una componente elastica minore, sono più deformabili, presentano valvole e sono più numerose. Si distinguono principalmente in profonde e superficiali. Possono presentare diverse caratteristiche e quindi possono essere divise in vene di piccolo calibro (< 1mm), vene di tipo recettivo (con tonaca media sottile) e vene di tipo propulsivo (con tonaca media formata da fibrocellule muscolari lisce ad andamento circolare e presentano valvole). I capillari sono costituiti da due parti: il lume con fessure intercellulari internamente e la lamina basale esternamente.

1.2 Fisiologia

1.2.1 Miocardiociti e potenziale d'azione

Il cuore è costituito da un insieme di cellule eccitabili e contrattili, miocardiociti, di tre differenti tipi: miocardio di lavoro, cellule nodali (da cui parte lo stimolo elettrico), tessuto di conduzione. Il funzionamento ciclico del cuore è assicurato dall'ininterrotta transizione delle cellule miocardiche dallo stato di riposo allo stato di eccitazione, dovuta ai fenomeni bioelettrici cellulari. Le concentrazioni dei vari ioni sono diverse negli spazi intracellulare ed extracellulare della membrana plasmatica. Ioni con concentrazioni diversa tenderanno a muoversi attraverso la membrana. Per esempio lo ione K^+ , più concentrato all'interno della cellula, tende a muoversi verso l'esterno secondo il gradiente elettrochimico. All'esterno della cellula si avrà quindi un aumento delle cariche positive. Si instaura in tal modo una differenza di potenziale tra interno ed esterno che impedisce il passaggio di altri ioni K^+ verso l'esterno. Si arriva così alla condizione di equilibrio, cioè la tendenza del K^+ ad uscire sotto la spinta del gradiente di concentrazione è perfettamente bilanciata dalla tendenza ad entrare sotto la spinta del gradiente di potenziale. Il potenziale di equilibrio per un determinato ione si può calcolare tramite l'equazione di Nernst, come descritto dalla Formula 1:

$$V_m^{eq} = -\frac{RT}{z_p F} \ln \left(\frac{[C_p]_i}{[C_p]_e} \right) \quad (1)$$

Complessivamente, considerando tutti gli ioni presenti è possibile definire il potenziale di membrana (Equazione Di Goldman) tramite la Formula 2:

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_k[K^+]_e + P_{Na}[Na^+]_e + P_{Cl}[Cl^-]_i}{P_k[K^+]_i + P_{Na}[Na^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_e} \quad (2)$$

Si ottiene $V_m = -80.3$ mV.

Il potenziale di membrana (negativo all'interno della cellula) nelle cellule eccitabili del miocardio prende il nome di potenziale a riposo poiché caratterizza lo stato di riposo. Questo stato si modifica in risposta a stimoli specifici, che determinano flussi ionici attraverso la membrana. La modificazione più importante è il potenziale d'azione, che consiste in una transitoria inversione del potenziale di membrana.

Il potenziale d'azione di una fibra del miocardio è diviso in 5 fasi, come descritto dalla Figura 4: fase 0, fase 1, fase 2, fase 3 e fase 4.

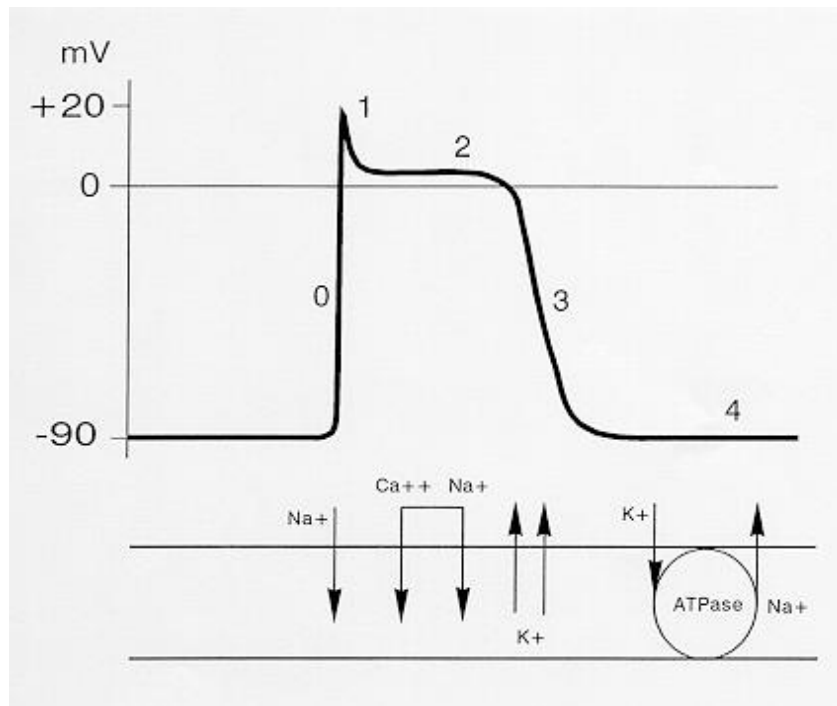


Figura 4: L'immagine rappresenta il potenziale d'azione di una fibra del miocardio.

Nella fase 0 in risposta ad uno stimolo elettrico di depolarizzazione, gli ioni Na^+ entrano nella cellula, provocando un'ulteriore depolarizzazione. Questo processo "a cascata" si ripete fino all'inversione del potenziale di membrana, che tende al potenziale di Nernst del Na (+60 MV). Nella fase 1 il potenziale di Nernst di Na non viene mai raggiunto perché interviene il processo di inattivazione del Na^+ , che produce una prima ripolarizzazione della fibra. Nella fase 2 cominciano ad aprirsi i canali di Ca^{++} e di K^+ , causando l'ingresso del Ca^{++} e l'uscita di K^+ dalla cellula. Conseguentemente, un eccesso di cariche positive si mantiene all'interno della membrana. Nella fase 3 le correnti lente di Ca^{++} si inattivano, mentre lo ione K^+ continua ad uscire dalla cellula; le cariche positive in uscita sono maggiori di quelle in ingresso. Nella fase 4 avviene il ripristino delle condizioni di riposo grazie alla pompa sodio-potassio. Questa pompa rappresenta un meccanismo a trasporto attivo e permette di mantenere un equilibrio dinamico a spese del metabolismo cellulare. Attraverso la pompa sodio-potassio le concentrazioni ioniche tra interno ed esterno rimangono le stesse, viene quindi mantenuta un'elevata concentrazione di ioni K^+ all'interno della cellula e di Na^+ all'esterno. La proteina di membrana che attua questo tipo di "antiporto" pompa all'esterno della cellula 3 Na^+ e all'interno 2 K^+ per ogni ciclo di idrolisi di ATP. L'energia consumata sotto forma di ATP viene immagazzinata nella differenza di concentrazione.

1.2.2 Il sistema di conduzione cardiaco

Il sistema di conduzione del cuore, illustrato nella Figura 5, è un insieme di formazioni costituite da un particolare tessuto miocardico, il miocardio specifico, che collega funzionalmente la muscolatura degli atri a quella dei ventricoli. Questo sistema di conduzione consta di due settori: il sistema senoatriale e il sistema atrioventricolare. Il primo ha origine con il nodo senoatriale che si trova nella parete superiore dell'atrio destro, in vicinanza dello sbocco della vena cava superiore. È definito pace-maker perché in esso si generano automaticamente gli stimoli per la contrazione del cuore. Questi stimoli si propagano lungo fasci di cellule miocardiche che si estendono dal nodo seno atriale lungo le pareti atriali. In questo modo gli atri possono contrarsi simultaneamente e l'onda si propaga ai ventricoli. Dal nodo senoatriale si dipartono dei fasci internodali che portano gli stimoli al sistema atrioventricolare. Il sistema atrioventricolare ha origine nel nodo atrioventricolare che si trova nella parete mediale dell'atrio destro, in vicinanza dello sbocco del seno coronario. Dal nodo si diparte un fascio di fibrocellule specifiche, il fascio di His, che raggiunge il setto interventricolare e si divide in due branche, destra e sinistra. Le branche del sistema atrioventricolare terminano in una serie di piccoli fasci che intrecciandosi tra loro risalgono verso la base dei ventricoli formando la rete di Purkinje, una per ventricolo. Grazie alla rete di Purkinje gli stimoli si propagano al miocardio comune ventricolare che si contrae spingendo il sangue negli orifizi arteriosi polmonare e aortico.

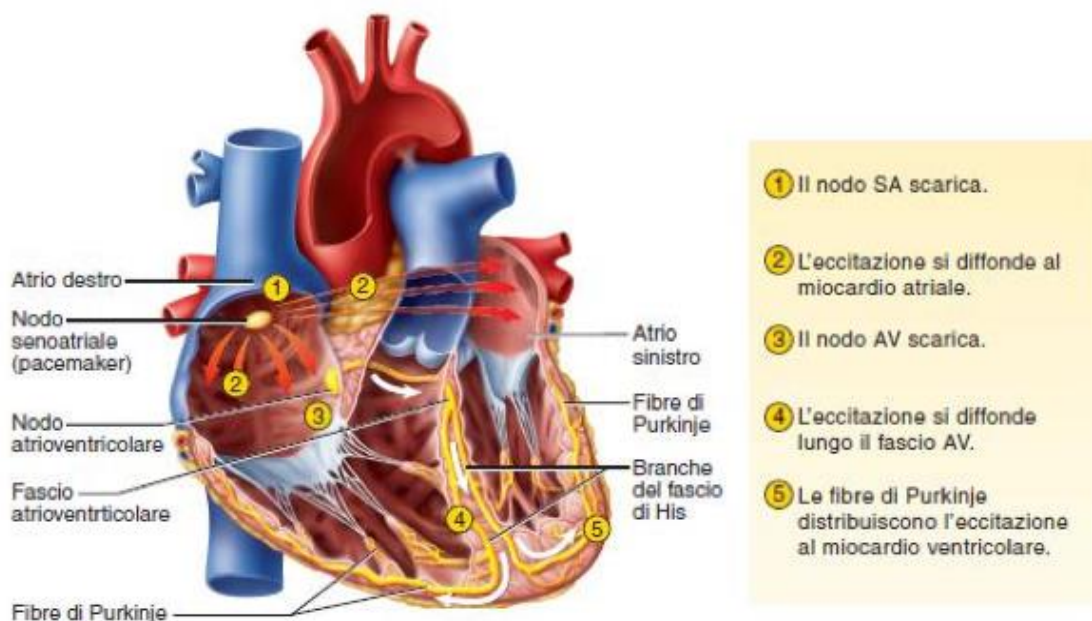


Figura 5: Sistema di conduzione del cuore.

1.2.3 Meccanica cardiovascolare

Il ciclo cardiaco è diviso in 5 fasi, come è possibile vedere nella Figura 6. Queste fasi sono rispettivamente: 1) sistole atriale, 2) contrazione ventricolare isovolumetrica, 3) eiezione, 4) rilassamento ventricolare isovolumetrico, 5) riempimento ventricolare passivo. La prima fase prevede la contrazione degli atri (sistole atriale). La seconda fase prevede la contrazione dei ventricoli (sistole ventricolare); le valvole atrioventricolari si chiudono e la pressione nei ventricoli aumenta facendo aprire le valvole aortiche e polmonari. Nella terza fase il sangue è pompato nell'aorta e nell'arteria polmonare. Nella quarta fase i ventricoli si svuotano; la pressione al loro interno diminuisce e le valvole aortiche e polmonari si chiudono. Nella quinta ed ultima fase gli atri e i ventricoli si riempiono di sangue. Fondamentale ricordare che durante un ciclo cardiaco gli atri e i ventricoli non si contraggono mai contemporaneamente.

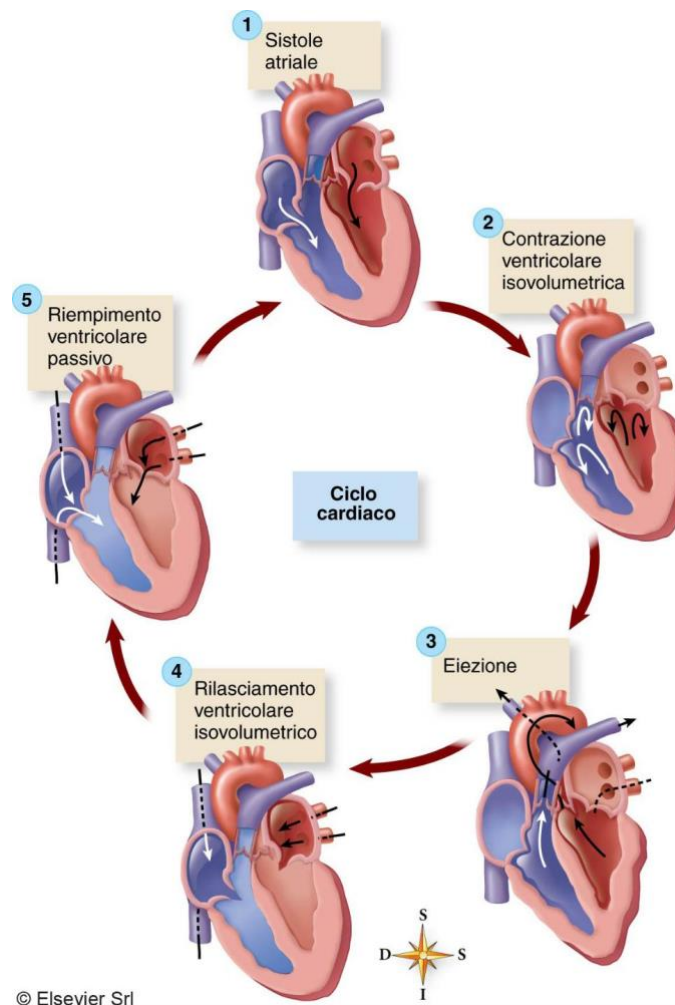


Figura 6: Rappresentazione del ciclo cardiaco.

La contrazione del cuore può quindi essere divisa in due momenti: diastole e sistole. La diastole comprende il periodo di rilassamento ventricolare e il successivo riempimento dell'atrio. Ovvero, il periodo che va dalla chiusura della valvola aortica alla successiva chiusura della valvola mitrale. La sistole comprende il periodo di contrazione ventricolare e quello di eiezione. Ovvero, il periodo che va dalla chiusura della valvola mitrale alla successiva chiusura della valvola aortica.

In un ciclo cardiaco nei ventricoli si hanno differenti valori di volume e pressione che possono essere schematizzati con un diagramma di volume/pressione, rappresentato in Figura 7.

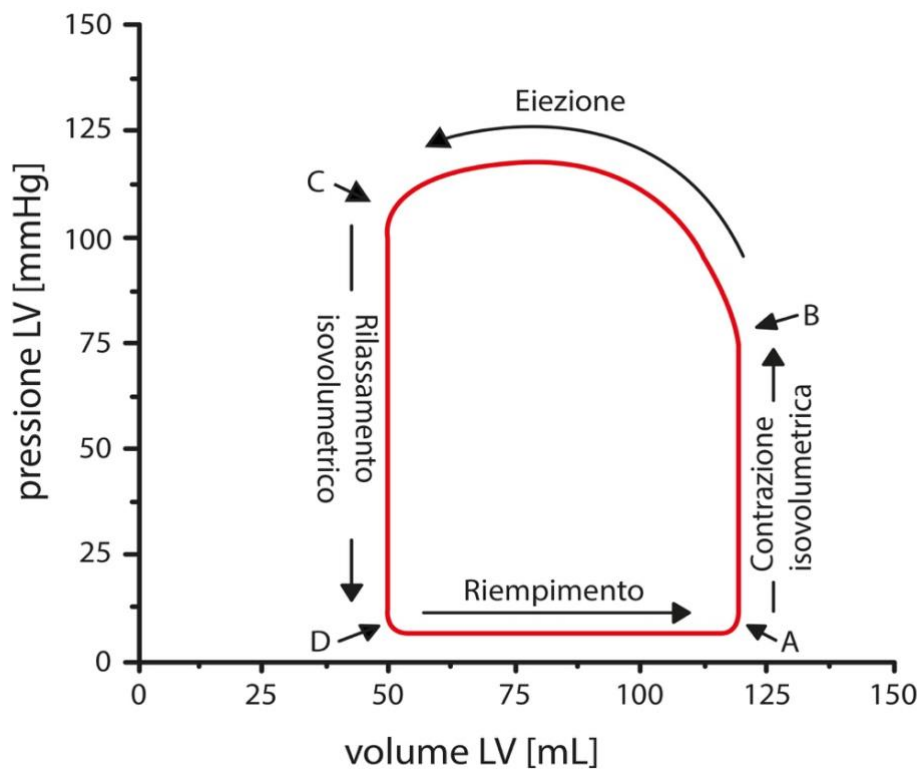


Figura 7: Diagramma di volume/pressione ventricolare.

In particolare si può analizzare l'emodinamica del cuore sinistro attraverso la Figura 8. Sono rappresentati attraverso delle curve in ordine dall'alto verso il basso: la pressione aortica, la pressione dell'atrio e del ventricolo sinistro, il flusso di sangue nell'arco aortico, il volume ventricolare, i suoni del cuore e l'elettrocardiogramma. La pressione aortica rimane sempre molto elevata ma non costante, tra gli 80-120 mmHg. La pressione dell'atrio sinistro rimane sempre su

valori bassi, minimo 0 mmHg e massimo 20 mmHg e quindi anche basse variazioni. Al contrario la pressione del ventricolo sinistro ha delle pressioni molto elevate, tra 0 mmHg (come l'atrio) e 120 mmHg (come l'arco aortico). Ha quindi anche grandi variazioni di pressione ed è la parte che lavora di più nel cuore.

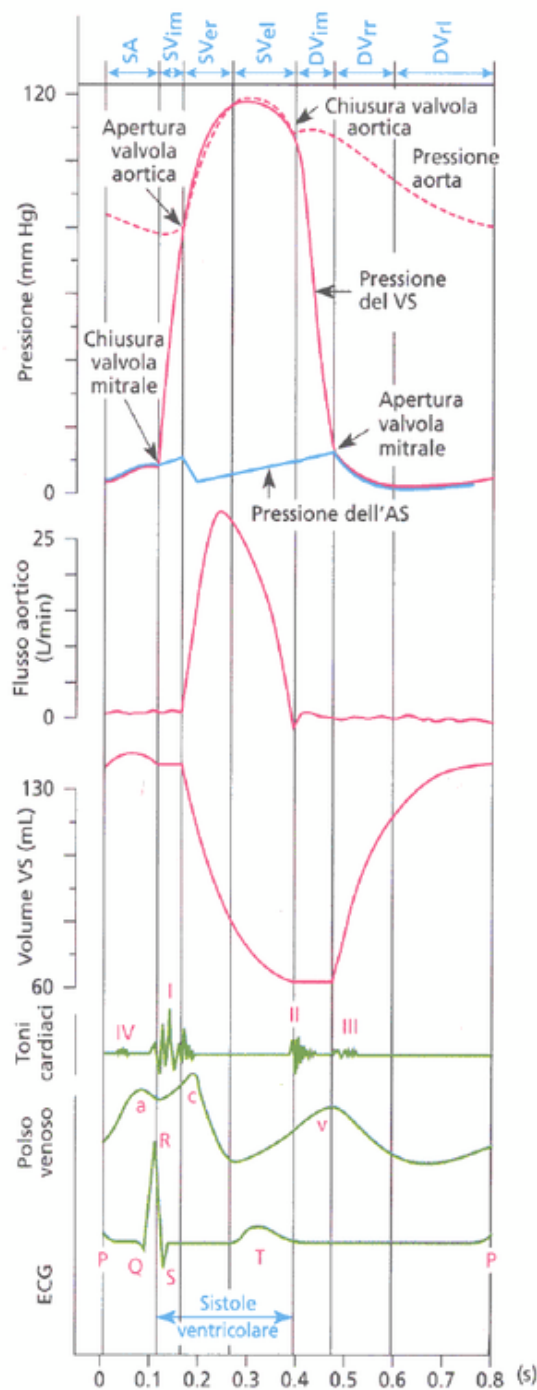


Figura 8: Emodinamica cardiovascolare del cuore sinistro.

Nell'onda P le cellule dell'atrio si stanno depolarizzando e la valvola mitrale è aperta quindi atrio e ventricolo comunicano formando un'unica cavità con la stessa pressione. La pressione del ventricolo cresce fino a che non supera quella dell'atrio e la valvola si chiude. Il ventricolo si contrae, il sangue viene schiacciato e la pressione ventricolare aumenta fino ad eguagliare la pressione dell'arco aortico. Quando le pressioni si eguagliano la valvola aortica si apre. Da questo momento in poi la pressione del ventricolo sinistro e dell'arco aortico sono uguali fino ad arrivare ad un massimo (sui 120 mmHg) per poi ridiscendere. Le fibre ventricolari si rilassano e la valvola aortica si richiude. La pressione del ventricolo sinistro diminuisce fino a che la valvola mitrale non si apre nuovamente e ricomincia il riempimento ventricolare.

Il flusso di sangue dell'arco aortico è la quantità di sangue che dal ventricolo viene spinta nell'aorta. Inizialmente la valvola aortica è chiusa quindi si ha un flusso nullo. Appena la valvola si apre si ha un picco di flusso elevato in cui il sangue esce del ventricolo fino a quando la valvola aortica non si richiude. Alla fine del grande picco si ha un piccolo picco negativo che rappresenta la quantità di sangue che la valvola aortica richiudendosi respinge dentro il cuore.

Il volume ventricolare durante la contrazione degli atri è rilassato. Poi quando si attua la contrazione ventricolare, il volume diminuisce. Con la polarizzazione i ventricoli si rilassano e il volume riaumenta.

Nel grafico che rappresenta i suoni del cuore (Heartsound) si ha un primo suono con ampiezza più grande che inizia con la chiusura della valvola mitrale e si conclude con l'apertura della valvola aortica. Il secondo suono con ampiezza minore corrisponde alla chiusura della valvola aortica e all'apertura della valvola mitrale.

Analogamente al cuore sinistro anche il cuore destro ha le stesse caratteristiche ma il tutto avviene con pressioni più basse, come si può notare dalla Figura 9. La pressione dell'arteria polmonare rimane infatti solo tra 15 e 30 mmHg. La quantità di sangue espulsa dal ventricolo destro è la stessa del ventricolo sinistro anche se le pressioni sono più basse e i flussi minori. Per questo una lesione al ventricolo sinistro è estremamente più grave rispetto ad una stessa lesione al ventricolo destro.

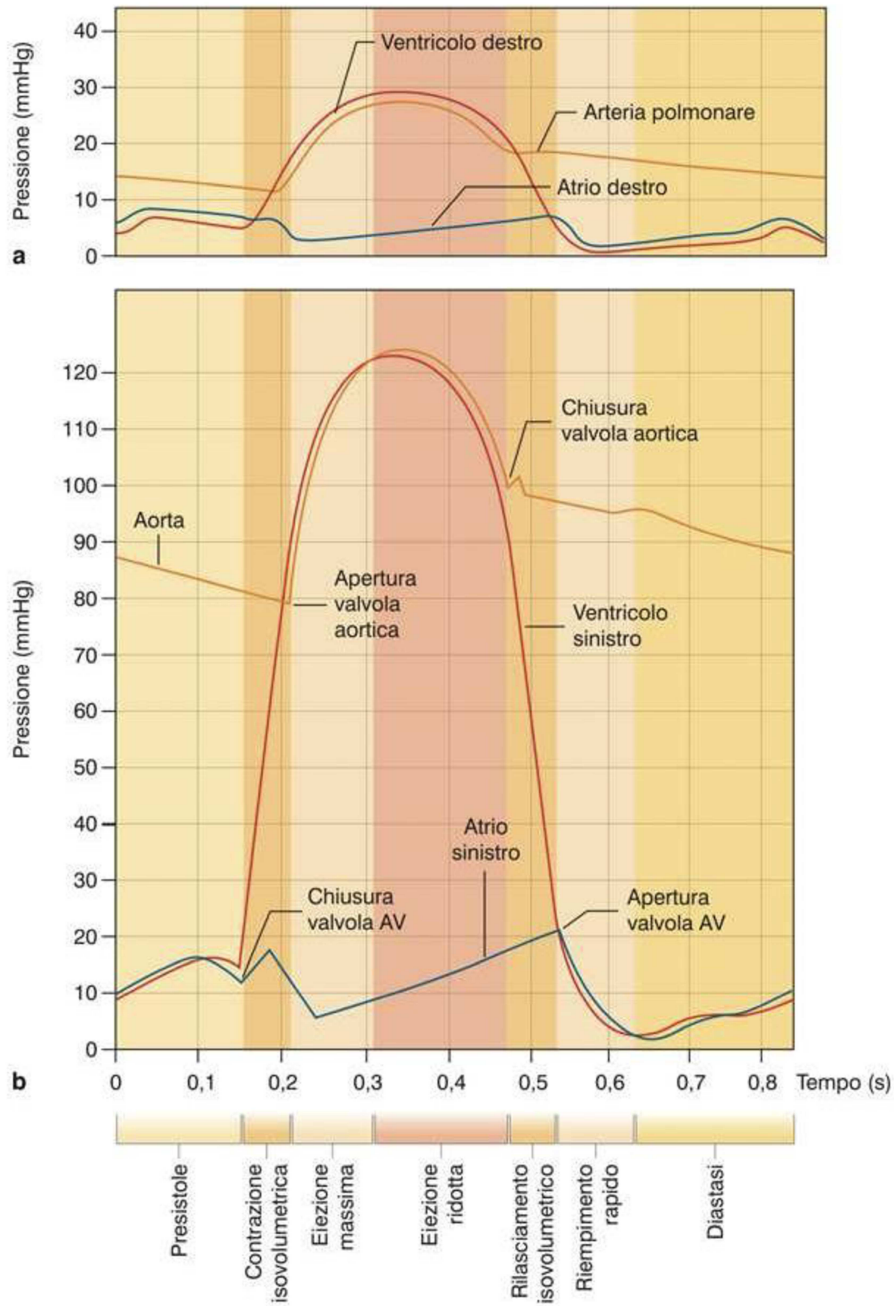


Figura 9: Normale stato emodinamico.

2 Pattinaggio

Il pattinaggio corsa è una specialità del pattinaggio a rotelle in cui gli atleti si confrontano individualmente o a squadre. Si gareggia su pista o su strada, all'aperto o indoor nelle varie competizioni su diverse distanze.

2.1 La biomeccanica

L'aspetto tecnico del pattinaggio corsa è fondamentale e può essere analizzato con meccanismi che utilizzano un sistema di acquisizione di immagini tridimensionali (3D). Vengono analizzate le andature standard del pattinaggio: lineare e rotante.

Il ciclo dell'andatura lineare può essere suddiviso in quattro fasi:

1) Fase di spinta a destra (RPP)

Il centro del corpo è considerato il parametro critico dell'andatura lineare e si sposta dalla gamba destra alla gamba sinistra attraverso la spinta generata dalla gamba destra. Il pattino destro ha un movimento relativo basso rispetto al terreno quando viene generata la spinta tra pattino destro e suolo. La maggior parte della forza di supporto verticale del corpo è fornita dalla gamba sinistra. Il pattino destro lascia il terreno prima che il centro del corpo finisca sul pattino di supporto.

2) Fase posteriore destra (RBP)

Il passaggio tra RPP a RBP è scandito dal momento in cui il marker sulla punta del pattino destro lascia il suolo. Il corpo e la gamba sinistra possono essere considerati un corpo rigido senza movimento relativo. L'altezza di oscillazione della gamba destra è la più piccola possibile senza la forza di reazione del suolo (GRF) al fine di ridurre il consumo di energia generato dalle oscillazioni. Il centro del corpo segue la direzione delle ruote passive di sinistra.

3) Fase di spinta sinistra (LPP)

Il passaggio tra RBP a LPP è scandito dal momento in cui il tallone del pattino destro entra in contatto con il suolo. Il centro del corpo si sposta dalla gamba sinistra alla gamba destra attraverso la spinta generata dalla gamba sinistra. Il pattino sinistro non ha alcun movimento relativo rispetto al suolo quando viene generata la spinta tra il pattino destro e il suolo. La maggior parte della forza di sostegno verticale del corpo è fornita dalla gamba destra. Il tallone del pattino sinistro lascia il terreno prima che il centro del corpo finisca sul pattino di supporto.

4) Fase posteriore sinistra (LBP)

Il passaggio tra LPP e LBP è scandito dal momento in cui il marker sulla punta del pattino del piede sinistro lascia il terreno. Il corpo e la gamba destra possono essere considerati un corpo rigido senza movimento relativo. L'altezza di oscillazione della gamba sinistra è la più piccola possibile senza la forza di reazione del suolo (GRF) al fine di ridurre il consumo di energia generato dalle oscillazioni. Il centro del corpo segue la direzione delle ruote passive di destra. Il passaggio tra LBP e RPP è scandito dal momento in cui il tallone del pattino sinistro scende verso il suolo.

Secondo i dati dei risultati sperimentali, il tempo di RPP, RBP, LPP e LBP è ~10-15%, ~35-40%, ~10-15% e ~35-40% dell'intero ciclo. La direzione delle ruote passive di destra e sinistra è mostrata in Figura 10 in un ciclo del passo lineare degli atleti esaminati. In Figura 10 l'angolo tra l'asse x del corpo e la ruota passiva del pattino di supporto rimane di circa 10-20°. La direzione delle ruote passive del pattino di supporto in LBP e RBP è mostrata nella Tabella 1 è la differenza individuale nell'andatura lineare.

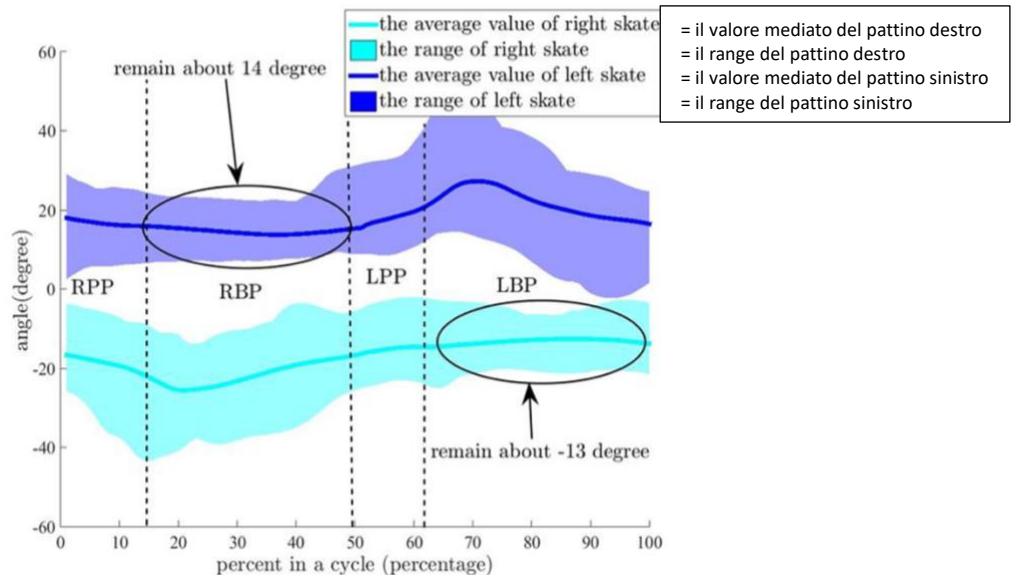


Figura 10: Direzione delle ruote passive di destra e sinistra in un ciclo [2].

Tabella 1: L'angolo medio tra l'asse x e le ruote passive [2].

Numero dei partecipanti	Pattino sinistro in RBP (°)	Pattino destro in LBP (°)
1	16.3	-11.7
2	14.5	-12.3
3	14.6	-11.6
4	11.8	-15.5
5	12.7	-17.1
tutti	14.4	-13.3

L'angolo dei pattini sinistro e destro presenta alcune differenze entro un piccolo intervallo. In RBP e LBP, il corpo è controllato in modo da essere in linea con la gamba di supporto per un movimento stabile. L'angolo tra l'asse x del corpo e la ruota passiva della gamba oscillante, senza caratteristiche evidenti, dipende dal movimento lineare per l'equilibrio del corpo.

La posizione dei pattini e il centro del corpo può essere espressa come una curva 'S' nello spazio 3D, come illustrato in Figura 11 e 12.

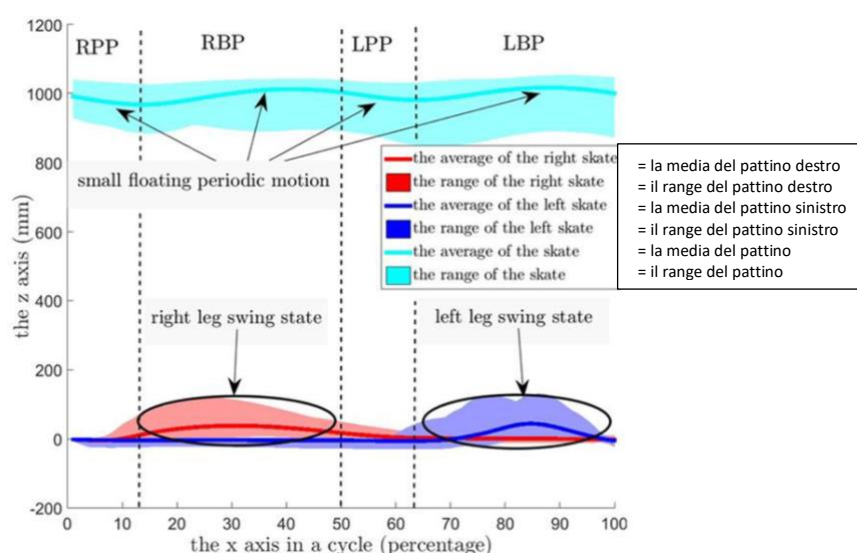


Figura 11: Curva che descrive la posizione dei pattini e il centro del corpo rispetto all'asse x [2].

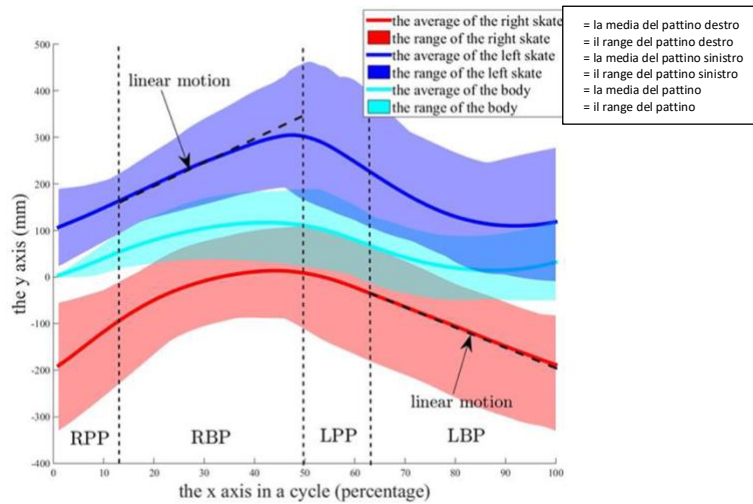


Figura 12: Curva che descrive la posizione dei pattini e il centro del corpo rispetto all'asse y [2].

In RBP e LBP, il valore del centro del corpo lungo l'asse y diventa più grande poi più piccolo mentre l'altezza del centro del corpo diventa più alta poi più bassa. Nel piano orizzontale, il movimento del pattino è un movimento lineare apparente lungo la direzione delle ruote passive di supporto in RBP e LBP. L'altezza del pattino della gamba oscillante è di ~50 mm per ridurre il consumo di energia. La posizione dal centro del corpo al pattino sinistro in RBP e la posizione dal centro del corpo al pattino destro in LBP nel sistema di coordinate riferito al pattinaggio sono illustrate in figura 13 e 14.

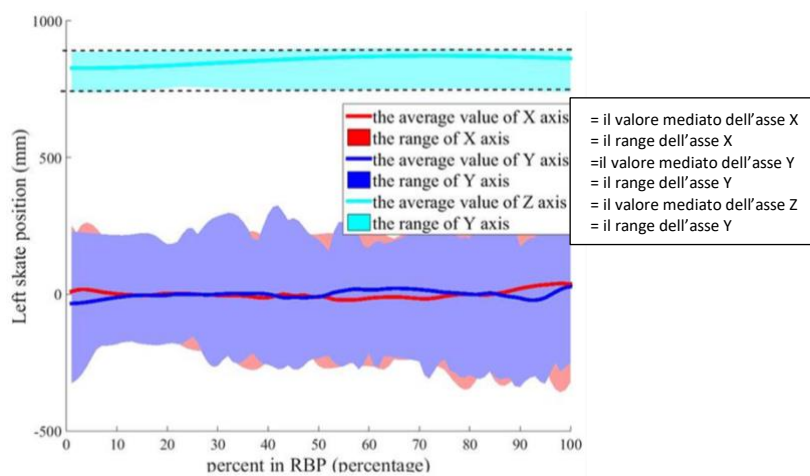


Figura 13: Posizione dal centro del corpo al pattino sinistro in RBP [2].

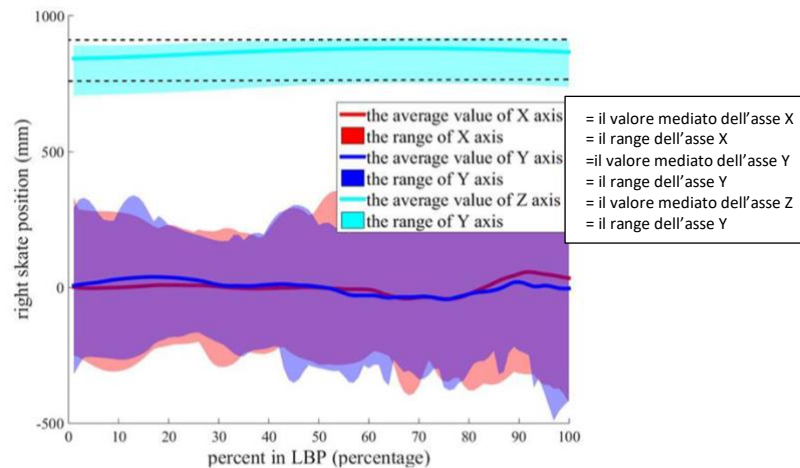


Figura 14: Posizione dal centro del corpo al pattino destro in LBP [2].

Il ciclo di andatura rotante può essere suddiviso in tre fasi:

1) Entrata nello stato di svolta (ETS)

Quando la velocità delle ruote passive di supporto è sufficientemente elevata, il centro del corpo passa a sinistra e il piano sagittale ruota per diventare parallelo al piano di azione della gamba sinistra utilizzando la rotazione dell'anca. L'angolo di rollio tra la ruota passiva del pattino sinistro e l'asse z del corpo aumenta per ottenere una velocità angolare di rotazione del corpo. La forza di sostegno fornita dalla gamba sinistra aumenta gradualmente.

2) Permanenza nello stato di svolta (RTS)

Questa fase può essere saltata finché l'angolo di rotazione del corpo è piccolo. Quando l'angolo di rollio tra la ruota passiva del pattino sinistro e l'asse z del corpo rimane un valore specifico, il corpo entra in uno stato di equilibrio senza alcun movimento articolare in assenza di perdita di attrito. La maggior parte della forza di supporto è fornita dalla gamba sinistra e la gamba destra è utilizzata per mantenere l'equilibrio. L'angolo tra la ruota passiva destra e il corpo rimane ~15° per controllare il raggio di sterzata mentre il piede destro è dietro il centro del corpo. L'attrito e la velocità iniziale determinano la quantità di tempo in cui è possibile mantenere la postura invariata di tutto il corpo.

3) Uscita dallo stato di svolta (QTS)

Quando la giusta direzione di curvatura è stata realizzata, il centro del corpo può tornare al centro delle due gambe. QTS può essere considerato come il processo inverso di ETS.

Gli angoli di rollio delle ruote passive nella curvatura sono mostrati in Figura 15. L'angolo di rollio del pattino sinistro aumenta quando gli atleti entrano in RTS e ritorna al valore iniziale quando abbandonano RTS. L'angolo di rollio del pattino sinistro ha una piccola variazione in RTS per un breve

periodo. La direzione della ruota passiva del pattino destro con un'enorme fluttuazione gioca un ruolo importante nell'equilibrio ausiliario e nel controllo del raggio di sterzata del corpo. Poiché non c'è movimento relativo tra il centro del corpo e il pattino sinistro in RTS, la velocità angolare di rotazione del pattino sinistro può essere considerata come la velocità angolare di rotazione del corpo.

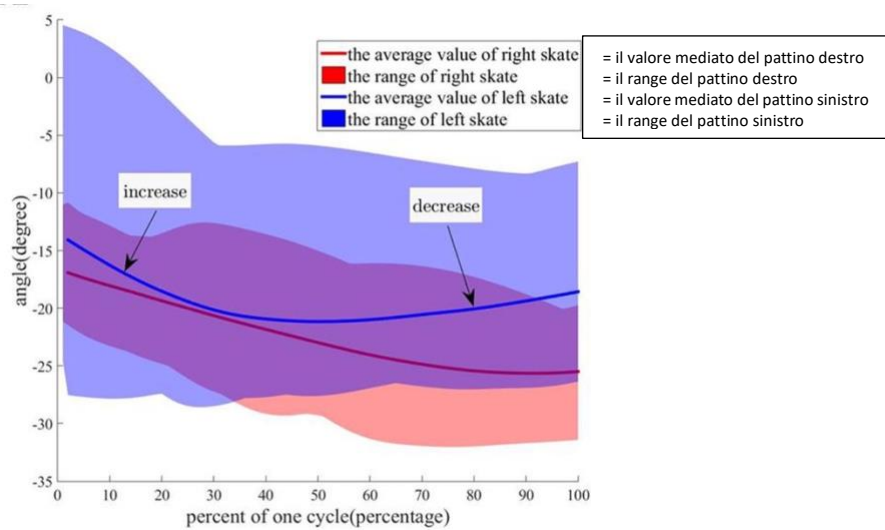


Figura 15: Gli angoli di rollio delle ruote passive nella curvatura [2].

La velocità angolare di rotazione e il raggio di sterzata della ruota passiva sono espressi in Figura 16 e 17. Nella Figura 16, la velocità angolare di rotazione del pattino sinistro rimane ~55°/s e il raggio di sterzata del pattino sinistro è ~2.3 m.

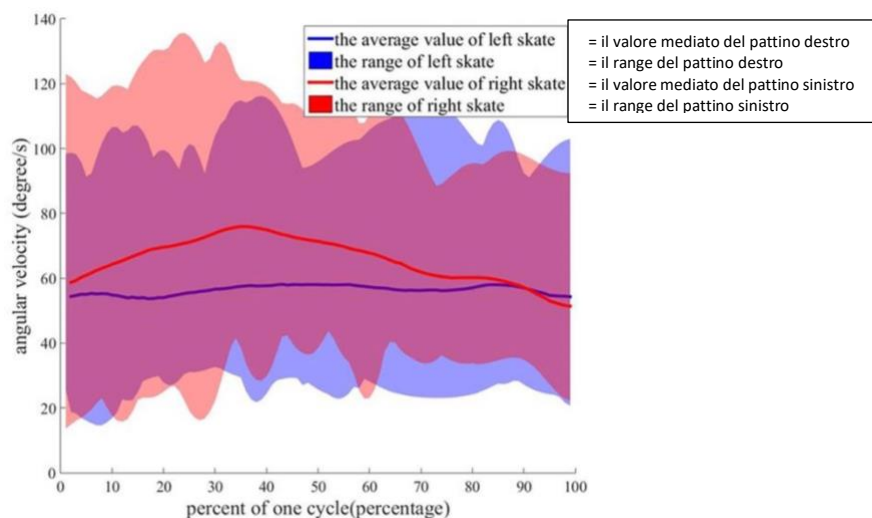


Figura 16: La velocità angolare di rotazione [2].

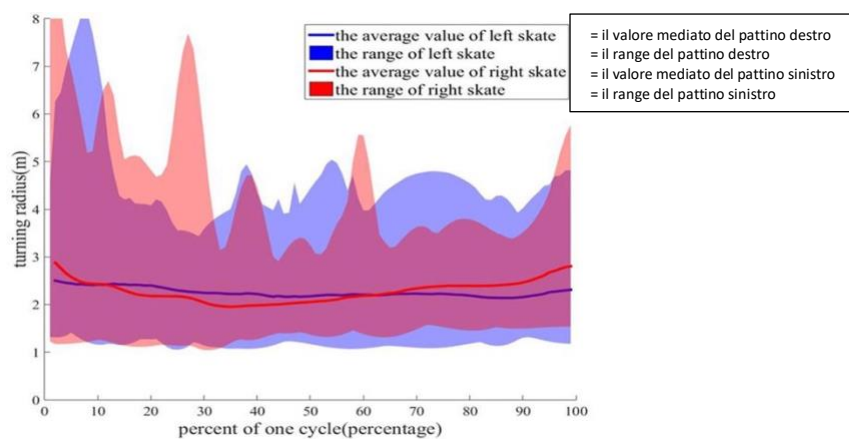


Figura 17: Il raggio di sterzata della ruota passiva [2].

La velocità angolare di rotazione media e il raggio di sterzata delle ruote passive in RTS per tutti gli atleti sono mostrati dalla Tabella 2.

Tabella 2: Valori della velocità angolare di rotazione media e il raggio di sterzata delle ruote passive in RTS [2].

Numero dei partecipanti	Velocità angolare di rotazione (°/s)	Raggio di sterzata (m)
1	49.9	2.30
2	63.3	2.11
3	56.6	2.26
4	52.6	2.43
5	9.1	2.46
tutti	54.1	2.32

La posizione dal centro del corpo al pattino sinistro di RTS nel sistema di coordinate è mostrata in Figura 18. La posizione dal centro del corpo del pattino sinistro di RTS rimane invariata per il raggio di sterzata stabile.

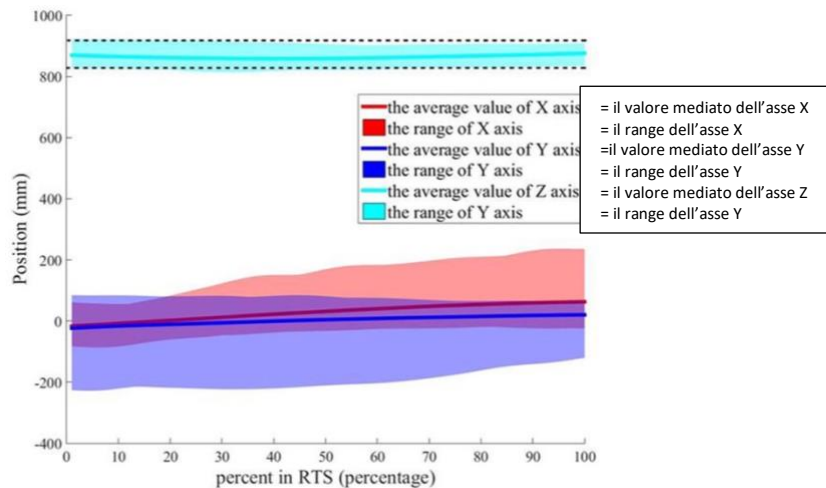


Figura 18: Posizione dal centro del corpo al pattino sinistro di RTS [2].

2.2 Gli aspetti metabolici

Le variabili fisiologiche che influenzano le prestazioni nel pattinaggio di velocità includono l'utilizzo di energia aerobica e anaerobica. Queste variabili possono, a loro volta, essere influenzate dalla tecnica utilizzata nel pattinaggio. L'obiettivo è di esaminare la relazione tra la postura durante la pattinata e l'utilizzo di energia aerobica e anaerobica. La modifica della posizione di pattinaggio comporta un impatto sulle variabili fisiologiche.

Il modello utilizzato nel pattinaggio è simile al tipico modello di Helen Hayes per descrivere il movimento della camminata. Si considerano infatti solo gli arti inferiori che possono essere suddivisi in sette segmenti: un bacino, due cosce, due gambe e due pattini. Le articolazioni principali considerate sono tre: articolazione dell'anca, articolazione del ginocchio e articolazione della caviglia. L'articolazione dell'anca collega il bacino e una coscia. L'articolazione del ginocchio collega una coscia e uno stinco. L'articolazione della caviglia collega una gamba e un pattino. L'articolazione dell'anca può essere considerata un'articolazione sferica con tre gradi di libertà (DOFs). La caviglia e il ginocchio nel modello del pattinaggio vengono modificati in base alla posizione assunta dal pattinatore. Secondo le caratteristiche del giunto angolare per il pattinaggio, l'articolazione della caviglia può essere considerata come un'articolazione rotante. L'articolazione del ginocchio può invece essere considerata un'articolazione sferica con un grado di libertà.

La tecnica del pattinaggio di velocità richiede che l'atleta assuma una posizione "seduta", con rispettivi angoli del tronco e del ginocchio di circa 55° e 118° . Questa postura bassa e il lungo ciclo contrattile del muscolo durante il pattinaggio forzano una contrazione statica del quadricipite e possono compromettere il flusso sanguigno ai muscoli che lavorano, limitare l'apporto di ossigeno e aumentare la dipendenza dalla produzione di energia anaerobica durante l'attività. Un ulteriore supporto per una limitazione della produzione di energia aerobica durante il pattinaggio può essere trovato nelle alte concentrazioni di lattato nel sangue, osservate durante l'allenamento submassimale. Snyder et al. hanno scoperto attraverso uno spettro di assorbimento di ossigeno che il pattinaggio in linea su pista piana ha suscitato frequenze cardiache più elevate rispetto al ciclismo o alla corsa. Gli atleti sono stati testati in due posizioni di pattinata, in posizione eretta denominata US e in posizione bassa denominata LS fino allo stop volontario (TR). Gli angoli del ginocchio e del tronco sono stati determinati per ciascuna posizione, come mostrato nella Figura 19.

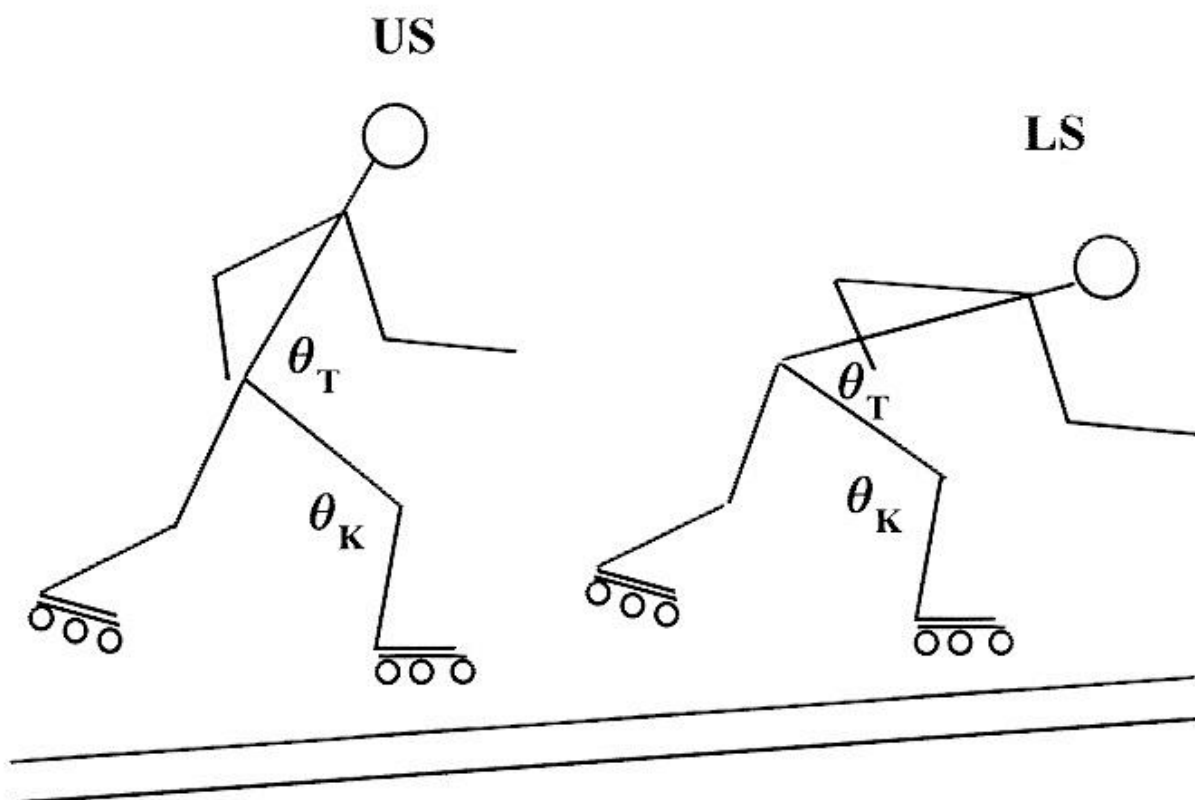


Figura 19: Rappresentazione degli angoli del ginocchio e del tronco nelle due posizioni analizzate (US e LS) [4].

L'angolo del ginocchio θ_K nella posizione di pattinaggio è considerato l'angolo tra la coscia e la gamba. L'angolo del tronco θ_T è l'angolo tra due linee, la prima tra l'articolazione dell'anca e il centro del collo e la seconda tra l'articolazione dell'anca e l'articolazione del ginocchio.

I parametri fisiologici di picco registrati durante lo stop volontario (TR), la posizione eretta (US) e la posizione bassa (LS) sono rappresentati nella Tabella 3. I parametri studiati sono rispettivamente: la frequenza cardiaca (HR), il picco di assorbimento di ossigeno (\dot{V}_{O_2}), la ventilazione (\dot{V}_E), la frequenza respiratoria (RR), il volume corrente (\dot{V}_T), il rapporto di scambio respiratorio (R), il lattato (LA) e il tempo prima di raggiungere lo stremo (TTE).

Tabella 3: Rappresenta i parametri fisiologici registrati durante le varie fasi (TR, US e LS) [4].

	HR (bpm)	\dot{V}_{O_2} (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹)	\dot{V}_E (l*min ⁻¹)	RR (freq*min ⁻¹)	\dot{V}_T (l)	R	LA (mM)	TTE (min)
TR	202 ± 8.5	64.3 ± 1.6	133 ± 19.9	53.2 ± 8.5	2.53 ± 0.41	1.05 ± 0.03	10.6 ± 0.82	3.88 ± 0.59
US	200 ± 7.0	62.3 ± 4.0	130 ± 28.2	55.5 ± 11.0	2.37 ± 0.38	1.07 ± 0.05	10.4 ± 1.78	4.46 ± 0.59
LS	197 ± 10.8	57.2 ± 2.7	126.2 ± 16.3	54.3 ± 9.2	2.39 ± 0.49	1.07 ± 0.06	11.0 ± 2.0	3.47 ± 0.54

Il picco di HR è significativamente inferiore durante LS rispetto a TR.

A velocità equivalenti, il picco di assorbimento dell'ossigeno \dot{V}_{O_2} è significativamente inferiore durante LS rispetto a TR e US e il lattato nel sangue più alto sempre per LS.

Poca o nessuna differenza nella ventilazione \dot{V}_E o nel rapporto di scambio respiratorio (R) è evidente tra TR, US o LS. Non è stata identificata alcuna differenza per la frequenza respiratoria (RR). Tuttavia, il picco del volume corrente (\dot{V}_T) è significativamente basso. Il tempo di esaurimento è stato significativamente inferiore durante LS.

Attraverso un'analisi video bidimensionale sono state identificate significative differenze negli angoli del ginocchio e del tronco tra US e LS. Gli angoli del ginocchio per US erano $119^\circ \pm 5.2$ contro i $117^\circ \pm 5.9$ per LS. Gli angoli del tronco erano $97^\circ \pm 12.6$ per US contro i $56^\circ \pm 10.2$ per LS.

La posizione quasi orizzontale della parte superiore del corpo e della coscia durante il pattinaggio può provocare una riduzione del flusso sanguigno e una concomitante diminuzione dell'erogazione

di ossigeno, in modo tale che il potenziale aerobico dei muscoli che lavorano non può essere pienamente realizzato. Oltre ad una potenziale compromissione del flusso sanguigno ai muscoli, la postura del pattinaggio potrebbe influire sulla gittata cardiaca. Questa ipotesi è coerente con il lavoro di Lewis et al., che hanno scoperto che l'entità dell'aumento della gittata cardiaca è significativamente inferiore ($\cong 40\%$) durante le estensioni statiche del ginocchio rispetto alle estensioni dinamiche di esso. Un'altra spiegazione alternativa per il picco di assorbimento di ossigeno attenuato durante la pattinata potrebbe essere una diminuzione della pressione di ossigeno (P_{O_2}) dell'arteriola a causa delle limitazioni meccaniche imposte alla respirazione mentre si è nella posizione di pattinaggio. In ogni caso è evidente che la posizione del pattinaggio di velocità si traduce in un ridotto assorbimento di ossigeno, come si può analizzare dai dati visti precedentemente che dimostrano che l'assorbimento dell'ossigeno \dot{V}_{O_2} è significativamente inferiore in una posizione di pattinaggio bassa (LS) rispetto ad una alta (US).

Tutto conferma che sono gli angoli estremi del tronco assunti nella caratteristica postura del pattinaggio ad influenzare il ridotto assorbimento di ossigeno. La relazione lineare tra gittata cardiaca e assorbimento di ossigeno è coerente con la depressione della gittata cardiaca durante LS. L'aumento dell'angolo del tronco durante LS potrebbe potenzialmente influenzare il ritorno venoso che compromette la gittata cardiaca e il conseguente assorbimento di ossigeno. È infatti stata riscontrata da Lewis et al. una riduzione del 24% della gittata cardiaca durante le estensioni statiche del ginocchio. Pattinare in posizione bassa oltre a valori di assorbimento di ossigeno ridotti porta a concentrazioni di lattato nel sangue più elevate correlate ad una sostanziale diminuzione dell'angolo del tronco o alle forze statiche risultanti dall'angolo acuto del ginocchio. Al contrario pattinare in posizione eretta produce un picco medio di assorbimento di ossigeno più elevato, nonché valori di assorbimento di ossigeno più elevati e concentrazioni di lattato nel sangue inferiori alle frequenze cardiache submassimali.

Un altro parametro fondamentale da tenere in considerazione è la più importante delle forze di dissipazione, l'attrito dell'aria, rappresentato dalla Formula 3:

$$F_{air} = \frac{1}{2} \rho v^2 A_p C_d \quad (3)$$

Dove ρ è la densità dell'aria (kg/m^3), v è la velocità dell'aria rispetto al corpo (m/s), A_p è l'area frontale proiettata verso l'aria (m^2) e l'unità adimensionale C_d è la resistenza relativa

all'accelerazione. È stato anche dimostrato che l'attrito dell'aria dipende dalle variabili antropometriche e dalla posizione del corpo del pattinatore come descritto nella Formula 4:

$$F_{air} = 0.0205 l m^{\frac{1}{3}} \rho_0 e^{-0.000125h} F(\theta_1) G(\theta_0) H(v) v^2 = K v^2 \quad (4)$$

Dove l è l'altezza del corpo (m), m è la massa corporea (kg), ρ_0 è la densità dell'aria a livello del mare (kg/m^3), h è l'altitudine sul livello del mare (m), $F(\theta_1)$ e $G(\theta_0)$ sono espressioni che tengono conto rispettivamente della posizione del tronco (θ_1) e dell'angolo del ginocchio (θ_0), $H(v)$ è l'influenza della velocità sul coefficiente di resistenza e K è il coefficiente di attrito dell'aria risultante (kg/m).

Un'importante analisi può essere fatta sul modello di pattinaggio durante una competizione sportiva. Presi tre importanti parametri del modello già visto non risultano coerenti con le misurazioni degli stessi parametri durante la competizione imitata, suggerendo che il modello dovrebbe essere modificato. I tre parametri studiati sono: il bilanciamento della potenza, vale a dire, la costanza della posizione di pattinaggio, il modello di consumo di energia anaerobica e la costante di velocità di \dot{V}_{O_2} .

Man mano che gli atleti si affaticano, sembrano essere meno in grado di tollerare la posizione profondamente accovacciata che è più favorevole sia per ridurre la resistenza al vento che per ottimizzare la spinta. Questi dati dimostrano una riduzione della posizione e del controllo motorio nei muscoli affaticati. Sono anche coerenti con la riduzione della capacità di generare forza con la fatica. Aumenti progressivi dell'angolo di preensione del ginocchio richiederebbero una forza muscolare minore all'inizio della fase di spinta. La mancata osservazione di un progressivo aumento dell'angolo di preensione del ginocchio suggerisce che i pattinatori raggiungono un equilibrio dinamico tra la necessità di raggiungere una posizione di pattinaggio ottimale e gli effetti della fatica sulla loro capacità di mantenere questa posizione. Pertanto, l'ipotesi di una posizione di pattinaggio costante per tutto il corso dell'evento non è coerente con il comportamento dei pattinatori. Le variazioni combinate dell'angolo del ginocchio e del tronco durante la gara determinano un aumento del coefficiente di attrito dell'aria k .

L'entità della desaturazione del quadricipite durante il pattinaggio è correlata alle posizioni dei pattinatori, in particolare al loro angolo del ginocchio pre-tensionamento. È stato dimostrato durante l'esercizio statico che l'entità della desaturazione è correlata alla forza effettiva generata

dal muscolo. In questo contesto, gli aumenti dell'angolo di preensione del ginocchio con l'affaticamento possono essere visti come risposte adattative progettate per consentire all'atleta di mantenere l'uscita di potenza esterna (P_0) per tutta la gara, sebbene i pattinatori non cambino consapevolmente la loro posizione di pattinaggio. I cambi di posizione di pattinaggio sono infatti una risposta inconscia alla fatica che agisce per minimizzare la già ampia diminuzione del P_0 .

2.3 La classificazione di Mitchell

Per approfondire lo studio tra esercizio, salute e malattia è necessario uno schema ben definito per quantificare il tipo, l'intensità e la quantità di attività fisica. L'importanza di possedere una struttura standardizzata per categorizzare gli atleti che fanno esercizio deriva dal fatto che alcuni atleti possono essere a maggior rischio di morte cardiaca improvvisa. Inoltre si può associare un esercizio di eccessiva resistenza con la calcificazione dell'arteria coronarica, la fibrillazione atriale, il rimodellamento ventricolare destro patologico o la fibrosi miocardica. L'esercizio può essere diviso in due tipi generali: dinamico (isotonico) e statico (isometrico). L'esercizio dinamico comporta cambiamenti nella lunghezza muscolare e nel movimento articolare con contrazioni ritmiche che sviluppano una forza intramuscolare relativamente piccola. L'esercizio statico comporta lo sviluppo di una forza intramuscolare relativamente grande con un cambiamento minimo o nullo nella lunghezza del muscolo o nel movimento angolare. La capacità di quantificare sia il volume che l'intensità consentirà una categorizzazione più precisa degli atleti. La dichiarazione di posizione dell'ESC del 2016 richiede l'inclusione della classificazione Mitchell quando si descrive la natura dello sport che un atleta sta eseguendo. Ogni sport è classificato in base al livello di intensità (basso, medio, alto) di esercizio dinamico o statico generalmente richiesto per eseguire quello sport durante la competizione. Riconosce anche quegli sport che pongono un rischio significativo a causa di collisione corporea, a causa della probabilità di un forte impatto tra concorrenti o tra un concorrente e un oggetto, proiettile o terreno; nonché il grado di rischio per l'atleta o altri se si verifica un evento sincopale improvviso.

La classificazione Mitchell dello sport è un metodo consolidato per classificare gli sport in base alla proporzione di domanda statica e dinamica associata ad un'attività ed è stata ulteriormente suggerita per classificare i tipi di sport e il rimodellamento cardiaco atteso. Tuttavia, il grado previsto di rimodellamento cardiaco è classificato più accuratamente dall'intensità e dalla quantità di allenamento. Il costo energetico e l'intensità di un'attività possono essere rappresentati da multipli

del tasso metabolico a riposo. Un equivalente metabolico (MET) è definito come la quantità di ossigeno consumata mentre si è seduti a riposo (3,5 ml O₂/kg/min). I valori del MET sono indicati nella Figura 20 e il pattinaggio si trova in posizione IIIC, cioè con richiesta statica elevata e dinamica elevata con indice pari a 13.3. L'inclusione del MET come variabile quantitativa nella descrizione di un individuo che fa esercizio consente di accertare l'intensità e le ore equivalenti metaboliche (MET-ore) da calcolare.

La combinazione dei MET con la durata dell'attività (in ore) consente di calcolare le ore MET. Infine, l'accertamento del numero di anni di esercizio fornisce una stima della dose di esercizio per tutta la vita. L'uso di un metodo semplificato per classificare gli atleti e l'incorporazione di descrittori quantitativi tangibili fornirà la standardizzazione richiesta per associazioni più precise e significative tra i diversi livelli di esercizio e salute.

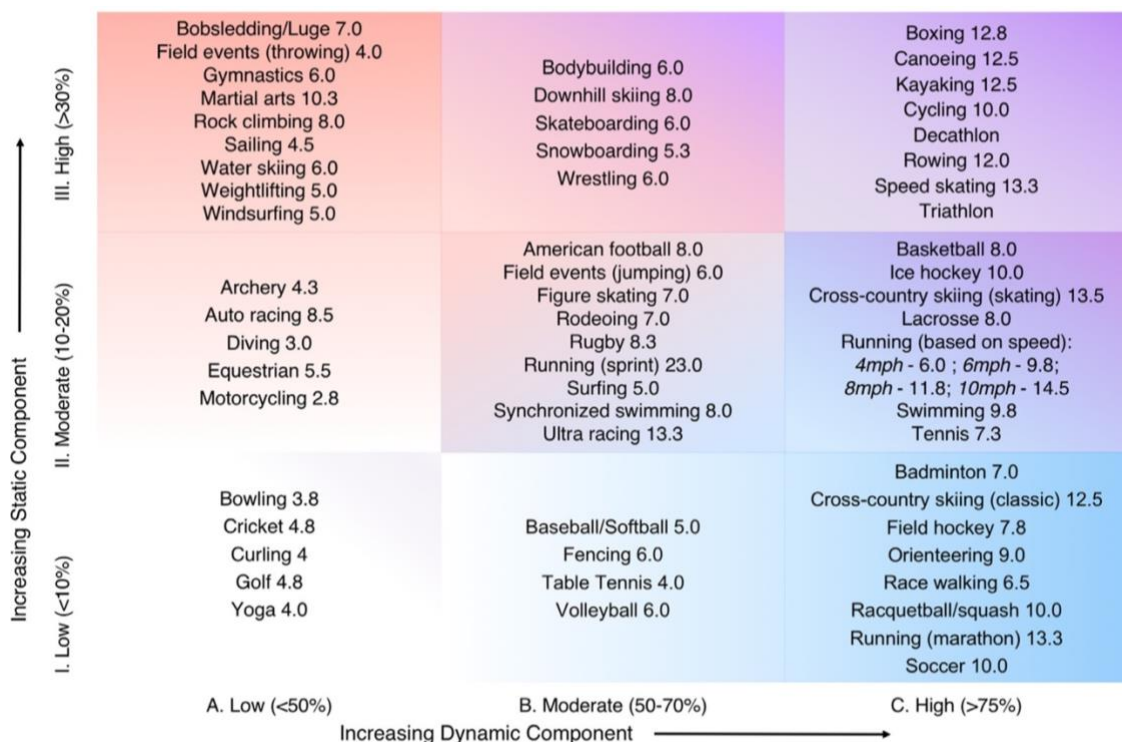


Figura 20: Classificazione Mitchell degli sport con il massimo MET-ore [5].

Purtroppo questa classificazione ha delle importanti limitazioni. Per esempio non considera lo stress emotivo che un atleta ha durante una gara, gli effetti dei fattori ambientali, anomalie elettrolitiche o il regime di allenamento specifico utilizzato dall'atleta. Durante tutte le competizioni atletiche, il coinvolgimento emotivo dell'atleta può aumentare sostanzialmente la spinta simpatica e le concentrazioni di catecolamine risultanti possono aumentare la pressione sanguigna, la frequenza cardiaca e la contrattilità miocardica, aumentando così la richiesta di ossigeno del miocardio. Inoltre, l'aumento del tono simpatico può innescare aritmie. Deve essere considerata anche l'esposizione ambientale durante la competizione atletica o l'allenamento. Le prestazioni ad altitudini elevate o sott'acqua possono diminuire la disponibilità di ossigeno, mentre temperature eccessivamente calde o fredde e un'elevata umidità possono aumentare il carico di lavoro miocardico per la stessa intensità di esercizio. Un altro fattore ambientale potenzialmente rilevante è l'inquinamento atmosferico.

3 Il monitoraggio dell'atleta

Il monitoraggio cardiovascolare dell'atleta è importante per due motivi:

- incremento delle performance con allenamenti mirati;
- prevenzione della morte cardiaca improvvisa.

Una delle maggiori sfide per ricercatori e allenatori che raccolgono i dati di allenamento è essere in grado di analizzarli per trarre conclusioni significative sull'efficacia dei processi di allenamento per i singoli atleti e allenatori. In effetti, c'è stato un recente aumento del numero di rapporti scientifici e studi di casi che utilizzano varie analisi dei dati sul carico di allenamento per conoscere la prontezza di esecuzione, il rischio di malattia, il rischio di lesioni e il ritorno a giocare dopo un infortunio negli atleti.

Tutti i professionisti coinvolti nel processo di formazione (es. allenatori, fisioterapisti e personale addetto alla forza e al condizionamento) sono interessati ad identificare la quantità ottimale di formazione per ottenere livelli di prestazione specifici. I ricercatori nella medicina dello sport comprendono che è necessario un duro allenamento fisico per preparare gli atleti alle esigenze della competizione, ma sono anche consapevoli che un carico eccessivo può comportare un aumento del rischio di lesioni. Le prime ricerche hanno riportato una relazione positiva tra carico di allenamento e infortunio, suggerendo che gli atleti che si allenano più duramente potrebbero subire più infortuni. Mentre la riduzione del carico di allenamento ha portato a un minor numero di infortuni e a miglioramenti nella capacità aerobica. Tuttavia, sono emerse una quantità significative di prove per dimostrare che carichi di allenamento cronici elevati possono proteggere gli atleti da lesioni. Nel complesso, questi risultati suggeriscono che il carico di allenamento potrebbe essere meglio descritto come il "veicolo" che spinge gli atleti verso o lontano da un infortunio.

I metodi che quantificano direttamente un'unità di misura (per esempio: frequenza cardiaca, distanza, velocità, tempo) o sono in grado di contare eventi o ripetizioni sono facilmente interpretabili e possono essere utilizzati per pianificare e prescrivere l'allenamento. L'uso di metodi compositi o derivati, tipicamente misurati in unità arbitrarie (per esempio: TRIMP derivato dalla frequenza cardiaca), potenza metabolica (derivata dall'accelerazione e decelerazione locomotoria), carico del giocatore (derivato dall'accelerazione dell'accelerometro) e sRPE (derivato dalla percezione dello sforzo) aggiunge più complessità all'interpretazione dei risultati ma può portare a più intuizioni se analizzato correttamente.

Malgrado un maggiore utilizzo di sensori indossabili e una maggiore capacità di raccogliere informazioni sul carico di allenamento e sulle risposte dell'atleta all'allenamento, è ancora necessario un lavoro futuro per consentire ai ricercatori di utilizzare questi grandi set di dati e sviluppare modelli validi che possono essere utilizzati per collegare l'allenamento con le risposte e le prestazioni degli atleti.

L'emergere di nuove tecnologie, insieme a nuovi approcci analitici, suggerisce che presto saranno disponibili strumenti sempre più potenti per prevedere le prestazioni e il rischio di lesioni.

L'altro importante motivo del monitoraggio cardiovascolare dell'atleta è sicuramente la prevenzione della morte cardiaca improvvisa.

La morte cardiaca improvvisa (MCI) negli atleti è un evento raro ma tragico, soprattutto in considerazione del fatto che in alcuni casi essa sarebbe prevenibile. La MCI è una morte non traumatica e inaspettata che occorre entro 1 ora dall'insorgenza dei sintomi e che può derivare da un arresto cardiocircolatorio. Qualora la sintomatologia insorga durante lo svolgimento di attività fisica di intensità moderato-alta o entro 1 ora dalla stessa, si può affermare che essa è dovuta all'esercizio fisico stesso. Sebbene il rischio di eventi cardiovascolari fatali e non fatali durante o subito dopo l'attività fisica nella popolazione generale (>35 anni) sia basso (1:1000 abitanti ogni anno), negli ultimi anni il numero di eventi cardiovascolari maggiori e MCI in atleti è aumentato. Tale rischio varia a seconda di età, sesso, gruppo etnico, nazionalità, metodo di screening utilizzato per rivelare il rischio di morte improvvisa e le misure adottate per prevenirla. Il rischio di morte improvvisa in giovani atleti con patologia cardiovascolare è però 2,5 volte maggiore rispetto ai non atleti.

Per quanto riguarda l'eziologia della MCI, dallo studio di Harmon et al., che ha valutato in 5 anni 1.969.663 atleti del National Collegiate Athletic Association, è emerso che delle 273 morti avvenute tra il 2004 e il 2008, il 68% era avvenuta al di fuori dei campi da gioco per cause non mediche (incidenti, omicidi, suicidi, overdose di droghe), il 2% non era stata associata ad alcuna causa mentre il 29% era avvenuta per cause mediche. Degli 80 decessi dovuti a una causa medica, 45 erano dovuti a patologie cardiache di cui 34 verificatesi in atleti di genere maschile e 11 di genere femminile, 27 in atleti di razza bianca e 17 in atleti di razza nera. Le patologie cardiache alla base della MCI sono numerose e la loro incidenza varia in funzione dell'età, della nazione, dello sport praticato e della predisposizione genetica e/o etnica. Mentre negli Stati Uniti la causa più frequente è la cardiomiopatia ipertrofica, in Italia è la displasia aritmogena del ventricolo destro. In atleti giovani (<35 anni) le cause principali di morte cardiaca improvvisa sono anomalie cardiovascolari sottostanti

(quali cardiomiopatia ipertrofica, anomalie congenite delle coronarie e displasia aritmogena del ventricolo destro) come cause più frequenti e altre anomalie (quali cardiomiopatia dilatativa, rottura dell'aorta in pazienti con sindrome di Marfan, miocardite, sindrome di Kawasaki, patologie valvolari, myocardial bridge, sindrome di Wolf Parkinson White, sindrome del QT lungo, sindrome di Brugada, sarcoidosi cardiaca e *commotio cordis*) come cause meno frequenti. In atleti di età >35 anni gli eventi coronarici durante attività sportiva sono spesso dovuti alla rottura di una placca ateromasica, responsabile dell'occlusione trombotica e quindi dell'ischemia nel territorio irrorato dal vaso occluso. Alla luce della valutazione delle principali possibili cause di MCI, sebbene nella maggior parte dei casi la MCI insorga in atleti fino ad allora asintomatici e con esame obiettivo negativo, sarebbe necessaria una valutazione più approfondita di tutti i soggetti che vogliono intraprendere un'attività sportiva di tipo agonistico. Secondo la legge italiana è responsabilità del medico decidere, con un ragionevole grado di certezza medica, se un individuo è idoneo all'attività sportiva di tipo agonistico: in accordo con la legge italiana del 1982 lo screening pre-partecipazione all'attività agonistica comprende come valutazione di I livello l'anamnesi personale e familiare e l'ECG a 12 derivazioni; test aggiuntivi vanno richiesti solo per quegli atleti con reperti positivi alla valutazione iniziale. L'approccio italiano si è dimostrato essere sicuramente uno dei più sensibili e validi in quanto ha comportato una riduzione della MCI negli atleti. Corrado et al. hanno dimostrato come in Veneto vi sia stata una netta riduzione della MCI tra gli atleti grazie al programma di screening adottato secondo la legge italiana: a distanza di 24 anni dall'introduzione della legge sono state rilevate 55 MCI in atleti screenati e 265 in soggetti non atleti e pertanto non screenati. In particolare, comparando i dati degli anni 1979-1980 e 2003-2004 è stata rilevata una riduzione dell'89% delle MCI negli atleti senza variazione di incidenza di MCI tra la popolazione di "non atleti" che non viene sottoposta a screening. La riduzione della mortalità è stata per lo più dovuta a una minore incidenza di MCI per cardiomiopatie grazie a una maggiore identificazione di questa patologia negli atleti sottoposti allo screening. La European Society of Cardiology, sulla scorta dell'esperienza italiana riguardo lo screening sistematico pre-partecipazione all'attività agonistica, ha incluso nelle proprie linee-guida l'effettuazione dell'ECG a 12 derivazioni in tutti gli atleti <35 anni dopo l'inizio della pubertà. L'effettuazione di un ECG consente, infatti, di orientare verso molte delle possibili cause di MCI quali HCM, BrS, WPW, LQTS, SQTs e ARVC. Dallo studio di Corrado et al., però, emerge come, nonostante lo screening effettuato in accordo con la legge italiana abbia comportato una riduzione delle MCI per tutte le cause, non vi sia stata tra gli atleti una riduzione significativa della MCI per patologia coronarica, della conduzione cardiaca ($p=0,29$), miocardite ($p=0,4$), CCAA

($p=0,40$), prolasso della valvola mitrale ($p=0,19$) rispetto al periodo prescreening. Ciò indica la necessità in alcuni individui di intraprendere una valutazione diagnostica di II livello; sono necessari, però, studi su ampia popolazione per stabilire quale sia eventualmente l'algoritmo diagnostico più appropriato in individui che intraprendono l'attività agonistica.

3.1 Monitoraggio cardiovascolare

3.1.1 Elettrocardiogramma

L'elettrocardiogramma è un tracciato ottenuto mediante l'elettrocardiografo (apparecchiatura inventata nel 1887) che registra l'attività elettrica del cuore tramite elettrodi applicati in diversi punti del corpo. È lo strumento diagnostico più utilizzato ed efficace che i medici utilizzano da decenni per identificare problemi cardiaci come diverse forme di aritmie.

Sebbene molte aritmie non siano pericolose per la vita, alcune derivano da un cuore debole o danneggiato come l'infarto del miocardio (MI) che può portare ad arresto cardiaco, se non gestito immediatamente.

Dopo un infarto, i pazienti devono ricevere cure mediche immediate altrimenti l'esito potrebbe essere fatale. Queste complicazioni possono essere evitate se qualsiasi incongruenza nell'attività cardiaca viene rilevata e trattata in una fase precoce che richiede il monitoraggio ambulatoriale dell'ECG. Alcune aritmie rare e gravi (ad esempio, sindrome di Brugada, cardiomiopatia ventricolare destra aritmogena, cardiomiopatia, sindrome del QT lungo, cardiomiopatia ipertrofica) sono rilevate solo dopo un monitoraggio prolungato.

Ci sono due tecniche di registrazione: ECG di superficie e ECG interno. L'ECG di superficie è una registrazione del segnale elettrocardiografico effettuata sulla superficie del corpo umano. I campi elettrici generati internamente durante il ciclo cardiaco si propagano fino a giungere in superficie; il segnale prelevato sulla cute è però molto debole e richiede sensibili apparecchi di registrazione, dotati di circuiti di amplificazione elettronici e sofisticati sistemi di scrittura.

L'ECG interno è una registrazione effettuata prelevando il segnale direttamente sull'epicardio. Tale tecnica invasiva viene effettuata solo in poche occasionali circostanze sperimentali.

L'ECG può essere fatto a riposo o sotto sforzo. Il primo metodo evidenzia patologie delle coronarie, alterazioni del ritmo cardiaco (extrasistole, aritmie, fibrillazioni), variazioni del volume cardiaco (ipertrofia) e della conduzione dell'impulso elettrico (blocchi). Il secondo metodo è un tracciato

dinamico in grado di evidenziare cardiopatie latenti, nonché di stabilire i limiti dell'attività fisica per i pazienti affetti da scompensi cardiaci.

Il segnale elettromiografico riflette il continuo mutare dei potenziali d'azione in correlazione al ciclo cardiaco. La Figura 21 mostra un ciclo di un tipico segnale ECG.

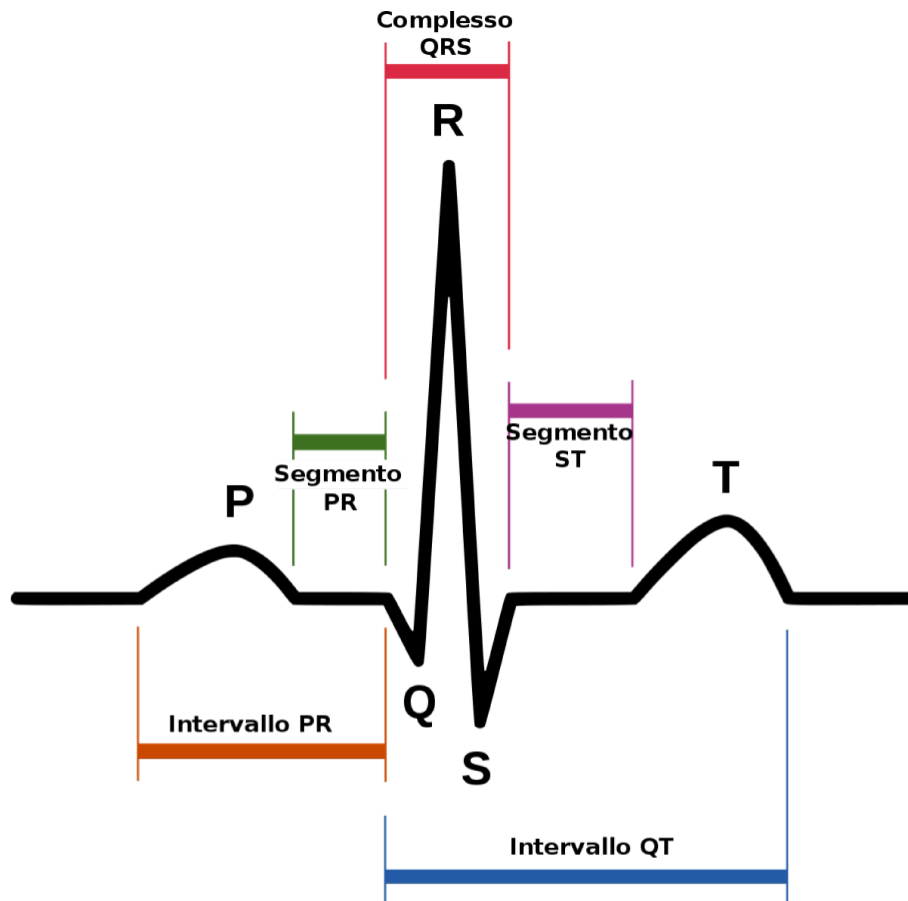


Figura 21: Ciclo cardiaco di un tipico segnale ECG.

Nel ciclo cardiaco l'onda P rappresenta la depolarizzazione degli atri, il complesso QRS la depolarizzazione dei ventricoli (setto, apice e base) e l'onda T la ripolarizzazione dei ventricoli. La ripolarizzazione degli atri non è visibile sul tracciato ECG in quanto coincide con la depolarizzazione ventricolare. Le variazioni di potenziale relative a questo evento sono pertanto mascherate da quelle associate all'attivazione dei ventricoli. Gli intervalli PR e QT rappresentano rispettivamente il tempo di conduzione atrio-ventricolare ($0.12 \div 0.2$ s) e il tempo di depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare (0.422 s). Infine per quanto riguarda i due segmenti PR e ST, il primo va dalla fine dell'onda P all'inizio del complesso QRS e indica la totale depolarizzazione degli atri mentre il secondo va dalla fine dell'onda S all'inizio dell'onda T e indica la totale depolarizzazione dei ventricoli.

Il segnale ECG presenta sia variazioni lente (componenti a bassa frequenza) che rapide transizioni (componenti ad alta frequenza). I valori tipici come banda di lavoro per gli ECG sono: 0.5 – 40 Hz per il monitoraggio e 0.05 – 100 (fino a 200) Hz per la diagnostica.

In un sistema ECG convenzionale a 12 derivazioni, le attività elettriche del cuore lungo 12 particolari orientamenti spaziali vengono misurate utilizzando dieci elettrodi Ag-AgCl (metodo idrogel/ECG a umido), che sono applicati ad alcune parti specifiche del corpo.

La Figura 22 mostra il posizionamento degli elettrodi in un sistema ECG a 12 derivazioni standard.

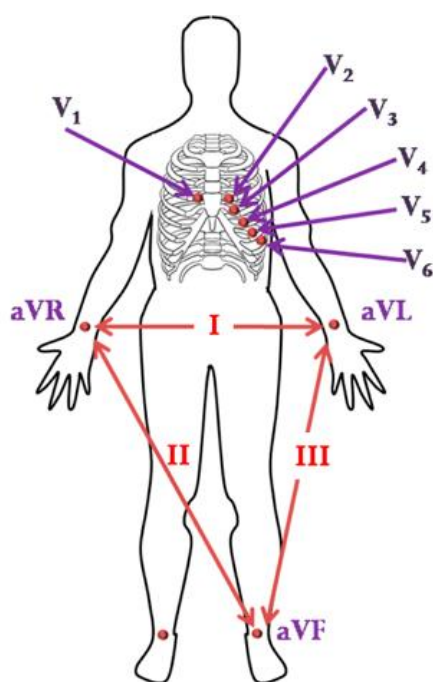


Figura 22: Posizionamento elettrodi in un sistema ECG a 12 derivazioni [11].

Le derivazioni possono essere di due tipi: bipolari e unipolari. Le derivazioni bipolari collegano due elettrodi, posti in due punti differenti della superficie corporea e ne registrano la differenza di potenziale. Nelle derivazioni unipolari invece uno dei due elettrodi permane ad un potenziale all'incirca costante lungo tutto il ciclo cardiaco. Tale elettrodo è detto indifferente mentre l'altro elettrodo è detto esplorante.

Tipicamente l'esecuzione di un ECG viene effettuata seguendo uno schema a 12 derivazioni, 6 derivazioni degli arti e 6 derivazioni precordiali. Le prime sono 3 bipolari (I, II, III) e 3 unipolari (aVR, aVL, aVF) e misurano l'attività elettrica sul piano frontale. Le seconde sono tutte unipolari e misurano l'attività elettrica del cuore sul piano orizzontale (V1, V2, V3, V4, V5, V6). In particolare le derivazioni bipolari agli arti di Einthoven I, II, III descrivono rispettivamente la differenza di potenziale misurata tra braccio sinistro e braccio destro, la differenza di potenziale misurata tra

gamba sinistra e braccio destro e la differenza di potenziale misurata tra gamba sinistra e braccio sinistro. Le derivazioni unipolari agli arti di Goldberger aVR, aVL e aVF sono costituite dall'elettrodo di riferimento, costituito da un terminale centrale che è connesso con due dei tre arti considerati nel triangolo di Einthoven e dall'elettrodo esplorante sul terzo arto. Quest'ultimo è diverso a seconda della derivazione scelta, in particolar modo per aVR è il braccio destro, per aVL è il braccio sinistro e per aVF è la gamba sinistra. Le derivazioni unipolari precordiali di Wilson V1-V6 sono formate dall'elettrodo indifferente che è costituito da un terminale centrale connesso con i tre elettrodi agli arti di Einthoven e dall'elettrodo esplorante che viene posto in punti convenzionali del torace al fine di rilevare gli eventi elettrici che avvengono nella massa del miocardio. Un esempio di un classico ECG a 12 derivazioni si può vedere nella Figura 23:

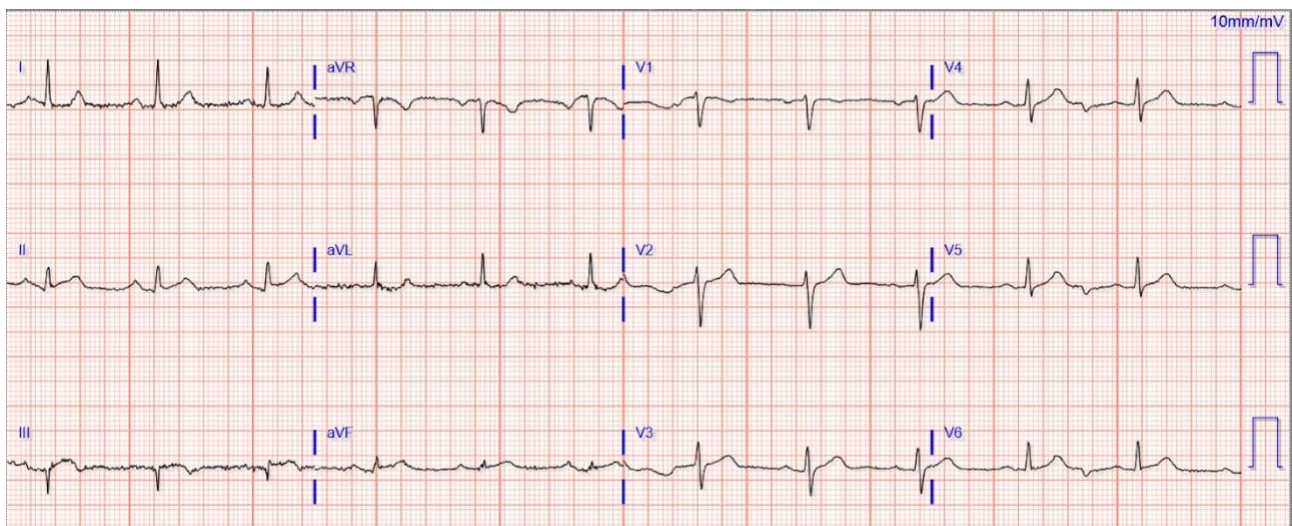


Figura 23: Classico ECG a 12 derivazioni.

Gli elettrodi contengono gel conduttore al centro del tampone che funge da mezzo di conduzione tra la pelle e l'elettrodo. Questo gel conduttore ha potenziali effetti tossici e irritanti sulla pelle e quindi non è più adatto per un sistema di monitoraggio ambulatoriale a lungo termine sebbene attualmente sia l'unico sistema disponibile.

Un dispositivo di monitoraggio ambulatoriale continuo richiede un sistema indossabile e portatile che possa essere utilizzato comodamente senza influire sulle attività quotidiane di un individuo. Il segnale ECG comunque non risulta perfettamente periodico ma mostra delle variazioni significative. La caratteristica dinamicità dell'ECG è dovuta sia alle continue variazioni fisiologiche dell'attività cardiaca sia alle interferenze che si sovrappongono al segnale utile con natura fisiologica (per

esempio: l'attività respiratoria e gli artefatti da movimento) o extra fisiologica (per esempio: il rumore di rete e lo spostamento degli elettrodi). Per questo è previsto all'interno dell'ECG un'unità di filtraggio progettata sulla base delle caratteristiche proprie delle diverse interferenze.

3.1.2 Tacogramma

L'analisi nel dominio della frequenza ricopre un ruolo di notevole importanza nello studio dell'Heart Rate Variability (HRV). Le fasi attraverso le quali effettuare tale indagine sono due: la costruzione del tacogramma e la valutazione dello spettro di potenza del tacogramma sopra ottenuto. Il tacogramma è il modo più comune per osservare la variabilità della frequenza cardiaca e rappresenta la serie di intervalli RR del segnale ECG, indicati in Figura 24.

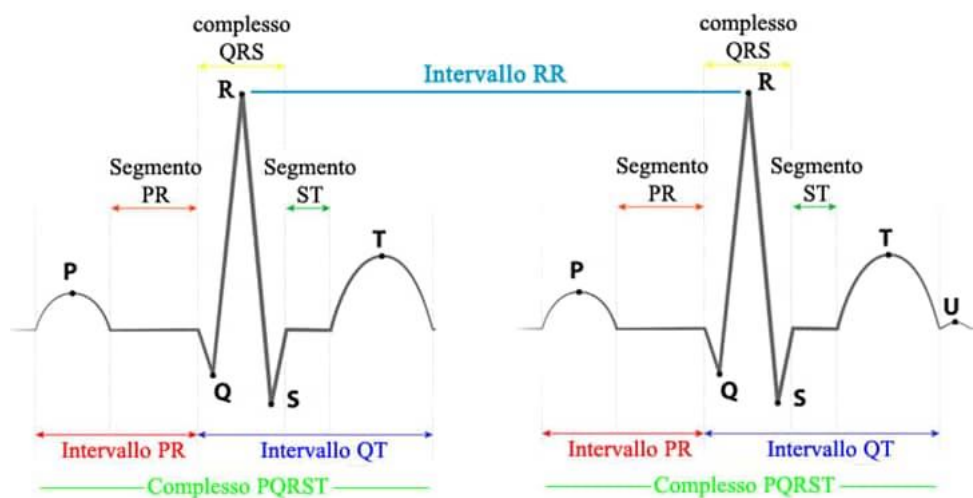


Figura 24: Tipico segnale ECG con la rappresentazione dell'intervallo RR.

Lo spettro di potenza del tacogramma mostra la presenza di componenti in frequenza proprie del sistema nervoso che è noto avere influenza sulla variabilità del ritmo cardiaco. Quindi effettuando l'analisi spettrale dell'HRV è possibile dedurre alterazioni nel paziente delle funzioni del sistema nervoso. Il cuore è un muscolo involontario dotato di un meccanismo proprio di contrazione e batte anche in assenza di stimoli nervosi con una frequenza caratteristica che è la frequenza media di contrazione. Il sistema nervoso autonomo esercita un'azione di controllo sul cuore e tale controllo permette al cuore di adattarsi alle varie circostanze. Il controllo nervoso dunque fa sì che il sistema

cardiovascolare goda di due importanti proprietà: omeostatiche, capacità di mantenere un complesso equilibrio interiore a dispetto dei fattori che cercano di alterarlo e eterostatiche, capacità di adattamento alle diverse condizioni.

La serie temporale degli intervalli RR può essere espressa in funzione del tempo e del numero successivo di battito. Nel primo caso si ha una serie non campionata che va quindi ricampionata uniformemente, mentre nel secondo caso la serie è già campionata e si chiama tacogramma. La stima della potenza spettrale del tacogramma fornisce un asse delle frequenze in cicli/battito. Per avere gli Hz bisogna moltiplicare per l'intervallo RR medio. Si può dimostrare che l'errore compiuto in questo modo è trascurabile se la variabilità del ritmo è trascurabile rispetto al ritmo stesso. Nella potenza spettrale del tacogramma, raffigurata nella Figura 25, si identificano tre regioni: VLF (very low frequency), LF (low frequency) e HF (high frequency). La VLF dipende da fenomeni di natura non lineare e associabili alla teoria del caos, la LF è associata all'attività del sistema simpatico e la HF è associata all'attività del sistema parasimpatico e al picco respiratorio. Infine il rapporto LF/HF misura l'attività simpato vagale.

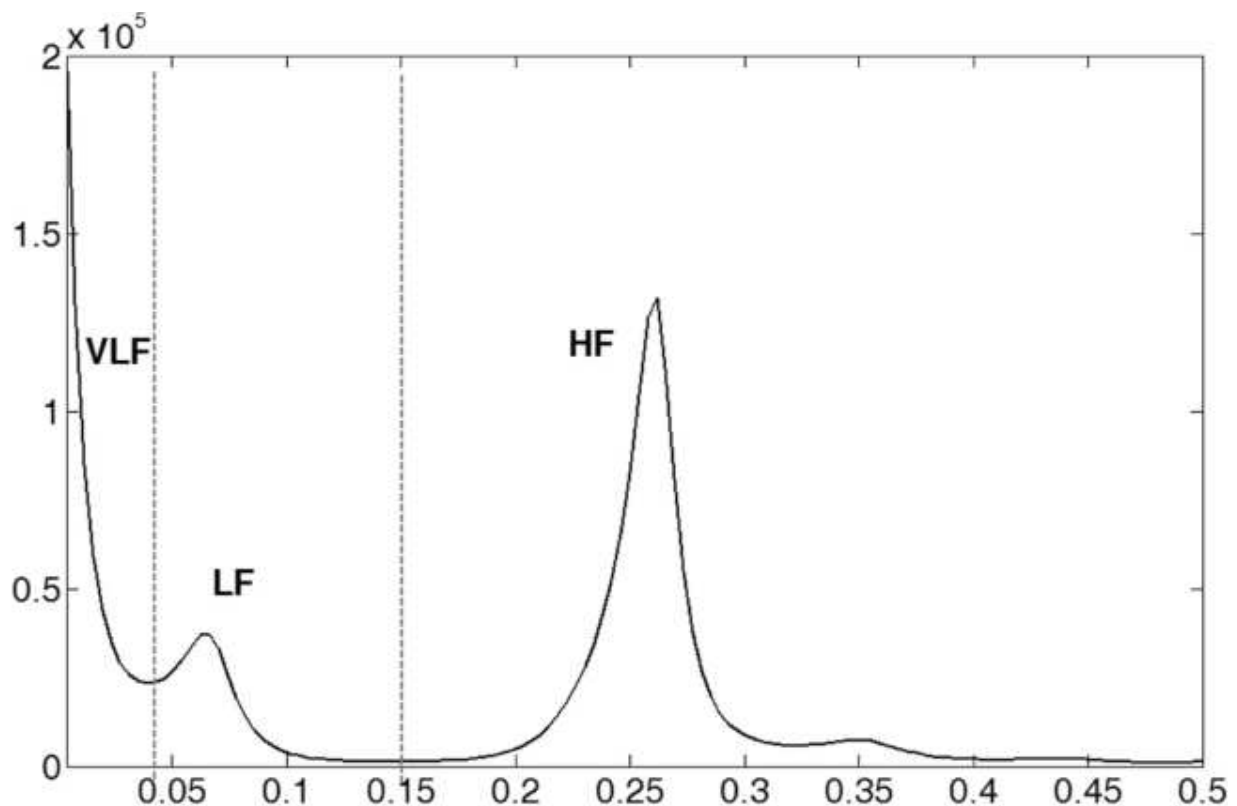


Figura 25: Potenza spettrale del tacogramma con la frequenza (Hz) nell'asse delle ascisse e la potenza (ms^2) nell'asse delle ordinate.

3.1.3 Monitoraggio della temperatura corporea

La temperatura corporea è uno dei segni vitali che possono riflettere le condizioni di salute. La temperatura corporea aumenta in caso di infezioni, tumori maligni e molte condizioni infiammatorie. Solo misurazioni seriali della temperatura per un lungo periodo di tempo piuttosto che controlli a campione possono fornire la diagnosi. È stato riferito che anche la temperatura corporea interna (CBT) ha una forte influenza su diverse condizioni fisiologiche. Il monitoraggio della temperatura corporea interna è importante in condizioni in cui l'ipertermia è un problema, come i climi ad alta temperatura/umidità e le strutture interne senza aria condizionata. Vi è ulteriore preoccupazione per i cambiamenti anomali della temperatura interna durante l'acclimatazione iniziale di un atleta all'attività sportiva. Il monitoraggio accurato della temperatura corporea interna ha rappresentato una sfida significativa nella medicina dello sport. In letteratura sono stati riportati vari approcci non invasivi per il monitoraggio continuo della temperatura corporea. Buller et al. hanno proposto un modello basato su filtri di Kalman che si ispira al lavoro in cui gli autori hanno stimato la temperatura corporea interna dalla frequenza cardiaca. Sebbene il modello sia convalidato solo con pochi soggetti e accumuli errori nel tempo, ha il potenziale per essere incorporato nei sistemi di monitoraggio ECG indossabili. Boano et al. hanno sviluppato un sistema di monitoraggio della temperatura corporea wireless discreto che può essere indossato da un individuo per un lungo periodo di tempo. Due unità sensore sono state attaccate sulla pelle e sono in grado di misurare e inviare dati ad un'unità centrale più potente indossata sul corpo, formando così una rete di sensori corporei a stella (BSN). Hanno anche dimostrato la rilevazione del ritmo circadiano utilizzando questo sistema. Gli autori hanno successivamente sviluppato un sistema di monitoraggio della temperatura corporea senza fili per i maratoneti che misura la temperatura timpanica. Purtroppo però i bracciali e i sensori di temperatura cutanea possono causare irritazione della pelle e hanno scarsa affidabilità quando si valuta la temperatura e si stima il dispendio energetico nell'esercizio ad alta intensità. Le temperature esterne hanno dimostrato di essere inaffidabili per il calcolo della temperatura corporea interna. I sensori di temperatura commerciali più recenti hanno aggirato questo fatto utilizzando un sensore di temperatura centrale telemetrico che si basa su una capsula ingeribile che trasmette i dati a sistemi che utilizzano la radiofrequenza. I progetti per i sensori di temperatura soffrono anch'essi di limitazioni che possono influenzare la validità e l'affidabilità dei sensori ingeribili, come l'assunzione di acqua fredda e/o di cibo.

3.1.4 Pressione sanguigna

La pressione sanguigna e la frequenza cardiaca (FC) sono due fattori collegati tra loro infatti molti ricercatori hanno sviluppato e utilizzato sensori di pressione piezoelettrici per misurare la FC rilevando l'onda del polso arterioso generata dalla contrazione periodica e dal rilassamento del cuore. È stato presentato un dispositivo di monitoraggio della frequenza cardiaca wireless in grado di stimare la frequenza cardiaca dalla variazione di pressione nella superficie del condotto uditivo. Una pressione del film piezoelettrico è stata utilizzata per rilevare le onde pulsate in-ear (EPW) e convertirle in corrente elettrica. Un algoritmo basato sulla conoscenza è stato implementato in un microcontrollore in grado di rilevare il picco dell'impulso in tempo reale dal segnale dopo aver eseguito una conversione morfologica. Tuttavia, la varianza della pressione e quindi l'altezza del picco delle onde di pressione possono essere influenzate dai movimenti del corpo che introducono errori nella stima della FC. Inoltre, un dispositivo montato sull'orecchio è scomodo per l'uso a lungo termine. È stato proposto un sistema simile in cui gli autori hanno sviluppato un sensore di pressione piezoresistivo flessibile basato su polimeri in grado di rilevare la variazione di pressione sulla pelle causata dalla pulsazione del sangue arterioso. Hanno usato un nanocomposito di gomma siliconica/nero di carbonio come materiale piezoresistivo flessibile. L'elevata sensibilità e linearità del sensore di pressione è stata ottenuta formando microstrutture sulla superficie di contatto di due strati piezoresistivi. Hanno anche proposto un sistema di elaborazione del segnale analogico (ASP) a basso costo in grado di eseguire il denoising, l'elaborazione dei dati e la misurazione delle risorse umane.

Yoon et al. hanno progettato un sensore di pressione piezoelettrico collegabile alla pelle e hanno dimostrato la sua utilizzabilità nella stima della FC rilevando l'onda del polso nell'arteria umana. Il sensore di pressione è stato fabbricato su un substrato di poliimmide con una piccola finestra. Un elettrodo d'argento evaporato termicamente è stato rivestito mediante rotazione con uno strato piezoelettrico di polivinilidene fluoruro-trifluoroetilene (P(VDF-TrFE)). La variazione di pressione nell'arteria radiale provoca stress meccanico sullo strato piezoelettrico, con conseguente variazione potenziale tra gli elettrodi. Tajitsu et al. hanno incorporato un sensore di pressione piezoresistivo in un braccialetto per il monitoraggio delle risorse umane. Il materiale piezoresistivo è stato realizzato in tessuto non tessuto di politetrafluoroetilene (PTFE) modificato con acrilato, fabbricato mediante elettro-filatura. Il PTFE è stato depositato su un elettrodo di alluminio su una pellicola di polietilentereftalato (PET). L'onda misurata sul polso da questo sensore aveva un andamento simile

al segnale ECG e mostrava un'elevata precisione e una minore vulnerabilità al rumore indotto dal movimento.

3.1.5 Saturazione sanguigna

La saturazione di ossigeno capillare periferico (SpO_2) è una misura della quantità di emoglobina ossigenata nel sangue. Il livello di ossigeno nel sangue può essere ridotto a causa delle condizioni di salute come malattie cardiovascolari, malattie polmonari, anemia e apnea notturna. Può anche essere ridotto a seguito di attività fisiche eccessive. È essenziale mantenere una quantità adeguata di ossigeno ($> 94\%$) nel sangue per garantire il corretto funzionamento di cellule e tessuti. Pertanto, è importante monitorare continuamente la SpO_2 .

I pulsossimetri sono ampiamente utilizzati come mezzo veloce e non invasivo per misurare il livello di ossigeno nel sangue. La stima della SpO_2 viene dalle caratteristiche di assorbimento del sangue in risposta al rosso (660 nm) e luce infrarossa (940 nm). Quando l'emoglobina diventa ossigenata, il suo colore cambia dal rosso scuro al rosso vivo che riduce l'assorbimento della luce rossa. Anche l'assorbimento della luce nel sangue varia con il cambiamento del volume del sangue arterioso durante la fase sistolica e diastolica del cuore, con conseguente segnale tempo variabile chiamato foto-pletismografo (PPG). La rappresentazione schematica del flusso del sangue arterioso attraverso il segnale PPG è mostrata in Figura 26.

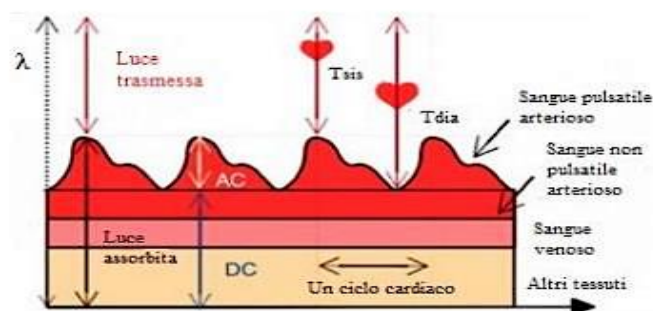


Figura 26: Rappresentazione del flusso di sangue arterioso attraverso il segnale PPG.

L'intensità della luce trasmessa (I) può essere determinata dalla ben nota legge di Beer-Lambert che afferma che l'intensità della luce trasmessa diminuisce logaritmicamente con la concentrazione di emoglobina ossigenata (C_o) e deossigenata (C_d), i coefficienti di assorbimento di entrambi (α_o, α_d) a particolare lunghezza d'onda, e sullo spessore (l) delle arterie secondo la Formula 5:

$$I = I_o \exp(-(\alpha_o C_o + \alpha_d C_d)l) \quad (5)$$

La SpO₂ viene calibrata dal segnale PPG misurando e confrontando l'intensità di luce trasmessa a due lunghezze d'onda. Il segnale PPG può essere utilizzato anche per determinare frequenza di respirazione, polso e frequenza cardiaca. Può anche essere utilizzato insieme al segnale ECG per la stima della pressione arteriosa (PA) dal tempo di transito dell'impulso.

Il pulsossimetro di solito utilizza diodi a emissione di luce rossa e infrarossa (LED) come fonti di luce. Le luci residue dopo l'assorbimento vengono rilevate dal fotorilevatore (PD). I sensori PPG o SpO₂ possono essere classificati in due categorie in base ai principi di funzionamento: ossimetria in trasmittanza e a riflettanza. Nella ossimetria in trasmittanza, i LED e il PD sono posti ai lati opposti di una sezione trasparente del corpo come il lobo dell'orecchio, la punta di un dito o sui palmi delle mani o sulle piante dei piedi per i più piccoli. La luce trasmessa attraverso questa sezione viene raccolta dal PD. Attualmente, i pulsossimetri da dito a trasmissione sono ampiamente utilizzati per le misurazioni del segnale PPG. Però, questo metodo è scomodo per il monitoraggio a lungo termine. Nella ossimetria a riflettanza, i LED e il PD sono posti fianco a fianco sulla stessa superficie del corpo e l'intensità della luce riflessa viene misurata dal PD. Questa modalità offre flessibilità per misurare il segnale PPG da diverse posizioni sul corpo che lo producono ed è più adatta per la piattaforma indossabile non invasiva.

3.2 Monitoraggio del carico di lavoro

Il monitoraggio del carico di allenamento degli atleti è essenziale per determinare se si stanno adattando al loro programma di allenamento, per comprendere le risposte individuali all'allenamento, per valutare la fatica e la necessità associata di recupero e per ridurre al minimo il rischio di lesioni e malattie. Le misure del carico di lavoro possono essere classificate come interne o esterne. I carichi di allenamento interni sono definiti come i relativi fattori di stress biologici (sia

fisiologici che psicologici) imposti all'atleta durante l'allenamento o la competizione. Misurazioni come la frequenza cardiaca, il lattato nel sangue, il consumo di ossigeno e le valutazioni dello sforzo percepito (RPE) sono comunemente utilizzate per valutare il carico interno. I carichi di allenamento esterni sono misure oggettive del lavoro svolto dall'atleta durante l'allenamento o la competizione e sono valutati indipendentemente dai carichi di lavoro interni. Le misure comuni del carico esterno includono la potenza in uscita, la velocità, l'accelerazione, l'analisi del movimento nel tempo, i parametri del sistema di posizionamento globale (GPS) e i parametri derivati dall'accelerometro. Anche un approccio integrato al carico di allenamento è importante e per questo motivo i carichi di allenamento interni ed esterni dovrebbero essere utilizzati in combinazione per fornire una maggiore comprensione dello stress da allenamento. Ad esempio, gli atleti che ripetono la stessa identica sessione in giorni diversi possono mantenere la stessa potenza erogata per la stessa durata (cioè, lo stesso carico esterno) ma sperimentare carichi interni abbastanza diversi (frequenza cardiaca, lattato sanguigno, RPE, ecc.) a seconda del loro stato di stanchezza, disturbi emotivi, storia di allenamento recente o malattia. Questo disaccoppiamento dei carichi interni ed esterni può aiutare a determinare se un atleta è fresco o affaticato.

La quantificazione dei carichi di allenamento e di competizione nei bambini è importante in quanto le prove suggeriscono una relazione tra alti volumi di allenamento negli anni dell'adolescenza (da 13 a 14 anni) e infortuni e successivo pensionamento anticipato. Questi studi indicano chiaramente che quando si tratta di giovani atleti, la pianificazione di carichi di allenamento appropriati e la gestione dei modelli di carico è importante per garantire una lunga carriera sportiva. Inoltre, il monitoraggio del carico può essere più efficace nel prevenire i giorni persi di formazione, che è estremamente importante per lo sviluppo dell'allenamento e l'esposizione ad aumenti progressivi del volume di allenamento. L'RPE non dovrebbe essere considerato isolatamente poiché la capacità dei giovani atleti di auto-valutare la percezione dello sforzo può essere inaffidabile, ma dovrebbe essere collegato ad altri metodi di quantificazione oggettivi come volume, carichi, salti o conteggi dei passi. Inoltre, altre metriche dei carichi interni dovrebbero essere implementate a seconda dello sport, l'età e l'accesso a strumenti adeguati. Vista l'età dell'adolescenza sarebbe anche giusto comprendere misure psicologiche, misure fisiologiche (ad esempio, monitoraggio della frequenza cardiaca, rapporti acuti: carico di lavoro cronico [ACWR]), misure di fisioterapia (ad esempio, screening giornaliero, monitoraggio degli infortuni), input dell'allenatore (ad esempio, registrazione di formazione prescritta ed effettiva, tempi di esecuzione) e conversazioni con l'atleta. Questi dati

devono essere valutati per eventuali cambiamenti clinicamente significativi prima che venga presa una decisione sui carichi di allenamento futuri.

Il primo modello per l'analisi dei dati del carico di allenamento è: il modello fitness – fatica. Il modello originale di fitness-fatica riportato da Banister et al. utilizzava un approccio basato sulla teoria dei sistemi per analizzare le risposte all'allenamento fisico ed è descritto come:

Prestazioni modellate = fitness dal modello di allenamento - K (fatica dal modello di allenamento)

dove K è la costante che si regola per l'entità dell'effetto fatica rispetto all'effetto fitness.

Diversi altri gruppi hanno modificato questo modello iniziale per tenere conto dei cambiamenti della monotonia dell'allenamento (cioè, variazione nello stimolo del carico di allenamento) e dell'aumento della fatica. Ma essenzialmente ogni modello suggerisce che il carico di allenamento suscita risposte nella forma fisica: aumenta le prestazioni ma nello stesso tempo produce anche un aumento della fatica che riduce le prestazioni stesse. Questo approccio si traduce in modelli di risposta all'impulso che mettono in relazione i carichi di allenamento con le prestazioni, tenendo conto delle caratteristiche dinamiche e temporali dell'allenamento e degli effetti dell'allenamento nel tempo. Questi modelli assumono un'unica misura per rappresentare la prestazione, il che limita la loro applicazione agli sport in cui le prestazioni fisiche e tecniche/tattiche possono rappresentare la prestazione reale. Tuttavia, questo approccio fornisce una base per impostare i carichi di allenamento futuri e i periodi di recupero e per comprendere le risposte generali degli atleti all'allenamento. L'ACWR (training-stress balance) è una semplificazione del modello fitness-fatica originale di Banister, che utilizza medie mobili per confrontare i carichi di allenamento completati in un periodo recente (di solito ~ 5-10 giorni) con il carico di allenamento cronico completato su un periodo più lungo (di solito ~ 4 -6 settimane). Questo approccio analitico è stato recentemente segnalato per identificare il rischio di lesioni in una varietà di atleti. Tuttavia, sebbene interessante per il monitoraggio del rischio di lesioni, la validità dell'ACWR è stata recentemente messa in dubbio, poiché la media mobile non tiene conto della diminuzione degli effetti di fitness e fatica nel tempo, e pertanto potrebbe non rappresentare accuratamente le variazioni nel modo in cui i carichi vengono accumulati.

Quando l'ACWR è compreso tra 0,8 e 1,3 (cioè, il carico di allenamento acuto è approssimativamente uguale al carico di allenamento cronico), il rischio di lesioni è relativamente basso.

Tuttavia, quando l'ACWR è $\geq 1,5$ (ovvero, il carico di allenamento acuto è molto maggiore del carico di allenamento cronico), il rischio di lesioni aumenta esponenzialmente. L'effetto protettivo dell'allenamento sembra derivare da 2 fonti: il carico consente al corpo di tollerare il carico stesso e l'allenamento sviluppa le qualità fisiche (per esempio: forza, capacità di corsa ad alta intensità prolungata e capacità aerobica) che sono associate a un ridotto rischio di lesioni.

Un ultimo punto è stato sottovalutato nella letteratura sul carico di allenamento e sugli infortuni. Sebbene i "picchi" nel carico di allenamento possano contribuire agli infortuni, il sotto allenamento e gli "abbassamenti" nel carico di allenamento possono provocare conseguenze negative simili.

Quindi carichi di allenamento cronici elevati possono proteggere dagli infortuni, gli atleti sono in grado di tollerare meglio i componenti ad alta intensità dell'allenamento se sono stati esposti a carichi di allenamento cronici più elevati e l'associazione di ACWR al rischio di lesioni è maggiore del carico acuto o cronico in isolamento.

Un metodo alternativo è utilizzare una media mobile ponderata esponenzialmente per il calcolo dei carichi acuti e cronici, che assegna una ponderazione decrescente per compensare gli effetti di latenza dei carichi. Sono tuttavia necessarie ulteriori ricerche per determinare se questo nuovo modello fornisce un approccio superiore per la previsione delle prestazioni e/o lesioni.

Le misure di carico interno ed esterno disponibili con la microtecnologia odierna (ad es. GPS) stanno diventando di crescente interesse per ricercatori e allenatori come approccio non invasivo per capire come gli atleti affrontano l'allenamento e la competizione. Il rapporto carico interno:esterno integrato valuta lo stress psicofisico sperimentato dall'atleta (cioè frequenza cardiaca, RPE, lattato sanguigno, ecc.) durante l'allenamento nel contesto dell'allenamento e può essere utilizzato per capire lo stato di formazione dell'atleta. Ad esempio, un aumento del carico interno su un carico esterno standard può influire sull'affaticamento dell'atleta o su una riduzione della forma fisica, mentre un carico interno ridotto (una frequenza cardiaca inferiore o la percezione dello sforzo su un carico esterno standard) indica che un atleta sta guadagnando forma fisica. Inoltre, questo può informare sulle conseguenze dei programmi di allenamento, identificare la fatica durante le competizioni sportive di squadra e identificare i cambiamenti nella forma fisica o nello stato di fatica. Tuttavia, sebbene sia interessante, l'implementazione di questo approccio pone dei limiti: elevata

cura nel controllo e nella quantificazione dei carichi esterni dell'atleta e dell'ambiente in cui si completa l'esercizio.

A partire dal modello di prestazione iniziale suggerito da Banister et al., l'approccio del modello dei sistemi è stato utilizzato per migliorare la comprensione del processo di allenamento ed è stato applicato per prevedere le prestazioni di un singolo atleta.

Sfortunatamente, tuttavia, l'applicazione più ampia di questo approccio per prevedere le prestazioni in atleti altamente allenati è limitata a causa della grande quantità di variabilità inspiegabile nelle previsioni per le prestazioni in una gamma di sport di resistenza. Altri limiti di questo approccio sono di non riuscire a considerare le diverse risposte fornite da tutti gli stimoli dell'allenamento (es. carico interno vs carico esterno o carico aerobico vs carico di resistenza, ecc.), e i modelli sono stati applicati principalmente a sport individuali.

Pertanto, da un punto di vista pratico, queste tecniche di modellazione rimangono di scarso beneficio per prevedere le prestazioni future negli atleti ad alte prestazioni. Tuttavia, forniscono un'importante struttura teorica che consente agli allenatori e agli ricercatori di comprendere e controllare il processo di formazione.

Per superare i limiti dei modelli di risposta al carico, sono stati proposti altri metodi complessi come i modelli di reti neurali di percezione non lineari multistrato. Alcuni studi hanno dimostrato che questo approccio riduce notevolmente l'errore di previsione delle prestazioni. Altre limitazioni di questi approcci sono la necessità di set di dati molto grandi del carico di allenamento (comprese le prestazioni e altre misure di esito) su periodi prolungati.

3.3 Dati analisi dell'allenamento

3.3.1 GPS

Il GPS è un sensore molto comune che si trova in diversi apparecchi, sia di uso quotidiano (come gli smartphone) che di uso sportivo (come i cardiofrequenzimetri). La sua funzione è quella di informare gli utenti sulla loro posizione. I dati vengono inviati ad un satellite e vengono misurati la posizione precisa e il tempo. Più precisamente i dispositivi GPS richiedono la trasmissione del segnale da più satelliti GPS in orbita attorno alla terra. I segnali dai satelliti, ciascuno con orologi atomici a bordo, vengono acquisiti dai ricevitori GPS che sincronizzano i segnali per determinare la velocità e la posizione del ricevitore. Funziona come un trasmettitore e un ricevitore, dove le informazioni vengono restituite al sensore per informare sulla posizione. Viene utilizzato nei

dispositivi indossabili per misurare i dati chiave, come la distanza, che possono essere visualizzati in modi diversi per diverse applicazioni.

Le prestazioni dei dispositivi GPS sono migliorate, in particolare nell'ambiente sportivo di squadra, impiegando un ricevitore di riferimento fisso a terra in aggiunta ai ricevitori indossabili per perfezionare gli errori di temporizzazione di ciascun satellite, con una precisione fino a 1 metro.

Dispositivi come Vivofit e Vivoactive (Garmin), Polar M400 (Polar Electro Inc) e Surge (FitBit) hanno incorporato la tecnologia GPS nei dispositivi indossabili per i singoli utenti. Questi dispositivi sono in grado di visualizzare all'utente dati come chilometraggio, passi, andatura, dispendio calorico, altitudine e velocità in tempo reale. Inoltre, i dati vengono quindi tabulati in programmi software per consentire all'utente di monitorare le proprie prestazioni.

3.3.2 Accelerometro

Gli accelerometri si sono dimostrati promettenti nel campo della forma fisica personale, fornendo all'utente l'accesso a dati avanzati sulle prestazioni e la capacità di modificare in modo quantificabile i programmi di esercizio. Questi dispositivi sono composti da 2 componenti: un dispositivo di rilevamento del movimento meccanico e un microchip che interpreta i segnali dal dispositivo meccanico. Il sensore che trasforma il movimento cinetico in misurazione digitale lo fa misurando le forze accelerative. Un effetto piezoelettrico (piezoresistivo per corrente continua) può consentire ciò, poiché le strutture cristalline microscopiche vengono sollecitate a causa di forze che mostrano una differenza di tensione, a causa dei cristalli. L'altro metodo è tramite una differenza di capacità (capacitivo per DC) tra due microstrutture. Questo è lo stesso per entrambe le classi di accelerometri (uscite analogiche e digitali). Il progresso tecnologico e lo sviluppo di dispositivi di sistemi microelettromeccanici (MEMS) hanno permesso di confezionare più trasduttori insieme, dando ad un singolo sensore la capacità di percepire il movimento in più dimensioni.

Un ulteriore vantaggio degli accelerometri è la capacità di stimare il dispendio energetico integrando l'accelerazione verticale nel tempo. Il dispendio energetico è un parametro cruciale per valutare l'intensità di un regime di allenamento. A causa del loro design a basso costo e della loro portabilità, l'accelerometria ha guidato lo sviluppo di dispositivi da polso portatili che hanno visto un aumento significativo della forma fisica negli ultimi anni. Dispositivi come FitBit, Jawbone Up, Nike Fuelband, e Microsoft Band forniscono dati su una serie di parametri fisiologici e di movimento come frequenza cardiaca, dispendio calorico, monitoraggio del sonno e passi che vengono poi trasmessi in modalità wireless ad un account utente personale.

3.3.3 Pedometro

I pedometri si trovano comunemente nei dispositivi indossabili per il fitness e sono la forma più semplice e probabilmente la più usata di sensore di movimento. Viene registrato un "passo" ogni volta che l'accelerazione verticale del braccio di leva supera la soglia di sensibilità alla forza del contapassi. Più precisamente esistono due versioni di pedometri: meccanici ed elettrici. Quest'ultima è la forma più comune attualmente e fa affidamento sui MEMS per la precisione, ma funziona ancora su principi basati sui contapassi meccanici. Il meccanismo del pendolo viene utilizzato per determinare i passaggi. Un piccolo pendolo metallico si trova nei pedometri con due estremità, una delle quali ha un martello. Ad ogni passo che un utente fa, il martello oscilla e tocca l'altro, poi torna alla sua posizione iniziale. Il meccanismo è collegato ad un circuito elettronico di conteggio tramite una molla. Inizialmente non c'è corrente, quindi ogni volta che il martello si collega all'altro lato, un circuito aperto si chiude. Questo fa fluire la corrente. Quando ritorna alla sua posizione iniziale, si richiude riprendendo il moto del pendolo. Ciò consente al circuito di conoscere ogni ciclo di fase.

Sebbene i pedometri abbiano dimostrato di avere un'affidabilità e una validità accettabili per il monitoraggio del conteggio dei passi in ambito ambulatoriale, l'applicazione non è stata dimostrata negli sport competitivi. I pedometri hanno un uso limitato nella quantificazione dei movimenti atletici a causa della loro incapacità di percepire i cambiamenti di direzione e sono scarsi indicatori del dispendio energetico.

3.4 Indici di performance

Dopo aver illustrato i segnali per il monitoraggio cardiovascolare e dei dati relativi all'allenamento è importante parlare degli indici di performance e salute dell'atleta, nello specifico nello sport del pattinaggio. L'Istituto di Scienza dello Sport nell'ambito di un programma di collaborazione con la Federazione Italiana Hockey e Pattinaggio (FIHP) ha analizzato il modello funzionale delle varie specialità. Un primo approccio ha riguardato l'analisi dell'andamento della lattatemia nella gara di velocità di 300 m a cronometro. Sei uomini (età 21 anni \div 3.3; altezza 173.8 \div 5.8; peso 70 kg \div 3.5; grasso corporeo 9,5% \div 1.7) e sei donne (età 22 anni \div 4.1; altezza 168.8 cm \div 1.3; peso 57.3 kg \div 3.9; grasso corporeo 17.2% \div 3.3) della Nazionale Italiana di Pattinaggio Velocità sono stati testati in una gara simulata sui 300m e in altre 3 prove rispettivamente sui 60, 100 e 200 m, nelle quali gli atleti

dovevano compiere il percorso alla stessa andatura della prova sui 300 m. Alla fine di ogni prova è stato determinato il picco di lattatemia, permettendo, così, di definire la cinetica della lattatemia nei 300 m, come si può osservare nella Tabella 4.

Tabella 4: Indica il tempo di percorrenza e la lattatemia (valori medi) rilevati durante gare simulate sui 300 m e sui parziali di gara ai 60, 100 e 200 m su 8 pattinatori a rotelle di alto livello, specialità/velocità [12].

Progressivo gara (m)	60	100	200	300
Tempo (s)	7.322 ÷ 0.07	11.07 ÷ 0.12	20.52 ÷ 0.25	29.97 ÷ 0.38
Lattatemia (mM)	5.94 ÷ 0.59	6.94 ÷ 0.67	9.83 ÷ 1.35	12.10 ÷ 0.89
Differenziali	0-60	60-100	100-200	200-300
Tempo (s)	7.322 ÷ 0.07	3.75 ÷ 0.07	9.45 ÷ 0.15	9.45 ÷ 0.17
Lattatemia (mM)	5.94 ÷ 0.59	1 ÷ 0.03	2.89 ÷ 0.76	2.27 ÷ 0.69

Sono state, inoltre, simulate le gare 5000 e 10000 metri a punti, femminile e maschile rispettivamente, e sono state analizzate la Fc e la lattatemia; i dati sono riportati nella Tabella 5. La gara "a punti" simulata è una specialità del pattinaggio corsa che prevede che alla fine di ogni giro o ogni due giri venga effettuato un traguardo sprint con punteggio decrescente, assegnato dal primo al terzo piazzamento. La vittoria finale viene conseguita dall'atleta che totalizza più punti.

Tabella 5: Valori di Fc media (espressi in percentuale della Fc massima) e di lattatemia media in 12 atleti (6 uomini e 6 donne) della Nazionale Italiana Pattinaggio a rotelle durante gare simulate sui 5000 m donne e 10000 m uomini [12].

	Fc media gara	% Fc max	Lattatemia (mM)	Tempo (min:s)
5000 m a punti	187.4 ÷ 4.8	96	8.2 ÷ 1.3	9:57
10000 m a punti	193 ÷ 4.6	95	9.1 ÷ 1.7	15:48

Al fine di definire le qualità fisiologiche dei praticanti il pattinaggio sono stati valutati 16 atleti maschi (età 20 anni \div 2.4; altezza 173.9 cm \div 6.1; peso 69.5 kg \div 4.1; grasso corporeo 8.9% \div 1) (8 soggetti velocisti e 8 fondisti impiegati in gare di fondo e di velocità) e 16 femmine (età 19.2 anni \div 2.5; altezza 163.9 cm \div 4.3; peso 55.6 kg \div 4.2; grasso corporeo 16.5% \div 1.8). Ambedue i gruppi appartenevano alla Nazionale Italiana. In particolare sono state valutate: 1) la forza esplosiva degli arti inferiori e la relativa capacità di recupero elastico, mediante jump test; 2) il $V'O_2$ max, attraverso un test incrementale in pista, con l'impiego di un metabolimetro telemetrico (K4 Cosmed); 3) la velocità di pattinaggio corrispondente alle 2 e 4 mM (v2 mM e v4 mM) e la velocità massima mediante (v max) un test incrementale effettuato in pista (400 m di lunghezza); durante la prova è stata anche monitorata la Fc; successivamente, il test è stato ripetuto da 12 soggetti (6 uomini e 6 donne), postisi ciascuno in scia a due atleti. I soggetti dediti alle gare di velocità hanno presentato valori di forza esplosiva dei muscoli degli arti inferiori più alti rispetto ai fondisti, come si può vedere nella Tabella 6; tuttavia non c'è correlazione statisticamente significativa tra i valori più alti di salto in contromovimento (CMJ) e il tempo realizzato nei 300 m a cronometro, che rappresenta la gara di potenza per eccellenza. Ciò può essere spiegato dall'importanza che la tecnica riveste in questo tipo di gara, dove non è permesso il benché minimo errore, specialmente in partenza e in curva.

Tabella 5: Caratteristiche fisiologiche in pattinatori a rotelle di alto livello [12].

Soggetti	CMJ (cm)	$V'O_2$ max (l*min ⁻¹)	$V'O_2$ max (ml*kg ⁻¹ *min ⁻¹)	v2 mM (km*h ⁻¹)	v4 mM (km*h ⁻¹)	v max (km*h ⁻¹)
Donne (n.16)	33.1 \div 4.5	3.334 \div 0.23	61 \div 7.6	24.5 \div 1.3	27.6 \div 1.4	30.1 \div 1.3
Uomini (n.16)	42.3 \div 6.4	4.924 \div 0.21	74 \div 4.8	27 \div 1.3	30 \div 1.5	33.5 \div 1.6
Velocisti (n.8 uomini)	52.3 \div 5.3			26.3 \div 0.76	28.7 \div 0.8	31.7 \div 0.6
Fondisti (n.8 uomini)	41.3 \div 2.1			28 \div 1.3	32.2 \div 0.5	35 \div 0.6

Gli atleti presentano buoni valori di $\dot{V}O_2$ max ($74 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1} \div 4.8$ per gli uomini e $61 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1} \div 7.6$ per le donne); in particolare è risultato interessante il rilievo, in due atleti dediti a gare di velocità, di valori di $\dot{V}O_2$ max oltre i $70 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Per quanto riguarda le velocità corrispondenti alle 2 mM e alle 4 mM e alla velocità massima i fondisti hanno valori maggiori dei velocisti e gli uomini valori superiori alle donne. Molto interessanti, anche se prevedibili, sono i dati relativi al test effettuato in scia; infatti si nota come in questa condizione gli atleti raggiungano velocità molto maggiori alle 2 e 4 mM e alla velocità massima, rispetto a quando corrono da soli. Inoltre in scia è notevolmente ridotto l'impegno cardiocircolatorio con una Fc più bassa sia alle 2 che alle 4 mM. In conclusione dai dati ottenuti si rileva che l'atleta di alto livello del pattinaggio presenta alti valori di potenza aerobica, tipici di un atleta di resistenza di lunga durata e caratteristiche neuromuscolari migliori di quelle degli atleti di resistenza, avvicinandosi ai valori degli atleti di sport di squadra e a quelli di pattinaggio sul ghiaccio. Inoltre, come si evince dai valori di lattatemia rilevati nelle gare di fondo, il pattinatore a rotelle deve essere in grado di produrre e sopportare discreti livelli di concentrazione ematica di lattato. Questa apparente contraddizione può essere, forse, spiegata dal fatto che il pattinatore è abituato a disputare gare in piano sfruttando l'effetto scia sia su distanze brevi che lunghe. Quest'ultime richiedono comunque la capacità di saper sprintare e ne consegue che il pattinatore deve possedere buona capacità di forza esplosiva e, dal punto di vista energetico, deve essere capace di attivare sia le fonti energetiche anaerobiche, sia quelle aerobiche, necessarie oltretutto a smaltire, nelle fasi di recupero tra uno sprint e l'altro il lattato prodotto.

4 I sensori indossabili

In tempi recenti, i sensori indossabili hanno attirato un'attenzione significativa in vari settori e nella ricerca. La rapida crescita della ricerca e dell'industria relative ai sensori indossabili ha portato allo sviluppo di nuovi dispositivi e applicazioni avanzate come dispositivi bio-integrati, sistemi sanitari indossabili, robotica morbida e skin elettroniche.

Tra questi si trovano i tessuti intelligenti che possono essere utilizzati per sviluppare elettrodi indossabili sul corpo per misurare segnali elettrofisiologici come ECG, elettroencefalografia (EEG) ed elettromiografia (EMG). È stato segnalato che gli elettrodi a base tessile sono affidabili quanto quelli tradizionali a gel umido Ag-AgCl. Gli elettrodi tessili possono essere classificati in due categorie fondamentali: attivi e passivi. Gli elettrodi tessili passivi rilevano le proprietà elettriche dalla superficie della pelle. Possono essere utilizzati per monitorare l'attività cardiaca o muscolare rilevando potenziali fluttuazioni causate dal cuore o dal muscolo. Gli elettrodi tradizionali utilizzano adesivo e gel conduttivo per essere fissati sulla pelle. Il gel può causare irritazione, reazioni allergiche o infiammazione e si asciuga con il tempo causando una qualità del segnale degradata. Sebbene gli elettrodi bagnati forniscano una qualità del segnale superiore, non sono adatti per dispositivi indossabili ed un sistema di monitoraggio a lungo termine.

D'altra parte, gli elettrodi a secco non utilizzano gel adesivo o conduttivo e sono generalmente biocompatibili. A causa della loro natura "secca", sono più adatti per il monitoraggio a lungo termine e vengono ampiamente utilizzati nei sistemi di monitoraggio della salute su base tessile. Tuttavia, gli elettrodi a secco soffrono di un'impedenza elettrodo-pelle molto elevata e quindi sono più vulnerabili al rumore e agli artefatti da movimento rispetto agli elettrodi bagnati. Gli elettrodi attivi spesso incorporano un preamplificatore ad alta impedenza di ingresso che riduce l'impatto del rumore e degli artefatti da movimento riducendo l'impedenza della pelle.

Gli elettrodi tessili possono essere realizzati integrando elettrodi prefabbricati in indumenti semplicemente cucendoli in adatte posizioni. Possono anche essere sviluppati depositando direttamente strati conduttivi sul tessuto. Gli strati conduttivi possono essere formati sulla superficie del tessuto depositando nanofibre usando il metodo dell'elettrodeposizione o applicando uno strato conduttivo con l'aiuto di serigrafia, sputtering, carbonizzazione ed evaporazione. Un'altra tecnica interessante di fabbricazione di elettrodi tessili è la tessitura o la lavorazione a maglia di tessuti per indumenti utilizzando filati conduttivi. Il filato conduttivo può essere costituito da

filamenti metallici, nano-filamenti conduttivi o prodotto applicando un rivestimento metallico su fibre come cotone, nylon, kevlar o poliestere.

Attraverso i sensori tessili si può monitorare la temperatura corporea e l'attività sportiva.

In base ai loro principi di funzionamento, i sensori di temperatura su base tessile possono essere classificati come termocoppie e rilevatori di temperatura a resistenza (RTD). Le termocoppie sfruttano l'effetto Seebeck che sviluppa una corrispondente differenza di potenziale attraverso le giunzioni di due metalli dissimili a causa della differenza di temperatura tra le giunzioni. Gli RTD sfruttano la dipendenza dalla temperatura dei materiali della resistività elettrica per determinare la temperatura. Gli RTD offrono maggiore precisione, sensibilità e tempi di risposta più brevi, nonché linearità con la temperatura.

La maggior parte dei ricercatori ha utilizzato sensori inerziali basati su MEMS come accelerometri, giroscopi o sensori di campo magnetico o le loro combinazioni per misurare il segnale corrispondente alla locomozione umana. Sono montati su piccole schede PCB, che di solito sono incorporate in cinghie, bande elastiche e cinghie in velcro. I sensori di movimento basati su MEMS sono economici e di piccole dimensioni. Avendo buone caratteristiche di sensibilità, accuratezza e basso consumo, sono adatti per sistemi di monitoraggio dell'attività a lungo termine e in tempo reale.

4.1 Cardiofrequenzimetro Polar M400 e sensore di frequenza cardiaca H7

Un sensore utilizzato nell'acquisizione di dati per gli allenamenti degli sportivi, tra cui i pattinatori, è il cardiofrequenzimetro Polar M400 con il sensore di frequenza cardiaca H7, mostrati nella Figura 27. Il tipo di batteria del cardiofrequenzimetro è Li-Pol a 190 mAh con durata fino ad 8 ore con l'utilizzo di GPS e sensore di fascia cardiaca. La temperatura di esercizio va da -10°C a +50°C e ha una resistenza all'acqua fino a 30 metri. I materiali di cui è composto sono: acciaio inox, policarbonato/acrilonitrile butadiene stirene, acrilonitrile butadiene stirene, uretano termoplastico, polimetilmetacrilato e silicone. Il sensore di frequenza cardiaca H7 è una fascia toracica con tipo di batteria CR2025. La temperatura di esercizio e la resistenza all'acqua sono le medesime del cardiofrequenzimetro. La fascia è composta da un trasmettitore in poliammide ed elastico (38% poliammide, 29% poliuretano, 20% elasthan e 13% poliestere).



Figura 27: Cardiofrequenzimetro M400 e sensore di frequenza cardiaca H7.

Il cardiofrequenzimetro Polar M400 ha numerose funzioni per monitorare gli allenamenti degli atleti: frequenza cardiaca, zone di velocità, GPS, carico di lavoro, percentuale di grassi bruciati e training benefit. Predispone inoltre di un accelerometro integrato che è in grado di rilevare i movimenti 24/7. Inoltre è possibile collegare il dispositivo all'app Polar Flow o al servizio web Flow per visualizzare immediatamente i dati dell'allenamento, come è possibile vedere nella Figura 28.

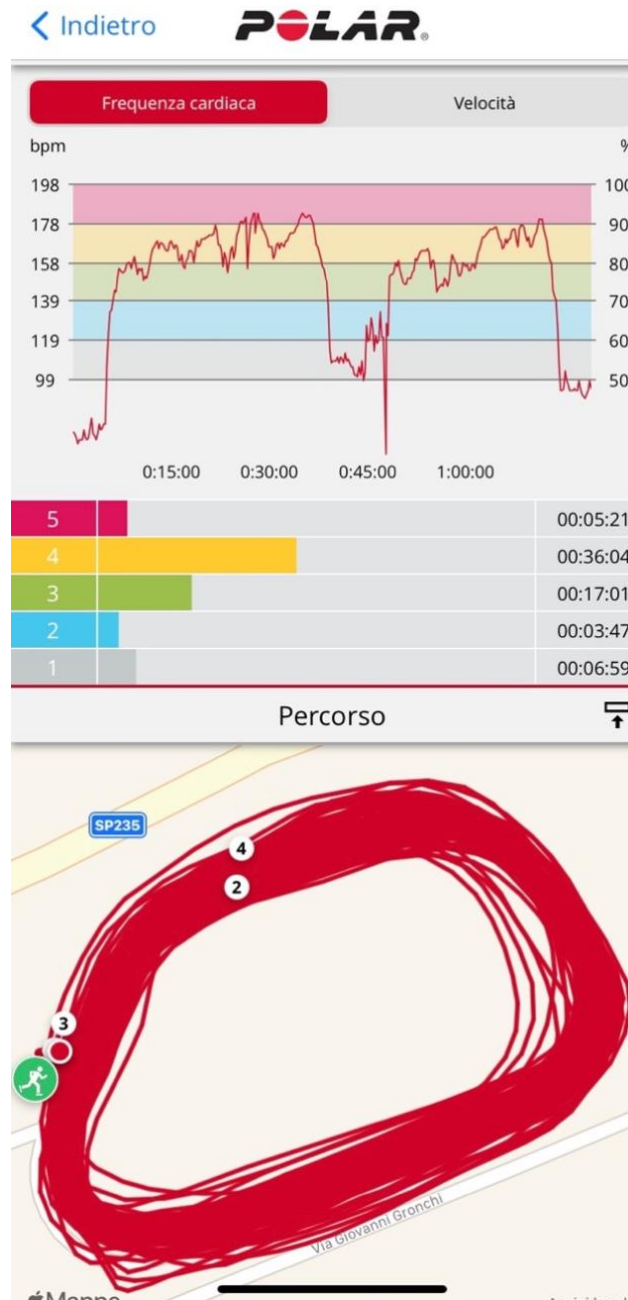






Figura 28: Visualizzazione di un allenamento tramite l'app Polar Flow.

I dati della frequenza cardiaca offrono una descrizione dettagliata della condizione fisica e consentono di comprendere la risposta del corpo all'attività sportiva. Le informazioni ricevute sono utili nel perfezionamento dei piani di allenamento, ad esempio, la regolarità e l'intensità, e consentono di ottenere il massimo delle prestazioni. L'allenamento è suddiviso in cinque zone di frequenza cardiaca, basate sulla percentuale della frequenza cardiaca massima come riportato nella Tabella 6. Con le zone di frequenza cardiaca si può facilmente scegliere e monitorare l'intensità dell'allenamento.


Tabella 6: Zone di frequenza cardiaca, dove FC_{max} = Frequenza cardiaca massima (220-età) e le zone di FC sono in battiti al minuto per una persona di 30 anni, la cui frequenza cardiaca massima è 190 bpm (220-30) [13].

Target zone	% di intensità di FC_{max}	Esempio: Zone di FC	Esempi di durata	Effetto dell'allenamento
<p>MASSIMO</p> 	90–100%	171-190 bpm	meno di 5 minuti	<p>Benefici: sforzo massimo o quasi per la respirazione e i muscoli.</p> <p>Percezione: molto faticoso per la respirazione e i muscoli.</p> <p>Consigliato: ad atleti esperti ed in forma. Solo brevi ripetute, di solito preparazione finale per eventi brevi.</p>
<p>DIFFICILE</p> 	80–90%	152-172 bpm	2-10 minuti	<p>Benefici: maggiore abilità alla resistenza ad alta velocità.</p> <p>Percezione: fatica muscolare e respiro pesante.</p> <p>Consigliato: ad atleti esperti durante allenamenti di durata variabile nel corso dell'anno.</p> <p>Diventa più importante nel periodo che precede le gare.</p>

Continuo Tabella 6.

Target zone	% di intensità di FC _{max}	Esempio: Zone di FC	Esempi di durata	Effetto dell'allenamento
<p>INTERMEDIO</p> 	70–80%	133-152 bpm	10–40 minuti	<p>Benefici: migliora l'andatura generale dell'allenamento, rende più sopportabili gli sforzi ad intensità moderata e migliora l'efficienza.</p> <p>Percezione: respirazione costante, controllata, rapida.</p> <p>Consigliato: ad atleti in prossimità di gare o in cerca di un miglioramento delle prestazioni.</p>
<p>LEGGERO</p> 	60–70%	114-133 bpm	40-80 minuti	<p>Benefici: migliora la forma fisica generale, il recupero ed il metabolismo.</p> <p>Percezione: piacevole e sopportabile, sforzo muscolare e cardiovascolare basso.</p> <p>Consigliato: a tutti per sessioni di allenamento prolungate durante periodi di allenamento di base e per allenamenti di recupero durante la stagione delle gare.</p>

Continuo Tabella 6.

Target zone	% di intensità di FC _{max}	Esempio: Zone di FC	Esempi di durata	Effetto dell'allenamento
MOLTO LEGGERO 	50–60%	104-114 bpm	20–40 minuti	Benefici: agevola il riscaldamento ed il defaticamento e consente il recupero. Percezione: molto sopportabile, poco sforzo. Consigliato: per esercizi di recupero e defaticamento in generale.

L'allenamento nella zona di frequenza cardiaca 1 viene effettuato a bassissima intensità. Il principio basilare dell'allenamento è che le prestazioni aumentano durante il recupero dopo uno stimolo allenante, non durante l'allenamento stesso. Accelerare il processo di recupero con allenamenti di intensità molto bassa.

L'allenamento nella zona 2 di frequenza cardiaca sviluppa la capacità di resistenza, una parte essenziale di qualsiasi programma di allenamento. Le sessioni di allenamento in questa zona sono leggere e aerobiche. L'allenamento di lunga durata in questa zona leggera provoca un efficace dispendio di energie. I progressi richiedono costanza.

La potenza aerobica aumenta nella zona 3 di frequenza cardiaca. L'intensità dell'allenamento è superiore rispetto alle zone sport 1 e 2, tuttavia l'allenamento rimane principalmente aerobico. L'allenamento nella zona 3 può, ad esempio, prevedere fasi di ripetute seguite da fasi di recupero. L'allenamento all'interno di questa zona è particolarmente efficace per migliorare l'efficienza della circolazione sanguigna nel cuore e nei muscoli scheletrici.

Se l'obiettivo è la competizione a livello agonistico, è necessario allenarsi nelle zone 4 e 5 di frequenza cardiaca. In queste zone, l'allenamento è anaerobico, con ripetute di massimo

10 minuti. È importantissimo osservare periodi di recupero sufficienti tra gli intervalli. Lo schema di allenamento nelle zone 4 e 5 è concepito per produrre prestazioni agonistiche. Le zone di frequenza cardiaca Polar possono essere personalizzate utilizzando un valore FC max misurato in laboratorio o eseguendo un test sul campo per misurare il valore. Con queste zone si può facilmente scegliere e monitorare le intensità dell'allenamento e seguire i programmi Polar basati su diverse zone di frequenza cardiaca.

Le zone di velocità e andatura sono un nuovo metodo per guidare l'efficienza dell'allenamento durante le sessioni. Funzionano come le zone di frequenza cardiaca, ma l'intensità dell'allenamento si basa su velocità o andatura piuttosto che sulla frequenza cardiaca. Forniscono un semplice metodo per selezionare e monitorare l'intensità dell'allenamento in base a velocità o andatura e consentono di mischiare l'allenamento con diverse intensità per garantire effetti ottimali. Si possono utilizzare le zone predefinite oppure definire le proprie.

Con il GPS integrato, l'M400 rileva velocità, distanza, altitudine e percorso. Si può osservare il percorso sulla mappa nell'app o sul sito web Flow dopo la sessione. I dati A-GPS indicano al dispositivo Polar le posizioni previste dei satelliti GPS.

Il carico di lavoro è una valutazione sull'intensità di una singola sessione di allenamento. Il calcolo del carico di lavoro si basa sul consumo di importanti fonti energetiche (carboidrati e proteine) durante l'allenamento. La funzione carico di lavoro consente di confrontare vari tipi di sessioni di allenamento. Ad esempio, è possibile confrontare il carico di una lunga sessione di pattinaggio a bassa intensità con una breve sessione di corsa ad alta intensità. Per consentire un confronto più preciso tra le sessioni, il carico di lavoro viene convertito in una stima approssimativa del recupero necessario.

La funzione percentuale di grassi bruciati consente di calcolare una stima delle calorie bruciate durante un allenamento, espressa come percentuale delle calorie totali bruciate. Questa stima è importante per il controllo del peso. Durante l'allenamento, l'energia proviene da due fonti: carboidrati e grassi. La percentuale di grassi bruciati varia in base all'intensità dell'allenamento. Il principio è che, a intensità di allenamento elevate, la percentuale di grassi bruciati del consumo energetico totale è inferiore rispetto ad intensità ridotte. Quindi, ad esempio, una camminata ad andatura sostenuta di 40 minuti a bassa intensità consente di bruciare più calorie di grassi rispetto al jogging di 30 minuti a un'intensità di allenamento più elevata.

La funzione training benefit fornisce un feedback di ogni sessione di allenamento, consentendo di comprendere meglio i benefici ottenuti dall'attività fisica svolta. È possibile visualizzare il riscontro **nell'app Flow** e **nel servizio web Flow**. Per ottenere il riscontro, è necessario essersi allenati per almeno 10 minuti in totale nelle zone di frequenza cardiaca. Il riscontro training benefit si basa sulle zone di frequenza cardiaca e prende in considerazione il tempo trascorso e le calorie bruciate in ogni zona.

5 Monitoraggio cardiovascolare durante il pattinaggio corsa

5.1 Acquisizione dati

Viene effettuata l'analisi dei segnali di un'atleta di 22 anni, di sesso femminile che pratica pattinaggio corsa a livello agonistico. Per l'acquisizione dei dati è stato firmato un consenso informativo ai sensi dell'art. 13 del Regolamento europeo (UE) 2016/679 in relazione ai propri dati personali per il Cardiovascular Bioengineering Lab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione (Università Politecnica delle Marche). L'atleta ha inoltre compilato un questionario in cui sono riportate tutte le sue caratteristiche, la quantità di allenamenti che svolge e la loro frequenza.

È stato seguito un protocollo di acquisizione dell'allenamento che prevede:

- 1) 5 minuti di resting
- 2) Riscaldamento
- 3) Allenamento diviso in fasi
- 4) 5 minuti di resting finale (recovery)

La tabella dove sono stati riportati i dati è divisa in: data, orario, durata, tempi delle fasi di allenamento ed esercizio, assunzione di caffeina 6 ore prima, assunzione di alcol 24 ore prima, assunzione di integratori e misura della temperatura. Un esempio è mostrato nella Tabella 7.

Durante gli allenamenti sono stati acquisiti diversi segnali: frequenza cardiaca, velocità e altitudine.

L'atleta ha svolto diversi tipi di allenamento, di diversa durata e potenza. Quello descritto in Tabella 7 è un allenamento di resistenza, consistente in 70 giri da 400 metri ciascuno su circuito stradale. Questo allenamento aumenta la tolleranza anaerobica e migliora il massimo consumo di ossigeno ($VO_{2\ max}$) ed efficienza muscolare. Aumenta inoltre la velocità sostenibile senza l'accumulo di acido lattico. La durata dell'allenamento è stata sufficientemente lunga da aumentare la resistenza alla fatica con la velocità mantenuta.

Inizialmente sono stati svolti i 5 minuti di Resting previsti dal protocollo di acquisizione (N.1), poi l'allenamento è iniziato con 40 giri (N.2) di cui 10 tirati dall'atleta come riscaldamento e i successivi 30 in scia ad una bicicletta elettrica. Segue una fase di recupero (N.3) per poi effettuare altri 30 giri (N.4) di cui 6 tirati dall'atleta e 24 in scia alla bici. Al termine è stato svolto un periodo di defaticamento (N.5) per poi terminare l'acquisizione con i 5 minuti di resting.

Tutti i dati relativi agli allenamenti dell'atleta sono stati raccolti in un database. La cartella contenente tutti i file è stata chiamata 'SSK' (speed skating) e al suo interno è contenuta la cartella 'S1' dove troviamo altre 5 cartelle corrispondenti agli allenamenti svolti dall'atleta, rispettivamente: '30.12.2020', '04.01.2021', '16.01.2021', '18.01.2021' e 'GARA 27.09.2020'. All'interno di ogni cartella a parte quella della gara troviamo 4 file: uno in formato CSV, uno word e due txt.

Il file CSV contiene le acquisizioni del sensore: frequenza cardiaca e frequenza cardiaca media (bpm), durata e tempi delle fasi dell'allenamento (h,m,s), distanza (km), velocità, velocità media e velocità massima (km/h), calorie, carico di allenamento, salita e discesa (m).

In uno dei due file txt, precisamente nel 'Dem.txt', sono riportati i dati demografici: sesso, età, peso, altezza, fumo, alcool e frequenza di allenamento. Mentre nell'altro file txt, nel 'TrNote.txt', sono contenuti tutti i dati relativi all'allenamento, in particolare tutti i tempi delle fasi di allenamento: la fase di resting iniziale, i tempi degli esercizi del lavoro svolto e la fase di resting finale.

Nella cartella '30.12.2020' ci sono i file '30.12.2020.CSV', '30.12.2020.word', 'Dem.txt' e 'TrNote.txt'. Nella cartella '04.01.2021' ci sono i file '04.01.2021.CSV', '04.01.2021.word', 'Dem.txt' e 'TrNote.txt'. Nella cartella '16.01.2021' ci sono i file '16.01.2021.CSV', '16.01.2021.word', 'Dem.txt' e 'TrNote.txt'. Nella cartella '18.01.2021' ci sono i file '18.01.2021.CSV', '18.01.2021.word', 'Dem.txt' e 'TrNote.txt'. Nella cartella della gara 'GARA 27.09.2020' ci sono solo 2 file, uno in formato CSV e uno txt, rispettivamente '27.09.2020.CSV' e 'Dem.txt'.

Tabella 7: Acquisizione di un allenamento.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento e esercizio	Caffeina 6h prima Sì/NO	Alcol 24h prima Sì/NO	Integratori Sì/NO	Temperatura corporea
16/01/2021	14:31	1:19:11	N.1 05:00.3 Resting di 5 min N.2 31:32.5 40 giri N.3 10:54.8 Recupero N.4 24:03.6 30 giri N.5 02:36.3 Defaticamento N.6 05:00.2 Resting di 5 minuti	NO	NO	NO	36.6

5.2 Analisi dati dell'atleta

I seguenti indici caratterizzanti l'atleta sono stati calcolati a partire dai suoi dati:

- *Body mass index BMI* = $\frac{\text{peso (kg)}}{[\text{altezza (m)}]^2}$
- *Body surface area BSA (m²)* = $\sqrt{\frac{\text{altezza (cm)} * \text{peso (kg)}}{3600}}$
- *MET*: Passaggio 1. Determinare la classificazione Mitchell.

Passaggio 2. Calcolare il numero di ore MET/settimana.

Moltiplicare i METS per una particolare attività per il numero di ore in cui viene eseguita l'attività per accertare il numero totale di MET-ore/settimana. Se vengono eseguite più attività, sommare tutte le ore/settimana MET.

Passaggio 3. Determinare l'intensità media dell'attività.

Dividere il numero totale di ore MET/settimana per il numero di ore di esercizio a settimana per determinare l'intensità media.

Risultati

I risultati relativi agli indici caratterizzanti l'atleta sono elencati di seguito:

BMI = 20.069 kg/m²

BSA = 1.655 m²

MET = 12.257

Inoltre, le seguenti figure (relative all'allenamento 16/01/2021) presentano i segnali acquisiti dal cardiofrequenzimetro Polar M400 e sensore di frequenza cardiaca H7 e contenuti nel database.

La figura 29 presenta il segnale della frequenza cardiaca; la figura 30 presenta il segnale della velocità; la figura 31 presenta il segnale dell'andatura; la figura 32 presenta il segnale dell'altitudine.

Allenamento del 16/01/2021

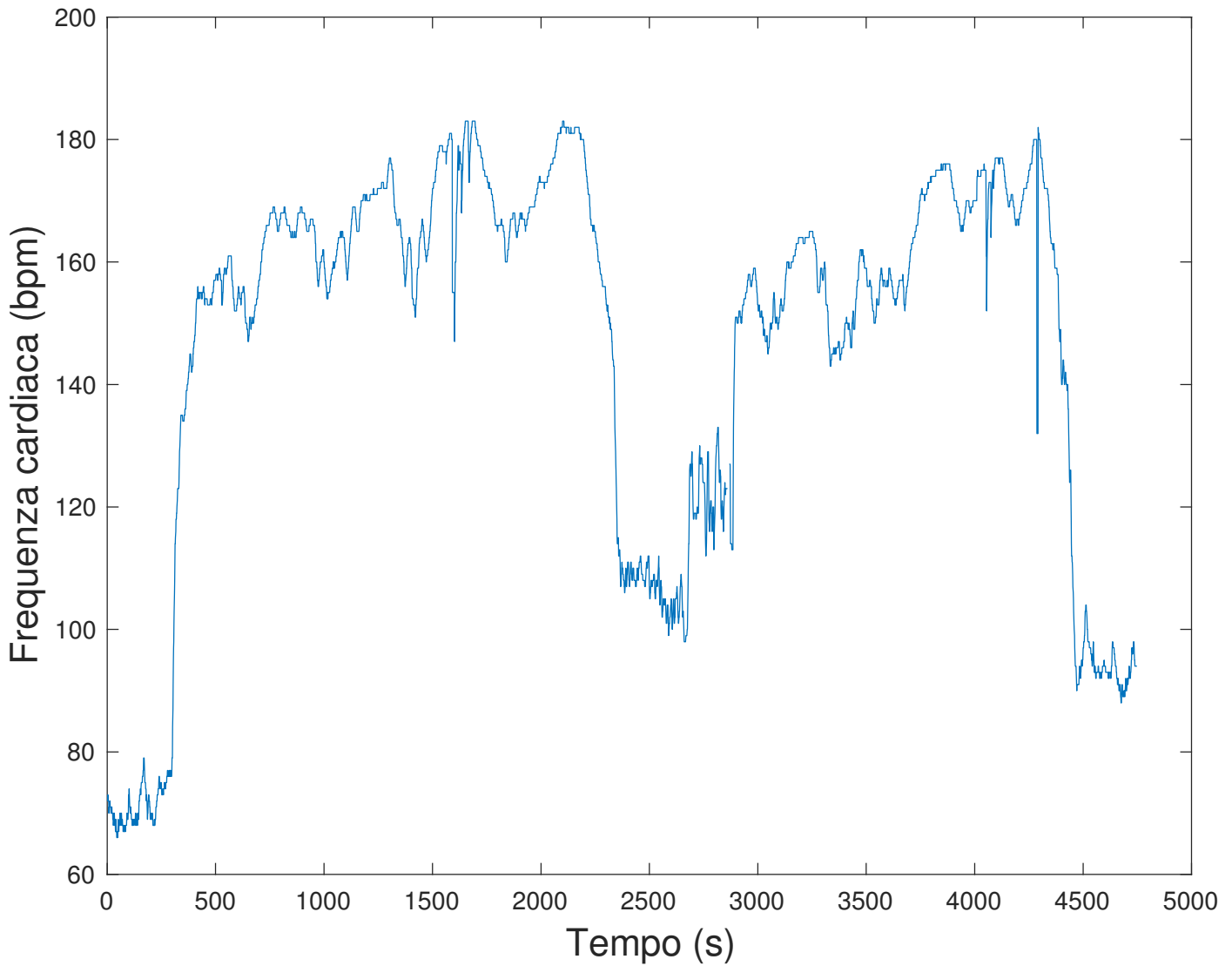


Figura 29: Segnale della frequenza cardiaca dell'allenamento del 16/01/2021. Le frequenze medie (HR) dell'allenamento analizzato sono: HR_restinginiziale = 71 bpm, HR_allenamento = 147 bpm e HR_restingfinale = 95 bpm.

Allenamento del 16/01/2021

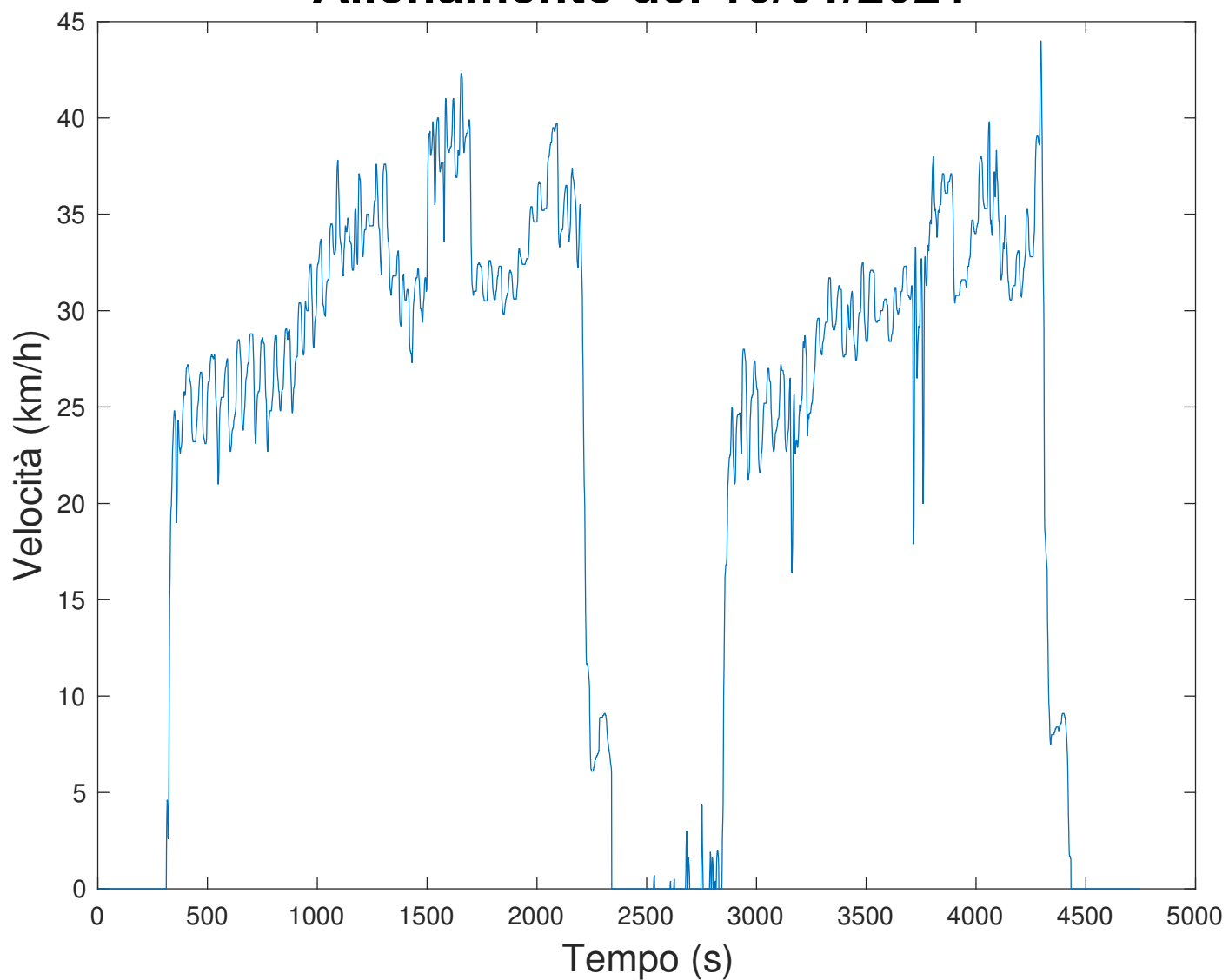


Figura 30: Segnale della velocità dell'allenamento del 16/01/2021.

Allenamento del 16/01/2021

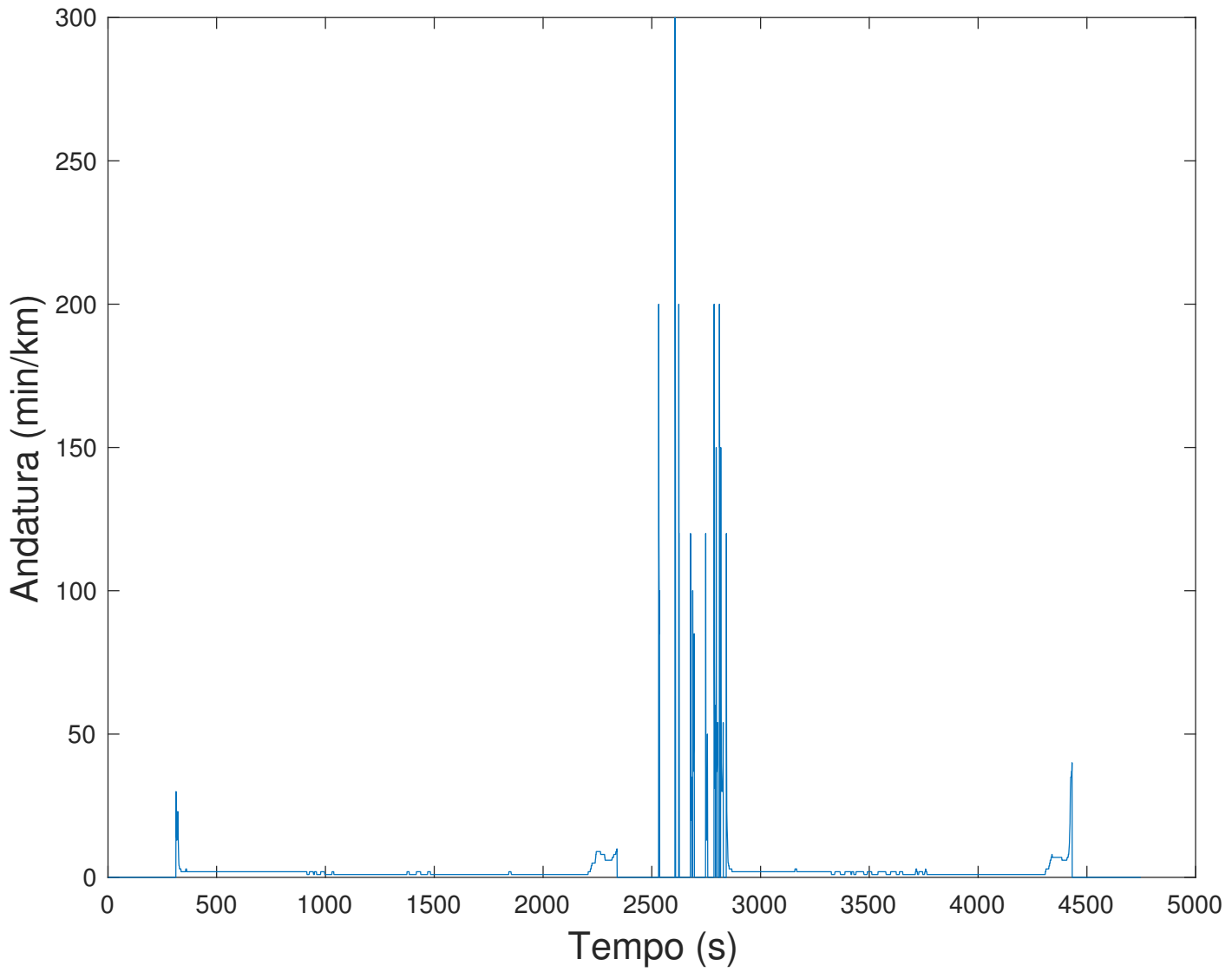


Figura 31: Segnale dell'andatura dell'allenamento del 16/01/2021.

Allenamento del 16/01/2021

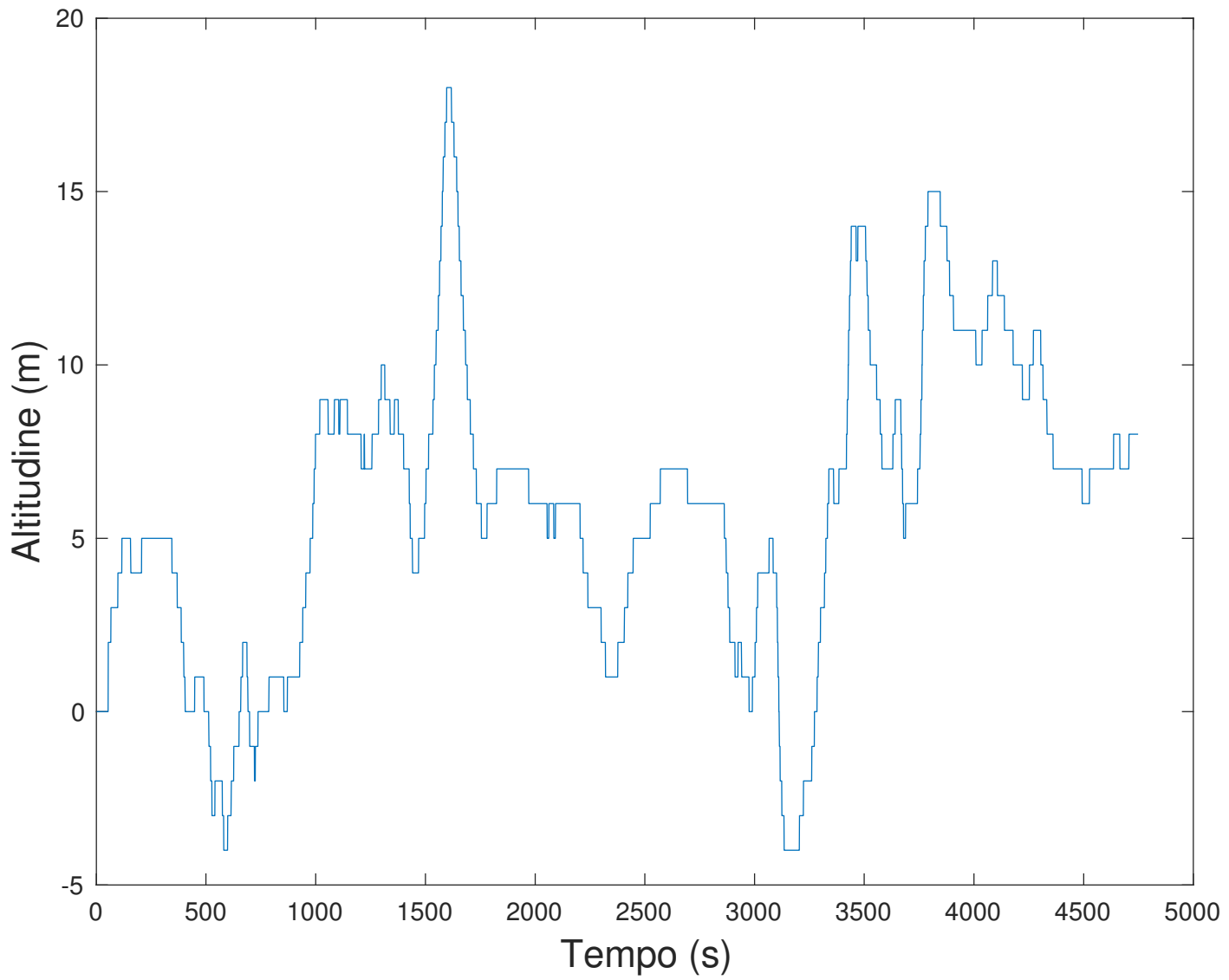


Figura 32: Segnale dell'altitudine dell'allenamento del 16/01/2021.

Discussione

Lo studio presentato sulla bioingegneria del pattinaggio corsa è finalizzato ad individuare parametri ottimali per il monitoraggio continuo dell'atleta con sensori indossabili durante tale attività sportiva. A tal scopo è stata effettuata anche una raccolta dati del monitoraggio di un'atleta per creare un database per futuri studi di bioingegneria del pattinaggio corsa.

Il monitoraggio cardiovascolare è di fondamentale importanza per migliorare le performance dell'atleta ma nello stesso tempo per prevenire morti cardiache improvvise e infortuni. Gli atleti sono influenzati principalmente dal carico di lavoro a cui sono sottoposti che può portare a conseguenze positive, come miglioramento della performance e negative, come infortuni. Le prime ricerche hanno riportato una relazione positiva tra carico di allenamento e infortunio, suggerendo che gli atleti che si allenano più duramente potrebbero subire più infortuni. Mentre la riduzione del carico di allenamento ha portato a un minor numero di infortuni e a miglioramenti nella capacità aerobica. Tuttavia, è emersa una quantità significativa di prove per dimostrare che carichi di allenamento cronici elevati possono proteggere gli atleti da lesioni. La morte cardiaca invece è spesso non prevedibile anche con attenti esami. L'approccio italiano si è dimostrato essere sicuramente uno dei più sensibili e validi in quanto ha comportato una riduzione della MCI negli atleti. In particolare, comparando i dati degli anni 1979-1980 e 2003-2004 è stata rilevata una riduzione dell'89% delle MCI negli atleti senza variazione di incidenza della stessa tra la popolazione di "non atleti" che non viene sottoposta a screening. La riduzione della mortalità è stata per lo più dovuta a una minore incidenza di MCI per cardiomiopatie grazie a una maggiore identificazione di questa patologia negli atleti sottoposti allo screening.

In particolare, del pattinaggio corsa sono stati studiati anche gli aspetti biomeccanici legati alla posizione durante la pattinata che sono fondamentali per studiare gli aspetti cardiovascolari dell'atleta. La posizione quasi orizzontale della parte superiore del corpo e della coscia durante il pattinaggio può infatti provocare una riduzione del flusso sanguigno e una concomitante diminuzione dell'erogazione di ossigeno, in modo tale che il potenziale aerobico dei muscoli che lavorano non può essere pienamente realizzato. Oltre ad una potenziale compromissione del flusso sanguigno ai muscoli, la postura del pattinaggio potrebbe influire sulla gittata cardiaca. Un altro parametro fondamentale da tenere in considerazione è l'attrito dell'aria, la più importante delle forze di dissipazione, che è stato dimostrato dipendere dalle variabili antropometriche e dalla posizione del corpo del pattinatore.

Inoltre i fattori influenzanti la performance atletica e lo stato fisiologico dell'atleta durante l'allenamento sono stati analizzati per garantire un'acquisizione dati completa durante il monitoraggio. È stato annotato l'orario per il ciclo circadiano, in quanto ogni atleta ha un proprio orologio biologico e risponde in modo differente a seconda delle ore della giornata. È stato dimostrato che i ritmi circadiani regolano i processi fisiologici e biochimici chiave all'interno del corpo umano coinvolti nella prestazione atletica. Negli esseri umani, il nucleo soprachiasmatico regola il ciclo sonno-veglia e altri bioritmi quotidiani in linea con l'ora solare. In generale, è stato riscontrato che le prestazioni di picco si verificano in prima serata, all'incirca al picco della temperatura corporea. È stato scoperto che l'aumento della temperatura corporea interna aumenta il metabolismo energetico, migliora la compliance muscolare e facilita l'attacco tra actina e miosina. Anche se la relazione tra il ritmo circadiano e il calo delle prestazioni sportive è ben nota, le cause alla base di questa diminuzione delle prestazioni motorie sono lungi dall'essere stabilite. Questo orologio endogeno comporta variazioni nella temperatura basale corporea e nella concentrazione sanguigna degli ormoni, che a loro volta potrebbero influenzare i fluidi corporei, l'escrezione dei metaboliti urinari e la risposta cardiaca (cioè, la frequenza cardiaca e la pressione sanguigna). La temperatura corporea è da considerarsi una delle componenti più critiche degli effetti del ritmo circadiano sulle prestazioni motorie.

L'assunzione di caffeina 6 ore prima deve essere presa in considerazione in quanto potrebbe risultare eccitante e modificare la performance dello sportivo. La caffeina è un aiuto ergogenico comunemente usato dagli atleti professionisti, soprattutto dopo la sua esclusione dalla lista delle sostanze proibite dalla World Anti-Doping Agency (WADA) nel 2004. La caffeina aumenta la resistenza muscolare e mantiene la forza muscolare dopo un esercizio prolungato, contrastando l'affaticamento del sistema nervoso centrale. La caffeina non solo produce un'inibizione dell'azione della fosfodiesterasi ma, a dosi ergogeniche, potrebbe anche aumentare la mobilitazione del calcio dal reticolo sarcoplasmatico. Inoltre è stato confermato dagli studi che inverte il declino neuromuscolare mattutino negli atleti, aumentando le prestazioni neuromuscolari con un effetto diretto sul muscolo.

La durata dell'allenamento è importante per valutare la tipologia dell'esercizio a cui è sottoposto l'atleta. I tempi delle varie fasi dell'allenamento servono per analizzare i vari cambiamenti dei valori fisiologici e quindi per dividere i vari algoritmi dell'allenamento.

L'assunzione dell'alcol potrebbe ridurre la performance aerobica. Il consumo di alcol è direttamente collegato al tasso di infortuni subiti dagli sportivi e sembra evocare effetti negativi sulla capacità di

prestazione fisica. Gli studi hanno suggerito che il consumo di alcol riduce l'uso di glucosio e amminoacidi da parte dei muscoli scheletrici, influisce negativamente sull'approvvigionamento energetico e altera il processo metabolico durante l'esercizio. Inoltre, l'uso cronico di alcol è associato ad una maggiore attività di citrato sintasi e ad una ridotta area della sezione trasversale delle fibre di tipo I, IIa e IIb.

L'assunzione di integratori 6 ore prima è un parametro fondamentale, queste sostanze possono svolgere 4 obiettivi fisiologici, aiutano infatti a sostenere:

- 1) Idratazione: ingestione di liquidi per mantenere o ripristinare lo stato di idratazione.
- 2) Rifornimento: fornitura di carboidrati prima, durante e dopo/tra gli esercizi.
- 3) Anabolismo: assunzione di proteine per promuovere la somministrazione di amminoacidi per un adattamento ottimale dell'allenamento e il recupero dagli eventi.
- 4) Osmolalità: ingestione di elettroliti per ricostituire la perdita di sudore.

Ogni categoria di alimenti sportivi contribuirà a uno o più di questi obiettivi fisiologici, ma ciascuno in misura variabile.

Ci sono infatti prove che l'ingestione di carboidrati/proteine prima dell'esercizio fisico può ridurre il catabolismo durante l'attività e che l'ingestione di carboidrati/proteine dopo l'esercizio di resistenza può promuovere un profilo ormonale più anabolico. Inoltre, glutamina, creatina, leucina e calcio beta-HMB possono influenzare la sintesi proteica.

Conclusione

Lo scopo del lavoro svolto è quello di analizzare lo stato dell'arte del monitoraggio dell'atleta durante la disciplina sportiva del pattinaggio corsa e creare un database di acquisizioni per futuri studi di tale disciplina sportiva.

Il monitoraggio cardiovascolare è di fondamentale importanza per migliorare le performance dell'atleta ma allo stesso tempo per prevenire morti cardiache improvvise e infortuni. Un monitoraggio continuo è necessario per calibrare il carico di lavoro ideale che migliori le performance atletiche e diminuisca la possibilità di infortuni o lesioni.

Per garantire un completo monitoraggio cardiovascolare dell'atleta, gli aspetti biomeccanici legati alla posizione durante la pattinata sono fondamentali data la loro influenza sulla gittata cardiaca e la perfusione muscolare. Inoltre, è consigliato annotare i seguenti fattori, influenzanti lo stato fisiologico dell'atleta, durante una sessione di allenamento: l'orario di allenamento in relazione al ciclo circadiano, la durata del lavoro, i tempi delle fasi di allenamento e esercizio, la temperatura corporea, le sostanze ingerite dall'atleta prima di un allenamento (caffeine 6 ore prima, alcol 24 ore prima e integratori). In generale, l'annotazione dei suddetti fattori è consigliata per il monitoraggio atletico in qualsiasi disciplina sportiva.

Infine, la creazione di un database contenente dati e segnali acquisiti durante il monitoraggio atletico nel pattinaggio corsa permetterà di svolgere futuri studi cardiovascolari, metabolici e biomeccanici su tale disciplina sportiva.

Bibliografia

- [1] Ambrosi G., Cantino D., Castano P., Correr S., D'este L., Donato R., Familiari G., Fornai F., Gulisano M., Iannello A., Magaudda L., Marcello M., Martelli A., Pacini P., Rende M., Rossi P., Sforza C., Tacchetti C., Toni R., Zummo G., Anatomia dell'uomo, edi-ermes, 2006, seconda edizione.
- [2] Jiawei Chen, Kun Xu*, Hanxin Ma and X. L. Ding. Motion characteristics of human roller skating. The Company of Biologists Ltd | Biology Open (2019); 8: 1-11.
- [3] Jos. J. de Koning, Carl Foster, Joanne Lampen, Floor Hettinga and Maarten F. Bobbert. Experimental evaluation of the power balance model of speed skating. Journal of Applied Physiology (2005); 98: 227–233.
- [4] Rundell Kenneth W. Compromised oxygen uptake in speed skaters during treadmill in-line skating. Medicine & Science in Sports & Exercise (1996); 28: 120-127.
- [5] McKinney James, Velghe Jane, Fee Johanna, Isserow Saul, Drezner Jonathan A. Defining Athletes and Exercisers. The American Journal of Cardiology (2019); 123: 532-535.
- [6] Jere H Mitchell, William Haskell, Peter Snell, Steven P Van Camp. Task Force 8: classification of sports. Journal of the American College of Cardiology (2005); 45: 1364-1367.
- [7] Federica Vernuccio, Giuseppe Grutta, Giovanni Fazio. Sudden cardiac death in athletes: is it always not preventable?. Recenti Progressi in Medicina (2014); 105: 410-414.
- [8] Pitre C. Bourdon, Marco Cardinale, Andrew Murray, Paul Gastin, Michael Kellmann, Matthew C. Varley, Tim J. Gabbett, Aaron J. Coutts, Darren J. Burgess, Warren Gregson, N. Timothy Cable. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. International Journal of Sports Physiology and Performance (2017); 12: 161-170.
- [9] Ryan T. Li, MD, Scott R. Kling, MD, Michael J. Salata, MD, Sean A. Cupp, MD, Joseph Sheehan, ATC, CSCS, James E. Voos, MD. Wearable Performance Devices in Sports Medicine. Sage Publishing (2015); 8: 74-78.
- [10] Gobinath Aroganam, Nadarajah Manivannan, David Harrison. Review on Wearable Technology Sensors Used in Consumer Sport Applications. MDPI (2019); 19: 1-26.

- [11] Sumit Majumder, Tapas Mondal and M. Jamal Deen. Wearable Sensors for Remote Health Monitoring. MDPI (2017); 17: 1-45.
- [12] Antonio Dal Monte, Marcello Faina. Valutazione dell'atleta: analisi funzionale e biomeccanica della capacità di prestazione. UTET. 2000.
- [13] www.polar.com
- [14] Woo Seok Lee, Sanghyun Jeon and Soong Ju Oh. Wearable sensors based on colloidal nanocrystals. Nano Convergence (2019); 6: 1-10.
- [15] Weipeng Teo, Michael J. Newton, Michael R. McGuigan. Circadian rhythms in exercise performance: Implications for hormonal and muscular adaptation. Journal of Sports Science and Medicine (2011); 10:600-606.
- [16] Elise Facer-Childs, Roland Brandstaetter. The Impact of Circadian Phenotype and Time since Awakening on Diurnal Performance in Athletes. Current Biology (2015); 25: 518–522.
- [17] Ricardo Mora-Rodríguez, Jesús García Pallarés, Álvaro López-Samanes, Juan Fernando Ortega, Valentín E. Fernández-Elías. Caffeine ingestion reverses the circadian rhythm effects on neuromuscular performance in highly resistance-trained men. Plos one (2012); 7:1-9.
- [18] Mahmoud S El-Sayed, Nagia Ali, Zeinab El-Sayed Ali. Interaction between alcohol and exercise: physiological and haematological implications. Sports Med (2005); 35:257-69.
- [19] Richard B. Kreider. Dietary Supplements and the Promotion of Muscle Growth with Resistance Exercise. Sports Medicine (1999); 27:97-110.
- [20] Peter Peeling, Linda M. Castell, Wim Derave, Olivier de Hon, Louise M. Burke. Sports Foods and Dietary Supplements for Optimal Function and Performance Enhancement in Track-and-Field Athletes. International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism (2019); 29:198-209.