

**ISTITUTO SUPERIORE DI EDUCAZIONE FISICA
PAREGGIATO DI BOLOGNA
SEDE DI VERONA**

TESI DI DIPLOMA

**IL CARDIOFREQUENZIMETRO NELL'ANALISI DELLA
PRESTAZIONE FISICA:
PRECISIONE E REGOLARITÀ DI FUNZIONAMENTO**

Relatore:

Prof. Giampaolo FANTIN

Diplomando:

Fiorella GASPARINI

Anno Accademico 1999-2000

INTRODUZIONE	5
LA PRESTAZIONE	7
FATTORI METABOLICI	7
Il metabolismo anaerobico alattacido	8
Glicolisi	8
Metabolismo aerobico alattacido (glicolisi aerobica)	9
Metabolismo anaerobico lattacido (glicolisi anaerobica)	9
Smaltimento e ricambio dell'acido lattico	10
FATTORI CHE LIMITANO IL METABOLISMO AEROBICO	10
Disponibilità dei substrati	11
Disponibilità dell'ossigeno	11
FATTORI MECCANICO MUSCOLARI	13
FATTORI ANTROPOMETRICI E ANAGRAFICI	15
Età.	15
Statura	16
Peso	16
Somatotipo	16
CLASSIFICAZIONE DELLE ATTIVITA SPORTIVE	17
MODELLO FUNZIONALE DELLA PRESTAZIONE	17
Attività ad impegno prevalentemente anaerobico lattacido	18
Attività ad impegno aerobico-anaerobico massivo	18
Attività ad impegno prevalentemente aerobico	18
Attività ad impegno aerobico-anaerobico alternato	19
Attività ad impegno prevalentemente anaerobico alattacido (o di potenza)	19
Attività di destrezza	19
Attività ad impegno combinato	19
MODELLI SPERIMENTALI	20
STRUMENTI PER LA VALUTAZIONE FUNZIONALE	21
ERGOMETRI	21
"Step" o gradino	21
Cicloergometro	22
Nastro trasportatore	22
PARAMETRI DELLA VALUTAZIONE FUNZIONALE	24
PARAMETRI ANAEROBICI ALATTACIDI	24
PARAMETRI ANAEROBICI LATTACIDI	24
Lattato	24
Debito di ossigeno.	25
PARAMETRI AEROBICI	26

Massima potenza aerobica ($V'O_2$ max)	26
Parametri funzionali derivati dal $V'O_2$	27
Cinetica del consumo di ossigeno	27
Costo energetico e rendimento	28
Soglia anaerobica	29
METODI DI VALUTAZIONE FUNZIONALE: I TEST	32
VALIDITÀ	32
RIPRODUCIBILITÀ	33
SPECIFICITÀ	34
TECNICA	34
PROTOCOLLO	34
TEST PER I FATTORI METABOLICI AEROBICI	36
TEST DIRETTI	36
Consumo di ossigeno	36
Specificità del test	37
Protocollo dei test	37
Criteri per la sospensione del test (il $V'O_2$ PEAK)	38
Cinetica del consumo di ossigeno	38
TEST INDIRETTI	39
Test massimali	39
Test sottomassimali	41
TEST PER LA SOGLIA ANAEROBICA	42
L'ELETTROCARDIOGRAMMA	48
CONDUZIONE DELL'IMPULSO	48
PRINCIPI DELL'ELETTROCARDIOGRAFIA E RELAZIONE DELLE COMPONENTI DELL'ECG CON L'ATTIVITÀ ELETTRICA DEL CUORE.	48
L'onda P e l'attivazione atriale	50
Il tratto PR e la conduzione atrioventricolare	50
Il complesso QRS e la depolarizzazione atrioventricolare	50
L'onda T e la ripolarizzazione ventricolare	50
IL TRIANGOLO DI EINTHOVEN E LE DERIVAZIONI BIPOLARI.	51
ASSE ELETTRICO VENTRICOLARE	52
LE DERIVAZIONI UNIPOLARI DEGLI ARTI	53
IL CARDIOFREQUENZIMETRO	55
I CARDIOFREQUENZIMETRI E LA LORO ACCURATEZZA.	55

IL POLAR VANTAGE NV™	56
LA MISURA DEGLI INTERVALLI RR	57
STUDIO DELLA VARIABILITÀ DEL PERIODO CARDIACO ATTRAVERSO L'ANALISI SPETTRALE	60

PARTE SPERIMENTALE

SCOPO DELLA RICERCA	63
MATERIALI E METODI	65
SOGGETTI	65
PROTOCOLLO SPERIMENTALE	65
ACQUISIZIONE DEI SEGNALI	65
ELABORAZIONE DEI SEGNALI	66
ANALISI DEI DATI.	67
RISULTATI.	68
DISCUSSIONE	76
BIBLIOGRAFIA	81

INTRODUZIONE

Scienza e sport, un binomio che viene sempre più frequentemente chiamato in causa. I risultati sportivi sono ormai attribuiti non solo al talento naturale, ma anche all'intervento della scienza, volta ad ottenere con l'allenamento il massimo rendimento da parte dell'atleta.

In quest'ottica la prestazione sportiva può essere definita un vero e proprio evento scientifico. Lo studio e la valutazione dell'atleta prima, durante e dopo la prestazione sono il principale obiettivo della scienza applicata allo sport.

L'applicazione delle moderne metodiche di allenamento, oggi utilizzate dagli atleti per raggiungere prestazioni d'eccellenza, sottintendono la presenza dietro le quinte di competenze di alto livello scientifico. Spesso, infatti, alle spalle degli atleti capaci di fornire prestazioni di eccellenza, vi sono specialisti di grande competenza e con specifiche conoscenze (allenatori, tecnici, fisiologi, biomeccanici, psicologi, ingegneri ecc.).

L'ingresso della scienza nel mondo sportivo è avvenuto da pochi decenni anche se ha raggiunto in poco tempo altissimi livelli di conoscenza e di miglioramento delle prestazioni, talvolta anche discutibili dal punto di vista etico.

Lo scopo della scienza applicata allo sport è stato prima di tutto quello di misurare le potenzialità dell'organismo, attraverso metodi diversi dal cronometro e dal metro. È sorta quindi la necessità di monitorare i parametri biologici sia in laboratorio sia sul campo di allenamento, per studiare e approfondire la conoscenza degli aggiustamenti ed adattamenti della macchina umana alle diverse prestazioni sportive. Una volta trovati i metodi per misurare le capacità individuali è necessario trovare il modo per migliorarle.

Molte tecniche moderne di allenamento sono nate grazie alla collaborazione tra chi lavora in laboratorio e chi lavora sul campo. Perché questo possa avvenire è necessario che gli «scienziati» scendano in campo per studiare l'atleta sul suo terreno.

In quest'ottica è definita la funzione dello scienziato dello sport, vale a dire quella figura in grado di fornire "occhi nuovi", dotati di vista più ampia per analizzare e migliorare la performance sportiva. Questi "occhi nuovi" sono rappresentati da una serie di moderni mezzi tecnici, nati e sviluppati per studiare l'atleta.

Questa tesi si occupa dello strumento di valutazione che ha avuto negli ultimi anni la più larga diffusione: il cardiofrequenzimetro.

LA PRESTAZIONE

L'uomo è capace di muoversi nell'ambiente, di assumere una data postura, di trasferire energia meccanica all'esterno. Tali funzioni richiedono la trasformazione di una forma di energia (chimica) in un'altra (meccanica) e sono controllate da un complesso di processi interattivi fra le seguenti tre componenti: 1) il sistema nervoso, 2) il muscolo scheletrico, 3) le caratteristiche del carico esterno.

FATTORI METABOLICI

L'energia è la capacità di eseguire un lavoro. Il lavoro è il trasferimento di energia da un sistema ad un altro. Dal punto di vista fisico si indica con lavoro uno spostamento prodotto da una forza. In biologia il termine ha un significato più ampio comprendendo innumerevoli fenomeni quali il trasferimento di molecole attraverso le membrane, l'instaurarsi di potenziali di membrana nei nervi e nei muscoli, la sintesi o la degradazione di molecole, lo scorrimento di tra i filamenti di actina e miosina.

L'energia necessaria per produrre queste forme di lavoro "biologico" proviene da quella immagazzinata nei legami chimici di alcune sostanze presenti nell'organismo. Quando le reazioni chimiche che avvengono al suo interno determinano la rottura di questi legami, parte dell'energia liberata è trasformata in calore e determina l'incremento o il mantenimento della temperatura corporea; un'altra porzione di energia può invece essere usata per generare lavoro biologico. Alcune molecole sono in grado di rilasciare una grande quantità di energia in seguito alla loro degradazione. La molecola più comunemente utilizzata a tal fine è l'ATP (adenosintrifosfato) che, degradandosi in una molecola di ADP ed in una di fosforo inorganico, libera energia necessaria per svolgere lavoro muscolare. Tuttavia, nella fibra è presente solamente una piccola quantità di tale molecola, che consente solo poche contrazioni muscolari. Secondo il tipo di lavoro da compiere il nostro organismo utilizza tre diversi tipi di processi per rifornire di ATP il muscolo durante il lavoro: 1) *il metabolismo anaerobico lattacido*, 2) *il metabolismo anaerobico lattacido*, 3) *il metabolismo aerobico*.

Il metabolismo anaerobico alattacido

La prima riserva di carburante chiamata in causa quando comincia ad essere usato l'ATP è il *creatinfosfato* (o fosfocreatina) la quale è immagazzinata all'interno della fibra muscolare. Nello stesso momento in cui le molecole di ATP sono idrolizzate in ADP + P altrettante molecole di ATP vengono resintetizzate a spese del creatinfosfato dalla reazione:



La quantità di creatinfosfato presente nel muscolo scheletrico umano è circa 20-30 mmol·kg⁻¹. Tale quantità è sufficiente per sostenere esercizi muscolari assai intensi, ma per un periodo assai breve (tra i 20 ed i 30 secondi). In realtà la velocità di demolizione della fosfocreatina dipende dall'intensità dell'esercizio. In esercizi di intensità pari al 100% del VO₂max, il creatinfosfato si riduce a basse concentrazioni in 2-3 minuti, mentre durante sforzi muscolari massimali diminuisce drasticamente già dopo 5 secondi. Sembra quindi esistere una relazione lineare tra la caduta della concentrazione di creatinfosfato e la potenza erogata durante l'esercizio (Binzoni 1994).

Glicolisi

Finora sono stati descritti quei processi metabolici che possono realizzarsi a spese di substrati con alto livello energetico, già disponibili all'interno del citoplasma cellulare. Questi substrati però, si esauriscono molto rapidamente quindi, per lavori di durata superiore, la cellula deve coinvolgere altri substrati.

Abbiamo visto che la fosfocreatina si esaurisce molto rapidamente (15-20 secondi) concedendo quindi alla cellula un'autonomia piuttosto breve. Per lavori di durata superiore la cellula deve perciò coinvolgere altri substrati. Il glucosio è uno dei materiali che può essere metabolizzato per tale scopo. La demolizione del glucosio all'interno della cellula può schematicamente essere suddivisa in due gruppi di reazioni metaboliche. La via ossidativa, che si realizza solo se nella cellula è presente ossigeno e la via anaerobica, che può avvenire anche in assenza di ossigeno. Il glucosio utilizzabile per la demolizione si trova immagazzinato sotto forma di glicogeno nei muscoli (250-400 g) e nel fegato (circa 100 g) e, sot-

to forma di glucosio, nei liquidi extracellulari (10 g). Il glucosio proveniente dalla fosforilazione del glicogeno muscolare non può diffondere nel sangue ed è pertanto utilizzato nei processi metabolici del muscolo in cui si trova depositato; al contrario, il glucosio epatico può diffondere attraverso la membrana epatica e riveste quindi il ruolo di stabilizzatore della glicemia durante il lavoro. Normalmente si usa accomunare i substrati del glucosio ematico e di quello derivante dal glicogeno muscolare perché seguono la stessa degradazione metabolica; tuttavia è importante evidenziare il diverso ruolo di queste due molecole. Infatti, il glicogeno è degradato a lattato in condizioni di ipossia, mentre il glucosio è metabolizzato quando prevalgono le condizioni aerobiche (Stainby 1986; Wasserman 1986). Persino in lavori di lunga durata, dove il glucosio e il glicogeno possono essere completamente ossidati, l'utilizzazione del glucosio inibisce quella del glicogeno e la degradazione del glicogeno muscolare può avvenire solo dopo l'esaurimento delle scorte di glicogeno epatico, unica fonte del glucosio ematico.

Metabolismo aerobico lattacido (glicolisi aerobica)

In questo processo, che prende avvio all'interno dei mitocondri con il ciclo degli acidi tricarbossilici (ciclo di Krebs), la sintesi di ATP avviene in presenza di ossigeno. Il meccanismo aerobico è assai meno potente rispetto a quelli anaerobici, nel senso che è in grado di produrre, nell'unità di tempo, una minore quantità di ATP. D'altra parte esso ha una capacità d'erogazione praticamente infinita. Come indicatore dell'attivazione di questo processo si utilizza il consumo di ossigeno (VO_2), che può essere definito come la quantità di ossigeno utilizzata dalle cellule per soddisfare le richieste metaboliche dell'organismo.

Metabolismo anaerobico lattacido (glicolisi anaerobica)

La glicolisi anaerobica consiste nella scissione di una molecola di glucosio (6 atomi di carbonio) in 2 molecole (acido lattico e acido piruvico) con produzione di 2 molecole di ATP. Il glucosio utilizzabile per la demolizione fino ad acido lattico si trova immagazzinato sotto forma di glicogeno nei muscoli (250-400g) e nel fegato (100g) e, sotto forma di glicogeno, nei liquidi extracellulari (10g). Il glicogeno proveniente dalla fosforilazione del glicogeno muscolare non può diffondere nel sangue, mentre il glucosio epatico diffonde attraverso la membrana epatica, stabilizzando così la glicemia durante il lavoro. Il glicogeno è degradato a lattato in condizioni di ipossia, il glucosio epatico è metabolizzato quando prevalgono le

condizioni aerobiche. Persino in lavori di lunga durata l'utilizzazione del glucosio inibisce quella del glicogeno, quindi la degradazione di quest'ultimo può avvenire solo dopo l'esaurimento delle scorte di glicogeno epatico. Anche se l'energia chimica utilizzabile tramite la glicolisi anaerobica è meno del 10% di quella sfruttabile dalla completa ossidazione del glicogeno, essa è di fondamentale per: 1) assicurare energia all'attività delle fibre muscolari più anaerobiche (tipo IIB); 2) assicurare energia in tutti i muscoli durante il periodo iniziale dell'esercizio, prima che il flusso ematico possa aumentare al punto di incrementare l'apporto di ossigeno ai muscoli; 3) incrementare la produzione di ATP quando le richieste sono superiori alla massima produzione aerobica.

Smaltimento e ricambio dell'acido lattico

L'acido lattico che si accumula nella cellula può diffondere ed essere utilizzato da altre fibre muscolari oppure, raggiunto il fegato, essere convertito in glicogeno epatico. Il glicogeno epatico può di nuovo essere convertito in glucosio per essere utilizzato nella glicolisi cellulare o trasformato in glicogeno di riserva. Questo giro ciclico dal muscolo al fegato e di nuovo al muscolo è chiamato ciclo di Cori ed è importante durante le attività di lunga durata e nel recupero perché aiuta a rimuovere l'acido lattico rifornendo il sangue di glucosio per il continuo supporto energetico dei muscoli.

Nel nostro organismo il lattato è prodotto continuamente dal metabolismo anaerobico dei globuli rossi, della midollare del surrene e dei tessuti oculari. Il ricambio del lattato nell'uomo è difficile da misurare, ma è stato stimato a 20 mmol/Kg di peso corporeo. Il lattato prodotto dal glicogeno muscolare durante un esercizio breve e intenso potrebbe far variare la concentrazione nel sangue da 1mmol/litro a 1 mole/litro entro pochi minuti. In realtà non si superano mai le 30 mmol/litro, grazie all'efficacia dei processi che lo rimuovono.

FATTORI CHE LIMITANO IL METABOLISMO AEROBICO

Se il VO₂ rappresenta un indice dell'attività metabolica, il massimo consumo di ossigeno (VO₂MAX) rappresenta la massima potenza che può essere sviluppata dall'organismo sulla base dei soli processi ossidativi, in altre parole la massima capacità individuale di resin-

tesi aerobica dell'ATP. Risulta evidente che a determinare i limiti del lavoro aerobico sono la disponibilità di substrati degradabili e dell'ossigeno necessario per la degradazione.

Disponibilità dei substrati

L'utilizzazione relativa dei glucidi quali substrati ossidabili aumenta in proporzione all'intensità dell'esercizio (dal 25% a riposo all'80% per un esercizio prossimo alla VO₂MAX), mentre parallelamente diminuisce l'utilizzo dei lipidi.

Il ruolo dei carboidrati, essenziali in esercizi con caratteristiche anaerobiche lattacide risulta importante anche in esercizi di durata prolungata a bassa intensità essendo il substrato utilizzato all'inizio e nella prima fase del lavoro. Il tempo di esaurimento di un esercizio di intensità compresa tra il 60 ed il 90% del VO₂MAX è legato all'esaurimento dei depositi di glicogeno nei muscoli impegnati. Il ruolo dei lipidi, originati dall'idrolisi dei trigliceridi del tessuto adiposo e dei depositi muscolari e presenti nel sangue sotto forma di acidi grassi liberi, è soprattutto importante durante esercizi di bassa intensità. Inoltre un elevato livello ematico di acidi grassi determina una loro utilizzazione preferenziale con conseguente risparmio di glicogeno e ritardo nell'insorgenza della fatica. Anche se classicamente non si è data importanza al ruolo delle proteine e degli aminoacidi, recentemente si ritiene che negli esercizi di lunga durata anche gli aminoacidi diventano degli importanti substrati ossidabili (Lamb 1984).

Disponibilità dell'ossigeno

Poiché la disponibilità ambientale dell'ossigeno è illimitata, i fattori che limitano la disponibilità di ossigeno ai tessuti sono: 1) capacità di assunzione dell'ossigeno 2) Capacità di trasporto dell'ossigeno 3) capacità di utilizzazione dell'ossigeno.

1) Durante il lavoro muscolare, l'aumentata richiesta di O₂ e la necessità di eliminare la CO₂ prodotta determinano un aumento della ventilazione (risposta ventilatoria). Se il carico è costante la ventilazione aumenta fino a stabilizzarsi quando sono soddisfatte sia la richiesta di O₂ sia lo smaltimento della CO₂. Più il carico è elevato più alto sarà il livello di equilibrio e più lunghe saranno le fasi di adattamento e di recupero. Quando il lavoro muscolare è effettuato con carichi crescenti, l'incremento della ventilazione è progressivo fino ad un livello massimale (VO₂MAX). Studiando l'incremento della ventilazione durante un carico crescente si osserva che la risposta è lineare fino ad un valore corrispondente al 60%

circa del massimo consumo di ossigeno, quindi l'incremento diventa esponenziale, con un relativo maggior incremento ai carichi di lavoro più elevati. Il punto di flessione indica l'intervento dei meccanismi anaerobici lattacidi.

2) La possibilità che il muscolo, sia in stato di riposo sia di lavoro, disponga di un adeguato rapporto dipende anche dalla capacità del cuore di assicurare tale apporto mediante aggiustamenti della propria funzione di pompa. La quantità di sangue pompata in un minuto da ciascuno dei due ventricoli del cuore è detta gittata cardiaca (GC). La GC dipende da due componenti: la gittata sistolica (GS), che è la quantità di sangue pompata dal cuore ad ogni battito, e la frequenza cardiaca (Fc). La gittata di un individuo a riposo è di circa 5-6 l/min. e, durante esercizio, può raggiungere i 35 l/min. La GS a riposo è circa 70-80 ml e può raggiungere i 110-120 ml, mentre la frequenza cardiaca dai 60-80 battiti/min. a riposo fino 180-200 durante uno sforzo massimale. Questo in individui sedentari. In individui allenati ed in condizioni di riposo la gittata cardiaca non si discosta dai valori delle persone sedentarie, mentre la gittata sistolica è superiore (100-110 ml) e la frequenza cardiaca inferiore (40-55 b/min.).

Pertanto le persone allenate hanno un grado di riempimento e una tensione della fibra miocardica capaci di fornire migliori prestazioni. Durante l'esercizio nell'individuo allenato la GC può raggiungere valori massimali notevolmente superiori rispetto a quelli dei soggetti sedentari. Negli allenati inoltre l'aumento della GC è dovuto maggiormente all'incremento della gittata sistolica che non nei sedentari, indicando che il cuore allenato sopporta in maniera più efficiente lo sforzo.

Una piccola quota di ossigeno è disciolta nel sangue, mentre la quasi totalità viene captata dall'emoglobina presente nei globuli rossi che ne assicura il trasporto ai vari tessuti.

3) La capacità di utilizzazione dell'ossigeno da parte del muscolo è l'ultimo anello della catena. Questa capacità dipende dall'entità del processo di diffusione del gas dai capillari alla cellula muscolare e dalla presenza all'interno di essa di una quantità di organuli (mitocondri) ed enzimi in grado di permettere l'utilizzazione dell'O₂. Non sussistono dubbi circa la correlazione tra la densità capillare, ricchezza di enzimi ossidativi e capacità del muscolo di compiere lavoro aerobico. Infatti, le fibre di tipo I sono caratterizzate da un elevato contenuto di enzimi propri della via ossidativa. Inoltre, il microcircolo appare tanto più sviluppato

quanto più elevata è la capacità aerobica delle fibre muscolari che irrorano. Pertanto il flusso ematico, che è tanto maggiore quanto più elevata è la densità capillare e più alto il rapporto tra capillari e fibre, viene ridistribuito all'interno del muscolo in rapporto alla capacità aerobica delle fibre.

La correlazione esistente tra capillarizzazione, contenuto enzimatico e capacità di lavoro muscolare aerobico ha fatto ipotizzare che il fattore limitante la prestazione aerobica fosse essenzialmente periferico (Kaijser 1970) e che il VO₂MAX non costituisse il limite della performance aerobica. Tale ipotesi è stata recentemente messa in dubbio, poiché sono ritenuti i fattori centrali (soprattutto cardiocircolatori) quelli limitanti la massima prestazione aerobica (Basset e Howley 1977), ipotesi avvalorata dal fatto che durante uno sforzo submassimale il contenuto di O₂ nel sangue venoso è bassissimo (Piiper 1968).

FATTORI MECCANICO MUSCOLARI

Ogni muscolo è costituito da migliaia di cellule cilindriche disposte parallelamente (fibre muscolari). A sua volta ogni fibra muscolare è costituita da elementi subcellulari (miofibrille) il cui elemento principale è il sarcomero. Dagli estremi di ciascun sarcomero (bande Z) si allungano verso il centro dei filamenti sottili (actina), mentre lo spazio tra loro è occupato da filamenti spessi (miosina). I filamenti di miosina sono costituiti da molecole organizzate in fasci. Ogni molecola è costituita da due parti distinte: una testa, nella quale sono presenti gli enzimi deputati alla scissione dell'ATP ed una coda. Le teste delle molecole escono dal fascio ad angolo retto formando una specie di spirale.

Quando un motoneurone invia uno stimolo (potenziale d'azione), questo viene trasmesso al suo interno attraverso il reticolo sarcoplasmatico. Gli ioni Calcio presenti all'interno del reticolo, diffondono verso i filamenti sottili legandosi alla troponina. Quest'ultima rimuove l'azione inibitoria della tropomiosina sul legame tra le molecole di actina e miosina favorendo la formazione dei ponti acto-miosinici. In questo modo le teste della miosina, piegandosi verso la base, tirano le catene di actina verso il centro del sarcomero. Quando la concentrazione di ioni Ca si abbassa, la testa della miosina si lega ad un'altra molecola di ATP e si stacca dall'actina.

Una singola fibra nervosa motrice può fornire terminazioni a parecchie fibre muscolari (fino a 1000). La fibra nervosa ed il complesso delle fibre muscolari da lei innervate costituiscono l'unità motoria. Nel muscolo le fibre muscolari sono distribuite tra fibre appartenenti ad altre unità motorie. Il tipo di α -motoneurone (quindi la caratteristica dello stimolo) influenza la struttura istochimica, l'attività metabolica e le caratteristiche meccaniche delle fibre stesse, differenziandole così per 1) *velocità* di sviluppo della forza 2) *picco massimo di forza* 3) *capacità di resistere* ad elevati livelli di forza. Esistono quindi, fibre capaci di sviluppare rapidamente alti livelli tensivi, ma per limitati periodi di tempo (fibre veloci) e, viceversa, fibre che non possono generare rapidi e alti livelli di forza, ma che sono in grado di ripetere a lungo la contrazione. (fibre lente).

Lo stato in cui è generata tensione tra actina e miosina viene definito *contrazione muscolare*. In rapporto alle caratteristiche del carico esterno ed alla direzione ed ampiezza del movimento, la contrazione genera un'azione muscolare che può essere distinta in: 1) *concentrica*: il muscolo si accorcia esercitando una tensione con la stessa direzione del movimento articolare (lavoro positivo) 2) *eccentrica*: il muscolo si allunga esercitando una tensione opposta a quella del movimento articolare (lavoro negativo) 3) *isometrica*: la tensione esercitata non determina spostamento (lavoro nullo).

Questi diversi tipi di contrazione difficilmente si manifestano isolati durante la normale attività motoria. Ciò è dovuto al fatto che i segmenti corporei sono sottoposti ciclicamente, per esempio nella corsa o nei salti, a forze esterne (es. la forza di gravità) che tendono ad allungare i muscoli. A questa fase di allungamento (eccentrica) normalmente segue una fase di accorciamento (concentrica). La combinazione di azioni eccentriche e concentriche prende il nome di *ciclo stiramento-accorciamento* (CSA). . Nel CSA il muscolo prestirato sviluppa livelli tensivi più elevati e rapidi rispetto alla contrazione isolata. Questi livelli sono tanto più elevati quanto maggiore è la velocità di stiramento. Un ruolo importante nello svolgimento e nel miglioramento del CSA è svolto dal sistema nervoso. Infatti, quando un muscolo attivo viene stirato, sia i fusi neuromuscolari (azione facilitatoria) che i recettori tendinei del Golgi (azione inibitoria) vengono attivati. Durante il CSA si ritiene che l'azione degli elementi elastici muscolari del muscolo siano più importanti del riflesso da stiramento

anche se tutte le componenti e i loro relativi ruoli dipendono in grande misura dallo stato di allenamento neuromuscolare.

FATTORI ANTROPOMETRICI E ANAGRAFICI

Nell'ambito dei fattori antropometrici e anagrafici vanno considerati l'età, la statura, il peso e il biotipo. Il sesso non è un fattore limitante poiché quasi tutti gli sport sono praticati da soggetti dello stesso sesso.

ETÀ.

La maggior parte delle variabili fisiologico-metaboliche presentano un naturale andamento dinamico durante tutto l'arco della vita. Particolare interesse ha lo studio di tali variabili durante l'età evolutiva, di solito distinta in *infanzia* (0-11 anni), *pubertà* (11-15 anni), *adolescenza* (15-20 anni). Durante la crescita i vari organi e apparati si sviluppano in maniera molto differente (Tanner, 1962). Lo sviluppo della forza muscolare registra la massima accelerazione nel periodo della pubertà, in coincidenza con l'aumento dell'incremento di ormoni ad attività anabolizzante, anche se è possibile affermare che la forza muscolare ha una crescita abbastanza armonica con le caratteristiche pondo-staturali del bambino. Per quanto riguarda le capacità metaboliche, nel bambino la potenza anaerobica lattacida risulta inferiore all'adulto sia in valori assoluti sia relativamente al peso corporeo. Prima della pubertà, invece la via metabolica è deficitaria. Un'analisi delle attività enzimatiche muscolari in adolescenti di entrambi i sessi ha evidenziato come il rapporto tra l'efficienza della via aerobica (ciclo di Krebs) e di quella anaerobica lattacida risulta decisamente a favore della prima nel periodo antecedente la pubertà. Questa realtà è testimoniata dall'andamento della massima potenza aerobica che nei bambini mostra valori simili a quelli riscontrati negli adulti. In linea teorica quindi, se il bambino fosse in grado di compiere il gesto tecnico con la stessa efficienza dell'adulto, la capacità di prestazione potrebbe essere la stessa.

L'età influisce sulle possibilità di prestazione non solo durante il periodo evolutivo ma anche nell'età matura, in quanto per la maggior parte dei parametri fisiologici si verifica un naturale declino con il passare del tempo. Quindi risulta logico che in ogni specialità esista

un'età che coincide con il raggiungimento della massima performance per quella determinata specialità.

STATURA

Un altro fattore importante da considerare è la statura, parametro geneticamente stabilito e quindi impossibile da modificare (in realtà sembra che la pratica dello sport stimoli la produzione di ormone della crescita). È quindi importante, in fase di selezione attitudinale in età evolutiva, la valorizzazione di tutti quei mezzi di valutazione predittivi della statura da adulto di un soggetto.

PESO

Per quanto riguarda il fattore peso, anche questo parametro antropometrico presenta dei range caratteristici secondo la disciplina presa in considerazione. In particolare va considerato il rapporto massa grassa/massa magra. L'importanza di questo rapporto è data dal fatto che la massa magra rappresenta la massa attiva (muscoli), mentre la massa grassa (tessuto adiposo) è una massa inerte che incide negativamente sul rapporto peso/potenza erogata dall'atleta. Una misura di tale rapporto può essere fornita dal Body Mass Index (BMI) il cui valore, per atleti adulti, può variare tra 19 e 25 per gli uomini e tra 18 e 24 per le donne. Percentualmente, invece, la massa grassa relativa al peso dell'individuo (sempre atleta), può oscillare tra 4 e 12% negli uomini e tra 17 e 22% nelle donne.

SOMATOTIPO

La statura, il peso e gli indici che ne derivano, considerati nel loro insieme, permettono l'identificazione di un ulteriore fattore condizionante le capacità di prestazione dell'atleta: il *somatotipo*. Infatti, nelle attività in cui la maggior parte del lavoro meccanico è di tipo anti-gravitario, dove cioè bisogna sollevare il proprio peso a ogni passo (come nella marcia, nella corsa, nello sci nordico), il peso corporeo penalizza in maniera significativa la prestazione, anche se le masse muscolari sono maggiori. Al contrario, nelle attività dove il lavoro antigravitario è nullo o quasi (come il canottaggio e il nuoto) una grande massa muscolare costituisce un vantaggio.

CLASSIFICAZIONE DELLE ATTIVITA SPORTIVE

La prestazione (V) dipende dalla potenza (E) che l'atleta è in grado di esprimere ed il costo energetico (C) della prestazione stessa e può essere sintetizzata dalla formula:

$$V = E/C$$

Tanto maggiore è la potenza dell'atleta, tanto migliore sarà la prestazione, tanto maggiore è il costo energetico tanto peggiore sarà il risultato quindi:

$$V_{MAX} = E_{MAX}/C_{MIN}$$

in cui è evidente che la massima prestazione dipende dal rapporto tra la massima potenza erogabile ed il minimo costo energetico ottenibile. Naturalmente è abbastanza difficile, al di fuori delle condizioni di gara, definire una situazione ed un sistema valutativo che tenga contemporaneamente conto di tutti questi fattori. D'altra parte, nello sport, l'appuntamento agonistico, rappresentando il momento culminante di una stagione, certamente non può mai considerarsi un momento di verifica. Pertanto, la valutazione dei diversi fattori predisponenti deve sempre avvenire nei periodi che precedono le gare, rappresentando, in tal modo, uno dei presupposti fondamentali per l'ottimizzazione delle prestazioni sportive. Ma quali sono i presupposti basilari dell'allenamento? Prima di tutto bisogna conoscere sia il *modello funzionale della prestazione* verso cui orientarsi nella scelta dei metodi e dei mezzi di allenamento, sia il *modello funzionale dell'allenamento* che indichi i mezzi, i metodi e le risposte che derivano dal loro uso.

MODELLO FUNZIONALE DELLA PRESTAZIONE

La definizione del modello funzionale delle discipline sportive è da sempre stata un'ovvia esigenza per gli operatori tecnici, siano essi allenatori o fisiologi. Nel passato si è sempre dato maggior risalto al contributo energetico necessario per compiere l'attività sportiva

(Mathews e Fox 1976) mentre Dal Monte (1969) ha proposto di considerare anche aspetti relativi alla meccanica muscolare oltre a quelli bioenergetici. Nella classificazione di Dal Monte prevista una valutazione dell'intensità delle tensioni muscolari che devono essere esercitate nei distretti corporei più coinvolti nell'esprimere il gesto specifico. La classificazione di Dal Monte è stata successivamente rivista e aggiornata da Lubich et al. (1990) con l'inserimento di nuove discipline.

Attività ad impegno prevalentemente anaerobico lattacido

In questo gruppo sono classificate quelle discipline sportive che hanno una durata compresa tra i 20 ed i 45 secondi; tale limite di tempo viene misurato in base alla quantità di lattato che l'atleta può accumulare, nonché alla velocità, e cioè al tipo e alla quantità di movimento che è in grado di compiere. In tale categoria sono comprese le attività che cimentano in massimo grado gli elementi della macchina umana capaci di assicurare al sistema propulsivo (apparato locomotore) la massima quantità di energia, senza ricorrere, o solo in modo modesto, all'apporto aerobico.

Attività ad impegno aerobico-anaerobico massivo

Appartengono a questo gruppo quelle discipline sportive la cui durata è compresa tra i 40 secondi e i 4-5 minuti. Vi si possono pertanto includere le attività i cui movimenti richiedono una grande potenza degli apparati di trasporto (cardiorespiratorio) e, nello stesso tempo, un'altrettanta grande capacità di lavoro anaerobico, rappresentato essenzialmente dalla capacità di erogare energia mediante la via glicolitica, con produzione notevoli quantità di acido lattico.

Attività ad impegno prevalentemente aerobico

Le discipline sportive la cui durata è superiore a 4-5 minuti e prevedono l'attuazione di movimenti la cui intensità non risulta essere, per la massima parte della competizione, superiore alla quantità di "rifornimento" energetico di tipo aerobico. A parità di efficienza del movimento, cioè di rendimento meccanico del gesto sportivo (che in questo caso deve essere improntato a rigidissimi criteri di economia energetica), l'indice che più condiziona la prestazione è la capacità di far pervenire alle fibre muscolari la maggior quantità possibile di ossigeno.

Attività ad impegno aerobico-anaerobico alternato

In questo gruppo sono comprese quelle discipline sportive che si basano sull'alternanza di fasi subaerobiche, aerobiche, anaerobiche e riposo. L'alternanza tra i diversi tipi di movimento prodotti può risultare casuale, come nei giochi (basket, calcio rugby), codificata, come negli sport di combattimento che prevedono intervalli di riposo, oppure prescelta in base a criteri biomeccanico-energetici, come accadeva nella specialità ciclistica della 100Km a squadre, dove ogni atleta alternava periodi aerobico-anaerobico massivi a periodi aerobici sottomassimali di recupero.

Attività ad impegno prevalentemente anaerobico lattacido (o di potenza)

Le discipline nelle quali il denominatore comune è la capacità di imprimere grandi accelerazioni, di solito contro gravità, a una determinata massa, sia essa un attrezzo (lanci, sollevamento pesi) o il corpo dell'atleta (salto in alto, 100 metri piani). Le attività di potenza non dovrebbero sollecitare le capacità anaerobiche lattacide perché si dovrebbero svolgere, dal punto di vista energetico, senza assunzione di debito di ossigeno lattacido. Tuttavia in test o nelle gare, si registrano incrementi della lattatemia. Il meccanismo energetico di tipo aerobico viene impegnato solamente per ristabilire le condizioni metaboliche di base al termine dell'esercizio.

Attività di destrezza

Vengono definite di destrezza quelle attività che implicano la prevalente sollecitazione degli apparati sensoriali e che richiedono atti motori estremamente precisi. In questa categoria fanno parte discipline molto differenti tra loro.

In alcune attività oltre alla precisione e all'armonia è necessario un rilevante impegno muscolare (tuffi, ginnastica artistica, scherma). In altre è l'efficienza psiconeurosensoriale la dote principale per eccellere (automobilismo, equitazione, tiro a segno).

Attività ad impegno combinato

Vi rientrano tutte le attività sportive che, essendo composte di più specialità di diversa natura, non possono essere classificate in un'unica categoria (decathlon, biathlon ecc.)

MODELLI SPERIMENTALI

Le classificazioni delle attività sportive viste in precedenza, sono espressione di un'elaborazione teorica basata sulle proprietà temporali di sviluppo di ciascuna gara e sulle caratteristiche dei processi energetici. Infatti, quando queste classificazioni sono state proposte, le possibilità di indagine strumentale sul campo erano assai limitate, essendo disponibili apparecchiature poco affidabili o, soprattutto, troppo complesse per essere utilizzate fuori dal laboratorio. Queste classificazioni quindi, anche se sostanzialmente corrette, non tengono conto delle specifiche caratteristiche di ogni singola disciplina e in alcuni casi (sport di squadra) non permettono di chiarire il ruolo relativo svolto da ciascuna fonte energetica, nonché la qualità dell'impegno muscolare. Lo sviluppo tecnologico ha di recente messo a disposizione dei ricercatori mezzi altamente sofisticati, e nel contempo pratici e di modeste dimensioni, con la possibilità di registrare o trasmettere telemetricamente i dati. Pertanto uno dei compiti odierni della valutazione funzionale è quello di utilizzare questi apparecchi per studiare le risposte adattative che si verificano sul campo durante gli allenamenti o le competizioni. La pratica di tali ricerche ha permesso di effettuare numerose verifiche della validità dei modelli teorici già conosciuti e di acquisire informazioni necessarie a stabilire i modelli di gara anche in quei casi in cui anche l'estrapolazione teorica era impossibile o poco attendibile.

STRUMENTI PER LA VALUTAZIONE FUNZIONALE

Il lavoro meccanico muscolare (w) è il prodotto della forza sviluppata dal muscolo (F) per lo spostamento (l) del suo punto di applicazione. Esprimendo questo concetto in una formula matematica si avrà:

$$w = F \cdot l \text{ (lavoro = forza per spostamento)}$$

Questa relazione è valida se F e l si esercitano nella stessa direzione.

ERGOMETRI

La parola ergometro deriva dal greco *ergon* (lavoro) e *metron* (misura). Gli ergometri sono quindi degli strumenti che consentono al ricercatore di misurare il lavoro che un soggetto compie, in condizioni riproducibili. Un ergometro può definirsi specifico o generico a seconda che riproduca o no il gesto tecnico proprio dell'attività che si intende studiare (un nastro trasportatore è specifico per un mezzofondista ma generico per un ciclista). Se un ergometro viene utilizzato nella valutazione di un atleta d'élite è indispensabile che esso riproduca il più possibile le caratteristiche specifiche del lavoro svolto sul campo, al fine di fornire dati attendibili e quindi utili al ricercatore. "Si intende per ergometria specifica quella scienza multidisciplinare che si basa sulla valutazione dell'atleta in condizioni che simulino il più possibile le situazioni di gara o di quelle parti degli allenamenti che più si avvicinano alla situazione di gara" (Dal Monte, 1977)

"Step" o gradino

Lo "step" (gradino in inglese) costituisce l'ergometro più semplice: esso è rappresentato da un gradino (semplice o multiplo) la cui ascensione costituisce il carico di lavoro. Tutti i diversi step-test proposti mostrano una scarsa validità nella valutazione specifica in qualsiasi disciplina sportiva poiché provoca fatica localizzata, non consente di accordare l'impegno cardiorespiratorio con l'impegno della muscolatura ed è un movimento innaturale per l'ambito sportivo. Tuttavia, grazie alla sua semplicità, il gradino risulta di grande utilità

quando si deve procedere ad uno screening di massa di una vasta popolazione (visita attitudinale medico sportiva), anche se è necessario tenere presente che il rendimento meccanico può variare da soggetto a soggetto fino al 7%, e che i bambini non possiedono una specifica abilità motoria per questo tipo di compito motorio.

Cicloergometro

Oltre ad essere un mezzo di valutazione aspecifico, opportunamente adattato è l'ergometro specifico per il ciclismo. Conformemente al sistema con cui viene realizzato il carico di lavoro esistono tre tipi di cicloergometri: a *resistenza fissa* (potenza dipendente dalla frequenza di pedalata (RPM); a *potenza fissa* (resistenza variabile al variare della RPM); a *resistenza e potenza variabili* (esponenzialmente con il variare della RPM). La scelta dell'ergometro da utilizzare dipende, oltre che dalla disponibilità, dal tipo di test che si deve effettuare. Gli ergometri a resistenza fissa sono validi quando si deve misurare la potenza meccanica espressa dal soggetto; quelli a potenza costante sono validi quando il carico è stabilito dal ricercatore e i parametri da misurare sono quelli metabolici. Nel secondo caso si può utilizzare anche un ergometro a resistenza fissa purché il soggetto mantenga una frequenza di pedalata costante. Gli ergometri a freno aerodinamico (resistenza e potenza variabili) sono teoricamente utilizzabili in entrambi i casi. Va sottolineato, infine, che il cicloergometro è lo strumento che presenta le minori variazioni interindividuali nel rendimento muscolare (5%) (Edgren et al., 1976).

Nastro trasportatore

È la più universale delle apparecchiature ergometriche, in quanto comporta movimenti naturali come la marcia e la corsa, anche se le variazioni di rendimento (fino al 10%) sono superiori a quelle del cicloergometro (Dal Monte, 1983). Il nastro va usato preferibilmente in piano, anche se ciò comporta la rinuncia a disporre di un sistema di calcolo semplice e sufficientemente esatto della quantità di lavoro svolto nell'unità di tempo. Infatti, il lavoro effettuato sul nastro è misurabile con la formula:

$$\text{Kgm} \cdot \text{min}^{-1} = \text{Kg peso} \cdot (\text{m} \cdot \text{h}^{-1}) \cdot \text{inclinazione } \%$$

Secondo questa formula un atleta che corre a 4 km/h alla pendenza del 25% compie un lavoro equivalente a quello di un soggetto che va alla velocità di 20 Km/h alla pendenza del 5%. Una simile equazione non esiste nella valutazione dell'atleta, in quanto nel primo caso (elevata pendenza bassa velocità) il soggetto si fermerebbe precocemente con sintomi di fatica locale, mentre nel secondo caso la prestazione verrebbe protratta più a lungo, portando a un più elevato consumo di ossigeno. Il nastro trasportatore va usato in pendenza solamente nel caso di specifiche richieste di valutazione (atleti che svolgono attività alpinistiche).

PARAMETRI DELLA VALUTAZIONE FUNZIONALE

PARAMETRI ANAEROBICI ALATTACIDI

Nonostante ci sia accordo tra ricercatori e allenatori nel considerare gli sforzi di breve durata e alta intensità come altamente dipendenti dal metabolismo anaerobico, poche informazioni al momento sono offerte dai test disponibili per indagare tale fonte energetica senza incorrere in obiezioni di carattere teorico. Infatti, la funzione del metabolismo anaerobico alattacido è quella di produrre grande quantità di energia in tempi brevissimi. Per cui i parametri normalmente utilizzati per studiare tale quantità consistono essenzialmente nel rilievo, *diretto*, della capacità del muscolo di produrre energia chimica utilizzando fonti energetiche immediate.

PARAMETRI ANAEROBICI LATTACIDI

La misura della funzionalità del metabolismo anaerobico alattacido prevede il rilievo di parametri collegati con la glicolisi anaerobica, sia direttamente (lattato), che indirettamente (debito d'ossigeno).

Lattato

Lo studio dei parametri legati al metabolismo anaerobico lattacido, dovrebbe riguardare sia i fattori che determinano la velocità di produzione di energia (potenza) che quelli che ne limitano la massima quantità producibile (capacità). Peraltro, risulta più conveniente misurare il risultato finale della glicolisi anaerobica, ovvero il lattato, considerandolo espressione sia della rapidità del processo (espresso in funzione del tempo), sia della sua capacità (espresso in valore assoluto). Naturalmente la misura deve essere effettuata a livello dei muscoli impegnati durante il lavoro. Di Prampero (1981) ha dimostrato che l'accumulo netto di lattato nel corpo durante un esercizio sopramassimale è quantitativamente correlato con il livello di lattato ematico presente alcuni minuti dopo la fine dell'esercizio. Quindi, il picco di lattato ematico dopo esercizio è considerato un'accurata e ripetibile misura della capacità

lattacida, anche se non è ancora del tutto chiarito quale sia il meccanismo di diffusione del lattato nell'interstizio cellulare e, da questo, nel torrente circolatorio e viceversa, nonché il conseguente destino metabolico del lattato.

Il lattato negli sport a prevalente impegno aerobico. La risposta metabolica per lavori di lunga durata può essere schematizzata in due aspetti: a) carico di intensità tale da poter essere sostenuto in stato stazionario per un lungo periodo di tempo, in cui dopo un periodo variabile tra i 2 e i 5 minuti la situazione di supporto energetico si stabilizza a un livello completamente ossidativo. Questa situazione è caratterizzata da un equilibrio tra produzione e smaltimento del lattato e concentrazione ematica costante del lattato nel tempo. b) Carico di intensità tale da non poter essere sostenuto indefinitamente nel tempo. In questo caso il supporto energetico deve essere garantito sia dal metabolismo aerobico che da quello anaerobico glicolitico. Tale carico porta a esaurimento e alla fatica a causa dell'acidosi derivata dalla progressiva concentrazione ematica di lattato. In questo caso la validità della misura del lattato risiede nella possibilità di identificare se l'intensità dell'esercizio è in equilibrio aerobico o ha superato tale livello.

Il lattato negli sport a prevalente impegno anaerobico. Negli esercizi anaerobici l'aumento del lattato ematico è così elevato che non c'è ragione di dubitare del suo valore come mezzo di valutazione dell'energia spesa. Durante la "gara" è però necessario prestare attenzione all'aumento dell'attività ortosimpatica che porta alla massiccia produzione di catecolamine. Infatti, lo stesso atleta non raggiunge mai in allenamento gli stessi livelli di lattato ematico che raggiunge in gara.

Debito di ossigeno.

Il termine debito di ossigeno fu per la prima volta utilizzato da Hill et al. Nel 1923 per indicare la quantità di ossigeno consumata in eccesso rispetto al valore basale di riposo e necessaria a metabolizzare nel post-esercizio il lattato accumulato. Allo stato attuale l'ipotesi iniziale di Hill non sembra più in grado di spiegare esaurientemente i fattori responsabili dell'aumento del consumo di ossigeno nel recupero, la cui causa sembra doversi ricercare in una diffusa alterazione metabolica causata dall'esercizio stesso. Per questo motivo attualmente si preferisce il termine *excess post exercise oxygen consumption* (EPOC). I fattori responsabili dell'EPOC sono riconducibili a: - riosforilazione della creatina e dell'ADP (10% dell'EPOC dopo esercizio massimale); - utilizzazione del lattato per la sintesi del

glicogeno; - intervento degli ormoni glicocorticoidi e della tiroxina che, aumentando l'attività della pompa sodio-potassio, richiederebbe un incremento della produzione di ATP e del relativo $V'O_2$; - lipolisi e rilascio degli acidi grassi durante lo sforzo; - ioni calcio consumati dal muscolo cardiaco e scheletrico; - innalzamento della temperatura corporea (fattore di maggior peso della componente lenta dell'EPOC in esercizi tra il 50-80% $V'O_2$ max (Hagberg et al., 1980). Di conseguenza appare evidente che cercare di misurare la capacità lattacida attraverso la stima dell'EPOC risulta un procedimento non molto preciso.

PARAMETRI AEROBICI

Massima potenza aerobica ($V'O_2$ max)

La quantità di ossigeno che l'organismo deve assumere è regolata dal livello metabolico cellulare. La quantità minima necessaria a soddisfare le esigenze vitali è definita *metabolismo basale*. Il consumo di ossigeno ($V'O_2$) aumenta all'aumentare del fabbisogno cellulare. Esiste un limite massimo individuale che rappresenta la massima potenza esprimibile sulla base di processi metabolici aerobici. Questo valore è il *massimo consumo di ossigeno* ($V'O_2$ max) ed è espresso in litri al minuto (l/min.). Tale unità è valida solo nel caso degli sport in cui il peso corporeo non rappresenti un fattore limitante, mentre negli sport antigravitari il $V'O_2$ max deve necessariamente essere normalizzato con il peso corporeo (ml/Kg · min⁻¹) per omogeneizzare anche soggetti di taglia corporea diversa. Anche tale approccio, in realtà, non è sufficientemente accurato in quanto la massa corporea è composta anche da tessuto adiposo inattivo, quindi sarebbe necessario normalizzare solamente per la massa magra del soggetto.

Valori e andamenti del $V'O_2$ max

Nella valutazione dell'atleta il $V'O_2$ max riveste un ruolo controverso. È infatti innegabile che esso rappresenta il fattore limitante per le specialità sportive che prevedono una predominanza del metabolismo aerobico. Tuttavia, quando si valutano gruppi omogenei di atleti la misura del $V'O_2$ max non è più in grado di fornire previsioni sulle capacità di prestazione, in quanto tutti i soggetti possiedono un elevato livello di $V'O_2$ max. In tali gruppi tutti i soggetti possiedono un elevato valore di $V'O_2$ max per cui la capacità di prestazione è legata ad altri fattori. È comunque accettato il fatto che in soggetti sedentari che inizino una pratica sportiva, il $V'O_2$ max può certamente essere considerato un indice

pratica sportiva, il $\dot{V}O_2$ max può certamente essere considerato un indice di adattamento muscolare e organico in generale.

Parametri funzionali derivati dal $\dot{V}O_2$

- *Equivalente ventilatorio per l'ossigeno.* Per equivalente ventilatorio per l'ossigeno ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) si intende il rapporto tra la quantità di aria ventilata in un minuto ($\dot{V}E$) e il corrispondente $\dot{V}O_2$. Tale parametro esprime una misura dell'efficienza dei sistemi di assunzione dell'ossigeno e, in ultima analisi, dell'economicità della ventilazione. La ventilazione è adeguata quando il rapporto è inferiore a 35; più tale valore è elevato più la ventilazione è in eccesso rispetto alle reali necessità metaboliche. Normalmente durante la valutazione di soggetti allenati si rileva che questo indice diminuisce progressivamente durante il lavoro muscolare a carichi crescenti fino a circa 20-25, per poi aumentare verso la fine dello sforzo. Durante il recupero, quando la $\dot{V}E$ è in eccesso rispetto alle necessità metaboliche, l'indice è superiore a 40.

- *Polso di ossigeno.* Il polso di ossigeno ($\dot{V}O_2/Fc$) esprime il rapporto tra il $\dot{V}O_2$ e la corrispondente frequenza cardiaca (Fc). Esso fornisce indicazioni sull'efficienza cardiocircolatoria e anche sull'assunzione di ossigeno a livello periferico. Tale dato è utile anche per verificare quale sia la Fc massima al di sopra della quale il valore di $\dot{V}O_2$ decresce. Tuttavia gli atleti sono spesso in grado di fornire le loro massime prestazioni a valori di Fc ben superiori a quelli in cui si registra il migliore polso di ossigeno.

Cinetica del consumo di ossigeno

L'andamento del $\dot{V}O_2$ segue le variazioni dell'intensità del carico. Limitandosi a considerare le sole variazioni in aumento del carico, si può ritenere che la rapidità con la quale il meccanismo aerobico è capace di adeguarsi a una variazione di richiesta energetica proveniente dai muscoli può essere un fattore non trascurabile ai fini della prestazione, perché un'eccessiva inerzia del metabolismo aerobico, per esempio, può comportare un conseguente incremento della quota di energia anaerobica. Tale fenomeno è particolarmente evidente nelle fasi iniziali di uno sforzo e assume il termine convenzionale di *onset del $\dot{V}O_2$* . L'incremento del $\dot{V}O_2$ avviene secondo una funzione esponenziale. In realtà il fenomeno non è così "lineare". Il $\dot{V}O_2$ aumenta con un andamento caratteristico che presenta un primo aggiustamento rapido (fase I) di breve durata, seguito da una seconda fase (fase II)

che rappresenta il vero e proprio *onset*. Il $\dot{V}O_2$ raggiunge uno stato stazionario, tipico delle funzioni esponenziali, solo per carichi di intensità inferiore alla soglia anaerobica. Per carichi superiori, ma inferiori al $\dot{V}O_2$ max il $\dot{V}O_2$ tende progressivamente ad aumentare anche se il carico esterno rimane costante; questo fenomeno si definisce come fase del $\dot{V}O_2$ (fase III).

Costo energetico e rendimento

Per costo energetico (CE) si intende la quantità di energia richiesta per svolgere una determinata attività. Esso si esprime in millilitri di O_2 (o chilocalorie) spesi per trasportare un chilogrammo del proprio corpo per lo spazio di un metro o un chilometro (ml O_2 /km oppure kcal/km/kg). La valutazione del CE risulta utile per calcolare i fabbisogni dietetici, ma, soprattutto, è un parametro indicatore dello *stile* dell'atleta, essendo il soggetto più economico quello con una *armonia* di movimento e una coordinazione neuromuscolare migliore. Nella valutazione del CE di una determinata attività è meglio calcolare la spesa energetica netta, che rappresenta il valore della spesa energetica totale dopo sottrazione della quantità di energia necessaria per il metabolismo basale. Normalmente il CE si misura in condizioni di lavoro nelle quali la produzione di energia sia in equilibrio con la richiesta e compiutamente misurabile: condizioni aerobiche stazionarie, ovvero inferiori alla soglia anaerobica. Nel lavoro ad intensità maggiori le richieste energetiche utilizzano anche il processo anaerobico, pertanto l'entità del costo energetico è rappresentata dalla somma tra l'energia prodotta aerobicamente ($\dot{V}O_2$) e quella proveniente dalle fonti energetiche anaerobiche che abbiamo visto essere più difficilmente rilevabile. Strettamente connesso al CE è il concetto di *rendimento* o *efficienza* (E_f), che indica la quantità di energia prodotta dal soggetto che viene effettivamente trasformata in lavoro meccanico esterno. L'efficienza è il semplice rapporto tra la potenza meccanica espressa (watt) per la potenza metabolica consumata ($\dot{V}O_2$).

$$E_f = \text{Watt} / \dot{V}O_2(\text{l/min})$$

Ricordando che 1 watt è uguale a 1 joule al secondo e trasformando i litri di ossigeno in joule (il valore calorico di 1 litro di O_2 è di 5 kcal, oppure 20,92 kilojoule) deriva che:

$$E_f = J \cdot s^{-1} / J \cdot s^{-1}$$

Per cui il rendimento è un numero puro.

Il rendimento della macchina umana è significativamente inferiore all'100%, poiché durante lo sforzo gran parte dell'energia viene dissipata in calore per superare resistenze interne ed esterne. Mediamente l'efficienza della locomozione umana (cammino, corsa, bicicletta) oscilla tra il 20 e il 30%.

Soglia anaerobica

Quando un soggetto raggiunge il $\dot{V}O_2$ max risulta sempre contemporaneamente attivato anche il metabolismo glicolitico in misura non deducibile dal valore del $\dot{V}O_2$ max per soglia anaerobica (SA) si intende "l'intensità soglia oltre la quale si verifica, non necessariamente per carenza di ossigeno, un accumulo progressivo di lattato nel sangue. Pertanto. La SA identifica la zona di transizione aerobico-anaerobica, cioè il livello di intensità metabolica in corrispondenza del quale l'energia necessaria all'effettuazione dell'esercizio proviene sia dalle fonti energetiche aerobiche che da quelle anaerobiche. Wasserman e Mac Ilroy (1964) la identificano come il livello di intensità di lavoro immediatamente precedente il rapido incremento della lattatemia al di sopra dei valori di riposo; Kinderman et al. (1979) identifica la SA come zona compresa tra i valori ematici di lattato di 2 e 4 mM, considerando il primo valore come il limite superiore del metabolismo aerobico (soglia aerobica) e il secondo come il reale valore di SA. Hugson et al. (1987), a differenza degli altri, non indicano un valore preciso quale livello di soglia, ma considerano il momento in cui l'incremento della lattatemia assume la forma di una funzione continua. La determinazione della SA appare peraltro alquanto restrittiva del fenomeno biologico che sottende e non trova concordi molti autori i quali contestano la possibilità che un evento fisiologico possa essere identificato con un punto. Per tale motivo alcuni hanno proposto una diversa definizione di SA: "l'intensità di lavoro che può determinare la concentrazione massima stabile di lattato ematico che può essere mantenuta da un certo soggetto in una condizione di Steady-state prolungato". Oltre questo punto il lattato tende ad aumentare. Questa definizione di SA meglio si riconosce nel termine di *maximal lactate steady state* (MLSS) (Antonini et al., 1987; Donovan e Brooks, 1983) o massimo lattato stazionario. Appare chiaro che il MLSS descrive meglio quanto realmente avviene, è cioè un massimo equilibrio, variabile

da soggetto a soggetto (e, forse, a seconda della specialità e dell'allenamento), tra la produzione muscolare del lattato e il suo smaltimento. (Brooks, 1985). I valori di lattato corrispondenti al MLSS variano da soggetto a soggetto tra le 3 e le 5,5 mM con punte che possono superare (raramente) le 7 mM.

Riassumendo per SA si intende l'intensità di lavoro corrispondente a un valore fisso di lattato ematico, mentre per MLSS si intende un fenomeno biologico che non è identificabile con un valore di lattato. Tuttavia, la differenza tra i due termini è sempre più indefinibile e il termine SA viene usato proprio per indicare la massima intensità di lavoro che può essere mantenuta indefinitamente nel tempo. La SA, essendo una misura di potenza, può essere espressa, a seconda delle esigenze, come intensità di lavoro (W), velocità, valore assoluto di $\dot{V}O_2$ o percentuale della $\dot{V}O_2$ max (compresa in genere tra il 60% nei non allenati, e il 90% nei più allenati), ma anche con la Fc corrispondente, la $\dot{V}CO_2$, la $FECO_2$, la FEO_2 , la $\dot{V}E$, la % della Fc max ecc.

La SA è perciò un parametro funzionale strettamente legato alla capacità periferica muscolare di produrre poco lattato e di smaltire quello prodotto grazie alle fibre ossidative e ai muscoli inattivi. Tuttavia è anche espressione della funzionalità dei sistemi di supporto centrali: cardiovascolari (trasporto di ossigeno e rimozione del lattato per mezzo del letto capillare); cardiaco, epatico e renale (per una parte della degradazione e del riutilizzo del lattato); nervoso (miglior coordinazione inter-intramuscolare). La SA è quindi un parametro integrato che dipende principalmente da tre fattori presenti nell'equazione di Di Prampero (1987) relativa a qualunque intensità di esercizio inferiore al $\dot{V}O_2$ max:

intensità aerobica = frazione di utilizzo del $\dot{V}O_2$ max · $\dot{V}O_2$ max/CE

i tre fattori sono dunque:

- *Il valore di $\dot{V}O_2$ max individuale.* Essendo la SA una percentuale di questo è evidente che maggiore sarà il $\dot{V}O_2$ max più facile sarà avere una SA maggiore;
- *Il rapporto tra la produzione di lattato e lo smaltimento.*
- *Il CE specifico.* Un migliore rendimento meccanico a parità di qualità fisiologiche consente una maggiore quantità di lavoro con lo stesso dispendio energetico, quindi un più alto valore di SA.

L'allenamento migliora la SA. In particolare l'allenamento influisce maggiormente sul metabolismo ossidativo muscolare e sul rendimento (CE). La SA sembrerebbe quindi un parametro più correlato con l'efficienza del metabolismo aerobico "puro" di quanto non lo sia il V'O₂ max, anche se in realtà la SA è strettamente dipendente da esso. Questo è senz'altro vero per gli atleti evoluti (Murase et al., 1981) e per le attività di resistenza di lunga durata, di cui la SA sembra il miglior fattore predittivo (Kumagai et al., 1982; Lacour et al., 1990), anche se è opportuno non enfatizzare il suo ruolo in tal senso, essendo comunque sempre presenti anche altri fattori a determinare la prestazione.

METODI DI VALUTAZIONE FUNZIONALE: I TEST

Compito della valutazione funzionale è quindi quello di misurare i comportamenti funzionali dell'atleta, sia riguardo all'adattamento e alle modificazioni delle sue qualità anatomo fisiologiche in conseguenza degli allenamenti, sia riguardo all'aggiustamento in gara e in allenamento delle stesse. Nel primo caso occorre disporre di mezzi e metodi di analisi che siano in grado di dare risposte precise ed inequivocabili sui singoli parametri che si vogliono indagare (studio il più analitico possibile), mentre nel secondo caso lo studio sarà più sintetico, essendo gli aggiustamenti (in gara o in allenamento) il risultato dell'intervento contemporaneo di più parametri fisiologici.

È indubbio che il primo passo è definire cosa si vuole misurare. Più la definizione sarà precisa più difficilmente darà luogo ad errate interpretazioni.

Naturalmente l'ideale sarebbe poter misurare direttamente il parametro indagato, quale che esso sia. Questo non è sempre realizzabile, sia per l'impossibilità di misurare una qualità teoricamente non misurabile (ad esempio la visione di gioco), sia per l'impossibilità materiale di misurare i veri fattori costituenti la qualità indagata (ad esempio la gittata cardiaca). Altre volte è l'eccessivo costo a limitare l'utilizzo di un'indagine. In tutti questi casi si cerca una misura indiretta della qualità oggetto di studio. In sede di valutazione funzionale per rilevare uno o più "indicatori" di una determinata qualità o, quando possibile, direttamente la qualità oggetto di studio, si utilizzano i test. I test sono esercizi che l'atleta deve compiere (secondo un protocollo di indagine specifico per ciascuna qualità) e che vengono utilizzati per misurare una caratteristica (test diretti) o un suo indicatore (test indiretti).

VALIDITÀ

Il primo aspetto da considerare è che il test indaghi effettivamente una certa proprietà e non altre. La validità di un test è espressa dalla concordanza tra il risultato della misura e la misura della reale qualità (esempio altezza di un salto = potenza esplosiva). La validità di un test può tuttavia anche essere oggettivata, quando si misuri il grado dell'accordo tra la

misura e il valore vero del fenomeno. In questo caso è necessaria la disponibilità di uno standard esterno di riferimento, accettato a priori e definito “gold standard”. Si può misurare la validità di un test verificando la correlazione statistica (t-test, coefficiente di correlazione e regressione) dei risultati con la misura diretta (quando questa è possibile) di quella qualità. Nel nostro caso verificheremo la validità della misura dell’intervallo RR di un cardiofrequenzimetro confrontata con il vero valore misurato dall’elettrocardiogramma. I risultati di entrambi i test verranno poi confrontati con le metodiche statistiche prima menzionate, e se risulteranno differenze statisticamente non significative la misura indiretta (cardiofrequenzimetro) potrà considerarsi valida. È frequente osservare che alcuni ricercano la validità di un test confrontando quest’ultimo con un altro test, a sua volta indiretto ma accettato dalla comunità scientifica. Tale metodologia è però discutibile, anche se può acquistare maggior significato se il confronto avviene con più test indiretti che misurano quella variabile.

RIPRODUCIBILITÀ

L’altro requisito primario che un test deve soddisfare è la sua riproducibilità, ovvero la concordanza tra misure ripetute della stessa variabile. La riproducibilità da una misura della precisione di una metodica di rilevamento. Quindi, mentre la validità esprime la relazione tra la variabile misurata e la costante di riferimento, la riproducibilità ci dice se il risultato di quel test varia o meno da una misura all’altra (ad esempio il giorno dopo). Le condizioni che influenzano la riproducibilità di un test comprendono: la variabilità insita nel processo di misurazione (*attendibilità* dello strumento); la variabilità biologica del fenomeno misurato; le differenze esistenti tra i diversi soggetti; l’influenza dell’operatore (*obiettività*).

Nell’attuazione e nell’ideazione di un test, ulteriori aspetti fondamentali da tenere in considerazione riguardano più da vicino l’esecuzione concreta della prova.

SPECIFICITÀ

L'atleta evoluto come presupposto al miglioramento delle prestazioni, possiede una serie di adattamenti a carattere generale e progressivamente sempre più specifici in relazione alla disciplina praticata. Quindi, la valutazione funzionale dell'atleta deve possedere una capacità di analisi altamente specifica. Perciò ha trovato grande impulso la ricerca, e la realizzazione sia di ergometri funzionali specifici in grado di simulare in laboratorio il gesto dell'atleta, ma anche di apparati di misura miniaturizzati e telemetrici in grado di effettuare misure direttamente sul campo. Tale impostazione tuttavia non vanifica il rilievo aspecifico di alcune caratteristiche fisiologiche (VO₂MAX) delle quali è necessario disporre come parametro di riferimento e di confronto.

TECNICA

Un aspetto fondamentale nella somministrazione di un test è cercare di mantenere costanti quante più variabili possibili per poter attribuire il risultato ai soli parametri oggetto di indagine. Chiaramente è molto più facile rispettare la tecnica di esecuzione di un test in un laboratorio che non sul campo. Importante è favorire una buona familiarizzazione con il test, anche tramite una sufficiente illustrazione del test, in modo da consentire un'efficienza meccanica costante e ridurre la componente ansiosa. Le condizioni microclimatiche (o quelle esterne nei test sul campo) devono essere ben determinate e comunque confortevoli. Tutta la strumentazione va controllata e frequentemente calibrata per evitare errori sistemati. Anche l'orario del test può avere la sua importanza a causa di un gran numero di variabili che possono influenzare diversi parametri fisiologici. Per questo conviene far eseguire un certo test sempre al medesimo orario.

PROTOCOLLO

Il protocollo di un test è la specifica procedura che si è scelta per testare una certa caratteristica in un atleta di una certa disciplina. Il protocollo indica, quindi, tutti i tempi e le modalità da rispettare affinché un test valido, attendibile e obiettivo possa dare dei risultati altrettanto validi, attendibili e obiettivi. Pertanto è essenziale che la stesura del protocollo sia il più esauriente e dettagliata possibile, in maniera che il test sia rigido, standardizzato e ripetibile. Questo per evitare interpretazioni personali o modalità esecutive variabili che possano inficiarne i risultati.

TEST PER I FATTORI METABOLICI AEROBICI

TEST DIRETTI

Nella valutazione in diretta del consumo di ossigeno ($\dot{V}O_2$) ci si deve avvalere di apparati in grado di misurare sia la ventilazione polmonare (\dot{V}') che la percentuale di ossigeno e di anidride carbonica presenti nell'aria espirata (FEO_2 e $FECO_2$). Il prodotto di questi valori, corretto da appositi indici, fornisce la misura della quantità di ossigeno mancante e di anidride carbonica prodotta per ogni unità di aria ventilata, ovvero del $\dot{V}'O_2$ e del $\dot{V}'CO_2$.

Consumo di ossigeno

La misura del $\dot{V}'O_2$ si realizza sottraendo dall'ossigeno presente nell'aria inspirata (ventilazione inspiratoria = $\dot{V}'I$) quello presente nell'aria espirata (ventilazione espiratoria = $\dot{V}'E$):

$$\dot{V}'O_2 = \dot{V}'I \cdot FIO_2 - \dot{V}'E FEO_2 \quad [1]$$

Questa equazione va applicata solo quando vengono misurate direttamente sia $\dot{V}'I$ che $\dot{V}'E$ e le relative concentrazioni di O_2 . Se invece si misura solo $\dot{V}'E$, FEO_2 e $FECO_2$ è necessario correggere l'equazione [1] con appropriate costanti:

$$\dot{V}'O_2 = \dot{V}'E \{ [100 - (FEO_2 + FECO_2)] \cdot 0,265 - FEO_2 \} \quad [2]$$

Nel calcolo dei volumi va tenuto presente che essi si esprimono in BTPS (body temperature pressure saturated), cioè in condizioni uguali a quando escono dalla bocca, mentre i volumi metabolici ($\dot{V}'O_2$ e $\dot{V}'CO_2$) vengono espressi in STPD (standard temperature pressure dry): temperatura di 0° , pressione di 760 mmHg e in assenza di umidità. La trasformazione da BTPS a STPD avviene tramite appositi algoritmi, che generalmente sono già implementati nei software di gestione degli apparecchi. Nel passato, ma in alcuni casi anche attualmente, la $\dot{V}'E$ viene misurata dopo essere stata raccolta in appositi sacchi (Douglas), in condizioni quindi influenzate dall'ambiente (ATPS = ambient temperature pressure satura-

ted). Per cui in questo caso è necessario procedere alla trasformazione da ATPS a BTPS attraverso apposite tabelle di conversione.

Specificità del test

I massimi valori di $V'O_2$ si ottengono negli atleti corridori di fondo e mezzofondo, nei ciclisti, nei nuotatori e negli sciatori di fondo, i quali fanno registrare valori anche doppi rispetto a soggetti sedentari. Idealmente un atleta raggiunge il VO_2MAX quando lo si mette in condizioni di utilizzare molte masse muscolari. In realtà atleti che si cimentano in prove con ergometri che non sono in grado di riprodurre il gesto specifico danno risposte minori rispetto a test eseguiti utilizzando un ergometro specifico. Se l'impiego di un ergometro specifico è auspicabile quando si voglia misurare il VO_2MAX , diventa imprescindibile quando oggetto di indagine è il CE.

Protocollo dei test

I test per il $V'O_2MAX$ sono di due tipi: *test triangolari*, carichi crescenti (test incrementale) fino al raggiungimento del $V'O_2MAX$; *test rettangolari*, carico costante da mantenere per un tempo prefissato o il più a lungo possibile. Nella scelta della metodologia specifica per il test triangolare bisogna rispettare la regola di carattere generale in base alla quale, se si ricerca anche lo *steady-state* metabolico per ogni variazione di carico, sarà appropriato un protocollo con lunghi step e incrementi lenti di lavoro; se si desidera ottenere solo la misura del $V'O_2max$ saranno sufficienti incrementi di carico rapidi.

Il protocollo naturalmente deve tenere conto del mezzo su cui viene effettuato.

Nastro trasportatore. Nei soggetti per i quali il treadmill non è ergometro specifico è preferibile aumentare il carico aumentando la pendenza e non la velocità, poiché la corsa in piano o a pendenze basse porta a valori di $V'O_2MAX$ leggermente inferiori (Saltin e Astrand, 1967). Inoltre molti soggetti non sono in grado di mantenere elevate velocità sul nastro. Al contrario, nei soggetti per i quali il treadmill è considerato ergometro specifico, il carico viene aumentato aumentando la velocità. Infatti questi atleti hanno sviluppato una grande capacità di correre ad alte velocità con riutilizzo di energia elastica, cosa che non avviene a basse velocità.

Cicloergometro. Diverse sono le problematiche che si incontrano quando si utilizza il cicloergometro, dove solitamente si ottengono valori di $V'O_2MAX$ inferiori che non sul nastro.

La ragione di ciò è dovuta probabilmente alla biomeccanica del gesto, infatti quasi sempre i soggetti non abituati all'uso della bicicletta manifestano fatica locale, dolore alle cosce o alle ginocchia, per cui il test viene interrotto prima che il trasporto e l'utilizzo dell'ossigeno abbiano raggiunto il massimo. L'atleta ciclista deve avere la possibilità di adeguare le proprie misure antropometriche all'ergometro per simulare il più possibile il gesto tecnico.

Criteri per la sospensione del test (il V'O₂PEAK)

Per la definizione del momento di interruzione del test vi sono opinioni differenti: innanzitutto è importante stabilire se si vuole raggiungere l'esaurimento da parte del soggetto, valutando quindi anche la massima quantità di lavoro che egli è in grado di compiere e la capacità di accumulare lattato, oppure se si preferisce interrompere il test secondo l'andamento prefissato di un determinato parametro, ad esempio il raggiungimento di un plateau del V'O₂MAX. Il concetto classico è che si considera raggiunto il V'O₂MAX quando il V'O₂ non aumenta nonostante ulteriori incrementi del carico. Tuttavia tale criterio non è valido in assoluto; a volte, infatti, possono riscontrarsi delle difficoltà a evidenziare un plateau di O₂. In questo caso è preferibile ripetere il test, magari utilizzando carichi più consoni al grado di allenamento del soggetto. Alcuni ricercatori portano il test fino all'esaurimento, considerando come V'O₂MAX il massimo valore di V'O₂ raggiunto. In questo caso il massimo consumo di ossigeno viene definito come V'O₂ di picco (V'O₂PEAK) per quel test. Da un punto di vista etimologico, il V'O₂MAX dovrebbe essere riferito a un solo valore: il massimo ottenibile da quel soggetto. Tutti gli altri valori di V'O₂ massimi, rilevati in altre condizioni sperimentali (ad esempio al cicloergometro per un corridore), dovrebbero più correttamente essere definiti di picco.

Cinetica del consumo di ossigeno

La cinetica del V'O₂ nella fase iniziale di un esercizio fisico è suddivisa in *onset* e *plateau* del V'O₂. L'onset ha una tipica forma esponenziale, cioè tende a salire rapidamente per poi rallentare all'avvicinarsi del valore di equilibrio. Il plateau dovrebbe essere una retta rappresentando lo stato stazionario. In realtà questo succede solo a carichi inferiori la soglia anaerobica. Sopra di questa e sotto il V'O₂MAX il valore di V'O₂ tende progressivamente ad aumentare (nonostante il carico costante) dando origine alla cosiddetta *compo-*

nente lenta del $\dot{V}O_2$. Sia per la componente lenta che per l'onset vi è un crescente interesse fisiologico per il ruolo che hanno nel limitare la prestazione.

TEST INDIRETTI

La determinazione diretta del $\dot{V}O_2\text{MAX}$, spesso abbinata a quella di altri parametri (CE, SA ecc.) necessita di apparecchiature ingombranti e costose, di personale specializzato e di tempo, oltre alla partecipazione motivata dei soggetti. D'altra parte se ciò non rappresenta un problema nella valutazione di atleti di élite, diversa è la situazione se si considera che la misura del $\dot{V}O_2\text{MAX}$ e della SA è un mezzo di selezione attitudinale nelle attività giovanili e di controllo del *fitness* in soggetti non atleti. A questo scopo sono stati introdotti semplici test di tipo indiretto i quali, non impiegando apparecchiature e metodiche complesse, sono più facilmente utilizzabili. Naturalmente non soddisferanno pienamente i criteri di validità, riproducibilità, specificità al medesimo livello di un test diretto, anche se forniscono utili indicazioni nello studio di ampie popolazioni o, applicate al singolo, forniscono un utile metodo nel seguire di giorno in giorno l'allenamento.

Test massimali

I test massimali si basano su alcuni assunti:

- l'intensità massima di un esercizio di tipo prevalentemente aerobico che un soggetto può sostenere è determinata dal suo $\dot{V}O_2\text{MAX}$.
- a potenza metabolica aerobica maggiore corrisponde un $\dot{V}O_2\text{MAX}$ maggiore.
- a parità di rendimento, ad una potenza metabolica aerobica maggiore corrisponde una potenza meccanica e, di conseguenza, una velocità massima maggiore. La massima velocità sostenibile per un lungo periodo grazie ai soli processi aerobici sarebbe espressione quindi di questi processi metabolici.

Test di Cooper. Con questo test (Cooper, 1968) si misura la massima distanza percorsa in 12 minuti da un soggetto che corre (o cammina) in piano. Questa distanza darebbe una misura della massima potenza aerobica in base a una tabella di riferimento dove le distanze percorse corrisponderebbero a dei valori approssimativi di $\dot{V}O_2\text{MAX}$ in base alla formula:

$$V'O_2MAX \text{ [ml/(min} \cdot \text{kg)]} = 22,351 \cdot \text{dist(km)} - 11,288$$

Oppure per gli allenati

$$V'O_2MAX \text{ [ml/(min} \cdot \text{kg)]} = 11 \cdot \text{dist(km)} + 21,9$$

La durata non certo breve è necessaria per escludere l'intervento significativo di altre fonti energetiche. Il test può essere effettuato su una pista di atletica o comunque dove sia possibile misurare la distanza percorsa. La velocità, che il soggetto riterrà la massima possibile per completare il test e che dovrà essere mantenuta costante, deve essere raggiunta gradatamente. Inoltre è necessario che non venga prodotto uno scatto finale (per non fare intervenire significativamente il metabolismo anaerobico lattacido).

- *Test di Leger*. Si tratta di un test (Leger a Boucher, 1980) ad intensità crescente particolarmente adatto ad essere realizzato in spazi limitati (palestre). Il soggetto corre da un segnale ad un altro posto a 50 metri di distanza ad una velocità indicata da un dispositivo sonoro che indica al soggetto il momento in cui deve raggiungere i segnali. Dopo un primo minuto a 7,5 km/h e un secondo a 8 km/h, il dispositivo aumenta la velocità fino ad un massimo di 18 km/h. Il test si conclude quando il soggetto, trovandosi in ritardo, non riesce a raggiungere il segnale. In base ad una tabella la massima velocità raggiunta indica il $V'O_2MAX$.

- *Test di Balke*. Identico a quello di Cooper solo che il tempo di corsa è fissato in 15 minuti (Balke, 1954). Va però ricordato che la media dei corridori è in grado di mantenere la massima velocità aerobica e il $V'O_2MAX$ per durate comprese tra i 2 e gli 8 minuti (Bilat et al., 1994). Quindi sia il test di Cooper, e soprattutto quello di Balke, misurano in realtà la capacità di sostenere una grande percentuale del $V'O_2MAX$, ovvero misurano la capacità di endurance.

- *Test di Bruce*. Pur non essendo un protocollo da campo, può essere utilizzato anche come metodo indiretto (Bruce et al., 1974). Il test si basa sull'assunto che a una data potenza meccanica corrisponde un CE noto uguale per tutti. Ne consegue che il $V'O_2MAX$ è determinato dal valore massimo di potenza meccanica raggiunta, sia essa una velocità di corsa o una potenza al cicloergometro. Il test originario prevede l'uso di un nastro trasportatore con aumento progressivo e graduale (in modo da raggiungere il massimo in circa

10-20 minuti) sia della velocità che dell'inclinazione. In base alla velocità e all'inclinazione raggiunte si deduce il $V'O_2MAX$.

- *Limiti*. Il risultato di questi test è influenzato da molti fattori, alcuni intrinseci altri estrinseci, che possono compromettere l'attendibilità degli stessi:

- la capacità del soggetto di scegliere il giusto ritmo di corsa
- la possibilità di una accelerazione finale che determina l'intervento del metabolismo lattacido.
- la motivazione del soggetto e la sua capacità di resistere alla fatica.
- la variabilità interindividuale del CE della corsa.
- la non omogeneità dei campioni di popolazione sui quali questi test sono stati costruiti.
- la soglia anaerobica individuale, che pur rappresentando una percentuale del $V'O_2MAX$, varia tra soggetto e soggetto anche a parità di massimo consumo di ossigeno (Katch et al., 1973).

Test sottomassimali

La maggior parte dei test sottomassimali, che sembrano avere un margine di errore anche maggiore di quelli massimali, prendono in considerazione la frequenza cardiaca (F_c) registrata durante carichi standard sottomassimali, come parametro indiretto del $V'O_2$. Poiché la F_c a riposo non è un indice attendibile del $V'O_2$ di un soggetto e tantomeno durante il recupero, ne consegue che questa relazione può essere indagata solo rilevando la F_c durante l'esercizio. Il presupposto teorico è che in condizioni normali esiste per ogni individuo una relazione pressoché lineare tra $V'O_2$ e gittata cardiaca (Q'). Poiché questa relazione è praticamente da ascrivere alla sola F_c , visto che l'aumento della gittata sistolica (l'altro fattore che determina la Q') è trascurabile, si può considerare lineare il solo rapporto $F_c/V'O_2$. Normalmente la F_c raggiunge il valore massimo all'incirca alla stessa intensità di esercizio che produce il $V'O_2MAX$. Quindi, dopo aver fatto eseguire alcuni carichi sottomassimali, si traccia una retta passante per i punti individuati ed, estrapolando tale retta fino alla F_c massima di quel soggetto, si può stimare la $V'O_2MAX$. Trattandosi di test indiretti, la relazione non è tra F_c e $V'O_2$, ma tra F_c e carico di lavoro, assumendo che anche la relazione tra $V'O_2$ e carico sia lineare: rendimento del 25%. Si assume cioè che per sostenere una certa potenza meccanica sia necessaria per tutti i soggetti una potenza

certa potenza meccanica sia necessaria per tutti i soggetti una potenza metabolica quattro volte superiore.

- *Test di Astrand*. Il soggetto deve salire e scendere da un gradino (40 cm per gli uomini e 33 cm per le donne) per 3 minuti a una frequenza di 30 salite al minuto e comunque ottenendo una Fc di almeno 130 b/min. sul monogramma elaborato da Astrand (Astrand e Rhyning, 1954) si trova, sulla scala relativa all'altezza dello scalino, il peso del soggetto e si legge su quella parallela del $\dot{V}O_2$ il valore corrispondente. La Fc rilevata alla fine dello sforzo va riportata sulla scala relativa al sesso del soggetto. La retta che unisce i due punti intersecherà quella del $\dot{V}O_{2MAX}$ indicando il valore stimato.

- *Test di Margaria*. Si basa sullo stesso presupposto teorico del test di Astrand ma vengono eseguiti due carichi, il primo a 15 salite al minuto il secondo a 30 salite per minuto. Tra il primo ed il secondo sforzo si fa una pausa di 30 minuti. Anche in questo caso le frequenze cardiache raggiunte vengono riportate su un monogramma ricavato dai dati sperimentali (Margaria et al, 1965).

Esistono molti altri tipi di test sottomassimali che non descriviamo in dettaglio: *test di Fox*, *Canadian home fitness test*, *Physical working capacity (PWC)* solo per citarne alcuni. In generale questo tipo di test può essere considerato opportuno solo per una grossolana selezione di base di grandi gruppi. D'altra parte questo tipo di test non può essere utilizzato a scopo di ricerca scientifica.

TEST PER LA SOGLIA ANAEROBICA

La relazione immediata evidenziabile tra la soglia anaerobica (SA) e la prestazione in molte discipline sportive di resistenza, nonché l'estrema sensibilità di questo parametro all'allenamento, hanno suscitato un crescente interesse per questo test. La SA, più che per prevedere le capacità prestantive in un gruppo omogeneo, è invece utile per seguire nel tempo (*longitudinalmente*) l'allenamento di un soggetto confrontato con se stesso. Il rilievo indiretto della SA consente un metodo semplice e sicuro per valutare lo stato di forma cardiocircolatoria di soggetti sedentari affetti da patologie.

- *Metodica rettangolare*. Sulla base delle definizioni di massimo lattato allo stato stazionario (MLSS) o di SA individuale, la Sa può essere valutata *direttamente* con metodica rettangolare. Questo metodo richiede più prove di 30 minuti ciascuna nelle quali vengono effettuati dei prelievi (ogni 5/10 minuti) per verificare l'eventuale aumento e isolando così l'intensità di lavoro massima in cui viene mantenuto costante il lattato circolante. Naturalmente questa metodica si rivela poco pratica sia per l'invasività che per la durata.

Metodica incrementale. Generalmente la SA viene valutata utilizzando metodiche indirette. Queste metodiche valutano il fenomeno dei transienti, ovvero le variazioni nell'andamento di alcuni parametri (lattatemia, ventilazione, Fc, ecc.) durante il passaggio dal solo metabolismo aerobico a quello misto aerobico-anaerobico. I diversi parametri presi in considerazione possono infatti segnalare, attraverso variazioni nel loro andamento, la rottura dell'equilibrio metabolico aerobico. Riportando su un grafico uno di questi parametri in relazione con l'intensità di lavoro si otterrà un andamento, tipico per quel singolo parametro. Generalmente, in un test a carichi crescenti sono individuabili tre fasi successive:

- $V'O_2 < 40\%$ del $V'O_2MAX$. In questa fase aumenta l' O_2 estratto dai tessuti, per cui diminuisce la FEO_2 , aumenta la produzione di CO_2 ($FECO_2$), aumentano linearmente il $V'O_2$, la $V'E$, la $V'CO_2$, la Fc.

- $V'O_2 < 60\%$ del $V'O_2MAX$. La Fc e il $V'O_2$ continuano ad aumentare linearmente; la sempre maggiore utilizzazione dell'ATP da parte delle fibre di tipo IIA e IIB riduce l'effetto inibitore del citrato sulla glicolisi: aumentano le quantità di lattato e di CO_2 prodotte. Per questa ragione e/o per un drive nervoso aumenta la $V'E$: si crea quindi una sproporzione tra $V'E$ e la CO_2 da un lato, e il $V'O_2$ dall'altro. Aumenta anche il $V'E/V'O_2$. A questo stadio ci sarebbe un primo punto di flessione della curva del lattato, all'incirca di 2 mM, che corrisponderebbe alla soglia aerobica di Keul e all'inizio dell'accumulo plasmatico di lattato di Farrel.

- $V'O_2$ tra il 65 e il 90% del $V'O_2MAX$. Il $V'O_2$ aumenta linearmente fino alla massima intensità. La Fc per alcuni aumenta linearmente come la $V'O_2$, per altri (Conconi 1982) perde la linearità proprio al raggiungimento della soglia anaerobica. Il lattato ematico all'inizio di questa fase è, in media, 4 mM e aumenta in maniera esponenziale per l'intervento essenziale della glicolisi anaerobica, con rottura dell'equilibrio tra la sua produzione e smaltimento. Si registra un ulteriore aumento dell'andamento della $V'E$ nel tentativo di compensare, con l'aumento della $V'CO_2$, l'acidosi creatasi. Si osserva quindi, per l'iperventilazione,

una diminuzione della F_{CO_2} e un aumento della F_{O_2} . Questo secondo punto di flessione della curva del lattato, a circa 4 mM, è la soglia anaerobica. I valori intermedi individuano la zona di transizione aerobica-anaerobica.

L'individuazione indiretta della SA, che più di quella del $V'O_2MAX$ risente del tipo di metodica usata, richiede protocolli leggermente diversi da quelli utilizzati per la determinazione del $V'O_2MAX$, anche se spesso le due rilevazioni sono abbinate.

Poiché la SA può subire, come altri parametri fisiologici, l'influsso di molti fattori, sarebbe bene tenerli nella massima considerazione nell'esecuzione di un test e nell'interpretazione dei suoi risultati. In accordo con il principio dell'alta specializzazione degli adattamenti fisiologici, anche il valore di potenza al quale interviene la SA può subire discrete variazioni se misurato nello stesso soggetto con procedure più o meno dissimili dall'esercizio di allenamento. La metodica e le sue caratteristiche variabili dovranno quindi essere quanto più simili possibili alla pratica di gara e/o all'allenamento. È in ogni caso fondamentale, una volta scelto il metodo, utilizzare sempre lo stesso. In caso contrario si potrebbe interpretare un valore superiore di SA, o uno spostamento a destra della curva lattato/potenza (dovuti in realtà a test effettuati con metodiche differenti) come un reale miglioramento della SA. Ad esempio la SA rilevata durante un test con le braccia è situata ad un carico assoluto molto più basso di quello della soglia dello stesso soggetto rilevata in un test eseguito con le gambe. Per questo motivo i principali ergometri utilizzati per valutare la SA sono il cicloergometro ed il nastro trasportatore.

Dopo un breve riscaldamento (secondo alcuni può anche mancare) seguito da esercizi di stretching, il carico iniziale deve essere scelto in modo tale da servire anch'esso da riscaldamento (25-40% $V'O_2MAX$). gli incrementi successivi devono essere piccoli a sufficienza, sia per evitare aumenti bruschi della lattatemia, sia per consentire una precisa individuazione della SA. Tuttavia, l'incremento deve essere anche grande a sufficienza per non prolungare troppo la durata del test (circa 15 minuti) e quindi determinare una deplezione dei substrati, un innalzamento eccessivo della temperatura corporea, sconforto psicologico e di conseguenza interruzione anticipata del test. Un aumento del carico che determini ogni gradino un aumento del 5-10% può essere considerato adeguato (Balke, 1954). La lunghezza di ciascuno step deve permettere, almeno nei primi carichi, il raggiungimento dello stato stazionario prima di passare al successivo. Generalmente questo si ottiene con cari-

chi di 3 minuti. Nel caso dei test invasivi che prevedono la misura della lattatemia, una maggiore lunghezza di ciascun carico consente al lattato di diffondere completamente nel sangue. Naturalmente in questo modo si utilizza una metodica diretta, sicuramente più attendibile per la precisa determinazione della SA.

- *Metodo Wasserman.* Il primo metodo indiretto per valutare la SA (per altro ancora oggi molto utilizzato) è stato quello proposto da Wasserman di considerare la variazione dell'andamento della ventilazione ($V'E$) relativamente a quello del $V'O_2$ (Wasserman et al., 1973). Infatti, in una prova a carichi crescenti la $V'E$ ha una relazione con il $V'O_2$ lineare fino ad un determinato carico (ventilation breaking point), oltre il quale essa aumenta più di quanto non aumenti il $V'O_2$. Questo sarebbe dovuto all'effetto stimolante (probabilmente i chemorecettori carotidei) dell'aumentata produzione di CO_2 non metabolica (conseguenza dell'intervento dei sistemi tampone per bloccare l'acidosi indotta dall'accumulo di acido lattico). L'aumento della ventilazione servirebbe ad eliminare la CO_2 in eccesso.

- *Metodo della frequenza respiratoria.* Una metodica più semplice ed economica del metodo Wasserman si basa sul monitoraggio della frequenza respiratoria Fr , seguendo lo stesso principio del metodo precedente, visto che la $V'E$ altro non è che il prodotto di Fr per il volume corrente (VT) (James et al., 1989). La tachipnea, infatti, è una caratteristica dell'acidosi metabolica e quindi, mentre il VT raggiunge un plateau, la $V'E$ aumenta grazie all'incremento della Fr . I risultati di comparazione con la metodica Wasserman sembrano confermare la validità di questo test.

- *Metodo Conconi.* Nel 1982 è stato proposto da Conconi (Conconi et al. 1982) un metodo che mette in relazione la frequenza cardiaca con il carico di lavoro e indica, nel punto in cui generalmente questi due parametri perdono la linearità, la relazione tra F_c e SA. Questo avverrebbe poiché, a causa, o in coincidenza, della produzione anaerobica di ATP l'intensità lavorativa aumenterebbe più della F_c , facendo anche registrare un brusco aumento del polso di ossigeno ($V'O_2/F_c$). Il vero motivo di perdita di linearità è in realtà ancora molto controverso.

Inizialmente questo metodo fu ideato per le discipline di corsa, per poi essere adattato anche ad altri sport quali la marcia, il ciclismo, lo sci di fondo, il canottaggio. Il protocollo ori-

ginale prevedeva, dopo un periodo di riscaldamento, un incremento della velocità di corsa di 1 km/h nei primi 50 m di ogni frazione di 400 m e il rilievo della Fc negli ultimi 50 m. Successivamente si è preferito ridurre ogni volta di 2-3 secondi il tempo di percorrenza di una frazione di 200 m. La distanza che deve essere percorsa varia da 2000 a 5000 m, per un totale di 10-20 minuti. La velocità iniziale varia tra gli 8 e i 14 km/h (Fc di circa 120-130 battiti/min) per aumentare gradatamente di 0.2-0.5 km/h fino ad un massimo di 16-25 km/h. Il protocollo è stato recentemente modificato dagli autori (Conconi et al., 1996) e prevede ora che il ritmo non venga più aumentato all'inizio di ogni frazione, ma che venga aumentato liberamente dal soggetto in maniera continua (con incrementi di Fc non superiori di 8 battiti/min ogni minuto di prova). In questo modo la velocità viene solo controllata rilevando i tempi di percorrenza. Con soggetti non particolarmente abili nell'incrementare autonomamente e in maniera progressiva la velocità, si può utilizzare un sistema di riferimento esterno (es: segnali acustici che coincidano con determinati punti). Effettuata la prova, con qualsivoglia metodica, si riporta su un grafico la relazione tra le diverse velocità e le Fc corrispondenti e disegnata la curva interpolatrice si cerca di individuare il punto di flesso, che dovrebbe coincidere con la SA. Al fine di individuare più facilmente il punto di flesso è necessario acquisire il maggior numero di punti ed evitare irregolarità nella velocità e nella Fc. Sarebbe quindi preferibile registrare il più frequentemente possibile la Fc.

- *Metodo delle 4 mM (Mader)*. Il parametro fisiologico che per definizione è correlato con l'attraversamento della SA, dovrebbe essere rappresentato dal lattato prodotto dai muscoli. Poiché la molecola di lattato è piccola e diffonde facilmente e rapidamente nei compartimenti acquosi dell'organismo, la quantità contenuta nel sangue può essere ritenuta un indice attendibile e riproducibile di quella prodotta dai muscoli. L'introduzione del micrometodo per la determinazione della lattatemia (1-2 gocce prelevate dal lobo dell'orecchio o dal polpastrello), ha fatto superare tutti i problemi legati al traumatismo della tecnica di prelievo dalla vena brachiale. Il metodo proposto da Mader (Mader et al., 1976) si basa sulla determinazione della curva lattatemica durante alcune prove svolte ciascuna a velocità costante ma differenti una dall'altra, con pause tra un carico e l'altro di circa 30 secondi (per il prelievo di sangue). Lo scopo è quello di evidenziare il passaggio della curva lattatemica attraverso i due valori critici di 2 mM (soglia aerobica) e 4mM (soglia anaerobica).

- *Considerazioni critiche.* La disponibilità di molti metodi per la determinazione della SA ha determinato incertezza sul metodo più adeguato da scegliere, anche perché i test ottenuti sullo stesso soggetto con procedimenti diversi difficilmente portano a risultati univoci. La metodica di Mader sembra essere la più precisa (Faina et al., 1988). D'altra parte, poiché alcuni soggetti possono tollerare per lunghi periodi una maggiore concentrazione di lattacemia rispetto ad altri, nessuna concentrazione fissa di lattato dovrebbe essere associata con il concetto di SA, essendo questo un valore strettamente individuale e a volte diverso dalle 4mM. Il metodo Conconi secondo alcuni è altamente correlato con la SA reale (Ribeiro et al., 1985), mentre altri tendono addirittura a negare il punto di flesso della Fc (Tiberi et al., 1985). La correlazione del metodo Conconi con altre metodiche sarebbe maggiore per alcuni tipi di esercizio (remoergometro, corsa) rispetto ad altri (cicloergometro). Fondamentale nel test Conconi è l'incremento del carico: quanto maggiore è l'incremento della velocità tanto maggiore risulta l'intensità di soglia e minore la sua Fc. Questo fenomeno potrebbe essere dovuto ad una certa inerzia della Fc nella risposta alle richieste metaboliche. Infatti, quando gli incrementi sono eccessivi e/o si susseguono a breve scadenza, la Fc accumula un certo ritardo di risposta simulando una migliore SA. Un'altra critica che si può muovere a questo metodo sta nel fatto che le variazioni di carico determinano piccole variazioni della Fc, per cui piccoli errori di misurazione nella fase di "passaggio" possono indurre notevoli errori nel calcolo della SA. Il vantaggio di questo test rimane la facilità, la praticità e la scarsa invasività. La metodica di Wasserman infine tende a sottostimare la SA reale, probabilmente perché l'incremento della V'E corrisponde alla soglia aerobica piuttosto che a quella anaerobica.

L'ELETTROCARDIOGRAMMA

CONDUZIONE DELL'IMPULSO

L'eccitamento del cuore ha origine nel nodo senoatriale (SA), dal quale la corrente si propaga alla muscolatura atriale, al nodo atrioventricolare (AV), al sistema di Purkinje, alla muscolatura ventricolare. Molte fibre del miocardio possiedono la capacità di autoeccitarsi. La porzione che è dotata al massimo di questa proprietà è il nodo senoatriale, il quale, quindi, controlla la frequenza delle pulsazioni cardiache. Lo stato di eccitamento si propaga quindi alle cellule atriali con una velocità di circa 1 m/s. I ventricoli sono completamente separati dagli atri da un anello fibroso che non conduce, ad eccezione che a livello del nodo atrioventricolare. All'interno di quest'ultimo la propagazione del potenziale d'azione continua ma ad una velocità molto ridotta (circa 0.05-0.1 m/s). Molto opportunamente il sistema di conduzione è organizzato in modo che l'impulso cardiaco non possa propagarsi troppo rapidamente dagli atri ai ventricoli. Gli atri hanno così il tempo di vuotare il loro contenuto nei ventricoli, prima che abbia inizio la contrazione ventricolare. A questo punto sono le fibre di Purkinje che conducono gli impulsi dal nodo AV fino ai ventricoli. Il sistema di Purkinje è fatto di cellule muscolari cardiache di grande diametro, le quali hanno un'elevata velocità di conduzione (fino a 2 m/s). Ciò consente una trasmissione quasi immediata dell'impulso cardiaco all'intero sistema ventricolare. Una volta che l'impulso cardiaco ha raggiunto le terminazioni delle fibre di Purkinje, esso si trasmette a tutta la massa ventricolare attraverso le stesse fibre miocardiche comuni con una velocità abbastanza lenta di circa 0.3 m/s.

PRINCIPI DELL'ELETTROCARDIOGRAFIA E RELAZIONE DELLE COMPONENTI DELL'ECG CON L'ATTIVITÀ ELETTRICA DEL CUORE.

Quando un'onda passa attraverso il miocardio, delle correnti elettriche diffondono nei tessuti circostanti ed in piccola parte pervengono fino alla superficie. Applicando degli elettrodi

sulla superficie corporea, in punti corrispondenti a due opposti lati del cuore, è possibile registrare i potenziali elettrici da esso generati. Il tracciato ottenuto da tale registrazione è noto come elettrocardiogramma.

L'elettrocardiogramma (ECG) è quindi la registrazione continua di un'attività elettrica in relazione con quella cardiaca. Nelle derivazioni standard (bipolari) si registra la differenza di potenziale fra braccio destro e braccio sinistro (I derivazione), braccio destro e gamba sinistra (II derivazione) e braccio sinistro e gamba sinistra (III derivazione). Tutte le cellule miocardiche a riposo hanno una carica positiva all'esterno ed una negativa all'interno. Quando una cellula si depolarizza l'esterno della membrana diventa negativo mentre in tutte le altre cellule ancora a riposo rimane positivo. Quindi quando una parte del miocardio si depolarizza in maniera ordinata questa porzione diventa un dipolo.

Collegando un registratore elettrocardiografico ai punti RA e LA (I derivazione) e analizzando le variazioni di voltaggio otteniamo una proiezione dell'attività elettrica del cuore che da origine a delle curve caratteristiche. La deflessione del pennino va verso l'alto quando il secondo punto della coppia diventa positivo (Figura 1).

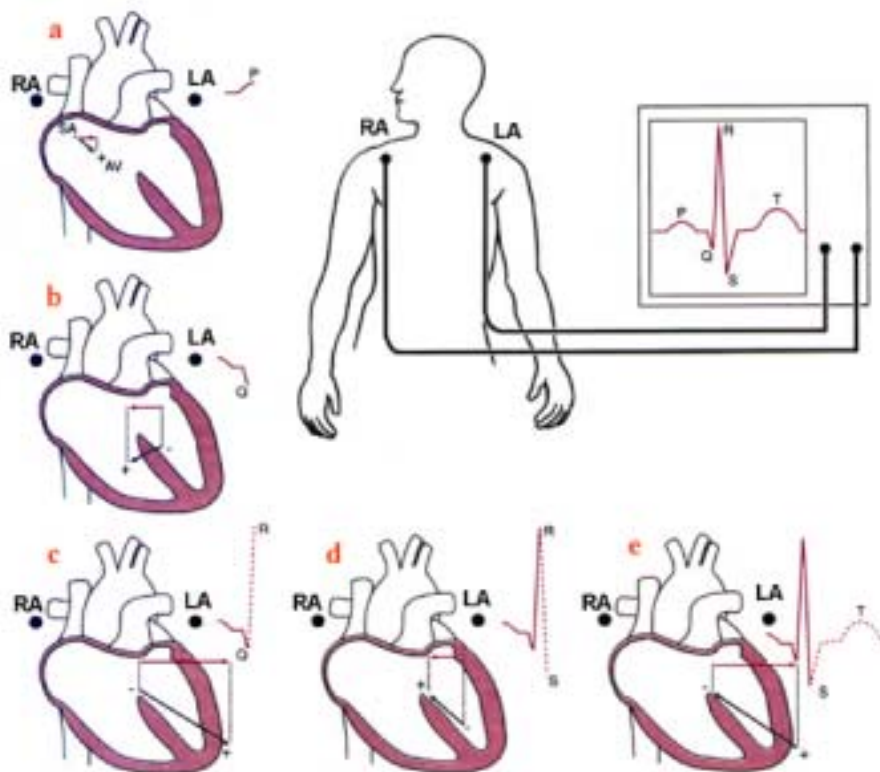


Figura 1: Componenti Dell'ECG

L'onda P e l'attivazione atriale

L'eccitamento degli atri deriva da un'onda di depolarizzazione che ha origine nel nodo SA e si propaga nel miocardio atriale. Il dipolo generato da tale eccitamento ha un'ampiezza proporzionale alla massa di muscolatura atriale interessata e direzione verso la parte positiva del dipolo (Figura 1-a). Quando l'intera muscolatura atriale si è depolarizzata, non c'è più differenza di voltaggio tra LA e RA e l'ECG ritorna a zero.

Il tratto PR e la conduzione atrioventricolare

Con il procedere lento dell'eccitamento attraverso il nodo AV, la massa di miocardio interessata è troppo piccola per generare un dipolo di ampiezza sufficiente a produrre una variazione di voltaggio rilevabile dall'ECG di superficie. La conduzione atrioventricolare avviene nell'intervallo fra l'onda P e l'inizio della depolarizzazione ventricolare (tratto PR).

Il complesso QRS e la depolarizzazione atrioventricolare

L'onda di depolarizzazione emerge dal nodo AV e corre lungo il fascio di His, i suoi rami ed il sistema di Purkinje. Nella prima fase il punto RA è positivo rispetto al punto LA. Questa deflessione in basso dell'ECG è chiamata onda Q (Figura 1-b), ma normalmente è così piccola da essere appena visibile. A questo punto l'onda di depolarizzazione si propaga a tutta la superficie interna dei ventricoli, procedendo poi dagli strati più interni (endocardio) a quelli più esterni (epicardio). Il dipolo prodotto è positivo rispetto al punto LA e la deflessione verso l'alto (onda R) è molto ampia, a causa della grossa massa di miocardio coinvolta (Figura 1-c). L'ultima parte dei ventricoli che si depolarizza è quella a contatto con gli atri. In questa fase il punto RA è positivo rispetto al punto LA e la deflessione è verso il basso (onda S) (Figura 1-d). Il voltaggio torna a zero quando tutta la massa ventricolare è depolarizzata. L'insieme delle onde Q, R e S è chiamato complesso QRS e riflette la progressione della depolarizzazione ventricolare.

L'onda T e la ripolarizzazione ventricolare

Anche la ripolarizzazione genera un dipolo. La ripolarizzazione ventricolare avviene ben dopo la fine della contrazione, producendo un dipolo con carica positiva rispetto ad A che

sull'elettro-cardiogramma è rappresentato dall'onda T (Figura 1-e). Il dipolo associato con la ripolarizzazione atriale è completamente mascherato dall'onda T.

IL TRIANGOLO DI EINTHOVEN E LE DERIVAZIONI BIPOLARI.

Il sistema originale di derivazione dell'ECG fu introdotto all'inizio del secolo dal fisiologo olandese Einthoven.

In questo sistema di derivazione, la somma vettoriale di tutta l'attività elettrica presente nel cuore in ogni dato momento è chiamato *vettore cardiaco risultante*. Questa forza elettrica risultante è posta al centro di un triangolo (assunto equilatero) formato dalla spalla destra, dalla spalla sinistra e dalla regione pubica (Figura 2). Questo triangolo è orientato nel piano frontale del corpo, pertanto questo sistema di derivazione potrà rilevare solo la proiezione

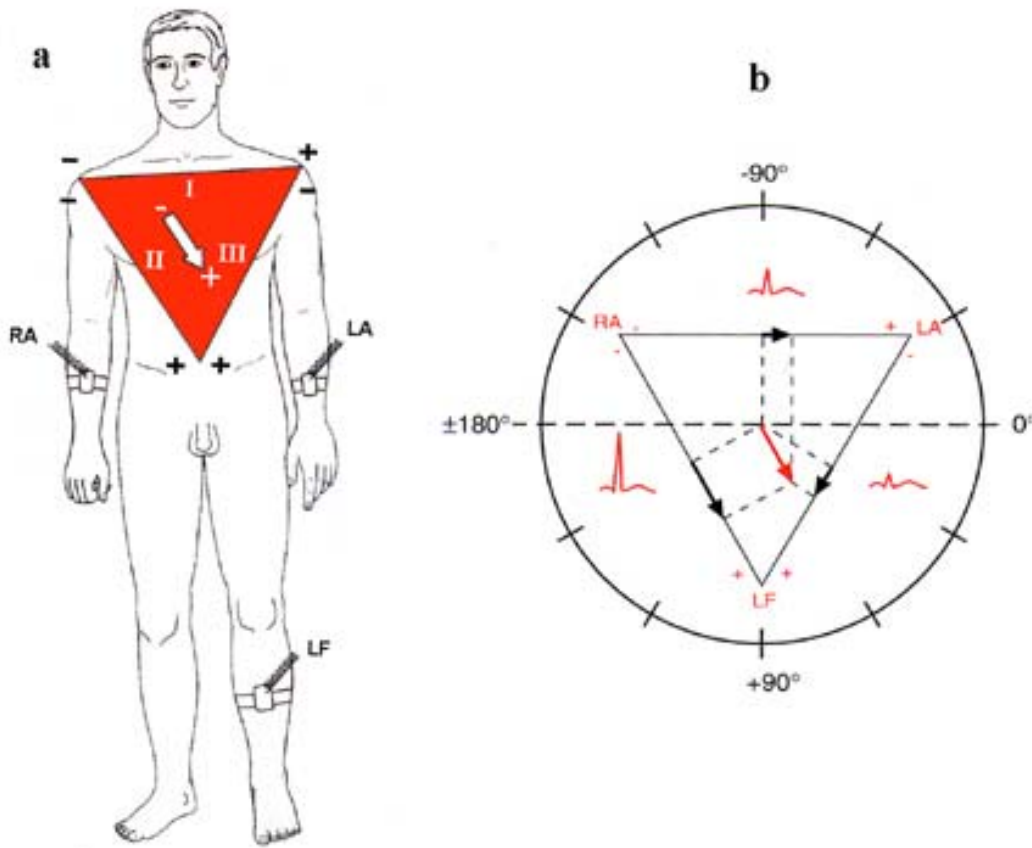


Figura 2: Il triangolo di Einthoven e le derivazioni bipolari

frontale del vettore cardiaco. Per opportunità gli elettrodi sono posti sul braccio destro e sinistro invece che sulle spalle corrispondenti, in quanto le braccia sono ritenute semplici estensioni delle derivazioni delle spalle. Allo stesso modo, la gamba (sinistra per convenzio-

ne) è presa come estensione del sistema di derivazione dal pube, e il terzo elettrodo è quindi posto sulla caviglia sinistra. Gli elettrodi sono collegati al galvanometro seguendo delle convenzioni standard.

La **I derivazione** registra la differenza di potenziale tra il braccio sinistro ed il braccio destro. Il polo positivo è collegato con il braccio sinistro e il polo negativo con il braccio destro. Quando la regione toracica connessa con il braccio destro diviene elettronegativa rispetto alla regione sinistra il galvanometro registra una deflessione positiva.

Nella **II derivazione** il polo positivo è collegato con la gamba sinistra, mentre il polo negativo con il braccio destro. L'elettrocardiografo registrerà un'onda positiva quando il braccio sinistro sarà negativo rispetto alla gamba sinistra.

In **III derivazione** si registra la differenza di potenziale tra braccio sinistro (negativo) e gamba sinistra (positiva). Quindi, quando il braccio sinistro sarà negativo rispetto alla gamba la deflessione dell'elettrocardio-gramma sarà positiva.

La polarità delle derivazioni è stata scelta in maniera che nella maggioranza degli individui il complesso QRS sia diretto verso l'alto in tutte tre le derivazioni. Inoltre in ogni istante la somma dei potenziali rilevati in due qualsiasi delle tre derivazioni risulta uguale al potenziale rilevato nella rimanente derivazione (**Legge di Einthoven**)

ASSE ELETTRICO VENTRICOLARE

L'asse elettrico ventricolare è dedotto dal vettore QRS medio. Infatti, mentre il vettore istantaneo rappresenta le forze elettriche presenti a un dato istante nella massa cardiaca, il vettore medio rappresenta la risultante degli infiniti vettori istantanei che si hanno durante la fase considerata del ciclo (in questo caso durante l'attivazione ventricolare). L'orientamento dell'*asse elettrico del cuore* è definito dall'angolo formato dal vettore QRS medio con la linea orizzontale corrispondente alla I derivazione. Il procedimento che si utilizza per determinare il vettore QRS è opposto a quello utilizzato per ottenere ampiezza e verso delle deflessioni dei vari eventi elettrici. Riportando sui lati del triangolo (a parte dal

loro punto medio e nel verso positivo della derivazione) l'ampiezza dell'onda R registrata in quella derivazione, e tracciando le perpendicolari verso il centro dagli estremi dei segmenti ottenuti, si determina il vettore cardiaco che ha generato tali proiezioni (Figura 2-b). Lo studio dell'asse elettrico permette di stabilire se vi è o no una rotazione del cuore nel piano frontale. Nell'adulto normale l'orientamento dell'asse elettrico è compreso tra -30° e $+90^\circ$ e si parla di *deviazione assiale destra* se l'inclinazione supera $+90^\circ$, di *deviazione assiale sinistra* quando l'inclinazione è minore di -30° . L'ampio campo di variazioni nell'orientamento dell'asse elettrico che si ha in condizioni fisiologiche dipende dalla costituzione del soggetto: in individui bassi e tarchiati il cuore assume una posizione più orizzontale (l'asse devia a sinistra), mentre in individui alti e magri il cuore ha una posizione più verticale (l'asse devia a destra).

LE DERIVAZIONI UNIPOLARI DEGLI ARTI

Un altro sistema di derivazione è rappresentato dalle "derivazioni unipolari degli arti a voltaggio aumentato" (o di Goldberger). Per questo tipo di registrazioni, due arti sono collegati

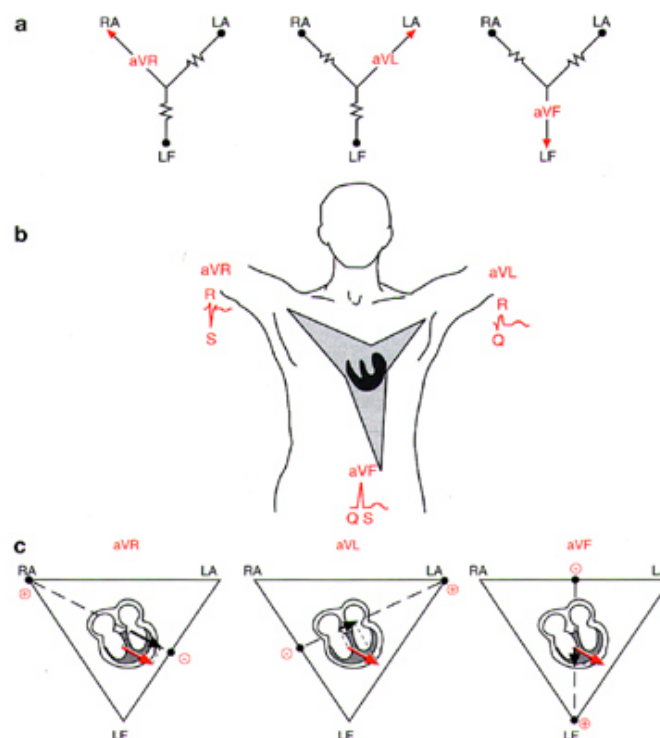


Figura 3: Le derivazioni unipolari

al polo positivo dell'elettro-cardiografo, mentre il terzo arto è collegato al polo negativo. Quando il polo positivo è connesso al braccio destro la derivazione è chiamata aVR (R=right), se è connesso al braccio sinistro la derivazione è detta aVL (L=left), mentre se è connesso con la gamba sinistra si ha aVF (F=foot) (Figura 3-a). Questo sistema di derivazioni fa sì che il potenziale che si registra sia aumentato del 50% rispetto a quello che si osserva utilizzando le derivazioni bipolari di Einthoven. In soggetti normali il tracciato elettrocardiografico è simile alle derivazioni standard in aVF e aVL, mentre risulta invertito in aVR (Figura 3-b). Queste derivazioni sono disposte lungo le bisettrici del triangolo (Figura 3-c).

IL CARDIOFREQUENZIMETRO

Abbiamo visto che la frequenza cardiaca è uno strumento indispensabile per la valutazione degli aggiustamenti fisiologici all'esercizio fisico e per valutare l'intensità dello sforzo. Per questo motivo il monitoraggio della frequenza cardiaca è una componente importante nella pratica sportiva di tutti i giorni. L'elettrocardiogramma e l'Holter sono strumenti molto accurati, ma poco adatti ad essere usati giornalmente durante gli allenamenti, a causa del costo, delle dimensioni e della complessità di impiego.

Il primo sistema di monitoraggio senza cavi della frequenza cardiaca fu introdotto nel 1983, quando la Polar Electro introdusse il primo cardiofrequenzimetro. Esso consisteva in un trasmettitore e di un ricevitore che comunicavano telemetricamente tra di loro. Il trasmettitore poteva essere attaccato al petto usando sia appositi elettrodi oppure una fascia elastica provvista di elettrodi. Il ricevitore era un semplice monitor che poteva essere indossato come orologio al polso. Questo sistema fu sviluppato nel Dipartimento di Elettronica dell'Università di Oulu. All'inizio furono pensati per gli allenatori e gli sportivi che volevano ottimizzare la qualità e l'efficienza dell'allenamento, ma ben presto diventarono un utile strumento di lavoro anche per i ricercatori.

I CARDIOFREQUENZIMETRI E LA LORO ACCURATEZZA.

Abbiamo visto che il primo cardiofrequenzimetro senza cavi fu introdotto nel 1983 (Sport Tester PE 2000). I primi ricercatori a confrontare i valori di Fc misurati con il cardiofrequenzimetro a quelli misurati con l'Holter furono Karvonen et al. (1994). I loro risultati dimostrarono che le medie differivano al massimo di 5 battiti al minuto, e ogni singola misura di 10 battiti/min per ogni carico di lavoro. nel 1984 sempre la Polar introdusse il primo cardiofrequenzimetro munito di interfaccia per il computer e trasmissione a campi magnetici (*Sport Tester PE 2000*). nel 1988 Leger e Thivierge confrontarono l'accuratezza, la stabilità e la funzionalità di 13 differenti cardiofrequenzimetri, che furono classificati in 3 categorie: eccellenti se il coefficiente di correlazione (r) era $>$ di 0.93 (eccellenti); buoni se $r < 0.93$ e > 0.65 ; inadeguati se $r < 0.65$. sulla base di questa classificazione i migliori risultati furono ot-

tenuti dai convenzionali cardiofrequenzimetri dotati di elettrodi al petto, mentre quelli che usavano altri tipi di elettrodi o fotocellule all'orecchio che misuravano l'opacità del flusso di sangue risultarono inadeguati. Seaward et al. (1990) provarono che l'accuratezza del PE 3000 a riposo e durante esercizio era uguale a quella dell'ECG ($r = 0.9979$). Nel 1989 uscì il *Polar Vantage XLA*, il primo cardiofrequenzimetro resistente all'acqua dotato di interfaccia computer a trasmissione magnetica (senza fili) e di una grossa memoria sull'orologio per archiviare i dati. Godsen et al. (1991) confrontarono 2633 letture della frequenza cardiaca effettuate con ECG e il Vantage XLA durante esercizi al treadmill, al cicloergometro e all'armoergometro. il 95% delle volte i risultati furono all'interno di una varianza di ± 6 battiti/min. nel 1995 ancora la Polar introdusse il *Vantage NV*, il primo cardiofrequenzimetro dotato di trasmissione codificata del segnale (per evitare interferenze con altri cardiofrequenzimetri vicini) e di un sistema di analisi (Polar Advantage Interface e il software Precision Performance). L'innovazione più interessante del Polar Vantage NV sta nel fatto che per la prima volta un cardiofrequenzimetro è in grado di misurare battito dopo battito l'intervallo R-R. La precisione di misura dell'intervallo RR da parte del Vantage NV è stata valutata da Kinnunen e Heikkila (1997), i quali hanno mostrato come nel 99.9% degli intervalli RR la differenza tra il Vantage NV e il Polar R-R Recorder (Ruha et al., 1997) era all'interno di 5 ms.

IL POLAR VANTAGE NV™

Il Polar Vantage NV è probabilmente il cardiofrequenzimetro in commercio più avanzato e sofisticato del mondo, poiché possiede caratteristiche e prestazioni che superano quelle di qualsiasi altro cardiofrequenzimetro. Soprattutto è in grado di registrare continuamente l'intervallo R-R, ovvero l'intervallo che intercorre tra due picchi R del tracciato elettrocardiografico. Inoltre ha la possibilità di memorizzare in un numero illimitato di files ogni registrazione. In modalità RR la memoria è limitata a 4000 cicli cardiaci mentre se si registra il battito ogni 60 secondi l'autonomia della memoria è di 134 ore (ovvero 1 ora moltiplicata per 4000). Abbinandolo all'interfaccia Polar Advantage ed al software Precision Performance è possibile trasferire i dati di una registrazione su un computer per una successiva dettagliata analisi dei medesimi.

Il cardiofrequenzimetro è costituito da:

- una *fascia-trasmittitore*, che nel caso del Vantage NV è in grado di codificare il segnale in maniera che il segnale di un altro trasmettitore vicino possa creare interferenze.
- Un *ricevitore* da polso

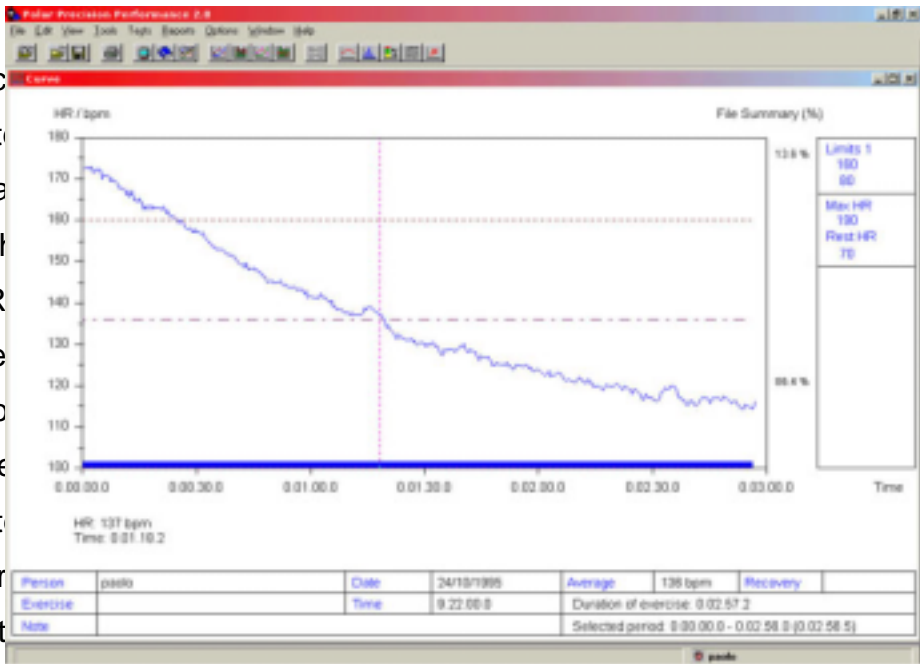


Figura 4: Il Polar Vantage NV™

LA MISURA DEGLI INTERVALLI RR

La principale caratteristica che possiede il Vantage NV è la possibilità di registrare l'intervallo RR. Il trasmettitore posto attorno al torace misura l'elettrocardiogramma, ovvero il segnale elettrico che origina dal cuore, esattamente come un normale elettrocardiogramma. Abbiamo visto che le onde costituenti l'ECG sono le onde P, Q, R, S e T. Il complesso QRS corrisponde all'attivazione dei ventricoli. L'ampiezza e la forma di queste deflessioni varia tra gli individui e dipende anche dalla posizione degli elettrodi. Quando il battito cardiaco è misurato attraverso il battito cardiaco il miglior riferimento è il complesso QRS, poiché è la caratteristica più pronunciata e quindi più facilmente rilevabile. Una misura accurata della frequenza cardiaca richiede più attenzione durante l'esercizio a riposo, a causa di artefatti tecnici o di trasmissione, che avvengono più facilmente durante i cam-

biamenti di c
 poso. Gli art
 disturbi nella
 ecc...). Poic
 l'intervallo R
 l'eventuale e
 cardiografico
 za. Infatti me
 cessivamente
 bile per il car
 Al fine di pot



otto fermo a ri
 degli elettrodi,
 battiti ectopici
 afico, ma solo
 di correggere
 segnale elettro
 aria importan
 to anche suc
 sulta impossi
 etro sono ne

cessari necessaria l'interfaccia ed il software Precision Performance

Figura 6: Serie temporale di una registrazione di 2 minuti in modalita RR su un soggetto durante il recupero come viene visualizzata dal software Precision Performance

Il file scaricato può essere quindi salvato in un normale file di testo per creare una serie

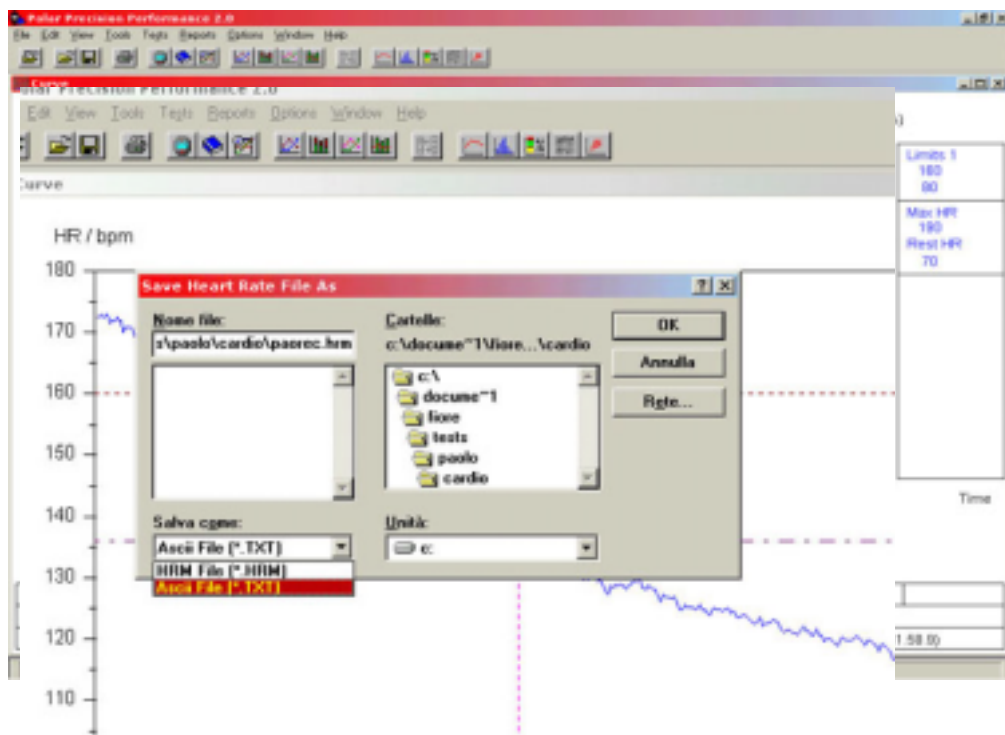


Figura 5: Serie temporale di una registrazione di 2 minuti in modalita RR su un soggetto a riposo come viene visualizzata dal software Precision Performance

Figura 7: La serie temporale può essere salvata come semplice file di testo (.txt) per essere letta da un qualsiasi altro programma.

temporale di punti che può essere importata ed analizzata con altre tecniche (ad esempio l'analisi spettrale).

Inoltre in questo modo è possibile anche confrontare una serie temporale di intervalli RR ottenuta con il cardiofrequenzimetro ed un'altra ottenuta processando un segnale ECG

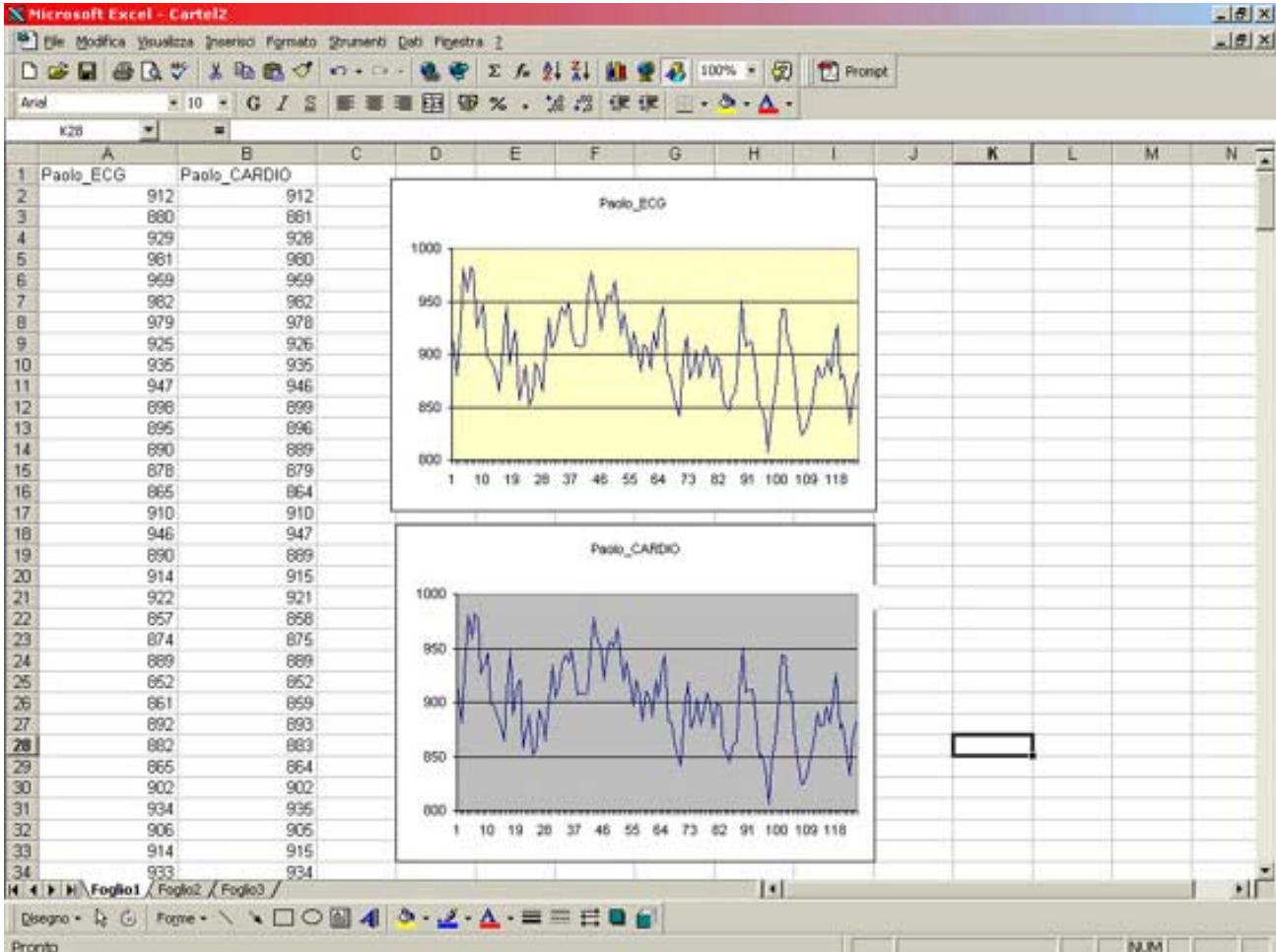


Figura 8: Una classica schermata di un comune foglio di calcolo (Excel). Nelle due colonne le serie temporali di intervalli RR in millisecondi ottenuti con l'ECG (colonna A) e con il cardiofrequenzimetro (colonna B). sulla destra le stesse serie temporali rappresentate graficamente: nel grafico giallo l'ECG, in quello blu il cardiofrequenzimetro. Possiamo notare la quasi perfetta corrispondenza delle due serie.

standard.

STUDIO DELLA VARIABILITÀ DEL PERIODO CARDIACO ATTRAVERSO L'ANALISI SPETTRALE

Abbiamo visto che il periodo cardiaco, o intervallo RR, è il tempo che intercorre tra due onde R successive dell'ECG: esso è l'inverso della frequenza cardiaca (ad una frequenza di 60 battiti/min corrisponde un intervallo RR di 1000 ms).

La variabilità non è costituita dalla durata dell'intervallo RR, ma dalle variazioni di tale durata battito dopo battito. Poiché si tratta di variazioni dell'ordine di pochi millisecondi, è indispensabile che il rilevamento degli intervalli RR sia effettuato con la massima precisione e bisogna utilizzare un segnale ECG con onde R ampie e ben riconoscibili all'elaborazione automatica al calcolatore; questo serve per costruire una serie ininterrotta di intervalli RR che, nella loro sequenza, costituiscono la serie temporale dell'RR.

Sulla serie temporale del periodo cardiaco si possono fare elaborazioni statistiche semplici (media e deviazione standard) oppure, trasferendosi dal dominio del tempo a quello delle frequenze, rilevare le eventuali componenti oscillatorie (LF e HF) attraverso l'analisi spettrale (Fig.9).

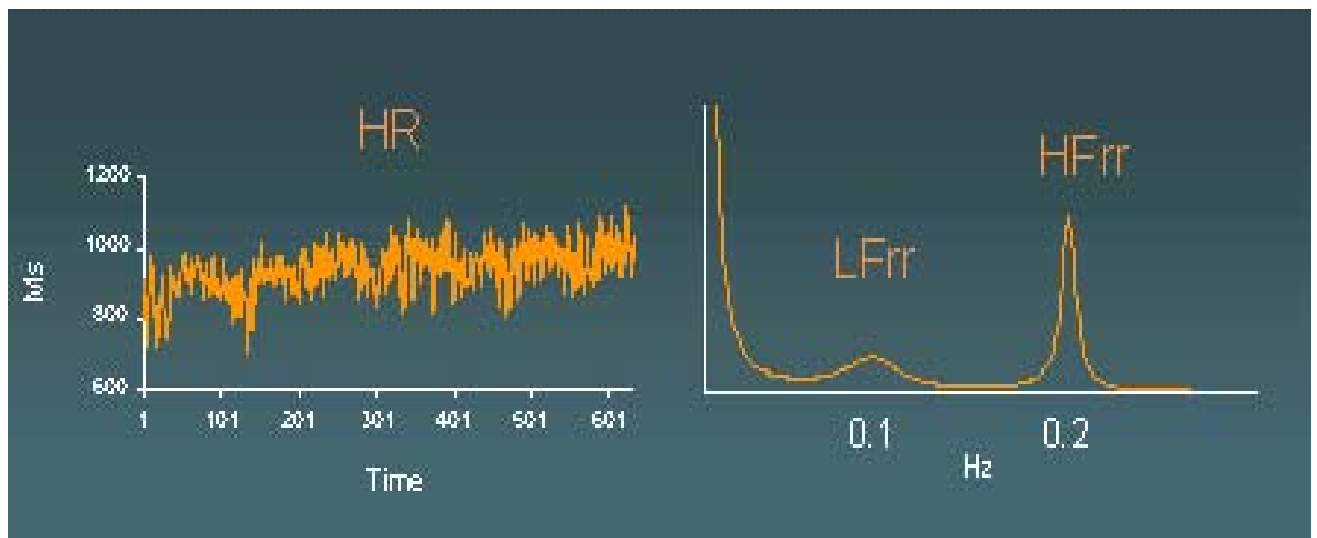


Figura 9 spettro di potenza di una serie temporale del periodo cardiaco. L'analisi spettrale consente di scomporre la varianza totale del segnale nelle sue componenti oscillatorie. Sono evidenti i due picchi caratteristici prossimi a 0.1 Hz per le LF e a 0.2 Hz per le HF.

Due sono gli approcci fondamentali per l'analisi spettrale: uno basato sulla trasformata rapida di Fourier (FFT), l'altro su metodiche autoregressive (AR). Pur tralasciando gli aspetti matematici delle due metodiche, è opportuno ricordare i loro pregi e difetti: La FFT è efficiente dal punto di vista computazionale, ma è molto sensibile al "rumore" presente nella serie temporale tanto da richiedere operazioni di filtraggio che possono alterare il segnale; l'approccio autoregressivo si può applicare a segnali di lunghezza più breve (250-500 cicli cardiaci), è meno sensibile al rumore, fornisce il numero, la frequenza e l'ampiezza delle componenti oscillatorie, ma necessita di una forte stazionarietà del segnale.

PARTE SPERIMENTALE

SCOPO DELLA RICERCA

La frequenza cardiaca è il parametro che per l'estrema facilità di misurazione permette di conoscere in tempo reale l'impegno metabolico richiesto dalle varie attività che svolgiamo. È sufficiente contare il numero di battiti in un determinato intervallo di tempo per sapere la frequenza cardiaca in quel preciso momento. Naturalmente la misurazione del "polso" è possibile solamente a riposo, al termine di una prestazione oppure durante il recupero mentre è abbastanza complicato misurarsi o farsi misurare la frequenza cardiaca durante la prestazione. I cardiofrequenzimetri soddisfano pienamente questa esigenza in maniera e vista la facilità d'uso e l'economicità (costano come un normale orologio) sono diventati uno strumento quasi indispensabile per gli sportivi, siano essi professionisti o semplici frequentatori di centri di benessere. Abbiamo visto anche che l'accuratezza di misura dei cardiofrequenzimetri è soddisfacente in quasi tutti quelli che utilizzano una fascia ad elettrodi posizionata sul torace, mentre bisognerebbe diffidare degli apparecchi che utilizzano fotocellule che misurano l'opacità del flusso sanguigno. D'altra parte anche nei cardiofrequenzimetri ad elettrodi sarebbe necessario orientarsi verso marche e modelli che diano garanzia di accuratezza (Lever and Thivierge, 1988). Quindi, nella scelta del cardiofrequenzimetro sarebbe utile testare anche la sua accuratezza. Questo può essere fatto confrontando i valori misurati con quelli reali misurati o empiricamente attraverso la semplice misurazione del "polso", oppure, per un confronto più preciso, con apparecchiature di livello superiore (ECG, holter oppure cardiofrequenzimetri di cui si conosce la precisione di funzionamento).

Abbiamo visto inoltre come si stia sempre di più affermando un metodo di analisi della variabilità cardiaca (HRV) che permetterebbe di conoscere l'attività del nostro sistema neurovegetativo semplicemente misurando le oscillazioni spontanee nella frequenza cardiaca presenti in ogni individuo: l'analisi spettrale dell'HRV. Abbiamo visto anche che l'analisi spettrale dell'HRV per essere effettuata ha bisogno di serie temporali di intervalli RR successivi. Prima della comparsa del Polar Vantage NV questo era possibile solo acquisendo un segnale elettrocardiografico e, successivamente, calcolare l'intervallo RR per costruire una serie temporale intervalli successivi. Il Polar Vantage NV è in grado di misurare l'intervallo RR, di archivarlo in un file di memoria e quindi di scaricarlo su un computer gra-

zie all'interfaccia ed al software di analisi. D'altra parte l'analisi spettrale (poiché misura la differenza in ms tra un battito e il successivo) necessita di una precisione di misura perfetta. Quindi se un livello di accuratezza con una $r > 0.65$ può essere accettato per avere una misura abbastanza precisa dell'impegno cardiaco (Lever and Thivierge, 1988), per l'HRV è necessaria la perfetta corrispondenza (al millisecondo) delle misure effettuate con il cardiofrequenzimetro e con l'ECG.

Scopo di questa tesi sarà quello di confrontare misure di intervalli RR effettuate contemporaneamente con il cardiofrequenzimetro Polar Vantage NV e con un elettrocardiografo standard.

MATERIALI E METODI

SOGGETTI

Gli esperimenti sono stati condotti su 5 volontari sani (3 maschi e due femmine) di età compresa tra i 29 e i 37 anni. Tutti erano informati sulle modalità di svolgimento dell'esperimento e avevano accordato il loro consenso per iscritto.

PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Gli esperimenti si svolgevano presso il Laboratorio di Fisiologia Dell'Esercizio afferente al corso di laurea in Scienze Motorie dell'Università di Verona. I soggetti venivano preparati per la registrazione dell'ECG e indossavano la fascia-trasmettitore del cardiofrequenzimetro. Ogni soggetto veniva esaminato nelle seguenti condizioni:

- 5 minuti seduto a riposo
- 5 minuti seduto in cui eseguiva due manovre di Valsalva.
- 10 minuti esercizio costante al cicloergometro al 40% frequenza cardiaca massima (220 battiti/min-età)
- 5 minuti di recupero dopo sforzo massimale.

ACQUISIZIONE DEI SEGNALI

- *Elettrocardiogramma*. Registrato con un elettrocardiografo OTE Biomedica, avendo cura di posizionare gli elettrodi sia in modo da ottenere onde R pronunciate (per facilitare il successivo riconoscimento al computer), sia in modo che durante l'esercizio l'attività elettrica dei muscoli impegnati non interferisse con l'attività elettrica del cuore. Questo è stato possibile posizionando gli elettrodi sulla schiena in maniera da evitare la contrazione dei del-

toidi e dei glutei. Inoltre, durante l'esercizio, al soggetto era richiesto di rimanere il più rilassato possibile con la parte superiore del corpo. La registrazione durante l'esercizio veniva eseguita solo quando il tracciato elettrocardiografico ottenuto era sufficientemente libero da interferenze elettriche muscolari. Solo in un soggetto è stato necessario procedere al riposizionamento degli elettrodi in una zona diversa da quella stabilita. In questo soggetto l'elettrodo destro superiore è stato posto sull'estremità superiore destra della scapola e durante l'esercizio ha tenuto il braccio destro rilassato e legato al corpo.

- *Cardiofrequenzimetro*. Registrazione della frequenza cardiaca attraverso un Polar Vantage NV™ in modalità RR. Durante la registrazione veniva esclusa la trasmissione codificata del segnale per migliorare l'accuratezza della misura. Naturalmente all'interno del laboratorio nessun altro soggetto indossava una fascia-trasmittitore che potesse interferire con il segnale cardiaco del soggetto esaminato.

ELABORAZIONE DEI SEGNALI

- *Elettrocardiogramma*. Il segnale dell'elettrocardiogramma veniva registrato direttamente sul disco fisso di un computer (MS-DOS) attraverso una scheda che eseguiva la conversione analogico digitale. La frequenza di campionamento era di 1000 Hz e la risoluzione di 12 bit. Inoltre il tracciato ECG era visualizzato sullo schermo del computer, in maniera da verificare la qualità del tracciato che si stava acquisendo.

Effettuata la registrazione il tracciato ottenuto veniva attentamente verificato per individuare ed, eventualmente eliminare o correggere, battiti ectopici o disturbi dovuti alla registrazione. A questo punto era possibile procedere al calcolo degli intervalli RR per creare la serie temporale.

- *Cardiofrequenzimetro*. Il Polar Vantage NV ad ogni registrazione crea un file che viene archiviato nelle memoria del ricevitore. A registrazione conclusa, grazie all'interfaccia e al software di analisi in dotazione, è possibile scaricare su un computer con sistema operativo Windows la serie temporale.

Avevamo così a disposizione per ogni registrazione due serie temporali degli intervalli RR: una di riferimento ottenuta con l'ECG ed un'altra (teoricamente uguale) ottenuta con il car-

diofrequenzimetro. In questo modo era possibile valutare, con una accuratezza al millisecondo, la precisione del cardiofrequenzimetro nel misurare l'intervallo RR.

ANALISI DEI DATI.

Le serie temporali venivano appaiate in un foglio di calcolo e veniva costruita la retta di regressione per valutare di quanto i valori ottenuti con il cardiofrequenzimetro si scostavano da quelli ottenuti con l'ECG.

Per la registrazione a riposo abbiamo effettuato l'analisi spettrale di entrambe le serie e abbiamo confrontato se gli spettri di potenza ottenuti dall'ECG corrispondevano a quelli ottenuti dal cardiofrequenzimetro.

RISULTATI.

Tabella 1: valori medi e deviazione standard del periodo cardiaco nelle diverse condizioni sperimentali (riposo, manovra di Valsalva, esercizio, recupero) ottenuti con l'ECG e con il cardiofrequenzimetro.

Soggetti		RIPOSO		Valsalva		Esercizio		Recupero	
		Ecg	Polar	Ecg	Polar	Ecg	Polar	Ecg	Polar
1	media	1107.9	1107.9	995.3	995.3	583.2	583.7	670.8	670.8
	dev.st	47.6	47.5	81.7	81.8	16.1	16.2	70.2	70.1
2	media	899.4	899.4	849.5	849.5	477.8	478.3	436.4	436.9
	dev.st	37.2	37.3	107.7	107.7	17.3	17.3	52.7	52.7
3	media	900.2	900.2	848.2	848.2	480.6	481.2	467.3	467.7
	dev.st	36.4	36.5	108.5	108.6	16.7	16.7	68.5	68.6
4	media	1014.9	1015.0	902.3	902.3	534.9	535.4	621.8	621.8
	dev.st	47.6	47.5	80.9	81.0	16.1	16.4	162.1	162.0
5	media	975.2	975.7	956.7	957.2	509.8	510.3	614.8	614.8
	dev.st	56.8	56.7	85.2	85.3	7.8	7.7	141.5	141.5

Nella tabella 1 sono riportati i valori medi e la deviazione standard del periodo cardiaco registrato durante le 4 condizioni sperimentali sia con l'elettrocardiogramma, sia con il cardiofrequenzimetro. Confrontando i valori ottenuti con il cardiofrequenzimetro e quelli ottenuti con l'ECG, essi sono identici al millesimo di secondo in quasi tutti i soggetti ed in quasi tutte le condizioni. Alcune differenze sono presenti durante l'esercizio, quando il cardiofrequenzimetro non sempre ha dato valori uguali a quelli dell'ECG.

Nelle Figure 10, 11, 12, 13 e 14 riportiamo per ogni soggetto il confronto, per ogni periodo del protocollo, delle serie temporali ottenute con il cardiofrequenzimetro e con l'elettrocardiogramma. In ogni grafico viene evidenziato il valore di R^2 . Ricordiamo che un valore $R^2 = 1$ significa perfetta corrispondenza tra le due serie.

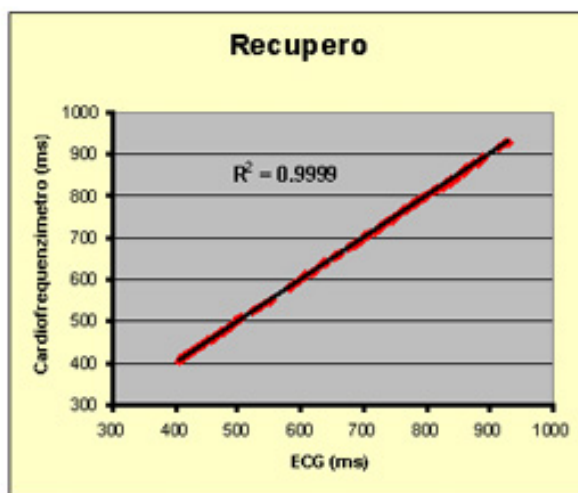
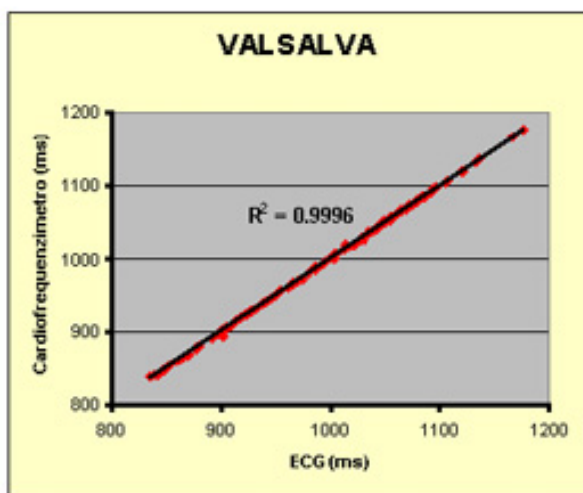
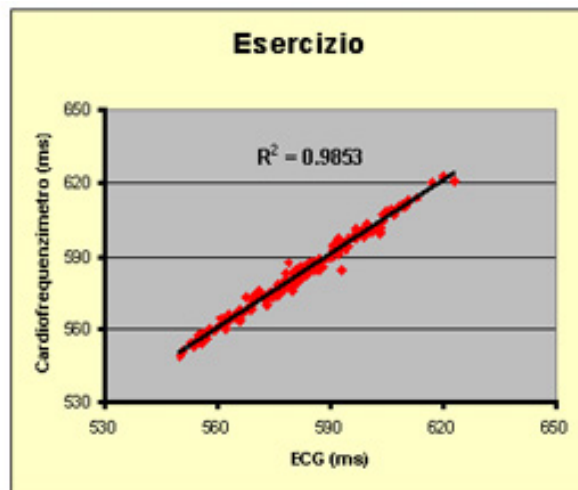
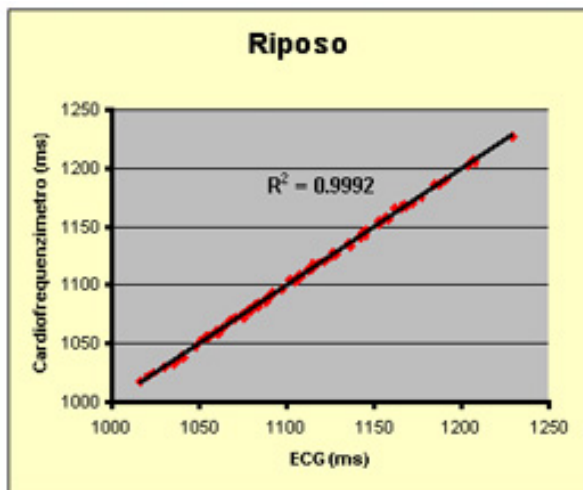


Figura 10: Linee di regressione lineare del soggetto n. 1. Vediamo che durante il Riposo, la manovra di Valsalva e il Recupero l' R^2 è vicinissimo a 1. Infatti i valori di periodo cardiaco in queste tre condizioni non differiscono mai più di 1 ms. Possiamo invece notare che durante l'esercizio non vi è completa corrispondenza dei punti, infatti il valore di R^2 è inferiore, anche se comunque molto alto (0.9853)

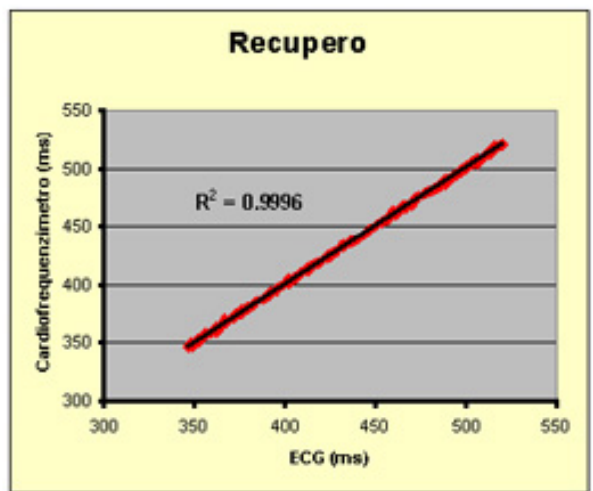
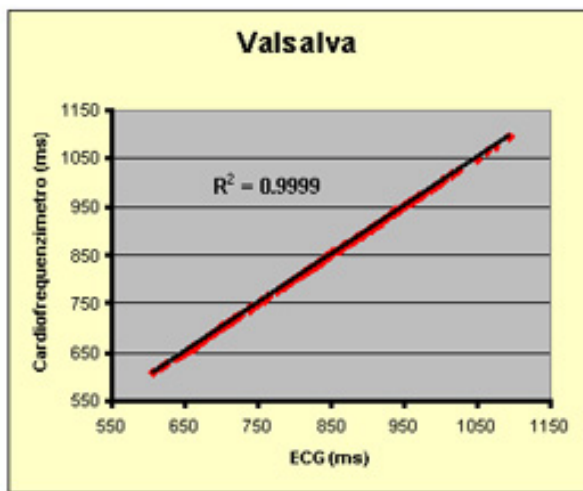
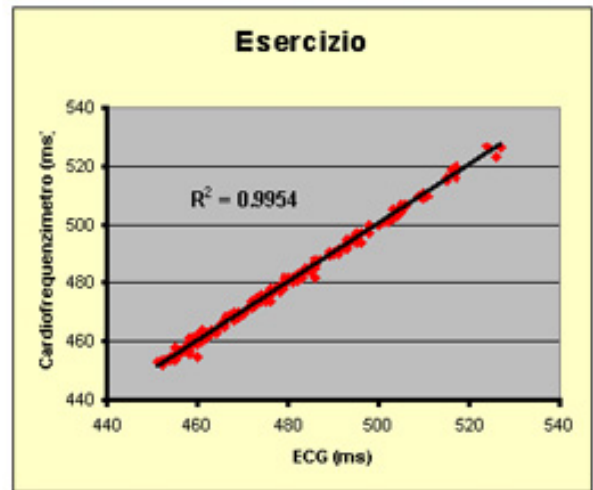
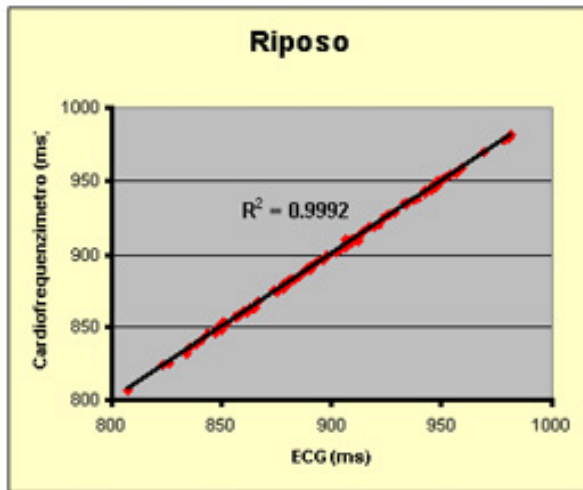


Figura 11 Linee di regressione lineare del soggetto n. 2. Vediamo che durante il Riposo, la manovra di Valsalva e il Recupero l' R^2 è vicinissimo a 1. Infatti i valori di periodo cardiaco in queste tre condizioni non differiscono mai più di 1 ms. Possiamo invece notare che anche in questo caso, durante l'esercizio, non vi è completa corrispondenza dei punti, infatti il valore di R^2 è inferiore, anche se comunque molto alto (0.9954)

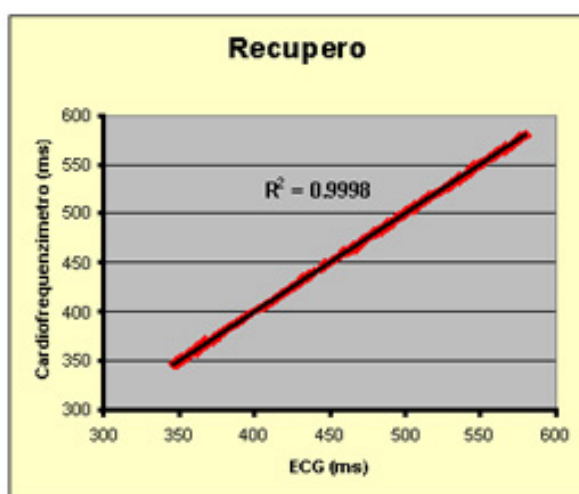
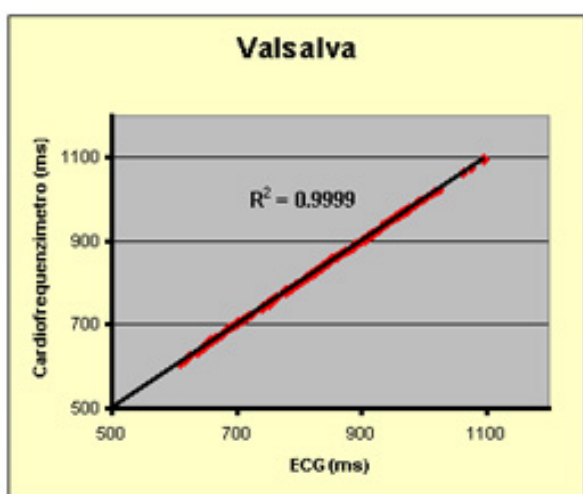
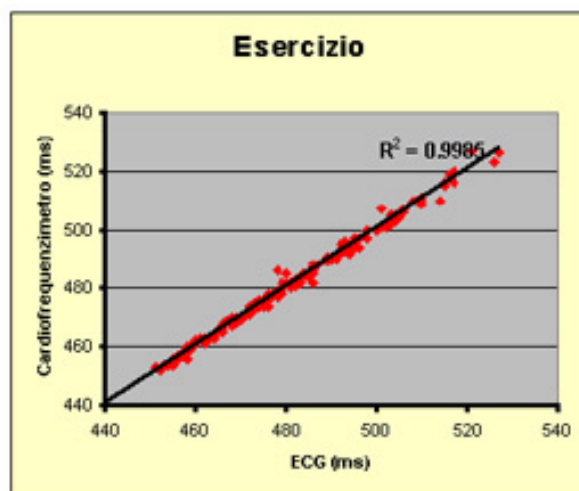
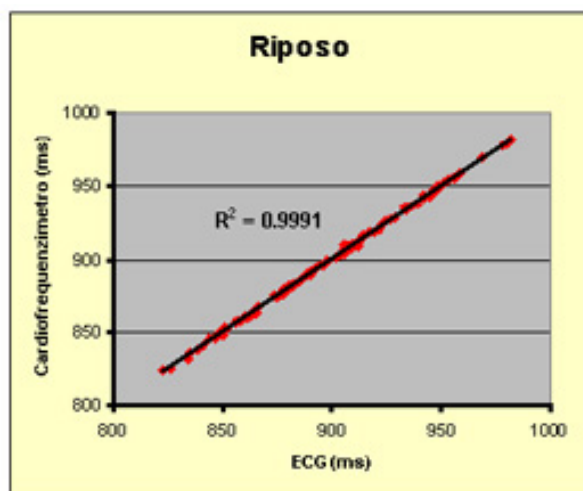


Figura 12: Linee di regressione lineare del soggetto n. 3. Vediamo che durante il Riposo, la manovra di Valsalva e il Recupero l' R^2 è vicinissimo a 1. Infatti i valori di periodo cardiaco in queste tre condizioni non differiscono mai più di 1 ms. Possiamo invece notare che anche in questo caso, durante l'esercizio, non vi è completa corrispondenza dei punti, infatti il valore di R^2 è inferiore, anche se comunque molto alto (0.9985)

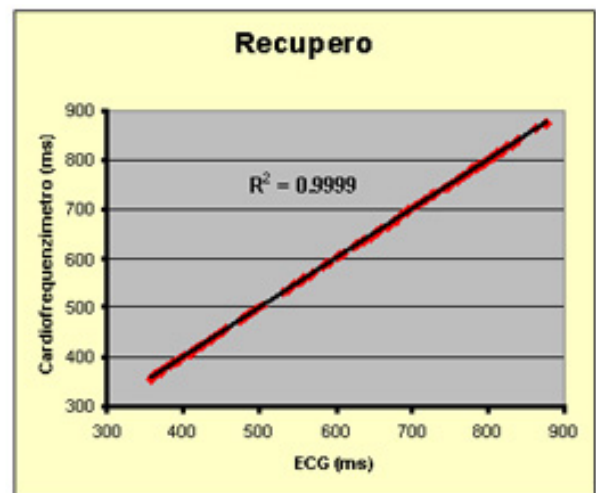
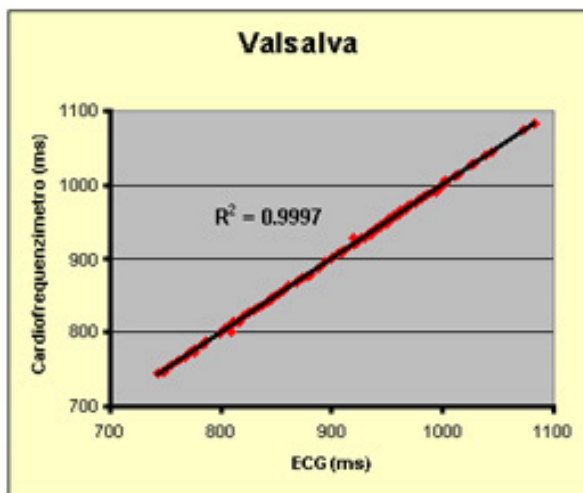
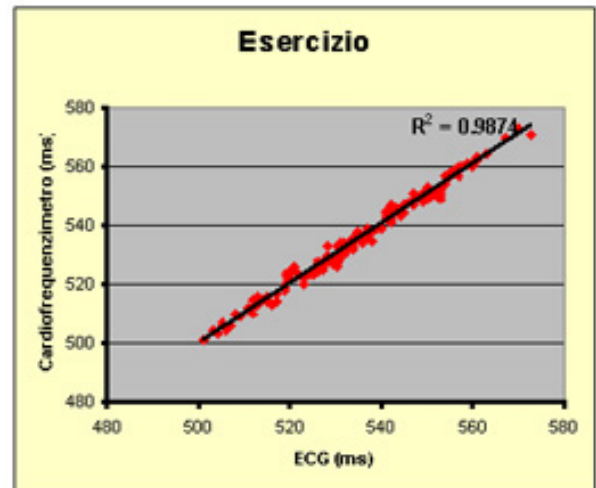
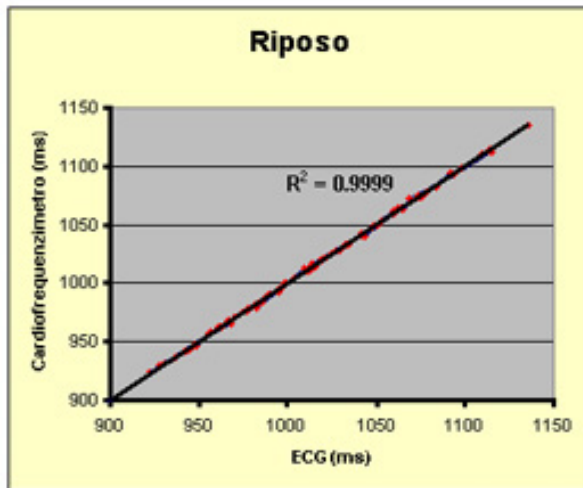


Figura 13: Linee di regressione lineare del soggetto n. 4. Vediamo che durante il Riposo, la manovra di Valsalva e il Recupero l' R^2 è vicinissimo a 1. Infatti i valori di periodo cardiaco in queste tre condizioni non differiscono mai più di 1 ms. Possiamo invece notare che durante l'esercizio non vi è completa corrispondenza dei punti, infatti il valore di R^2 è inferiore, anche se comunque molto alto (0.9874)

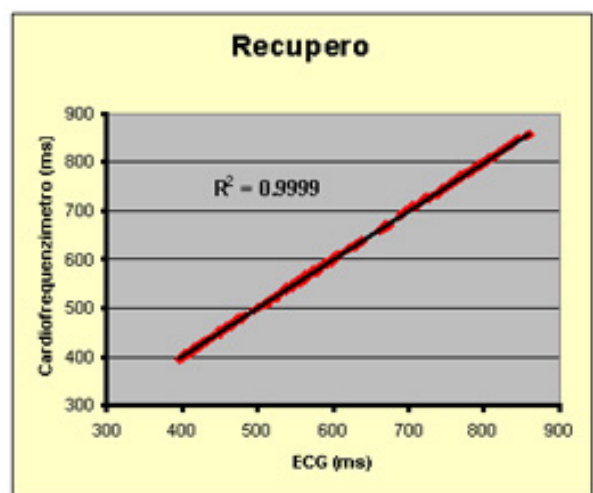
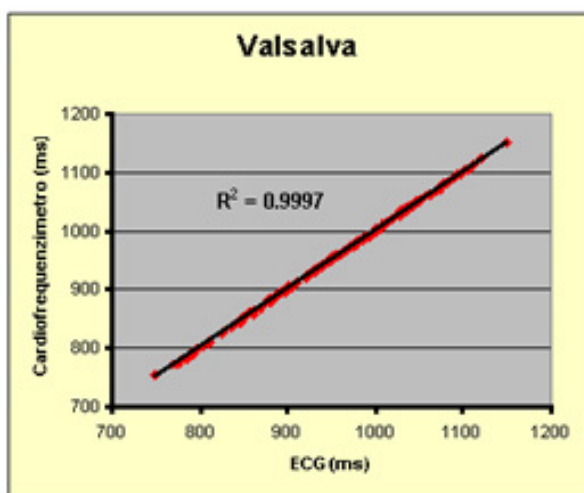
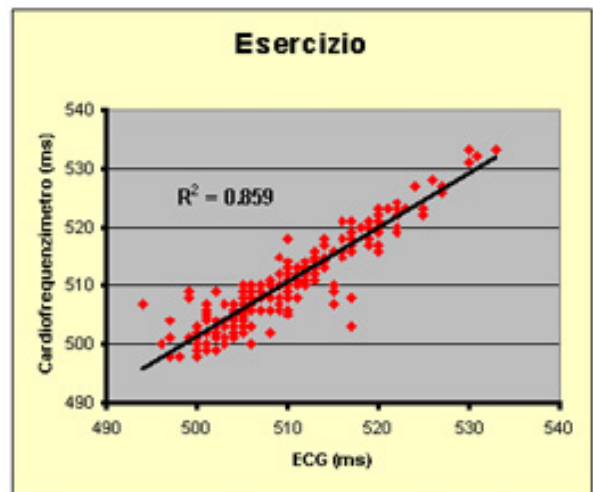
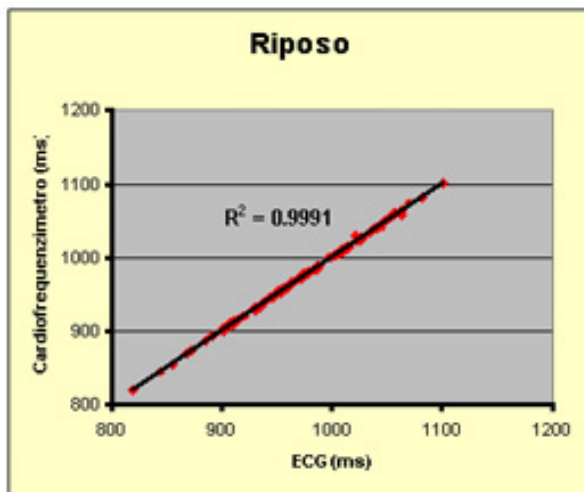


Figura 14: Linee di regressione lineare del soggetto n. 5. Vediamo che durante il Riposo, la manovra di Valsalva e il Recupero l' R^2 è vicinissimo a 1. Infatti i valori di periodo cardiaco in queste tre condizioni non differiscono mai più di 1 ms. Possiamo invece notare che anche in questo caso, durante l'esercizio, non vi è completa corrispondenza dei punti, infatti il valore di R^2 è abbastanza inferiore ad 1 (0.859)

Possiamo notare che in tutti i soggetti l' R^2 si approssima ad 1 in quasi tutte le condizioni. inoltre se si esclude l'esercizio il valore R^2 è in tutti i soggetti sempre superiore a 0.996, un valore che sta ad indicare la quasi perfetta corrispondenza tra le registrazioni effettuate con l'elettrocardiogramma e quelle effettuate con il cardiofrequenzimetro. Durante l'esercizio, invece, anche se i valori di R^2 sono comunque molto alti (eccetto in un soggetto) il cardiofrequenzimetro è meno preciso, arrivando a sbagliare anche di 5 millisecondi ogni battito. Nel soggetto numero 5 notiamo una significativa dispersione dei punti rispetto a tutte gli altri soggetti ed a tutte le altre condizioni. In questo soggetto gli errori di misurazione raggiungono anche i 15 millisecondi.

Nelle figure 15, 16 e 17 sono riportati alcuni esempi di contemporanee registrazioni di periodo cardiaco con l'ecg ed il cardiofrequenzimetro. La figura 15 rappresenta il primo periodo di recupero (30 battiti) alla fine di uno sforzo massimale nel soggetto n.1. Possiamo vedere che la sovrapposizione dei punti (in rosso l'ECG, in nero il cardiofrequenzimetro) è quasi perfetta con errori massimi di 2 millisecondi.



Figura 15: confronto ECG cardiometrico nel soggetto n 1 durante i primi 30 battiti del recupero

La figura 16 mostra una finestra di circa 70 battiti della registrazione nel soggetto numero 2 durante la manovra di Valsalva. Le serie temporali di periodo cardiaco ottenute con l'ECG e con il cardiometrico sono raffigurate in un grafico (in rosso l'ECG, in nero il cardiometrico). Si può notare l'evidente risposta vagale caratteristica di questa mano-

vra (aumento repentino del periodo cardiaco). Infatti vediamo come nell'intervallo di tempo di 5 battiti il valore passa da 600 millisecondi a 1100 millisecondi. Anche in questo caso notiamo la perfetta sovrapposizione delle due serie temporali, infatti la serie nera (cardiofrequenzimetro, è quasi completamente nascosta da quella rossa (ECG).



Figura 16: confronto ECG cardiofrequenzimetro nel soggetto n 2 durante la manovra di Valsalva

La Figura 17 mostra una finestra di circa 30 battiti estrapolata dalla registrazione durante l'esercizio nel soggetto numero 5. In questo caso notiamo che le due serie, pur seguendo andamenti simili, presentano molti punti di non perfetta corrispondenza con errori che raggiungono anche i 10 millisecondi.



Figura 17: confronto ECG cardiofrequenzimetro nel soggetto n 5 durante l'esercizio

DISCUSSIONE

Abbiamo visto l'importanza che la valutazione dell'atleta sta assumendo nell'ambiente sportivo in questi ultimi anni. Infatti, sia gli operatori del settore (allenatori, medici, preparatori), sia gli stessi sportivi (professionisti e non), anche se con finalità diversa, hanno la necessità di conoscere l'impegno metabolico di una determinata prestazione fisica. L'allenatore, o sempre più diffusamente chi lo affianca nella preparazione atletica, vuole conoscere lo sforzo a cui sta sottoponendo i propri atleti, oppure vuole conoscere lo stato di forma dei propri atleti e se l'allenamento sta ottenendo i risultati prefissati. Gli stessi sportivi hanno sempre più la necessità (reale o immaginaria) di conoscere lo sforzo che stanno eseguendo. Per ultimi, i medici ed i ricercatori hanno bisogno di strumenti sempre più sofisticati per cercare di conoscere gli adattamenti dell'organismo all'allenamento e per dare risposte ai molti quesiti metabolici irrisolti. Il presente lavoro pone l'accento sullo strumento di valutazione probabilmente più diffuso tra gli sportivi e gli addetti al lavoro, il cardiofrequenzimetro. La frequenza cardiaca è il parametro che per l'estrema facilità di misurazione permette di conoscere in tempo reale l'impegno metabolico richiesto dalle varie attività che svolgiamo. È sufficiente contare il numero di battiti in un determinato intervallo di tempo per sapere la frequenza cardiaca in quel preciso momento. Naturalmente la misurazione del "polso" è possibile solamente a riposo, al termine di una prestazione oppure durante il recupero mentre è abbastanza complicato misurarsi o farsi misurare la frequenza cardiaca durante la prestazione. con l'avvento del cardiofrequenzimetro questo limite è stato superato per cui grazie ad un sistema pochissimo invasivo è ora possibile conoscere ogni istante la propria frequenza cardiaca. Abbiamo visto anche che esistono diversi tipi di cardiofrequenzimetri in commercio e che non tutti sono completamente affidabili nella misurazione della Fc. D'altra parte molti dei classici cardiofrequenzimetri (trasmettitore ad elettrodi sul torace e orologio) oggi in commercio sono sufficientemente affidabili nella rilevazione della Fc, mentre rimangono dei dubbi su quegli apparecchi che misurano l'opacità del flusso di sangue all'orecchio (Lever and Thivierge, 1988). Abbiamo inoltre visto come lo studio della variabilità cardiaca abbia attirato da una ventina d'anni a questa parte l'attenzione di molti ricercatori (Akselroad et al, 1980). Naturalmente, se per un semplice monitoraggio dell'attività cardiaca piccoli errori di misura sono tollerabili, nello studio della variabilità cardiaca la perfetta precisione di misura è necessaria. Fino alla comparsa del

Polar Vantage NV l'unico modo per registrare battito dopo battito l'intervallo RR, era costituito dalla misurazione degli intervalli tra i complessi QRS. Inizialmente si faceva misurando "fisicamente" sulla carta il tracciato elettrocardiografico, successivamente con l'implementazione di software per il riconoscimento automatico del complesso QRS questa procedura è stata notevolmente semplificata. Con la commercializzazione del Polar Vantage NV è stato possibile ottenere serie temporali di intervalli RR con una semplice fascia sul torace e un orologio al polso. Per cui il Vantage NV è a tutti gli effetti un elettrocardiogramma portatile in grado di misurare e registrare battito battito gli intervalli RR. Grazie inoltre all'interfaccia per computer ed al software di analisi è poi possibile ottenere delle serie temporali in tutto e per tutto uguali a quelle ottenute con un apparecchio standard elettrocardiografico ed un apposito software di acquisizione e rilevamento dei complessi QRS. Naturalmente, rispetto all'elettrocardiogramma, il cardiofrequenzimetro ha il vantaggio di essere senza fili, molto leggero e pochissimo invasivo e quindi adatto per essere utilizzato "sul campo". Infatti abbiamo visto che uno dei principale problemi dei test è quello della necessità di ricreare in laboratorio le situazioni di allenamento e/o di gara. Naturalmente questo non sempre è possibile, per cui avere a disposizione apparecchi portatili in grado di fornire gli stessi risultati di apparecchi di laboratorio rende più agevole il passaggio dal laboratorio al campo di gara. Gli apparecchi portatili devono inoltre garantire la stessa precisione e affidabilità di funzionamento che è possibile ottenere in laboratorio. In quest'ottica il Polar Vantage NV, poiché ha nelle sue caratteristiche la possibilità di registrare battito dopo battito l'intervallo RR, diventa uno strumento utile negli studi di variabilità cardiaca, potendo sostituire a tutti gli effetti l'elettrocardiogramma. Risulta però evidente che, per essere utilizzato in quest'ottica, è necessario che la sua precisione di misura sia perfetta. Lo scopo di questo lavoro è stato quello di mettere alla prova il Polar Vantage NV. Per ottenere ciò abbiamo confrontato le misurazioni effettuate con questo cardiofrequenzimetro con quelle ottenute contemporaneamente con l'elettrocardiogramma. I risultati ottenuti dimostrano che l'affidabilità di misura di questo apparecchio è molto alta con valori di R^2 quasi sempre prossimi a 1, in tutte le situazioni sperimentali - a riposo, durante una manovra di Valsalva, durante esercizio e durante il recupero dopo sforzo massimale -. Il valore di R^2 più basso ottenuto è stato di 0.859, con una differenza massima di misurazione tra ECG e cardiofrequenzimetro di 14 millisecondi. Abbiamo però detto che la precisione di misura dovrebbe essere vicinissima a $R^2 = 1$, con errori massimi per ogni battito di 1 o 2 ms, per

poter usare il Vantage NV per studi di HRV. Analizzando i risultati più in dettaglio notiamo che mentre i valori di regressione sono vicinissimi ad 1 a riposo, durante la manovra di Valsalva e nel recupero, questo non avviene durante l'esercizio. Infatti gli errori maggiori di misurazione avvengono durante l'esercizio in tutti i soggetti. Il motivo di questi errori potrebbe essere dovuto al fatto che l'attività elettrica dei muscoli impegnati potrebbe interferire con l'attività elettrica del cuore e portare a errori nel riconoscimento dei complessi QRS. Infatti, mentre il tracciato elettrocardiografico veniva visualizzato sullo schermo del computer durante la registrazione, questo non è possibile con il cardiofrequenzimetro e quindi bisogna limitarsi a verificare la registrazione successivamente e fidarsi del riconoscimento dei complessi QRS già avvenuto. In questo modo non è possibile verificare se si sono verificati errori. Infatti durante il riconoscimento dei complessi QRS possono verificarsi diversi tipi di errori. Ad esempio possiamo incontrare un battito troppo lungo se un complesso QRS non viene riconosciuto. Un altro tipo di artefatto può avvenire se tra due complessi QRS reali, ne viene riconosciuto un altro, causato o da un picco spurio o da una accentuata onda T. Oltre a intervalli anomali tra picchi RR dovuti ad errori di misurazione, possono esistere anche variazioni del battito cardiaco superiori alla apparente normale variabilità cardiaca. Questi apparenti artefatti sono in realtà risposte di un cuore sano a impulsi mentali, fisici o a manovre che provocano risposte cardiache che deviano molto dalle normali variazioni della frequenza cardiaca. (ad esempio la manovra di Valsalva). Naturalmente sulla base solo della serie temporale di intervalli RR estrapolata dal Vantage NV non è possibile dire se la causa di un apparente battito anomalo sia di tipo tecnico o fisiologico, mentre questo era possibile nel software di riconoscimento che noi abbiamo usato per ottenere delle serie temporali dall'elettrocardiogramma. D'altra parte i nostri risultati dimostrano che alla fine di una manovra di Valsalva - che sappiamo provocare una veloce risposta vagale che a livello cardiaco consiste in una serie di battiti cardiaci molto lenti -, gli intervalli RR registrati con il cardiofrequenzimetro e con L'ecg sono praticamente uguali. Inoltre durante nessuna delle registrazioni effettuate abbiamo notato errori macroscopici da parte del cardiofrequenzimetro che potessero far pensare a errori di riconoscimento del complesso QRS o al riconoscimento di picchi R aggiuntivi.

In conclusione possiamo affermare che in condizioni diverse dall'esercizio fisico il cardiofrequenzimetro Polar Vantage NV è in grado di registrare l'intervallo RR con precisione quasi perfetta se confrontata con un normale tracciato elettrocardiografico.

Durante esercizio, invece, la precisione di misurazione, pur rimanendo su standard molto elevati, diminuisce. Quindi questo tipo di cardiofrequenzimetro è lo strumento ideale per conoscere con grande precisione la frequenza cardiaca battito per battito, soprattutto a riposo. Inoltre in condizioni diverse dall'esercizio può essere utilizzato per sostituire l'ECG in studi di variabilità cardiaca.

BIBLIOGRAFIA

- Binzoni T., Cerrettelli P., J Appl. Physiol., 77: 1784-1789, 1994
- Stainby W.N.: Med. Sci. Sports Exerc., 341-343, 1986
- Wasserman K., et al., Med. Sci. Sports. Exerc., 344-351, 1986
- Lamb D.R., *Physiology of exercise: responses and adaptation*, Macmillan Publishing Company, New York, 1984
- Kajiser L.: Acta Physiol Scand. (suppl.), 346: 1-96, 1970
- Basset D.R., Howley E.T.: Med. Sci Sports Exerc., 29: 591-603, 1997
- Dal Monte A., Med. Sport., 52: 501-509, 1969
- Lubich T., Cesaretti D., Med. Sport., 43: 223-229, 1990
- Di Prampero P.E.: Rev. Physiol. Bioch. Pharm., 89: 144-222, 1981
- Hagberg J.M. et al., J. Appl. Physiol., 48: 540-544, 1980
- Wasserman K., McIlroy M.B., Am. J. Cardiol., 14: 844-852, 1964
- Brooks G.A., Med. Sci. Sports Exerc., 17: 22-31, 1985
- Kumagai et al., Eur. J. Appl. Physiol., 49: 13-23, 1982
- Saltin B., Astrand P.O., J. Appl. Physiol., 23: 353-358, 1967
- Cooper K.H.: *Aerobics*, M. Evans & Co, New York, pag. 51, 1968
- Leger L.A., Boucher R., Can. J. Appl. Physiol., 49: 1-12, 1982
- Bruce R.A., Am. J. Cardiol., 33: 715-720, 1974
- Astrand P.O., Rhyning I., J. Appl. Physiol, 7: 218-221, 1954
- Conconi F et al., J Appl. Physiol., 52: 869-873, 1982
- Karvonen J., The Physician and Sportsmedicine, 12(6), 65-69, 1984
- Leger L and Thivierge M., The Physician and Sportsmedicine, 16(5): 143-151
- Ruha A. et al. IEEE Trans. Bio. Eng., 44(3): 159-167
- Akselroad S. et al., Science, 213: 220-222, 1981.