



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Variabilità del ritmo cardiaco per la stima del livello di stress associato all'attività di recitazione teatrale

Heart-Rate Variability to estimate the stress level associated with theatrical acting

Relatore:

Prof. Laura Burattini

Correlatore:

Dott. Ilaria Marcantoni

Tesi di Laurea di:

Diego Laudizi

A.A. 2021/ 2022

ABSTRACT

Lo stress, fisiologico o patologico che sia, è un fattore in grado di alterare l'equilibrio omeostatico stimolando una risposta da parte dell'organismo.

L'oggetto dello studio è andare a stimare quanto lo stress va a influenzare i parametri vitali di frequenza cardiaca (in inglese, Heart Rate, HR) e di variabilità della frequenza cardiaca (in inglese, Heart Rate Variability, HRV) in situazione di ansia da palcoscenico legata alla recitazione teatrale. Questo viene osservato grazie al confronto di acquisizioni elettrocardiografiche tramite apparecchiatura indossabile, a riposo e durante la recitazione.

Il cuore è l'organo fondamentale del sistema cardiocircolatorio che garantisce la non stazionarietà del sangue favorendo gli scambi gassosi e di sostanze nutritive e di rifiuto tra il sangue stesso e le cellule. La contrazione delle cellule cardiache avviene tramite la depolarizzazione del tessuto miocardico che è in grado di generare e condurre l'impulso elettrico in determinate regioni specializzate. Nonostante, quindi, in grado di generare impulsi elettrici a un determinato ritmo che scandisce il susseguirsi di battiti cardiaci, l'azione di controllo del sistema nervoso autonomo stimola e/o inibisce la frequenza dei battiti a seconda delle condizioni esterne o interne in cui si trova l'organismo.

Il segnale che viene generato, l'elettrocardiogramma (ECG), è originato dai flussi di ioni attraverso le membrane cellulari che generano campi elettrici che affiorano fino alla superficie corporea. Ciò fa sì che attraverso elettrodi disposti in maniera standardizzata (gli standard delle 12 derivazioni) si possano ottenere segnali ECG confrontabili. Si deve comunque tener conto dell'errore durante l'acquisizione, generato da diversi fattori (contrazione muscolare, respirazione, rumore di linea), alcuni dei quali (come, ad esempio, quello dovuto alla respirazione) possono essere filtrati dal segnale tramite filtri passa-alto o passa-basso. La frequenza di taglio di tali filtri è individuata grazie all'analisi nel dominio della frequenza del segnale ECG, che permette anche di andare a definire il parametro della variabilità del ritmo cardiaco. Il suddetto segnale può essere acquisito, oltre che dal generico elettrocardiografo, anche tramite dispositivi indossabili, fondamentali al giorno d'oggi nel campo della telemedicina.

Il fattore di principale interesse di questo studio è, però, lo stress. Con il termine si individuano sia le cause che il fenomeno, patologico o meno, di natura esterna o interna all'organismo, che porta una perturbazione dell'equilibrio omeostatico. La risposta dell'organismo è gestita dal sistema nervoso centrale, sistema nervoso autonomo e dal sistema immunitario e portano a due tipi di risposte: una più istantanea e una più lenta, ma entrambe in grado di stimolare la produzione di noradrenalina, adrenalina e cortisolo. La risposta, emotiva o fisiologica che sia, porta all'attivazione quindi del sistema nervoso autonomo, con uno sbilanciamento delle funzionalità dei sistemi simpatico e parasimpatico. Il primo provoca un aumento dell'HR mentre il secondo una sua inibizione. L'HRV

quindi può essere utilizzato per valutare le funzioni simpatica e parasimpatica. Nelle professioni artistiche lo stress dovuto all'ansia è una condizione rilevante e molto presente. In particolare, si può parlare, in questo caso, di ansia da palcoscenico, ansia da prestazione e ansia sociale, parallelamente e in modo interscambiabile.

Le acquisizioni su un soggetto di 18 anni sono state effettuate durante la recitazione in uno spettacolo teatrale e durante una giornata a riposo. Lo scopo era quello di andare a confrontare i valori di HR e HRV a riposo e durante una condizione stressante (ansia da palcoscenico prima e durante lo spettacolo). I risultati ottenuti hanno evidenziato come, effettivamente, sotto l'effetto di un agente stressante il soggetto abbia avuto un aumento dell'HR (picco minimo dell'intervallo RR di 500ms durante la condizione di ansia da palcoscenico), con conseguente diminuzione dell'HRV (variazione dell'intervallo RR di 60ms in corrispondenza del minimo appena citato), rispetto a quello che si verifica in condizioni di rilassamento (media degli intervalli RR mai inferiore a 800ms). questa è una dimostrazione del fatto che, in condizioni in cui lo stress era il fattore che più influenzava questi valori, si sono notati abbassamenti di HRV e innalzamenti dei valori HR rispetto a condizioni di rilassamento.

INDICE

INTRODUZIONE.....	I
1. CUORE UMANO	
1.1 Anatomia	
1.2 Fisiologia elettrica	
1.2.1 Potenziale di membrana della cellula cardiaca	
1.2.2 Potenziale d'azione della cellula cardiaca	
1.2.3 Sistema di conduzione	
1.2.4 Azione di controllo del sistema nervoso autonomo	
2. ELETTROCARDIOGRAMMA	
2.1 Origine del segnale	
2.2 Derivazioni	
2.3 Morfologia del segnale	
2.4 Problematiche	
2.5 Analisi in frequenza e tacogramma	
2.6 Dispositivi indossabili	
3. STRESS	
3.1 Definizione	
3.2 Le risposte dell'organismo	
3.3 Stress da ansia/paura nelle professioni artistiche	
3.4 Correlazione tra stress e variabilità del ritmo cardiaco	
4. ACQUISIZIONE SU UN SOGGETTO DURANTE UNA PERFORMANCE TEATRALE E ANALISI DEI DATI	
4.1 Descrizione del soggetto	
4.2 Preparazione del soggetto	
4.3 Protocollo acquisizioni	
4.4 Risultati ottenuti	
CONCLUSIONE.....	III
BIBLIOGRAFIA.....	IV
RINGRAZIAMENTI.....	V

INTRODUZIONE

“Quasi la metà di tutte le nostre angosce e le nostre ansie derivano dalla nostra preoccupazione per l’opinione altrui.”

Arthur Schopenhauer

La risposta alle condizioni di stress del corpo umano può essere di diversa natura, come le cause stressanti stesse. Queste possono essere esterne, interne e anche psicologiche. La conseguenza principale che si ottiene è una perturbazione dell’equilibrio omeostatico che garantisce all’organismo di espletare tutte le funzioni vitali nella maniera migliore possibile.

In questo caso specifico lo studio vuole andare ad analizzare quella che è l’influenza dello stress psicologico sull’attività cardiaca; nel particolare lo stress derivato dall’ansia e/o paura generato nell’ambito della recitazione teatrale (ansia da palcoscenico). Chi recita e, più in generale, gli artisti che si esibiscono sono sottoposti a questa condizione molto spesso, alla quale, come già accennato, ogni individuo risponde in maniera soggettiva. Il parametro d’interesse che viene analizzato in questo studio è la variabilità del ritmo cardiaco (in inglese Heart Rate Variability, HRV), in quanto si è dimostrato avere una correlazione con l’attività del sistema nervoso autonomo, il vettore primario delle risposte agli agenti stressanti. L’azione coordinata dei sistemi simpatico e parasimpatico, infatti, può andare a stimolare o ad inibire la produzione di ormoni in grado di far aumentare e diminuire la frequenza cardiaca, la pressione arteriosa e la frequenza respiratoria.

Lo scopo di questo studio è quello di verificare la correlazione tra ansia da palcoscenico (il fattore stressante) e la variabilità del battito cardiaco, andando a quantificare il primo fattore tramite una misurazione e analisi del secondo.

1. CUORE UMANO

1.1 ANATOMIA

Ogni cellula vivente necessita del fluido interstiziale circostante per ottenere ossigeno, sostanze nutritive ed eliminare i prodotti di rifiuto. Le condizioni del fluido interstiziale sono mantenute stabili attraverso gli scambi che avvengono continuamente tra di esso e il sangue circolante. Quest'ultimo concorre a mantenere l'omeostasi solo fin quando è in movimento; in caso di arresto del flusso, gli scambi tra sangue e fluido interstiziale non avverrebbero più. Tutte le funzioni dell'apparato cardiovascolare dipendono dal cuore, che pompa il sangue all'interno dei vasi sanguigni garantendo il movimento continuo del fluido.

Il cuore è localizzato all'interno della cavità toracica, nel mediastino, una regione posta tra i polmoni e posteriormente allo sterno ed ha le dimensioni di un pugno chiuso. La porzione superiore del cuore è denominata base, qui prendono attacco i vasi sanguigni più grandi (aorta, vena cava superiore e inferiore, arteria e vena polmonare) ed è più ampia di quella inferiore detta apice. Situata immediatamente sopra il diaframma, è leggermente spostata alla sinistra del piano mediano del corpo a tal punto che possiamo considerare circa due terzi del cuore stesso spostato in questa zona.

Il cuore è racchiuso nel pericardio, una membrana costituita da due foglietti, uno esterno detto sacco pericardico (o pericardio parietale) e uno interno detto epicardio (o pericardio viscerale). Il primo è costituito da uno strato fibroso superficiale di maggiore consistenza che è ancorato da legamenti al diaframma in basso, allo sterno anteriormente e posteriormente, in maniera più lassa, al tessuto mediastinico, e da uno strato sieroso sottile e più profondo. Questo al livello della base del cuore si piega su sé stesso e va a costituire l'epicardio rivestendo la superficie del cuore. Tra i due foglietti membranosi vi è quindi uno spazio chiamato cavità pericardica, che di fatto avvolge il cuore, in un rapporto simile a quello di un pugno spinto all'interno di un palloncino. All'interno della cavità pericardica vi è una quantità che va dai 5 ai 30 ml di liquido pericardico, un liquido prodotto dal pericardio sieroso che lubrifica i foglietti e permette al cuore di battere con minimo attrito.

Al di sotto del pericardio troviamo quindi la parete cardiaca, costituita da tre strati: un sottile epicardio più esterno, un miocardio muscolare nel mezzo e più internamente un endocardio che riveste le cavità interne del cuore.

L'epicardio è una membrana sierosa formata da tessuto epiteliale squamoso semplice che può comprendere delle zone di tessuto adiposo e al di sotto della quale decorrono i principali vasi coronarici deputati all'irrorazione del cuore stesso.

Il miocardio è formato da muscolo cardiaco (striato involontario) e costituisce la maggior parte della massa del cuore. Questo è lo strato che svolge il lavoro di contrazione del cuore, variando il suo volume muscolare in base a ciascuna cavità cardiaca a seconda dell'intensità della contrazione che

interesserà la specifica area. In particolare, le cellule cardiache che costituiscono il miocardio, dette miociti o cardiociti, sono raggruppati in fasci che si attorcigliano tutti intorno al cuore a partire dall'apice garantendo un movimento di contrazione o contorsione che ottimizza al massimo l'eiezione del sangue.

Infine, l'endocardio è costituito come l'epicardio da tessuto epiteliale squamoso semplice, riveste la superficie interna delle camere cardiache e si continua con il rivestimento interno dei vasi sanguigni (endotelio).

Un'altra importante struttura cardiaca è lo scheletro fibroso. Formato principalmente da collagene e fibre elastiche, si concentra principalmente a livello della parete tra le cavità cardiache e a livello degli anelli fibrosi attorno alle valvole. Le principali funzioni dello scheletro fibroso sono quella di fornire supporto strutturale al cuore, specialmente mantenendo aperti gli orifizi delle grandi valvole cardiache; ancorare i cardiociti in modo da permettere loro di contrarsi e intensificare la loro forza tensiva; isolare elettricamente gli atri dai ventricoli data la sua natura non conduttiva, evitando che l'eccitazione proveniente dagli atri possa stimolare direttamente i ventricoli e quindi garantendo un corretto coordinamento nella contrazione cardiaca.

Il cuore è provvisto di quattro cavità (Figura 1), due posizionate al livello della base del cuore e le altre due inferiormente ad esse. Le prime citate sono gli atri destro e sinistro, separati tra loro dal setto interatriale. Essi sono cavità costituite da pareti sottili che ricevono il sangue di ritorno attraverso le grandi vene. Gli atri sono maggiormente sviluppati nella parte posteriore del cuore, anteriormente si può apprezzare solo una ridotta estensione per ciascun atrio detta auricola. Queste cavità presentano pareti sottili e flaccide in relazione al carico di lavoro relativamente leggero previsto: il compito degli atri è infatti quello di pompare il sangue di ritorno al cuore all'interno dei ventricoli.

Questi ultimi sono le pompe che svolgono il compito di spingere il sangue nelle arterie. Il ventricolo destro occupa la maggior parte della faccia anteriore del cuore, mentre quello sinistro forma l'apice e la faccia posteriore. Questo ha un tessuto muscolare più spesso dalle due alle quattro volte rispetto al destro, data la maggiore spinta che deve fornire al sangue. Sono separati tra loro dal setto interventricolare, una parete verticale muscolare. Superficialmente viene evidenziata la separazione tra le quattro camere del cuore da tre solchi, in gran parte ricoperti da tessuto adiposo e nei quali scorrono i principali vasi coronarici. Troviamo il solco coronario o atrioventricolare che circonda il cuore in prossimità della base e ci permette di identificare le regioni atriale e ventricolare del cuore,

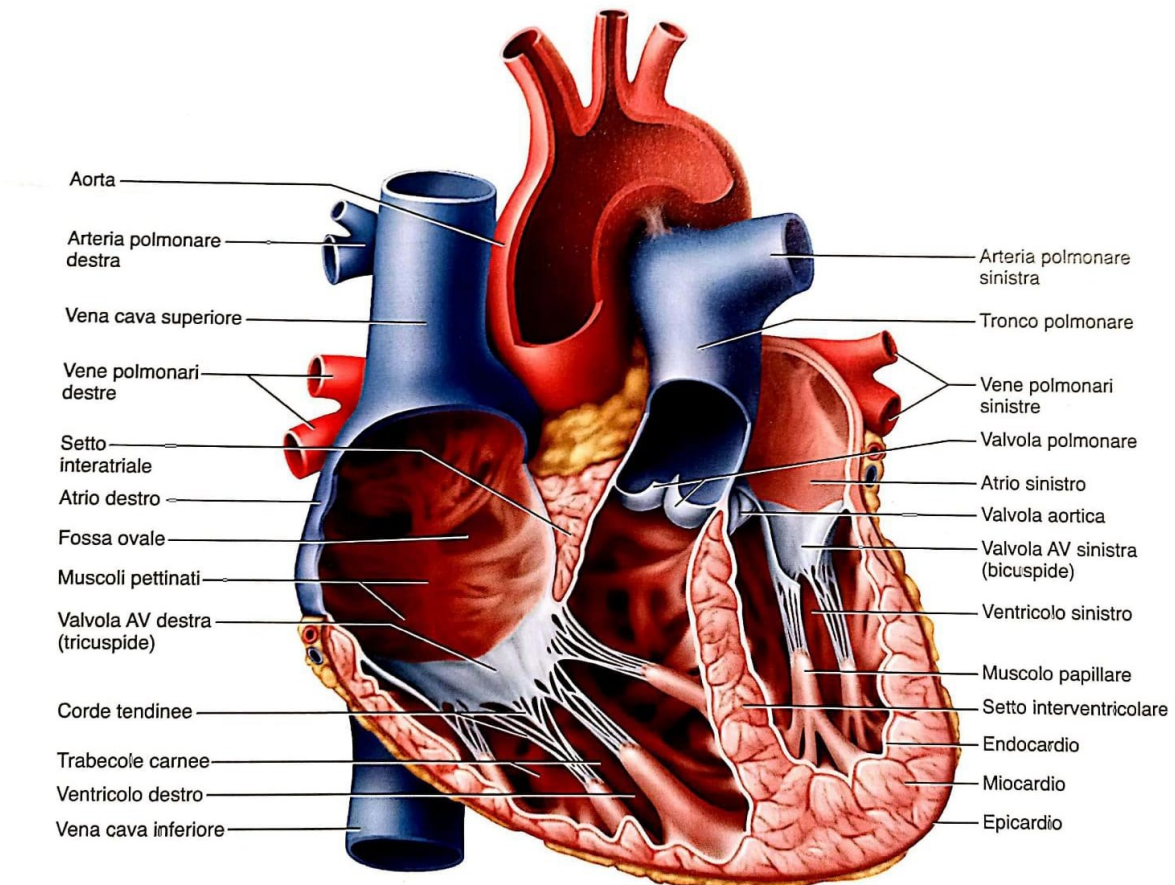


Figura 1 Conformazione interna del cuore, sezione frontale

mentre gli altri due solchi, quello interventricolare anteriore e posteriore, si estendono obliquamente fino all'apice del cuore.

Internamente la divisione tra atrio e ventricolo è data dalla presenza delle valvole atrioventricolari, che assicurano che il cuore pompi il sangue in modo unidirezionale senza reflusso. Esistono inoltre due ulteriori valvole in ogni ventricolo, le valvole semilunari, dove si originano le arterie di grosso calibro: il tronco polmonare dal ventricolo destro e l'aorta da quello sinistro. Ciascuna valvola è costituita da lamine fibrose dette cuspidi o lembi, rivestite da endocardio come il resto della superficie interna del cuore. Le valvole atrioventricolari si distinguono in valvola atrioventricolare destra, costituita da tre lembi (chiamata infatti anche valvola tricuspide) e la valvola atrioventricolare sinistra o valvola mitrale, così chiamata per la somiglianza con una mitra, che invece è costituita da due cuspidi. L'azione di regolazione delle aperture tra atrio e ventricolo è coadiuvata dalla presenza di corde tendinee filiformi che a partire dai lembi delle valvole si connettono a muscoli papillari conici, localizzati sul pavimento di ciascun ventricolo (Figura 2). Queste strutture, durante la contrazione ventricolare fanno sì che la forte pressione esercitata dal sangue in eiezione non faccia sporgere eccessivamente le cuspidi delle valvole negli atri, causando un reflusso del sangue in queste cavità.

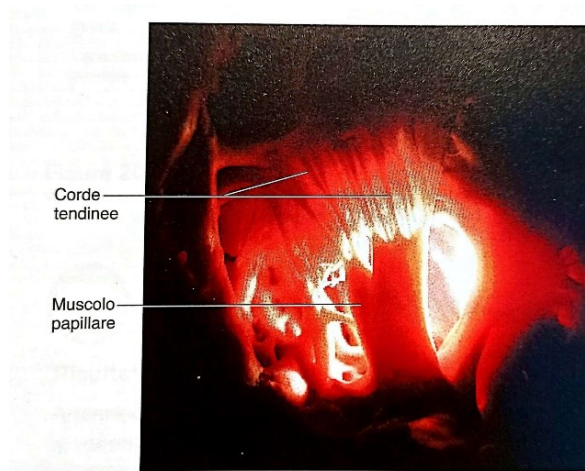


Figura 2 Muscolo papillare e corde tendinee osservati dall'interno del ventricolo destro

In questo modo il sangue trova il suo unico sbocco nelle grandi arterie che originano dai ventricoli, attraversando le valvole semilunari. Queste sono costituite da tre lembi che si aprono o chiudono grazie alla pressione del sangue, quindi senza dipendere da alcuna contrazione muscolare. Il sangue in uscita dai ventricoli ad alta pressione spinge i lembi delle valvole, polmonare e aortica (Figura 3), dal basso, facendoli così aderire alle pareti delle arterie. Quando la pressione all'interno del ventricolo rilassato si abbassa, quella all'interno delle arterie è invece ancora alta poiché hanno appena ricevuto il sangue in eiezione, di conseguenza quest'ultimo tende a tornare indietro nel ventricolo. Questo è appunto impedito dalle valvole semilunari, in quanto i lembi che erano adesi alla parete del vaso sanguigno, si riempiono di sangue chiudendo il passaggio e favorendo un reflusso solo di una piccola quantità di sangue.

Il sangue all'interno delle due cavità, destra e sinistra, del cuore non entra mai in contatto, ma segue lo stesso percorso all'interno dei vasi sanguigni. Ipotizzando di partire dall'atrio destro, il sangue appena rientrato nel cuore tramite la vena cava superiore e quella inferiore, passa direttamente nel ventricolo destro. Da qui la contrazione lo spinge all'interno del tronco polmonare, tramite il quale il sangue arriverà ai polmoni per permettere gli scambi gassosi e dopodiché tornare al cuore tramite due vene polmonari destre e due sinistre. Rientrato nell'atrio sinistro, il sangue passa nel ventricolo sinistro e da qui verrà espulso dal cuore nell'aorta ascendente iniziando la circolazione sistemica fino a tornare all'atrio destro.

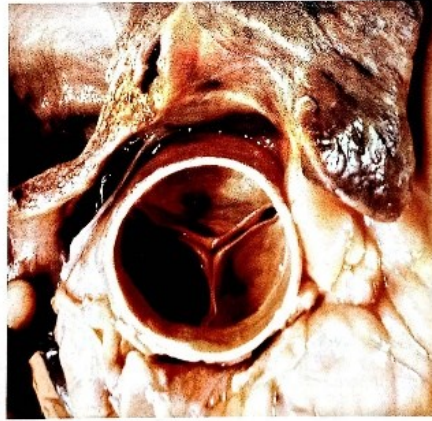


Figura 3 Immagine endoscopica della valvola aortica

1.2 FISILOGIA

Da un punto di vista fisiologico, la costatazione più evidente da fare sul cuore è sulla sua ritmicità nel contrarsi. Si contrae a seguito di un impulso di natura elettrica che origina all'interno del cuore stesso e che si propaga nel miocardio attraverso il proprio sistema di conduzione.

Le cellule cardiache (miociti) sono strettamente connesse tra loro mediante i dischi intercalanti, che corrono perpendicolarmente rispetto la direzione delle fibre. Sono costituiti da tre diverse strutture di legame cellulare: due, i desmosomi e le giunzioni intermedie, che hanno il compito di accoppiare meccanicamente le cellule e mantenere l'integrità strutturale durante i cicli di contrazione e le gap junction (o giunzione comunicante). Quest'ultima struttura ha un ruolo fondamentale nell'elettrofisiologia cardiaca, in quanto, garantendo una continuità tra gli spazi intracellulari di miociti adiacenti, permette la nascita di circuiti di corrente che fluiscono da una cellula attiva a quella adiacente causandone la depolarizzazione e consentendo una rapida propagazione del potenziale d'azione. Infatti, la presenza di gap junction è fondamentale per garantire una bassa resistenza giunzionale, minore di quella della membrana cellulare. Quindi, nonostante la struttura discreta, le fibre cardiache si comportano funzionalmente come una macro-cellula.

1.2.1 POTENZIALE DI MEMBRANA

La membrana cellulare ha la doppia funzione di separare e mettere in collegamento selettivo il compartimento intracellulare e quello extracellulare. Lo spostamento selettivo di ioni da una parte all'altra della membrana genera delle correnti ioniche che rivestono un ruolo fondamentale per l'attività elettrica della cellula stessa. I principali ioni coinvolti sono il potassio (K^+), il cloro (Cl^-), il sodio (Na^+) e il calcio (Ca^{++}).

Le differenze di concentrazione di ioni a cavallo della membrana determinano una differenza di potenziale a riposo detta ‘potenziale transmembrana’ V_m , dell’ordine dei 100 mV e che si ottiene per convenzione dalla differenza tra il potenziale all’interno della cellula e quello esterno.

Sempre a causa delle differenze di concentrazione, si genera la diffusione di ioni da zone ad alta concentrazione verso zone con concentrazione inferiore; la velocità e la frequenza di questi processi diffusivi dipendono però anche dalla permeabilità della membrana, che a sua volta dipende dalla densità dei canali transmembranosi aperti. Questi sono costituiti da grosse molecole di proteine interposte nel film fosfolipidico.

Gli ioni si accumulano sui bordi della membrana, creando così una differenza di potenziale e, poiché essa non è un isolante perfetto, si genera un campo elettrico. A sua volta questo esercita una forza sulle particelle ioniche non trascurabile; quindi, si dovrà tener conto sia della forza di diffusione sia di quella esercitata dal campo elettrico.

Ipotizzando che la membrana sia permeabile selettivamente ad uno ione P^+ , con concentrazione maggiore nel compartimento A_i (interno della cellula) rispetto a quello A_e (esterno della cellula) e completamente impermeabile ad un altro ione Q^- , allora lo ione P^+ diffonderà da A_i ad A_e .

In particolare, all’equilibrio la forza del campo elettrico bilancia la forza diffusiva, per cui si ottiene che l’equazione di Nerst-Planck è:

$$J_p = -D_p F Z_p \left(\nabla C_p + \frac{Z_p C_p F}{RT} \nabla \phi \right) = 0 \quad (1)$$

Che si ottiene sommando i contributi delle leggi di Fick e Ohm, le quali descrivono rispettivamente i fenomeni della diffusione libera e della diffusione ionica.

Dopo alcuni passaggi matematici si ricava che la differenza di potenziale a cavallo della membrana all’equilibrio, fissata la temperatura a $T=27^\circ\text{C}$, è:

$$V_m^{eq} = \phi_i - \phi_e = \frac{25.8}{z_p} \ln \left(\frac{[C_p]_e}{[C_p]_i} \right) mV \quad (2)$$

Il potenziale di Nerst per un singolo ione ottenuto da questa equazione, quando lo ione è all’equilibrio, rappresenta il potenziale transmembrana. Il concetto di equilibrio è dinamico perché lo ione in questione si intende all’equilibrio quando la velocità di diffusione in una direzione è uguale alla velocità di movimento nella direzione opposta dovuta alla forza del campo elettrico.

1.2.2 POTENZIALE D'AZIONE

Nelle cellule eccitabili se una corrente di stimolazione viene fatta passare attraverso la membrana, il potenziale trans-membrana V_m cambia nel tempo, a seguito dei fenomeni legati all'attivazione differenziata dei canali ionici voltaggio-dipendenti della membrana. In particolare, V_m aumenta proporzionalmente alla corrente iniettata fino a un valore soglia, che determina un cambiamento di potenziale molto più significativo (processo di depolarizzazione: il potenziale della cellula cambia dai circa -80/-100 mV a +40/+60 mV), dando così origine al potenziale d'azione. Le caratteristiche principali di questo processo sono: la relazione tra stimolo/risposta e la refrattarietà. La prima poiché se fornissi una corrente negativa alla cellula non si assisterebbe a una depolarizzazione, ma ad una iperpolarizzazione della cellula che abbasserebbe ulteriormente il potenziale di membrana. Inoltre, sempre per questa caratteristica, è possibile identificare il potenziale d'azione come un processo tutto-o-niente, che cioè si sviluppa in tutta la sua ampiezza a prescindere dall'entità dello stimolo, a patto che quest'ultimo sia sufficiente a superare il valore soglia.

La refrattarietà, invece, perché la risposta allo stimolo da parte della fibra dipende anche dallo storico delle precedenti stimolazioni. Ipotizzando una fibra che viene stimolata con due impulsi separati da un intervallo di tempo T , qualora T fosse sufficientemente breve, il secondo stimolo non genererebbe alcun potenziale d'azione. L'intervallo di tempo T in cui ciò avviene è detto periodo di refrattarietà appunto.

Nelle fibre cardiache sono osservabili due tipologie di potenziali d'azione: quella tipica del tessuto contrattile e quella del tessuto nodale localizzato.

Il potenziale d'azione del tessuto contrattile è caratterizzato da cinque fasi distinte numerabili da 0 a 4 (Figura 4-a). Nella prima fase (fase 0) si ha una rapida depolarizzazione, legata all'ingresso di ioni Na^+ nella cellula, alla quale segue un breve periodo di parziale ripolarizzazione (fase 1) che invece coincide con l'apertura dei canali potassio generando un flusso uscente di ioni K^+ . Successivamente (fase 2) si ha un periodo di circa 100-200 ms in cui il potenziale decresce lentamente. Questo plateau si genera soprattutto per effetto di un flusso di cariche positive (Ca^{++} e Na^+) che vanno così a controbilanciare il flusso uscente di ioni K^+ . Raggiunto un certo valore soglia, inizia la fase della ripolarizzazione (fase 3), quando l'efflusso di ioni K^+ supera quello delle cariche positive entranti e la cellula torna nelle condizioni di riposo (fase 4). La durata di questo processo è di circa 300-400 ms contro i 3-4 ms delle fibre nervose. Ciò è dovuto alla presenza del plateau che aumentando il periodo di refrattarietà delle cellule impedisce la contrazione tetanica del miocardio.

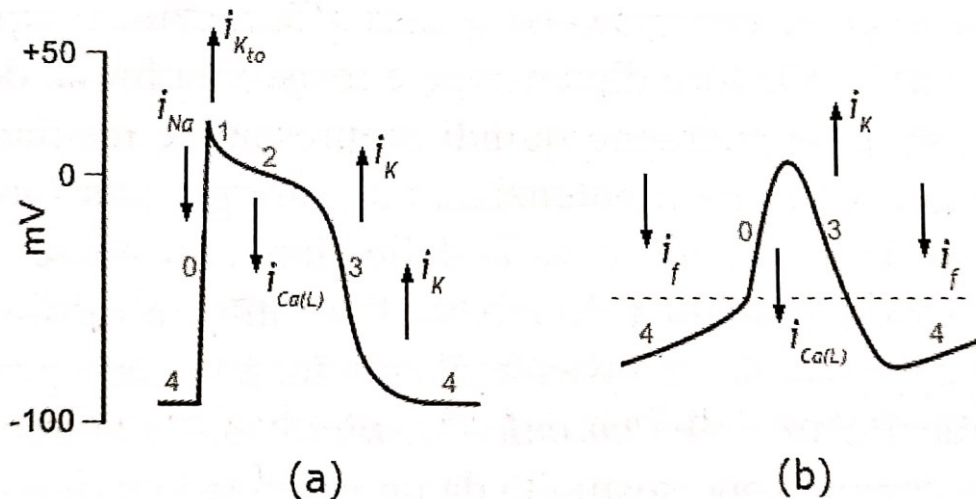


Figura 4. - a) Potenziale d'azione di una fibra ventricolare e b) di una cellula pacemaker

Il potenziale d'azione del tessuto nodale (Figura 1-b) è invece caratterizzato da una peculiarità della fase 4. In essa, infatti, diversamente dalle fibre non-nodali, è presente una lenta depolarizzazione fino a un valore di sparo, che si identifica intorno ai -50 mV. Le fibre sono così in grado di autoeccitarsi generando nuovi potenziali d'azione (cellule pacemaker). Questa prima fase è dovuta dal flusso di ioni Na^+ che sfruttano canali diversi dai consueti, che vengono quindi chiamati canali funny. Dopo questo processo, si innesta una fase di depolarizzazione più rapida (fase 0) che è dovuta principalmente dall'ingresso di ioni calcio Ca^{++} . L'utilizzo di questi ioni genera una depolarizzazione più lenta del solito e per questo sono chiamate fibre a risposta lenta. Successivamente si ha una fase di ripolarizzazione più graduale senza la presenza di alcun plateau (fase 3).

1.2.3 SISTEMA DI CONDUZIONE

Nel miocardio normale, l'attività elettrica dei miociti (Figura 5) origina dal nodo seno-atriale (SA), un gruppo di cardiociti che hanno perso la loro capacità contrattile e si sono specializzate per generare e condurre segnali. Queste cellule pacemaker sono situate nell'endocardio dell'atrio destro alla base dello sbocco della vena cava superiore e il tessuto di questa regione (costituito da fibre di tessuto nodale) è in grado di eccitarsi ad una frequenza intrinseca di circa 70 battiti/minuto. Dal nodo, grazie alla forte interconnessione tra le cellule e soprattutto grazie alla presenza di gap junction, il potenziale d'azione si propaga molto velocemente in tutto il tessuto atriale alla velocità di circa 1 m/s passando da atrio destro a sinistro attraverso il fascio di Bachmann.

L'attività atriale è successivamente condotta verso il tessuto ventricolare attraverso il nodo atrioventricolare (AV). Questo gruppo di cellule di tessuto nodale situate in prossimità della valvola

atrioventricolare destra all'estremità inferiore del setto interatriale, è l'unica via di conduzione del segnale da atri a ventricoli. La presenza dello scheletro fibroso, infatti, svolge la funzione di isolante elettrico tra le due cavità. La propagazione dell'impulso attraverso il nodo è lenta (circa 0,1 ms) e genera così un ritardo funzionale nella propagazione dell'impulso garantendo la completa sistole atriale prima di quella ventricolare e quindi la corretta coordinazione delle contrazioni fisiologiche del ciclo cardiaco.

Al livello ventricolare il sistema di conduzione è formato da fibre a conduzione veloce (circa 2 m/s). Questo comincia con il fascio di His che si biforca in branca destra e sinistra per poi, una volta raggiunto l'apice del cuore, ramificarsi ulteriormente nel tessuto contrattile del miocardio di ciascun ventricolo formando il sistema del Purkinje. Questi due sistemi ad elevata velocità di conduzione garantiscono una eccitazione pressoché simultanea delle cellule cardiache, necessaria alla sincrona contrazione delle fibre dell'intero ventricolo.

In funzione del tempo si può dare una visione d'insieme al sistema di conduzione cardiaco (Figura 6), dove sono evidenziati i potenziali d'azione per ciascuna tipologia di fibra e la loro sequenza di attivazione. Si può osservare, come già descritto, il ritardo tra l'attivazione del nodo AV e quella della parte comune del fascio di His e, in particolare si nota come la durata dei potenziali d'azione non sia costante nelle fibre ventricolari: maggiore durata per quelle che si attivano prima e quindi ultime cellule a depolarizzarsi sono anche le prime a ripolarizzarsi.

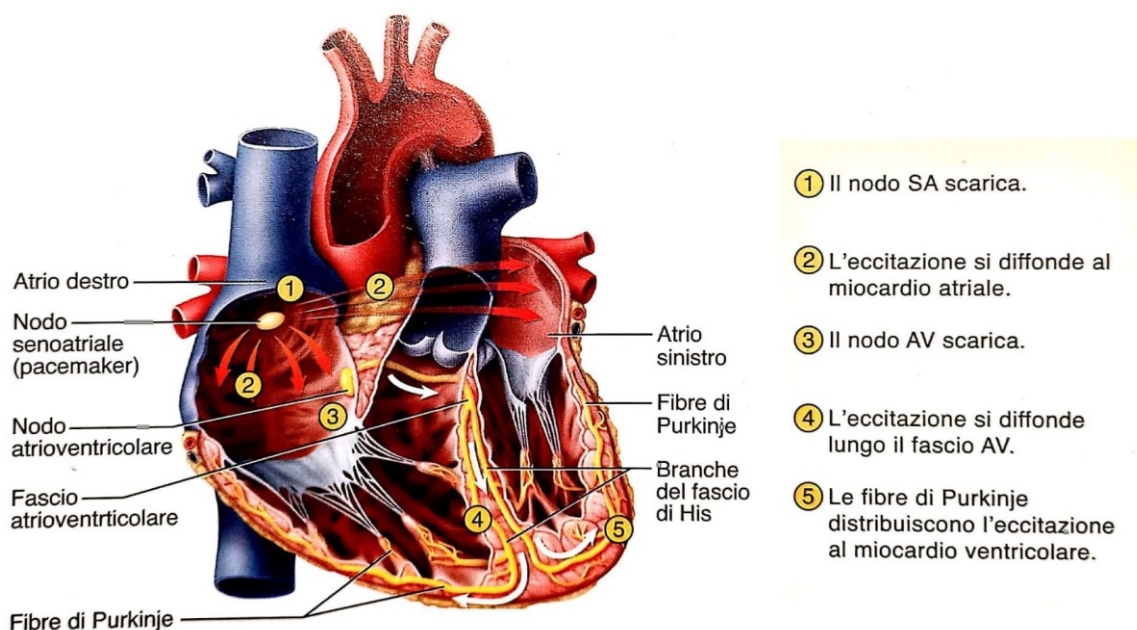


Figura 5 Sistema di conduzione cardiaco

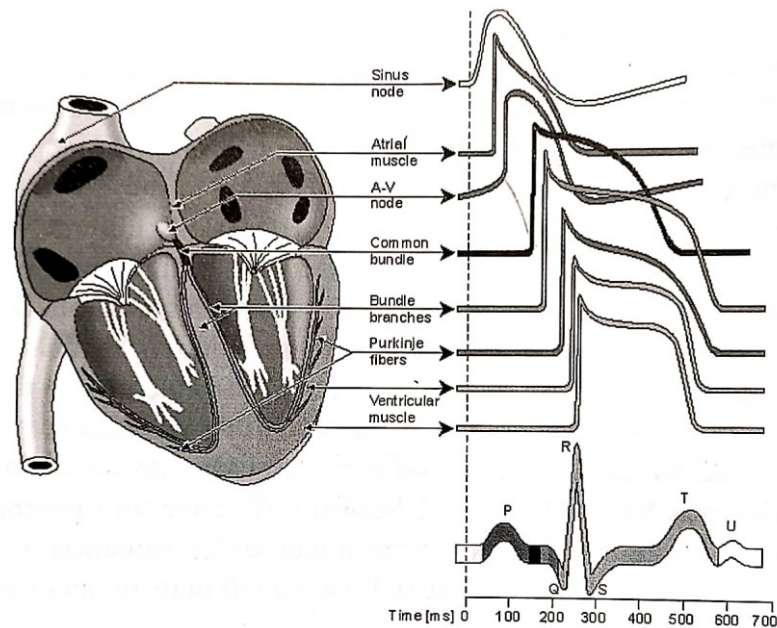


Figura 6. Sistema di conduzione nel miocardio e relativi potenziali d'azione

1.2.4 AZIONE DI CONTROLLO DEL SISTEMA NERVOSO AUTONOMO

Il corpo umano possiede due sistemi di regolazione interna che svolgono il compito di regolare l'omeostasi: il sistema endocrino e il sistema nervoso. Quest'ultimo espleta tale tipo di compito in tre livelli. Inizialmente raccoglie informazioni dall'esterno e dall'interno del corpo tramite gli organi di senso; poi le invia al sistema nervoso centrale (SNC) che, una volta rielaborate, genera una risposta. Questa, in ultima istanza, verrà inviata tramite il sistema nervoso periferico (SNP) ai muscoli e/o ghiandole che si attiveranno in base al tipo di stimolo ricevuto, sempre con il fine di mantenere l'omeostasi. Queste informazioni, per quanto riguarda il solo comparto muscolare, giungono sia ai muscoli scheletrici (efferenza motoria somatica), sia a quelli involontari (efferenza motoria viscerale-sistema nervoso autonomo, SNA), che dunque regola importanti processi vitali, tra i quali rientra anche il ritmo cardiaco.

Il SNA è costituito da due sottoinsiemi: il sistema simpatico e quello parasimpatico. Il primo ha un effetto di stimolo verso gli adattamenti corporei in situazioni che coinvolgono attenzione, esercizio, stress, pericolo o trauma, provocando un aumento della pressione arteriosa, del flusso ematico verso i muscoli scheletrici e quello cardiaco, della forza di contrazione cardiaca e della glicemia. Il sistema parasimpatico, invece, ha una funzione più di regolazione, che consiste nell'immagazzinamento delle energie attraverso una diminuzione dei fenomeni sopra citati. Normalmente sono attivi contemporaneamente in maniera equilibrata a seconda delle condizioni corporee attivandosi o disattivandosi a seconda delle necessità corporee.

Quindi, anche se il cuore batte a una propria frequenza, riceve comunque l'innervazione sia simpatica, sia parasimpatica, che modifica il ritmo e la forza dei battiti cardiaci. ^[1]

2. L'ELETTROCARDIOGRAMMA

La generazione di impulsi elettrici nel cuore porta alla creazione di differenze di potenziale variabili nello spazio e nel tempo all'interno del corpo umano. L'acquisizione di queste differenze di potenziale tramite elettrodi posti sulla superficie corporea è possibile grazie alla conducibilità interna del liquido interstiziale. Le varie deflessioni registrate rappresentano la somma delle depolarizzazioni e delle ripolarizzazioni di tutti i gruppi di cardiociti stimolati contemporaneamente. Inoltre, poiché tutte le cellule cardiache non vengono depolarizzate e ripolarizzate simultaneamente, si otterrà il pattern caratteristico del segnale elettrocardiografico, come appunto somma di contributi dei singoli cardiociti o piccoli gruppi funzionali di essi.

2.1 ORIGINE DEL SEGNALE

Il flusso di ioni a cavallo della membrana genera dei campi elettrici, che affiorano fino sulla superficie del corpo con le loro linee equipotenziali di campo. Grazie alla presenza di queste linee equipotenziali, si riesce a calcolare la differenza di potenziale tra due elettrodi in base a dove sono posizionati. Si calcolerà, quindi un potenziale relativo, in quanto non è mai possibile trovare un punto del corpo umano a potenziale nullo.

La depolarizzazione delle cellule cardiache procede dalla superficie interna del cuore verso quella esterna, in particolare nei ventricoli dall'apice fino alla base del cuore. Ciò comporta che la posizione delle cariche positive e negative non è sempre la stessa e poiché i gruppi funzionali di miociti si depolarizzano e ripolarizzano non in maniera simultanea, anche le differenze di potenziale variano nello spazio e nel tempo.

Da un punto di vista fisico il campo elettrico generato da un insieme di cariche ha come effetto globale lo stesso che si avrebbe se fossero tutte concentrate nel loro centro di carica. Da ciò si deriva che si possono rappresentare tutte le cariche positive del cuore (identificabili con le zone dei gruppi di cardiociti depolarizzati, quando cioè il potenziale di membrana passa da valori negativi a valori positivi) con un'unica carica posta nel centro di carica delle precedenti e di valore pari alla somma di tutte le cariche iniziali. Ampliando questo concetto anche per le cariche negative (zone in cui le cellule eccitabili sono ripolarizzate) e considerato che nel corso del processo di depolarizzazione e ripolarizzazione il centro delle cariche, positive e negative, non coincidono, è possibile definire un dipolo elettrico, che ha come orientazione la linea congiungente le due cariche: l'asse elettrico del cuore.

In questa maniera è possibile calcolare il potenziale elettrico di un punto nello spazio a una distanza d molto maggiore rispetto a quella L tra le due cariche:

$$E(P) = \frac{\mu \cos \theta}{4\pi\epsilon_0\epsilon_r d^2} \quad (3)$$

Con μ momento del dipolo; θ = angolo tra l'asse del dipolo e la congiungente il punto P in cui voglio calcolare il potenziale e il punto medio dell'asse stesso.

È conveniente quindi studiare l'evoluzione della mappa delle cariche in termini della variazione del dipolo equivalente. Questo è rappresentabile dal vettore cardiaco H (figura 7): espressione di tutte le attività cardiache e la cui proiezione su particolari piani di interesse permette di ricavare i potenziali di interesse.

2.2 DERIVAZIONI

Per l'acquisizione dei potenziali cardiaci sono quindi necessari almeno due elettrodi, posti in corrispondenza di differenti linee equipotenziali, altrimenti, calcolando il potenziale relativo come differenza dei potenziali rilevati da ciascun elettrodo, non si registrerebbe alcuna variazione. Al fine, inoltre, di confrontare elettrocardiogrammi eseguiti su soggetti diversi o sullo stesso soggetto, ma in istanti diversi, occorre posizionare sul corpo un certo numero di elettrodi in posizioni ben precise, definendo così sistemi di derivazione che permettano di analizzare le variazioni del vettore cardiaco H, nello spazio e nel tempo.

Una standardizzazione è quella del 'triangolo di Einthoven'. In questo sistema si usano tre elettrodi posizionati sul braccio destro (RA), sul braccio sinistro (LA) e sulla gamba sinistra (LL) (anche se in realtà si otterrebbe un risultato analogo anche se fosse posizionato sulla gamba destra), formando così un triangolo equilatero sul piano frontale, i cui lati formano le tre derivazioni I, II e III, dove verrà proiettato il vettore cardiaco H, già proiettato sul piano frontale. Le tre derivazioni (I,II e III) misureranno, di fatto, in base alla posizione degli elettrodi, la differenza di potenziale (ddp) tra RA e LA (I), la ddp tra RA e LL (II) e quella tra LA e LL (III). Per la legge di Kirchhoff in una maglia chiusa la somma delle differenze di potenziale è nulla; quindi, effettivamente non è rilevante la posizione del terzo elettrodo (LL), che potrebbe essere posizionato sulla gamba destra o in corrispondenza dell'ombelico.

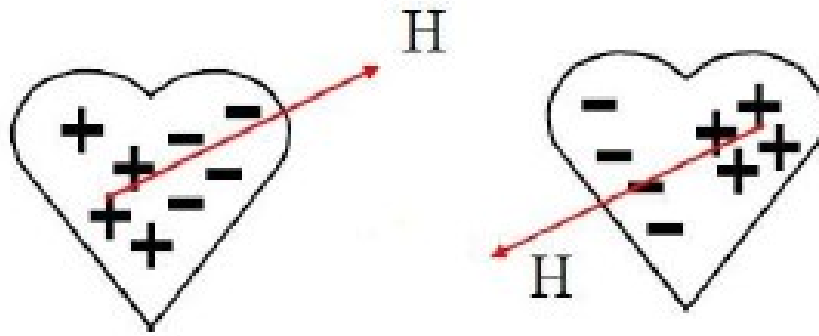


Figura 7 Vettore cardiaco H

$$I + II + III = 0 \quad (4)$$

I tre potenziali V1, V2 e V3, sulle tre derivazioni al variare del tempo, si ottengono proiettando il vettore cardiaco H prima sul piano frontale, poi sui tre versori a_1 , a_2 e a_3 (figura 8).

Queste derivazioni di Einthoven sono chiamate bipolari, perché si registrano differenze di potenziale presenti tra elettrodi in due punti differenti del corpo.

Un altro sistema di standardizzazione è quello delle derivazioni unipolari di Goldberger (figura 9). Nelle derivazioni unipolari, uno dei due elettrodi rimane a un potenziale costante di riferimento. In questo caso si ha l'elettrodo di riferimento collegato a due degli arti del triangolo di Einthoven, mentre il terzo di questi è collegato all'elettrodo esplorante. In questa maniera si vengono a ottenere

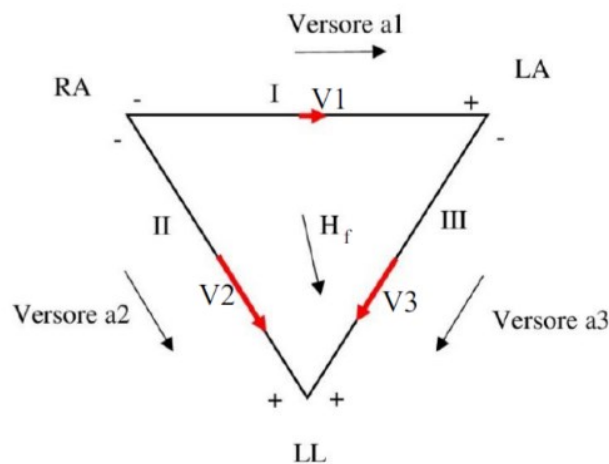


Figura 8 vettore cardiaco H in un dato istante del ciclo cardiaco, proiettato sul piano frontale

le tre derivazioni aVR, aVL e aVF, anche calcolabili direttamente dalla conoscenza di quelle fondamentali di Einthoven:

$$aVR = -\frac{I+II}{2} \quad (5)$$

$$aVL = \frac{I-III}{2} \quad (6)$$

$$aVF = \frac{II+III}{2} \quad (7)$$

Queste due standardizzazioni forniscono un'analisi della proiezione del vettore cardiaco sul piano frontale. Un terzo sistema di standardizzazione degli elettrodi che invece permette di proiettare il vettore cardiaco H sul piano trasversale, è quello delle derivazioni unipolari di Wilson (figura 10).

I sei elettrodi esploranti (V1-V6) sono posti sul torace in prossimità del cuore, delineando il piano trasversale su cui verrà proiettato il vettore. La disposizione standardizzata degli elettrodi prevede il posizionamento di V1 in corrispondenza del quarto spazio intercostale a destra dello sterno, V2 simmetrico a V1 a sinistra dello sterno, V4 nel quinto spazio intercostale sinistro, V3 a metà strada tra V2 e V4, V5 sulla linea ascellare anteriore allineato con V3 e V4, V6 allineato esternamente con V5 e V4.

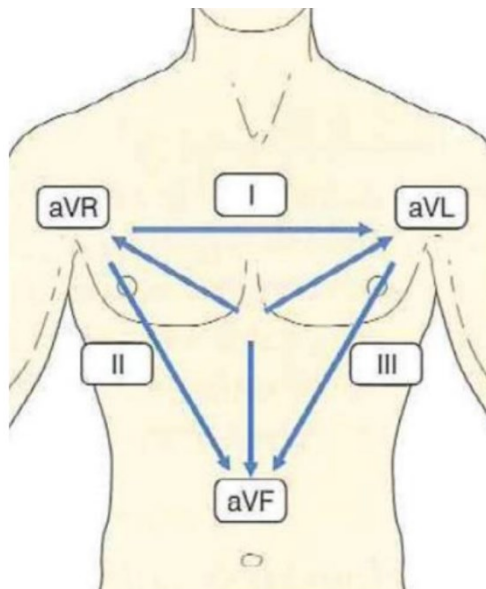


Figura 9 Derivazioni di Goldberger

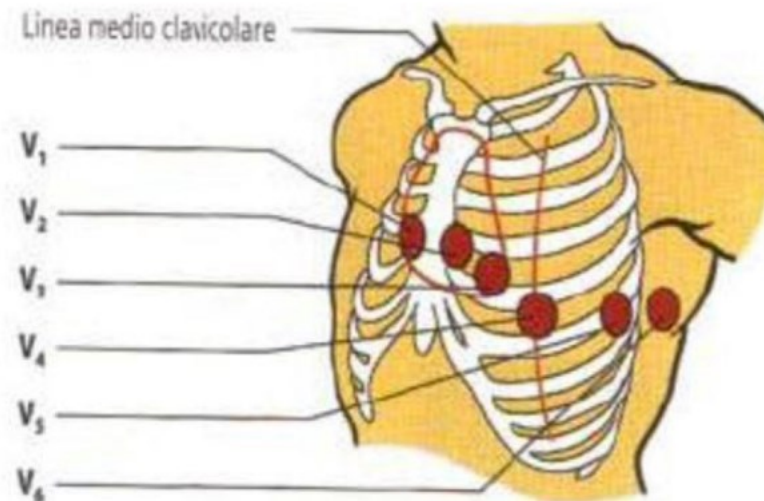


Figura 10 Derivazioni di Wilson

Considerando i tre sistemi contemporaneamente, si arriva a un totale di 12 derivazioni, che consentono di analizzare in maniera standardizzata e completa l'attività cardiaca. Gli eventi osservati dagli elettrodi sono gli stessi, ma i differenti punti di vista dai quali vengono osservati permettono di ricostruire il vettore cardiaco H nella sua interezza per tutto il ciclo cardiaco, tracciando, volta per volta, i potenziali rilevati, andando così a formare l'elettrocardiogramma.

2.3 MORFOLOGIA DEL SEGNALE

Come già visto in figura 6, il risultato dei potenziali dei singoli cardiociti (o più in particolare dei gruppi funzionali che depolarizzano e ripolarizzano nello stesso istante), va a costituire l'elettrocardiogramma (ECG), il tracciato che descrive l'attività elettrica del cuore in funzione del tempo.

Può essere stampato su carta (ECG analogico) o a video su un monitor (ECG digitale), ma in entrambi i casi avrà nel grafico rappresentati i voltaggi (espressi in mV) sull'asse delle ordinate e il tempo (in secondi) sull'asse delle ascisse.

La linea di base del segnale, quella che si rileva in assenza di segnali elettrici, è detta linea isoelettrica. In assenza di condizioni patologiche, un tracciato elettrocardiografico normale, presenta delle deflessioni caratteristiche (onde P e T, complesso QRS) che rappresentano la formazione e la trasmissione dell'impulso elettrico a tutto il sistema di conduzione cardiaco (figura 11). Si osservino le principali onde del segnale:

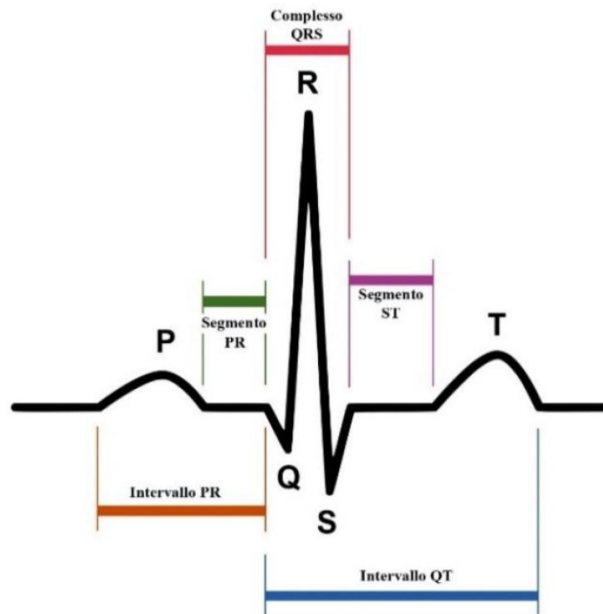


Figura 11 morfologia tracciato ECG

Onda P

La prima onda a essere generata è l'onda P. Essa corrisponde allo stimolo elettrico che origina dal nodo senoatriale che fa depolarizzare gli atri. La piccola dimensione di questo tratto è dovuta al fatto che gli atri non si contraggono in maniera molto forte. L'analisi di quest'onda è importante per valutare la corretta funzionalità ritmica del nodo senoatriale e per verificare eventuali patologie a livello atriale. La durata di questo tratto è inferiore ai 120 ms.

Segmento PR e intervallo PR

L'intervallo PR è il tempo che va dall'inizio dell'onda P (depolarizzazione atriale) all'inizio del complesso QRS (depolarizzazione ventricolare) e dura dai 120 ai 200 ms. Il segmento PR, invece, è il tratto di linea isoelettrica tra la fine dell'onda P e l'inizio del complesso QRS. Rappresenta il passaggio dello stimolo dalla zona atriale a quella ventricolare, quindi, l'attivazione del nodo atrioventricolare. L'elettrodo non rileva alcuna attività elettrica perché il potenziale generato in questa fase è molto basso e perché l'ECG tradizionale rileva solo l'attività del miocardio di lavoro, cioè quella contrattile.

Complesso QRS

Lo stimolo elettrico raggiunge il setto interventricolare generando la curva negativa Q. Da qui l'eccitazione arriva fino all'apice del cuore e dà origine all'ampia onda positiva R. La grande ampiezza deriva dal fatto che la massa contrattile in questa fase è molto elevata. Infine, l'eccitazione

raggiunge le parti basali dei ventricoli generando l'onda S, anch'essa negativa. Il complesso QRS va quindi a descrivere la rapida depolarizzazione ventricolare che avviene, in condizioni non patologiche, in un intervallo di tempo molto breve, di circa 80 ms. In questa fase avviene anche la ripolarizzazione atriale, non visibile nel tracciato ECG a causa delle elevate ampiezze di segnale del complesso QRS.

Segmento ST

Il segmento ST segue il complesso QRS e precede l'onda T. Le cellule dei ventricoli sono depolarizzate e quindi non si rileva alcun movimento elettrico. Si deduce allora che, di norma, questo tratto sia isoelettrico. Il discostamento da questo livello, confrontabile con quello del segmento PR è utile per la diagnosi immediata di patologie anche gravi.

Onda T

Rappresenta la fase di ripolarizzazione dei ventricoli, dopo il complesso QRS. È caratterizzata da una curva discendente più ripida di quella ascendente. L'analisi di quest'onda va effettuata con cautela, poiché la sua morfologia può variare ed essere influenzata da fattori quali lo sforzo fisico, le infezioni, i farmaci, ormoni.

Intervallo QT

L'intervallo QT rappresenta la durata del processo di depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare, identificando tutta l'attività dei ventricoli. Correlate a questa porzione di tracciato ci sono numerose patologie (QT lungo, QT corto), il che comporta un'attenta analisi ed interpretazione dell'intervallo QT da parte del cardiologo.

L'elettrocardiografo analogico è tarato in maniera tale che, stampato il tracciato su carta millimetrata, 1 mV corrisponde ad una deflessione di 10 mm e che la carta scorra ad una velocità di 25 mm/s (avendo ogni millimetro corrispondente a 40 ms) (figura 12). Osservando, quindi, un tracciato ECG si può immediatamente stimare la frequenza cardiaca, premesso ci si trovi in condizioni di battito cardiaco piuttosto regolare. Dividendo infatti 300 (il numero di blocchi di carta millimetrata da 5mm presenti in un minuto di osservazione) per il numero di questi stessi blocchi tra due complessi QRS (più in particolare, l'intervallo RR, tra due picchi R di due battiti successivi), si ottiene la frequenza cardiaca.

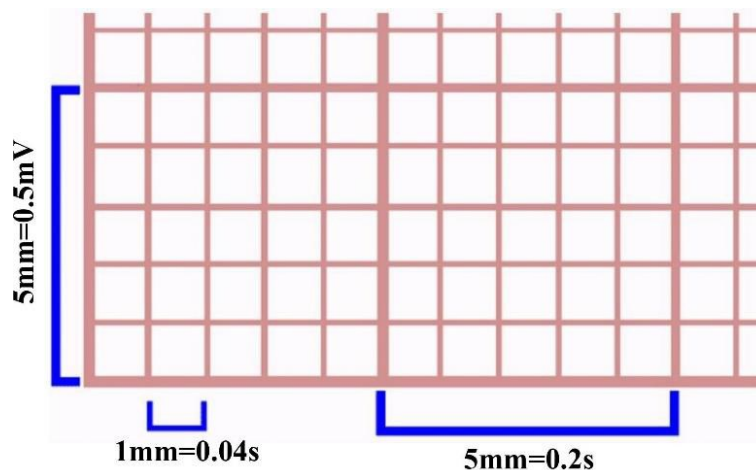


Figura 12 Carta per ECG

2.4 PROBLEMATICHE

Durante l'acquisizione di un segnale ECG su un paziente, gli impulsi rilevati dagli elettrodi non saranno solamente quelli dell'attività del miocardio, ma ci saranno anche ingressi interferenti. Questi disturbi, che si sovrappongono al segnale di interesse andando ad alterare la sua morfologia, possono essere dovuti da:

- Attività muscolare; poiché le contrazioni muscolari (compresi i tremori involontari) sono sorgenti di biopotenziali che, viaggiando attraverso i fluidi corporei conduttivi, arrivano fino alla superficie del corpo e si vanno a sovrapporre al segnale di interesse dell'ECG.
- Rumore provocato dallo slittamento relativo dell'interfaccia elettrodo/pelle.
- Attività respiratoria
- Disturbi elettrici ambientali, come il rumore di rete
- Eventuale presenza di pacemaker.

Principalmente, sui segnali non filtrati, si osserva il rumore causato dall'attività respiratoria e dal rumore di linea. Il segnale necessita quindi di operazioni di filtraggio per essere ripulito senza perdere informazioni importanti. La respirazione genera un rumore a bassa frequenza (0.2-0.3 Hz), che ha come effetto un'oscillazione della linea isoelettrica del segnale. Il rumore di linea, invece, è un disturbo ad alta frequenza (50-60 Hz), che, a differenza del precedente, provoca un ispessimento della linea di base del segnale. L'analisi in frequenza permette quindi di osservare immediatamente i contributi di queste due tipologie di disturbo. Il range di frequenze (teorico) in cui si hanno informazioni sull'attività cardiaca va dai 0.5 Hz ai 150 Hz (tuttavia, per un normale monitoraggio si utilizza il range 0.5-40 Hz e 0.5-200 Hz per fini diagnostici). Per ripulire il segnale occorrono quindi un filtro passa-alto (con frequenza di taglio fissata tipicamente a 0.5 Hz) che elimina il disturbo della

respirazione e un filtro passa-basso (con frequenza di taglio tipica pari a 40 Hz) per eliminare il disturbo del rumore dovuto all'alimentazione di rete. Per quanto riguarda i disturbi dovuti al movimento (attività muscolare), che sono confinati in un range di frequenza molto più ampio (30-200 Hz) insorgono problematiche più importanti. Il filtraggio del segnale in questi casi può portare all'alterazione del segnale in termini di ampiezza, in quanto l'azione del filtro potrebbe interessare anche segnali di interesse (ECG), eliminandoli. Per questo motivo nell'acquisizione di un segnale ECG a riposo per un breve intervallo di tempo, il paziente viene posto sdraiato ed è sollecitato a rimanere in apnea per il periodo dell'acquisizione. Infine, quindi, il reale obiettivo è quello di cercare un buon compromesso tra distorsione in ampiezza e riduzione del rumore, cercando di ottenere il rapporto segnale/rumore ottimale. [4][5][6]

2.5 ANALISI IN FREQUENZA E TACOGRAMMA

Il cuore, grazie all'azione di controllo del SNA, non ha una regolarità nella successione dei suoi battiti, ma c'è una variazione dell'intervallo di tempo che intercorre tra un battito e il successivo. La variabilità del ritmo cardiaco (in inglese *Heart Rate Variability*, HRV), sapendo che la frequenza cardiaca (in inglese *Heart Rate*, HR) è il numero di battiti cardiaci al minuto, è l'oscillazione della frequenza cardiaca su una serie di battiti cardiaci consecutivi per un periodo di osservazione variabile. Questo valore (HRV) è considerato quindi un indice della capacità del cuore di rispondere alle variazioni (fisiologiche, ma anche psicologiche) dell'organismo e della funzionalità dei sistemi simpatico e parasimpatico. [7]

È noto infatti che, nonostante il tessuto cardiaco del nodo SA sia in grado di generare gli impulsi elettrici ad una frequenza di circa 100 bpm, la stimolazione simpatica può far aumentare l'HR fino a 230bpm, mentre quella parasimpatica può rallentarla fino a 20bpm o addirittura far fermare il cuore per qualche secondo. Sommando tutti questi contributi si ottiene che l'HR medio nell'arco delle 24 ore in un soggetto sano, è di circa 70/73 bpm.[1][3]

Tra HR e HRV, inoltre, sussiste una relazione; se l'HR aumenta, aumenta la frequenza con cui si ripetono i cicli cardiaci, quindi, la variabilità dell'intervallo del periodo cardiaco diminuisce (HR aumenta e HRV diminuisce). Viceversa, se l'HR diminuisce, il periodo tra un ciclo cardiaco e il successivo aumenta, la frequenza dei battiti scende e la variabilità del ritmo cardiaco cresce (HR diminuisce e HRV cresce). Un ottimo livello di HRV riflette uno stato di salute dovuto a capacità di adattamento, resilienza, adattabilità ai diversi eventi fisiologici o psicologici. [3]

Esistono vari metodi per calcolare l'HRV. Si possono effettuare acquisizioni elettrocardiografiche per l'analisi dell'HRV a breve, ultra-breve e lungo termine (rispettivamente di circa 5 min, meno di

5 min e 24 ore). Inoltre, l'HRV si può descrivere usando, oltre alle misurazioni nel dominio del tempo, anche quelle nel dominio della frequenza.[7]

Nel dominio della frequenza per rappresentare la serie degli intervalli RR si riporta in ascissa il numero di battiti successivi (adimensionale), mentre in ordinata la durata temporale dell'intervallo RR. In questa maniera si ottiene una serie campionata uniformemente, il tacogramma (figura 13). Si può, inoltre, effettuare la trasformata di Fourier che, elevata al quadrato, genererà una stima della potenza spettrale. Tramite questo strumento si implementa lo studio dell'HRV. L'analisi della densità spettrale di potenza (Power Spectral Density, PSD) fornisce informazioni su come l'ampiezza della variabilità (ovvero la potenza), è distribuita in funzione della frequenza. Nello spettro si identificano quattro componenti dell'HRV, ognuna delle quali ha diversi valori di intensità in base alle diverse gamme di frequenza: la Ultra Low Frequency (ULF), la Very Low Frequency (VLF), la Low Frequency (LF) e la High Frequency (HF). Queste componenti permettono di osservare il comportamento dell'azione di controllo del SNA. Infatti, l'alternarsi dell'azione dei sistemi simpatico e parasimpatico si traducono in oscillazioni dell'HR intorno a quello medio.

La banda HF va dai 0.15 ai 0.4 Hz ed è centrata attorno al picco spettrale a 0.25 Hz. Riflette l'attività parasimpatica ed è anche detta banda respiratoria in quanto rappresenta le variazioni dell'HR legate al ciclo respiratorio. Una inferiore potenza HF (un valore basso del picco corrispondente alle HF sullo spettro di potenza) è associata a una ridotta capacità di autoregolazione e delle funzioni cognitive che si verificano in condizioni di stress, panico, ansia e preoccupazione. Inoltre, il blocco vagale totale elimina le oscillazioni HF, ma riduce anche la potenza LF e VLF; si può concludere quindi che tutta l'HRV è generata da meccanismi parasimpatici. La potenza HF può aumentare di notte e diminuire durante il giorno.[3][7]

La banda LF è compresa tra 0.04 e 0.15 Hz e comprende le componenti fisiologiche a lenta oscillazione. Si è dimostrato che, oltre a riflettere l'attività simpatica, è influenzata anche dall'attività baroriflessa mediata dal vago (veniva appunto chiamata "gamma dei barocettori"). In linea di massima la si può comunque considerare per il rapporto LF/HF, che misura l'equilibrio simpato-vagale, ipotizzando, cioè, che l'attività simpatica e vagale siano associate esclusivamente ai valori delle LF e delle HF rispettivamente. [3][7]

La banda VLF è compresa tra 0.0033 e 0.04 Hz e riguarda i meccanismi di regolazione a lungo termine e l'attività del SNA relativi a termoregolazione e altri fattori ormonali.

La banda ULF, infine, è al di sotto dai 0.0033 Hz e l'oscillazione circadiana dell'HR è la principale fonte di tale potenza, anche se in realtà probabilmente è dovuta anche all'azione di processi biologici regolatori molto lenti. [3][7]

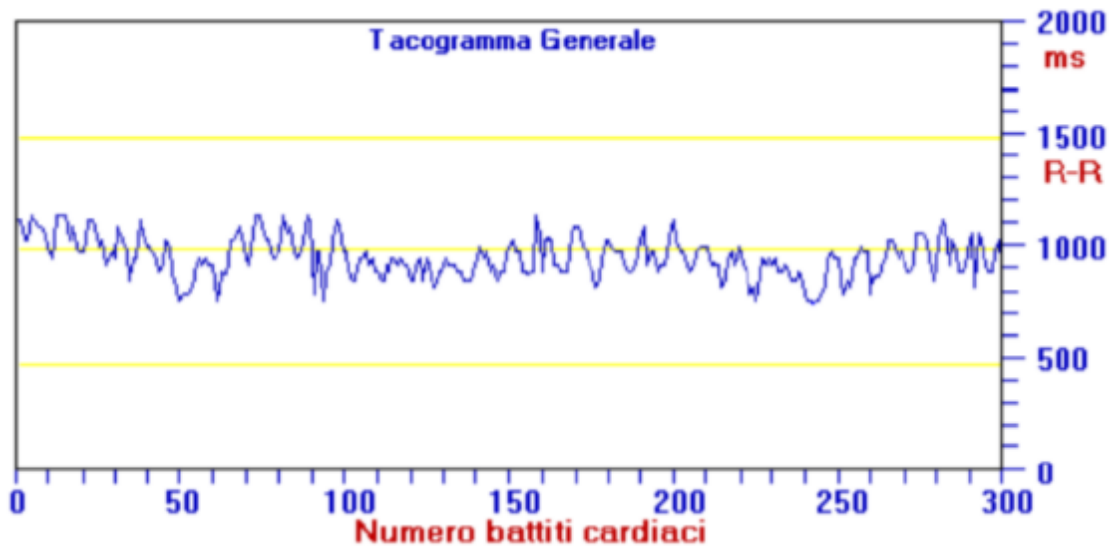


Figura 13. Tacogramma, in ascissa sono riportati il numero successivo di battiti, in ordinata la durata temporale degli intervalli RR

Determinare il rapporto LF/HF significa, quindi, stimare la relazione tra il sistema nervoso simpatico e quello parasimpatico, considerando che l'attività del primo contribuisca a far variare la potenza LF, mentre, quella del secondo, la potenza HF. Un alto LF/HF evidenzia una dominanza simpatica, un basso rapporto quella parasimpatica. [7]

2.6 DISPOSITIVI INDOSSABILI

La salute digitale è un termine generico per descrivere l'uso di informazioni digitali, dati e tecnologie di comunicazione per raccogliere, condividere e analizzare le informazioni sanitarie al fine di migliorare la salute del paziente, l'istruzione e la fornitura di assistenza sanitaria. Questo concetto comprende la telemedicina, le cartelle cliniche elettroniche, il monitoraggio dei dispositivi impiantabili, i dati dei sensori indossabili, l'analisi e l'intelligenza artificiale, la salute comportamentale e la medicina personalizzata. Tra questi, la medicina mobile, o 'mHealth', è una componente della salute digitale, definita dall'Organizzazione mondiale della sanità come "pratica medica e di salute pubblica supportata dai dispositivi mobili, come telefoni cellulari, dispositivi di monitoraggio del paziente, assistenti digitali personali e altri dispositivi wireless". [13]

Il sistema di mHealth è ampiamente disponibile sotto forma di prodotti di consumo che penetrano nella maggior parte dei settori della società, compresi individui senza diagnosi mediche formali. I dati possono essere auto-monitorati piuttosto che valutati dai professionisti sanitari. L'intersezione di queste due modalità apre un ampio spettro di opportunità nell'ambito dello screening della popolazione, sorveglianza per le malattie non diagnosticate, gestione delle malattie e consentendo assistenza sanitaria.

Le tecnologie mHealth, applicazioni e sensore dedicati, all'interno o in aggiunta ai dispositivi di comunicazione mobile, consentono agli utenti di monitorare, raccogliere e condividere dati fisiologici e sanitari. Le loro applicazioni spaziano dalla diagnostica, al supporto decisionale, alla gestione della malattia e alla valutazione dell'aderenza dei farmaci.

Gli strumenti mHealth permettono un monitoraggio indefinito e ampliano l'applicazione a una serie di condizioni e popolazioni di pazienti. C'è stato, inoltre, un rapido sviluppo e integrazione di sensori diagnostici in dispositivi di consumo come smartwatch, fitness band e smartphones.

Una tipologia di strumenti sono i dispositivi *palmari*, che funzionano senza hardware aggiuntivo. Questi generano registrazioni ECG brevi (30 secondi-1 minuto), singole o a più derivazioni grazie alla presenza di due o tre elettrodi. Alcuni di essi visualizzano i tracciati su un monitor, ma possono anche memorizzare i tracciati ECG che potranno essere a loro volta caricati su un computer per la revisione e per essere condivisi in rete tra i medici. I tradizionali dispositivi basati sull'interfaccia di cavi e fili, sono stati sostituiti da soluzioni con elettrodi incorporati in *cerotti adesivi*. Questi sono più resistenti all'usura, garantendo meno errore e maggior tempo di acquisizione. Dopo il periodo di monitoraggio il dispositivo viene restituito al produttore/fornitore per l'estrazione dei dati e analisi mediante un algoritmo proprietario. Poiché questi cerotti non hanno elettrocateteri esterni, sono stati considerati più confortevoli dal 94% dei pazienti rispetto all'Holter, garantendo, però, allo stesso momento, un'evidente concordanza nei tracciati acquisiti dai due diversi dispositivi. I sistemi *biotessili* sono stati implementati proprio per rispondere a questa esigenza. Catturano il segnale tramite elettrodi integrati nell'indumento indossabile che garantiscono fino a 12 derivazioni complete di selezione. I dati acquisiti possono essere memorizzati in schede di memoria o trasmessi in tempo reale tramite Bluetooth. Oltre all'ECG, alcuni dispositivi forniscono dati sull'intensità dell'attività, sulla funzione respiratoria e sulla qualità del sonno. Recentemente sono emerse soluzioni in dispositivi abbinati a smartphone (*smartwatch*). Questi consentono di eseguire un tracciato ECG a una derivazione, di solito fino a 30 s o più, posizionando il dito di ciascuna mano sui due elettrodi, solitamente situati sul telefono, custodia o scheda esterna. Il segnale viene poi inviato ad un'app di interpretazione integrata. Alcuni smartwatch, però, possono anche usufruire di tecniche di *fotoplethismografia*, una tecnica ottica che utilizza una fonte di luce e un fotorilevatore in modo da sfruttare le funzionalità dell'hardware già presente senza ausilio di app esterne. Questa tecnica evita l'instabilità degli artefatti di movimento dei sensori ECG e può essere misurata passivamente. Negli smartwatch è usata per misurare frequenza cardiaca e ritmo.[13]

Per analisi elettrocardiografiche uno degli strumenti indossabili che può essere utilizzato è il BioHarness 3.0 Zephyr technology. Questo è un dispositivo di monitoraggio (telemetrico) di soggetti

non infanti utilizzabile in vari ambienti e condizioni. È costituito da una fascia toracica e da un modulo elettronico da applicare sulla stessa. Il dispositivo memorizza e trasmette i dati di alcuni parametri vitali significativi, oltre, appunto, al segnale ECG: la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria, orientamento del corpo e attività motoria. Il segnale ECG è misurato dal BioHarness 3.0 tramite una funzione per rilevare e trasmettere segnali ECG a una singola derivazione. I dati acquisiti vengono memorizzati nel modulo elettronico tramite collegamento bluetooth, mentre l'analisi finale degli stessi avviene per mano dell'utente in grado di collegare tramite collegamento USB, il modello elettronico del dispositivo ad un computer contenente il software associato (figure 14-15).

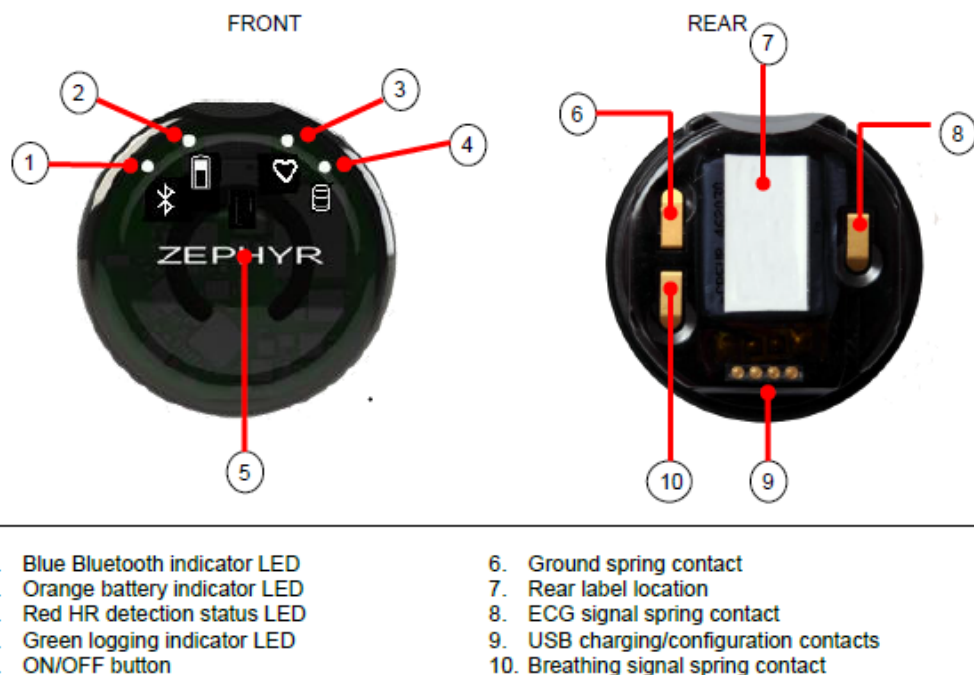
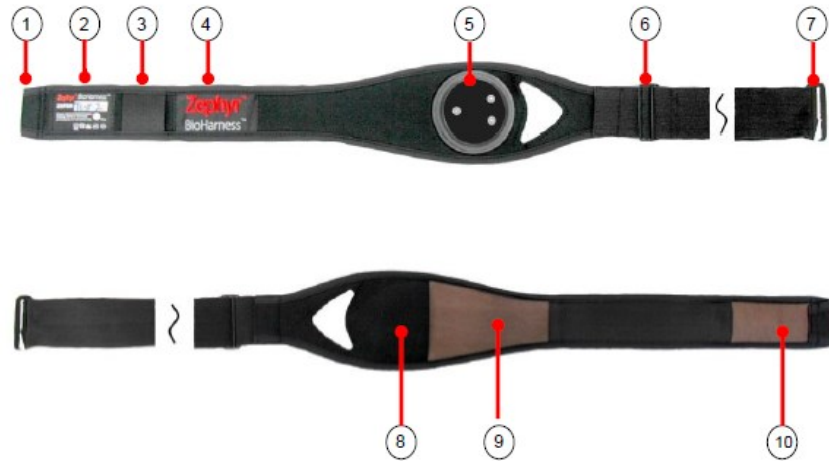


Figura 14 modulo elettronico del dispositivo BioHarness 3.0



- | | |
|--|---|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. Main fastener sleeve 2. Wash, size and serial # label 3. Loop for optional shoulder strap 4. Zephyr brand label 5. BioHarness module receptacle and sensor contacts 6. Size adjustment slider buckle | <ol style="list-style-type: none"> 7. Main fastener hook 8. Internal breathing sensor location 9. Conductive ECG sensor pad 10. Conductive ECG sensor pad |
|--|---|

Figura 15 fascia toracica BioHarness 3.0

Prima di utilizzare il dispositivo devono essere controllati vari fattori:

- Che il valore della batteria interna sia sufficientemente carico
- L'integrità della fascia toracica
- La configurazione del dispositivo, cioè se impostato in funzione transmit/log mode o entrambe
- Conferma che nel soggetto d'interesse non siano presenti pacemaker o defibrillatori
- Conferma che la banda toracica sia della corretta misura e confortevole per il soggetto

La fase operativa prevede, invece, i seguenti step successivi:

- Posizionamento del modulo elettronico nell'apposito sito della fascia toracica
- Predisporre le zone conduttive in cui sono presenti gli elettrodi ad una migliore conduzione del segnale d'interesse grazie all'apporto di acqua
- Applicare indosso al paziente la fascia toracica e aggiustarla secondo la comodità del soggetto
- Accendere il modulo elettronico
- Confermare l'operazione di utilizzo tramite gli indicatori LED
- Confermare la ricezione dei dati tramite il software dedicato

Il comportamento dei LED sul modulo elettronico permette anche di visualizzare la modalità in cui il dispositivo opera, in base alle sequenze di impulsi luminosi riportate in figura 16.

L'uso del dispositivo è finalizzato a fornire informazioni fisiologiche contestuali, andrebbe, quindi, utilizzato come ausilio nel processo diagnostico. È inoltre importante sapere che lo strumento potrebbe riportare dei valori dei parametri fuori determinati range di tollerabilità.

L'interpretazione di tali dati dovrebbe essere integrata da una o più delle seguenti informazioni:

- Conoscenza dei normali valori fisiologici del soggetto
- Condizioni fisiologiche o mediche preesistenti
- Fattori ambientali, meccanici o dovuti al movimento che possono influenzare la misurazione
- Livello di attività del soggetto o comunque di altre attività che possono influenzare i dati

[14]



Figura 16 Elenco funzioni e stato delle funzioni del BioHarness 3.0 quando indossato

3. STRESS

3.1 DEFINIZIONE

Il termine stress può indicare entrambi i momenti che caratterizzano il fenomeno stesso: lo stimolo e la risposta. Questa ambiguità semantica è stata poi risolta con l'introduzione del termine *stressor* per descrivere l'agente scatenante, così da lasciare al termine stress solo la definizione della condizione dell'organo colpito. Inoltre, data la presenza del dubbio nell'identificare questo fenomeno come fisiologico o patologico, sono utilizzati anche i termini *eustress* e *distress*, rispettivamente, per lo stress positivo e quello negativo. [8]

Il sistema del corpo umano è organizzato in modo tale da mantenere e garantire l'omeostasi. Questo equilibrio è però perturbato dagli agenti stressanti, legati a fattori interni o esterni, che implicano il bisogno di ristabilire la stazionarietà fisiologica delle funzioni del corpo umano. L'azione di contrasto a questo disequilibrio è l'attivazione dello stress acuto, in grado di innescare dei cambiamenti limitati nel tempo sia a livello fisico che emotivo. [9]

Questo tipo di risposta è adattiva, permettendo cioè di migliorare le possibilità di sopravvivenza, grazie alla migliore gestione delle variazioni dell'ambiente interno ed esterno. Nel caso in cui la condizione di stress fosse percepita come intensa, ripetitiva (stress acuto ripetuto) o prolungata (stress cronico), la risposta dell'organismo sarebbe disadattiva, cioè i sistemi fisiologici subirebbero un sovraccarico e un'usura del sistema di risposta alle variazioni. Come conseguenza di queste situazioni si possono individuare disturbi funzionali seguiti da reazioni come depressione, ansia e malattie di organo. [10]

Si definisce così la sindrome generale di adattamento (SGA), secondo la quale lo stress è un insieme di modificazioni aspecifiche che compaiono in un organismo esposto all'azione di un agente stressante, indipendentemente dalla sua natura, che può essere chimica o fisica. [8]

3.2 LE RISPOSTE DELL'ORGANISMO

Il sistema dello stress che si attiva a seguito delle suddette variazioni è formato da: il sistema nervoso centrale, più in particolare con l'asse ipotalamo-ipofisi-surrene; il sistema nervoso autonomo e l'asse simpatico-adreno-midollare e il sistema immunitario, che interagiscono con gli altri tessuti e organi della periferia dell'organismo. Lo stress agisce in modo nervoso e chimico: il primo ha una risposta veloce e istantanea, mentre il secondo ne ha una più lenta; entrambe queste tipologie di risposta attivano le ghiandole surrenali stimolandole alla produzione di noradrenalina (NA), adrenalina e cortisolo, noti anche come ormoni dello stress. La SGA prevede generalmente due fasi.

La prima è caratterizzata dalla risposta acuta allo stress, chiamata risposta "combatti o fuggi" e mediata da meccanismi psicofisici. La secrezione di NA e adrenalina porta un'attivazione generale

dell'organismo, in cui energia e risorse sono indirizzati verso vasi sanguigni, cuore, polmoni, ghiandole e muscoli, a discapito degli organi con funzioni vegetative. In questa fase aumenta il ritmo cardiaco, si assiste a fenomeni di vasodilatazione, aumenta la frequenza respiratoria e vengono velocizzate anche le attività metaboliche. Inoltre, si avverte anche un aumento della temperatura e della sudorazione, accompagnato anche dall'attivazione del sistema immunitario, portato alla produzione di cellule immunitarie e anticorpi. L'adattamento comportamentale allo stress è, invece, regolato da un incremento dell'attività cerebrale, stimolando concentrazione, attenzione e rapidità decisionale attraverso dei mediatori chimici.

Qualora il fattore stressante sussista anche dopo questa prima risposta, si ha la risposta secondaria, di natura chimica. In questa fase vengono stimulate le zone corticali del surrene, che producono così cortisolo. Questo ha effetti sia fisici che psichici: aumenta la disponibilità di glucosio per fronteggiare le elevate richieste energetiche e incrementa gli effetti dell'azione del simpatico per rendere più efficiente il sistema immunitario. L'attivazione di quest'ultimo è fondamentale, ma allo stesso tempo molto dispendiosa. Per questo motivo, non appena non viene più percepito l'agente stressante, si attiva il parasimpatico, che antagonisticamente al simpatico, ha un effetto calmante. Se ciò non avvenisse si avrebbe, infine, la fase di esaurimento in cui l'organismo viene sopraffatto, con conseguenze sfavorevoli permanenti, fisiche e mentali. [9][10]

3.3 STRESS DA ANSIA/PAURA NELLE PROFESSIONI ARTISTICHE

L'ansia è una condizione particolarmente rilevante in personale che svolge professioni in ambito artistico, per via della costante pressione che vivono ad esibirsi in pubblico. Generalmente l'ansia per gli artisti, parlando di predisposizione genetica e vulnerabilità psicologica al suo sviluppo, tende a manifestarsi a livello emotivo con uno stato di tensione, apprensione, paura o panico. Queste manifestazioni si possono osservare su tre livelli:

- i. Cognitivo, con la paura di diventare ansioso, la perdita di concentrazione, disattenzione, distraibilità, fallimenti di memoria;
- ii. Fisico, con aumento del battito cardiaco, della sudorazione, abbassamento della salivazione, difficoltà a respirare, disturbi gastrointestinali;
- iii. Comportamentale, con tremolio delle mani o ginocchia, rigidità, difficoltà a mantenere la postura e a compiere movimenti naturali.

I sintomi ansiosi si possono osservare anche giorni o settimane prima e/o dopo delle performance, non necessariamente a ridosso della stessa, con interferenze nella vita interpersonale del soggetto.

Il tema si può affrontare in maniera univoca e interscambiabile tramite l'analisi dell'ansia da palcoscenico, ansia da prestazione e ansia sociale.

L'ansia sociale è definita come il timore marcato e persistente di una o più situazioni sociali o di prestazione in cui la persona si trova esposta a persone che non conosce o al possibile giudizio degli altri. Il soggetto teme di agire in un modo che potrebbe essere umiliante o imbarazzante. La classificazione dell'ansia sociale nei sottotipi "generalizzata" (ansia nelle relazioni interpersonali generali), "non generalizzata" (sperimentata in situazioni di giudizio) e "specificata" (manifestata alle sole situazioni di prestazione) potrebbe spiegare l'ansia da prestazione degli artisti come una forma di ansia sociale. Inoltre, per questa categoria di soggetti, si può identificare questo fenomeno come fobia sociale, cioè la paura del giudizio degli altri, che in questo caso è proprio il pubblico. [11]

3.4 CORRELAZIONE TRA STRESS E VARIABILITÀ DEL RITMO CARDIACO

È noto che lo stress abbia un contributo variabile riguardo agli esiti negativi che ha sulla salute, ma gli stressor psicologici non sono assimilati in maniera uguale da ogni individuo.

Quando un soggetto valuta un fattore di stress come minaccioso, si vengono a suscitare a livello mentale una serie di risposte emotive e fisiologiche. Tra queste è inclusa anche l'attivazione del sistema nervoso autonomo come risultato di uno sbilanciamento simpato-vagale dovuto all'attivazione del sistema simpatico e una disattivazione di quello parasimpatico. Il primo, stimolando le ghiandole surrenali al rilascio di cortisolo ed epinafrina, fa sì che aumenti il valore di HR, della concentrazione di glucosio nel sangue e della frequenza respiratoria; viceversa, il parasimpatico svolgerà le azioni complementari di inibizione. Quindi, è normale e sano che l'organismo disponga di questi meccanismi di contromisura agli stressor. [15]

L'HRV riflette le attività del sistema nervoso autonomo, quindi può essere usato per valutare le funzioni simpatica e parasimpatica. In particolare, una bassa HRV è indice di un HR monotonamente regolare che è quindi associabile a funzioni alterate del sistema nervoso autonomo regolatorio che riducono la capacità dell'organismo di adattarsi ai diversi stimoli esterni ed interni. È per questo che l'analisi dell'HRV può essere considerata un metodo per misurare l'attività del SNA in situazioni cliniche come quelle di stress. La reazione automatica allo stress, si riferisce a cambiamenti del valore di HR e di HRV o di pressione sanguigna, dovuti all'iperattivazione del sistema simpatico e a una disattivazione di quello parasimpatico. Una HRV bassa in questo caso suggerisce che l'organismo è più predisposto a depressione e malattie cardiovascolari, mentre un valore alto della stessa indica che il corpo reagisce ed ha buone capacità di adattamento alle condizioni di disequilibrio omeostatico. Nelle condizioni di stress si ha una diminuzione dei parametri nel dominio del tempo e della frequenza dell'HRV. in genere si riporta un aumento del rapporto LF/HF dovuto alla diminuzione dell'HF e all'aumento dell'LF per via della bassa attività parasimpatica. Inoltre, si è osservato che lo stress

mentale porta ad un aumento della prevedibilità, della regolarità dell'intervallo RR e di conseguenza della riduzione della complessità, con un andamento dei segnali più stabile e periodico. [12][15]

4. ACQUISIZIONE SU UN SOGGETTO DURANTE UNA PERFORMANCE TEATRALE E ANALISI DEI DATI

4.1 DESCRIZIONE DEL SOGGETTO

Lo studio è stato effettuato su un soggetto femminile di 18 anni; altezza e peso, rispettivamente di circa 175 cm e 52 kg. Il soggetto svolge attività di studio di recitazione teatrale a livello dilettantistico da due anni, seguendo un corso che ha portato alla messa in scena di due spettacoli, ai quali il soggetto ha preso parte. In particolare, il secondo è stato quello preso in analisi, svoltosi in sede teatrale. Le precedenti esperienze del soggetto sul palco erano completamente diverse dalle dinamiche dello spettacolo analizzato. La prima recitazione era stata di carattere classico e monologato, mentre l'interazione tra i personaggi del secondo spettacolo era molto più accentuata e immersa in un contesto più moderno.

Inoltre, è importante citare anche la predisposizione del soggetto a partecipare attivamente ad attività socialmente stimolanti come, ad esempio, nell'ambiente scolastico (ruoli importanti nei consigli studenteschi).

4.2 PREPARAZIONE DEL SOGGETTO

Le acquisizioni sono state effettuate con l'ausilio del BioHarness 3.0-Zephyr sopra descritto.

Il modulo dello strumento mantiene in memoria la configurazione utilizzata nell'ultimo impiego dello stesso. Per confermare o cambiare configurazione lo si collega a un pc nel quale è presente il software appropriato, come il Zephyr Config Tool. Il dispositivo può quindi essere configurato per trasmettere dati via Bluetooth e/o memorizzarli nella memoria interna. Accendendolo, poi, per l'utilizzo avvierà una o entrambe le modalità.

Per far sì che il dispositivo performi come ci si aspetta, si deve posizionare la fascia correttamente con un adeguato livello di tensione al livello del torso del soggetto, in modo da garantire la stabilità del dispositivo in posizione.

Per performance ottimali si devono bagnare le superfici interne della fascia in corrispondenza di dove sono posizionati gli elettrodi per aumentare la conducibilità.

Una volta posizionato correttamente il modulo elettronico sulla fascia dovrebbe trovarsi direttamente sotto l'ascella sinistra del soggetto.

A questo punto il dispositivo viene acceso con la modalità di utilizzo desiderata già impostata e tramite il sensore dedicato, posizionato in prossimità della base dove è posto il modulo elettronico, rileva se è presente attività respiratoria e, in caso di riscontro positivo, avvia l'acquisizione dei parametri.

4.3 PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE E ANALISI DEI DATI

Le misurazioni dei parametri di interesse ai fini dell'analisi della correlazione tra HRV e stress dovuto all'ansia relativa alla recitazione teatrale sono state effettuate nell'arco di due giornate, tra il 10 e l'11 giugno 2022.

Nella prima data è stata effettuata un'acquisizione di dati in condizioni di rilassamento del soggetto. Durante questa prima misurazione, della durata di un'ora, il soggetto non ha svolto sforzi particolari, ma ha passato il tempo dell'acquisizione in casa a conversare e a svolgere attività di cura del corpo, quindi, lo studio dei parametri di interesse sarà per buona parte relativo alle condizioni di stress nella determinata situazione.

Il giorno successivo, invece, l'acquisizione ha avuto la durata di circa quattro ore, un tempo più prolungato che ha permesso di ottenere i dati, non solo durante la prima messa in scena dello spettacolo, ma anche durante l'ultima prova generale e nei momenti appena antecedenti all'entrata in scena. In particolare, la prova generale è iniziata due minuti dopo l'inizio dell'acquisizione ed è durata circa novanta minuti. Due ore e venti minuti dopo l'inizio della misurazione (140 minuti) è, invece, entrata in scena la compagnia teatrale per la prima dello spettacolo. Occorre citare anche un errore di scena avvenuto attorno alla terza ora di acquisizione. Infine, dopo 220 minuti, sempre dall'inizio dell'acquisizione, lo spettacolo si è concluso.

Al termine delle acquisizioni i dati sono stati poi scaricati dal modulo elettronico dello strumento di misura ed inseriti in fogli Excel, dopodiché, sono stati elaborati con lo strumento di calcolo numerico offerto da *MATLAB*. In particolare, i valori di HR sono stati prima convertiti in millisecondi (ms) per studiare l'intervallo RR e non direttamente l'HR, poi, divisi in intervalli di 5 minuti (finestre di osservazione di 300s) centrati a 2 secondi e mezzo, all'interno dei quali sono stati calcolati i valori medio dell'intervallo RR stesso e la sua deviazione standard (cioè l'HRV).

4.4 RISULTATI OTTENUTI

Di seguito vengono riportati i dati delle acquisizioni effettuate durante le giornate del 10 e dell'11 giugno 2022.

In figura 17 si osserva l'andamento generale dei valori della media e della deviazione standard dell'intervallo RR, espresso in millisecondi (ms), in funzione del tempo, nella prima giornata in cui il soggetto è rimasto a riposo, per poter così avere dati confrontabili in presenza o meno di ansia da palcoscenico.

In figura 18, invece vengono riportati gli analoghi valori relativi, però, alla giornata dell'11 giugno, nella quale si è tenuto lo spettacolo teatrale.

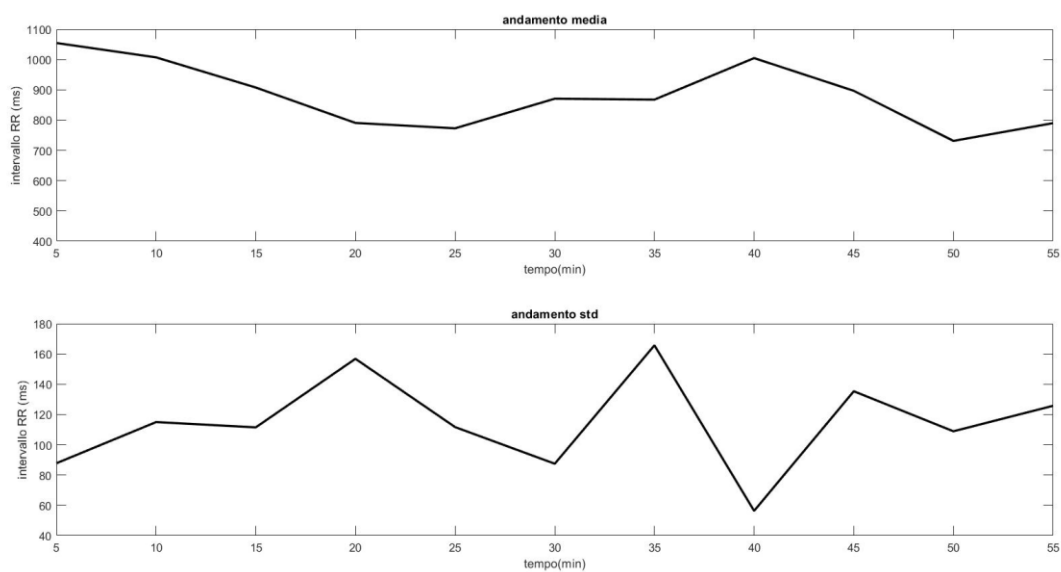


Figura 17. Andamento del valor medio e della deviazione standard dell'intervallo RR (espresso in millisecondi), in funzione del tempo rappresentato in finestre di osservazione di 5 minuti, della giornata del 10 giugno.

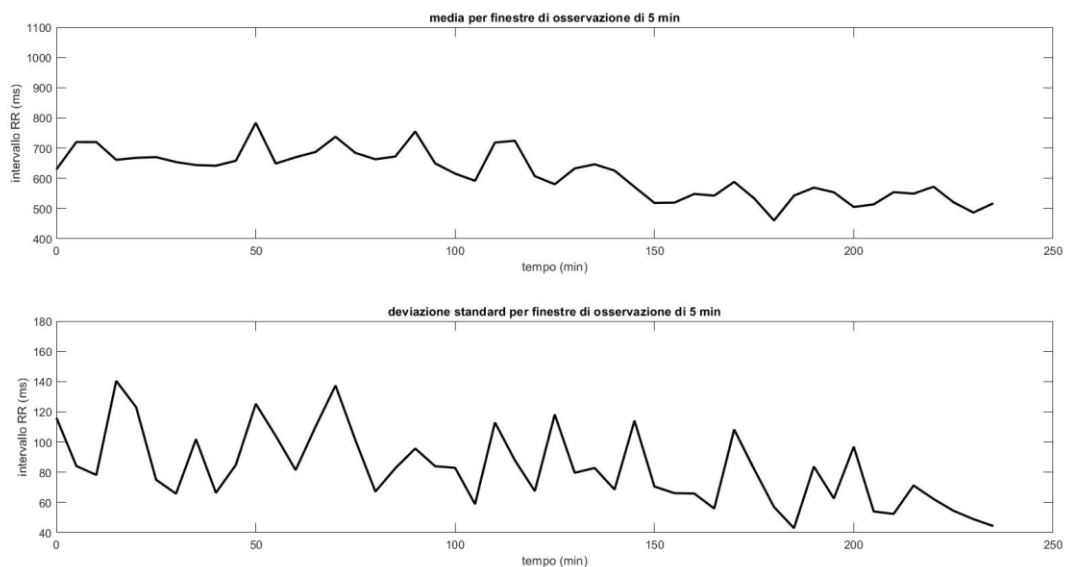


Figura 18. Andamento del valor medio e della deviazione standard dell'intervallo RR (espresso in millisecondi), in funzione del tempo rappresentato in finestre di osservazione di 5 minuti, della giornata dell'11 giugno.

Nel particolare di figura 19 è evidenziato un tratto tra due finestre di osservazione consecutive della giornata del 10 giugno. Si può notare come, contemporaneamente ad un valore costante di media dell'intervallo RR, ci sia un valore crescente di variazione standard (HRV) degli stessi valori.

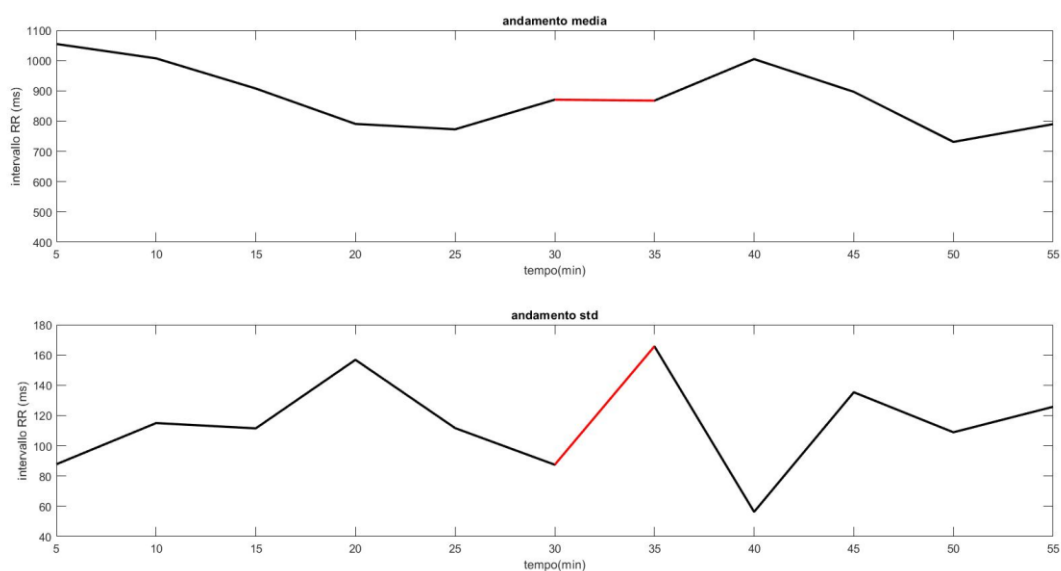


Figura 19. Particolare di un intervallo tra due finestre di osservazione consecutive durante la giornata del 10 giugno

Nella figura 20 sono riportati evidenziati i valori in corrispondenza dei momenti, nella giornata dell'11 giugno, in cui è stata svolta la prova generale per lo spettacolo (in verde) e lo spettacolo vero e proprio (in rosso).

In figura 21 sono invece evidenziati i valori in corrispondenza di due momenti particolari: l'inizio dello spettacolo (in rosso) e un errore di scena (in verde).

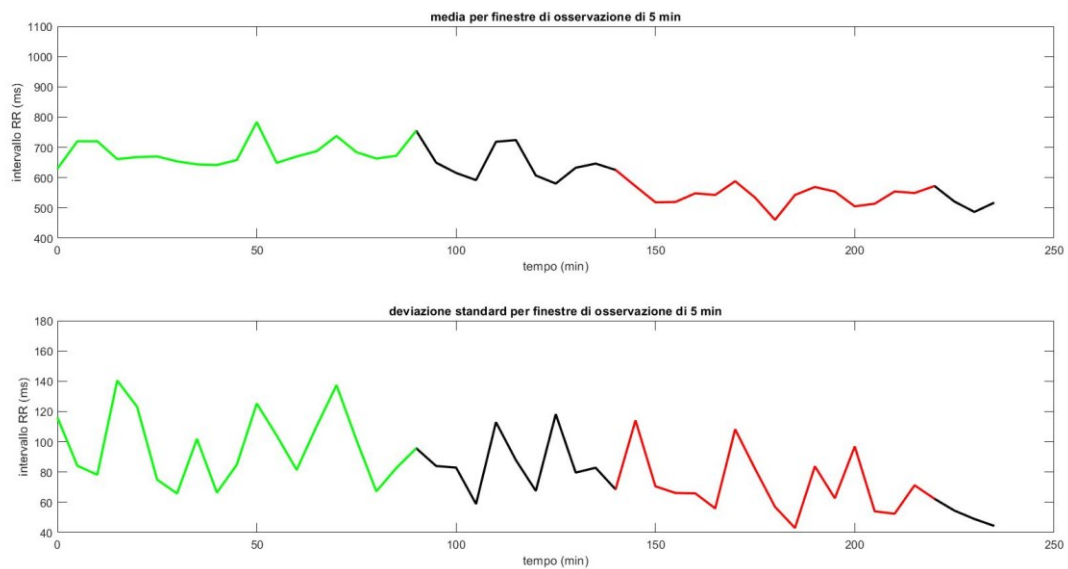


Figura 20. Particolari evidenziati in verde (prova generale) e in rosso (durata spettacolo) dei valori acquisiti nella giornata dell'11 giugno.

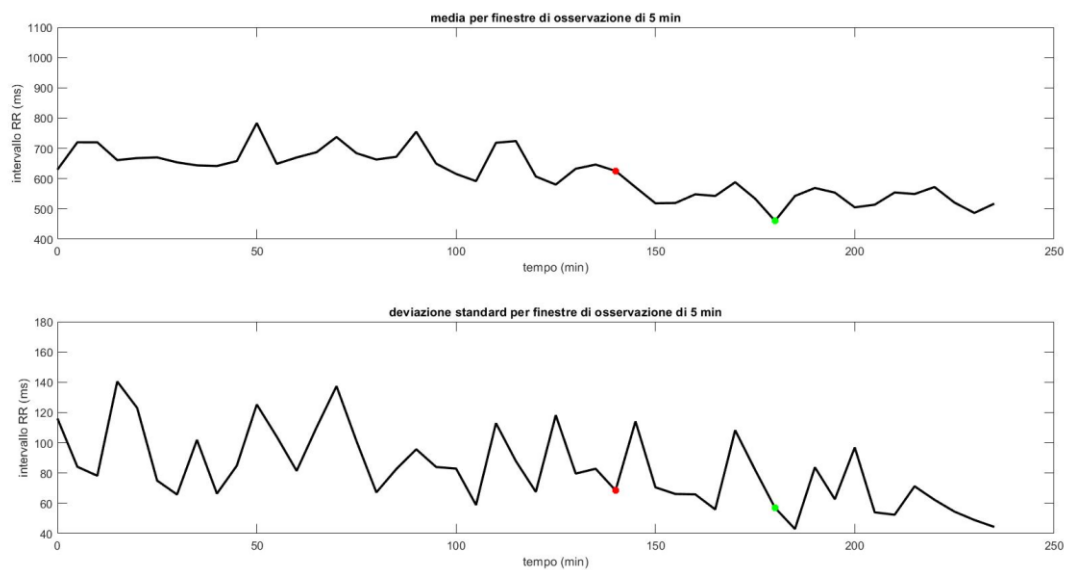


Figura 21. In rosso sono evidenziati il valore medio e la deviazione standard dell'intervallo RR in corrispondenza dell'inizio dello spettacolo, mentre in verde, durante l'errore di scena.

4.5 DISCUSSIONE

Confrontando i risultati delle due osservazioni, seppur di diversa durata, si notano elementi caratteristici nei tracciati dell'andamento della media dell'intervallo RR e della deviazione standard (quindi HRV) in intervalli di 5 minuti.

Nei dati acquisiti nella giornata dello spettacolo si può osservare che il valore medio dell'intervallo RR non supera mai il valore di 800 ms, mentre nell'osservazione del 10 giugno il valore minimo dello stesso parametro ha come minimo assoluto 750 ms. Da ciò si può evincere che, oltre alle condizioni di sforzo motorio sicuramente non trascurabili, molto minori e molto meno dispendiose nella giornata del 10 giugno rispetto a quelle del giorno successivo, lo stress emotivo ha provocato un aumento dell'HR.

In figura 20 si può notare anche quanto il valore medio dell'intervallo RR si abbassi durante lo spettacolo rispetto ai valori che aveva durante la prova generale. Questi dati sono, ovviamente, anche soggetti all'esercizio motorio dovuto alla recitazione stessa ed alla preparazione scenica. Durante lo spettacolo, però, si possono individuare due momenti in particolare dove i valori di HR e HRV riflettono principalmente la risposta allo stress emotivo e quindi all'ansia da palcoscenico (figura 21). Il primo, dopo 140 minuti, in corrispondenza dell'imminente inizio dello spettacolo, evidenzia il valore di massimo relativo dei valori dell'HR durante lo spettacolo. Da quel momento in poi e fino alla fine della registrazione, infatti, il valore dell'RR medio è sempre stato inferiore al dato in corrispondenza dei 140 minuti. L'HRV, inoltre, sempre in corrispondenza di questa finestra di osservazione, presenta un picco di minimo relativo, diminuisce, quindi, la variabilità del ritmo cardiaco ed aumenta la prevedibilità dell'intervallo RR, come volevasi dimostrare in condizioni di stress.

La seconda finestra di osservazione, dopo 180 minuti, invece, mostra risultati ancora più evidenti. In condizioni di stress molto elevato, come nel caso di un errore di scena (nel caso considerato), è evidente come l'intervallo RR diminuisca di molto (con conseguente aumento dell'HR) insieme al valore di HRV. Il primo è evidente come in corrispondenza di ciò raggiunga il minimo assoluto del valore medio dell'intervallo RR, mentre per quanto riguarda la variabilità del ritmo cardiaco prosegue con andatura decrescente, iniziata dalla finestra di osservazione precedente, fino alla finestra successiva, ancora una volta a dimostrazione del fatto che i fattori stressanti provocano un abbassamento dell'HRV e un aumento dell'HR nell'immediata risposta allo stressor, grazie all'attivazione del SNA.

Di contro si può osservare nella figura 19, che riporta i dati dell'osservazione del 10 giugno, quelli che sono i risultati che ci si aspetta in condizioni non stressanti, nel caso specifico, senza ansia da palcoscenico. In particolare, nella finestra di osservazione in rosso, possiamo osservare come un

valore medio costante di intervallo RR e un valore crescente di HRV coesistono nello stesso intervallo di tempo. Ciò conferma il fatto che un valore più elevato del valore medio dell'intervallo RR, che appunto significa un HR più basso, implica un valore maggiore di variabilità del ritmo cardiaco e che, sempre un elevato HRV in condizioni di riposo, evidenzia una buona risposta dell'organismo a mantenere i valori omeostatici nei range di tollerabilità.

CONCLUSIONI

Lo scopo dello studio era quello di andare a valutare in che modo lo stress, in questo caso inteso nel suo aspetto prettamente psicologico legato all'ansia da palcoscenico, potesse andare ad influenzare i valori di HR e HRV del soggetto. I risultati ottenuti, nonostante la presenza di disturbi dovuti allo sforzo fisico o da artefatti di movimento, hanno evidenziato come effettivamente in condizioni di stress l'HRV diminuisce e l'HR aumenta. Ciò, come spiegato, è dovuto all'azione del sistema simpatico che, in un primo momento nella risposta allo stressor, stimola la produzione di ormoni che favoriscono l'aumento della frequenza cardiaca, respiratoria e della pressione arteriosa.

Di contro, in condizioni di rilassamento, invece, si è osservato come un valore crescente di HRV possa coesistere con un valore costante di HR, a dimostrazione del fatto che, quando non è presente un agente stressante, l'azione stimolante e inibitoria dei sistemi, rispettivamente, simpatico e parasimpatico, si alterna in maniera più equilibrata garantendo un valore alto di HRV.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Kennet S. Saladin, “Anatomia umana”, Piccin, 2017, Edizione 2;
- [2] L. Mainardi, P. Ravazzini, “Principi di bioelettricità e biomagnetismo”, Pàtron ;
- [3] R. McCraty, F. Shaffer. Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health risk. *Glob Adv Health Med* (2015)
- [4] Branca, “Fondamenti di ingegneria clinica”, Springer Verlag, 2000, Edizione 1
- [5]. Kligfield, Gettes, Bailey, Childers, Deal, Hancock, Herpen, Kors, Macfarlane, Mirvis, Pahlm, Rautaharju, Wagner, “Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram”, *Circulation*, 2007, vol. 115, p. 1-5.
- [6]. Ricciardi, Cavallari, Creta, Di Giovanni, Calabrese, Di Belardino, Mega, Colaiori, Ragni, Proscia, Nenna, Di Sciascio, “Impact of the high-frequency cutoff of bandpass filtering on ECG quality and clinical interpretation: A comparison between 40Hz and 150Hz cutoff in a surgical preoperative adult outpatient population”, *Journal of Electrocardiology*, 2016, vol. 49, p. 1-5.
- [7] Fred Shaffer, J. P. Ginsberg. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*; 28 settembre 2017.
- [8] Treccani. Stress, <http://www.treccani.it/enciclopedia/stress>, consultato il 10/5/2022.
- [9] Costantino Tsigos, Ioannis Kyrou, Eva Kassi, George P. Chrousos, Kenneth R. Feingold, et al. Stress: Endocrine Physiology and Pathophysiology. In: *Endotext* [Internet]; 2000- 17 ottobre 2020.
- [10] Brianna Chu, Komal Marwaha, Terrence Sanvictores, Derek Ayers. Physiology, Stress Reaction. *StatPearls* [Internet]; gennaio 2021-18 settembre 2021
- [11] Salmon, P. (1990): A psychological perspective on Musical Performance Anxiety – a review of the literature. *Medical Problems of Performing Artists*, 5(1), 1-11.
- [12] Eyad Talal Attar, Vignesh Balasubramanian, Ersoy Subasi, Mehmet Kaya. Stress Analysis Based on Simultaneous Heart Rate Variability and EEG Monitoring. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* (2021); 9: 2700607.
- [13] Niraj Varma, Iwona Cygankiewicz, Mintu P. Turakhia, Hein Heidbuchel, Yufeng Hu, Lin Yee Chen, Jean-Philippe Couderc, Edmond M. Cronin, Jerry D. Estep, Lars Grieten, Deirdre A. Lane, Reena Mehra, Alex Page, Rod Passman, Jonathan P. Piccini, et al. 2021
ISHNE/HRS/EHRA/APHRS Collaborative Statement on mHealth in Arrhythmia Management: Digital Medical Tools for Heart Rhythm Professionals: From the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology/Heart Rhythm Society/European Heart Rhythm Association/Asia Pacific Heart Rhythm Society. *Cardiovascular Digital Health Journal* (2021); Volume 2, numero 1: 4-54

- [14] <http://www.zephyanywhere.com/>, “BioHarness 3.0 User Manual”, consultato il 10/06/2022
- [15] Jessica Yang, Kiarri N. Kershaw. Feasibility of using ecological momentary assessment and continuous heart rate monitoring to measure stress reactivity in natural settings. Huimin Yan, University of Massachusetts, Boston, UNITED STATES. March 9, 2022.

RINGRAZIAMENTI

Vorrei, in conclusione, spendere qualche riga per ringraziare chi ha contribuito alla realizzazione di questa tesi

In primis ringrazio la relattrice, la Prof. Laura Burattini e la mia correlatrice, Dott. Ilaria Marcantoni, per la pazienza, la disponibilità, i consigli che mi hanno dato durante tutto il periodo del tirocinio che ha portato alla creazione di questo elaborato.

Ringrazio la mia famiglia, Agnese, Cinzia e Leonardo, per avermi sempre dato l'affetto e il sostegno di cui avevo bisogno in ogni tipo di situazione e momento, per aver sempre speso parole di conforto quando ce n'era bisogno e per avermi accompagnato in ogni istante di questo mio percorso.

Ringrazio i miei nonni, Lucia, Anna Rita, Mario e Giovanni, perché mi sono stati sempre vicini, nei momenti in cui la fatica superava la curiosità, insegnandomi nuovamente ogni volta il significato di quest'ultima. Tutti e quattro.

Ringrazio i miei amici, tutti loro, Damiano, Edoardo, Nicolò, Pierluigi, Samuele, Tommaso, quelli di sempre, che hanno sempre dimostrato di essere leali e sinceri, rappresentando dei saldi punti fermi nella mia vita.

Ringrazio Riccardo, che seppur conosco da poco tempo, è sempre stato una persona estremamente disponibile.

Ringrazio Ludovica e Riccardo, con i quali ho trascorso questi 3 anni e condiviso ogni esperienza nella convivenza ad Ancona e nel percorso di studi affrontato sempre insieme, "a sei mani".

Infine ringrazio me stesso, per aver sempre trovato la forza di risollevarmi quando ce n'era bisogno, per aver imparato a capire meglio come miglorarmi per crescere sia come studente, che come uomo.

“È stato splendido...”