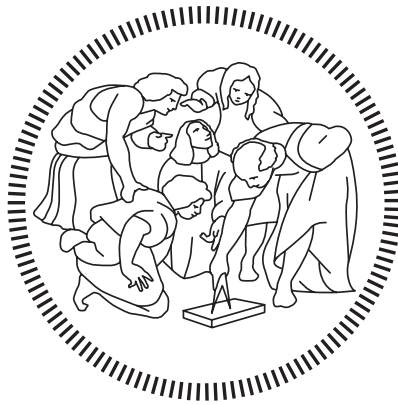


Politecnico di Milano

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E DELL'INFORMAZIONE

Laurea Triennale – Ingegneria Biomedica



Emozioni e realtà virtuale: misurazione delle variazioni della frequenza cardiaca tramite analisi dei micromovimenti della testa

Relatore

Prof. Enrico Gianluca CAIANI

Co-Relatore

Ing. Sarah SOLBIATI

Candidati

Nicolò FRANCESCON – 934400

Beatrice GAGLIOSTRI – 935521

Miriam HAMMORI – 935137

Andrea IACCARINO – 935489

Sommario

Introduzione

Il ballistocardiogramma (BCG) è il segnale che registra i micromovimenti associati alla risposta del corpo al battito cardiaco. Nel nostro caso i micromovimenti verranno misurati a livello della testa grazie ad un visore di realtà virtuale.

L'obiettivo dello studio, infatti, è quello di sviluppare un protocollo di acquisizioni che possa modificare lo stato emozionale del soggetto, ovvero indurre alterazioni nei livelli di valenza ed eccitazione, in modo da indentificare tali variazioni tramite i soli sensori contenuti all'interno del visore VR.

Questi ultimi andranno a misurare il BCG della testa nelle diverse posizioni e, confrontandolo con un gold standard, risalire alle variazioni di frequenza cardiaca causate dalla visione di video scelti appositamente.

Materiali e metodi

Sono state condotte acquisizioni su 15 soggetti (14 considerando che una delle acquisizioni ha fallito il caricamento), tutte con lo stesso protocollo (denominato A), in posizione seduta e con visore Oculus Quest, contestualmente alla misurazione dell'ECG preso come gold standard.

I segnali BCG sono stati ricampionati ad una frequenza di 70 Hz e opportunamente filtrati. Successivamente sono stati valutati qualitativamente, assegnando un valore logico di 1 o 0 dipendente dall'utilizzabilità o meno del segnale, dovuta a forti rumori o elevate disuguaglianze con il gold standard. Sono state, poi, rianalizzate le finestre di segnale corrispondenti alle diverse emozioni per rendere possibili delle considerazioni su eventuali correlazioni tra BPM ed emozioni.

Sono stati effettuati due tipi di confronto. Il primo studia la differenza tra ECG e BCG per ciascuna fase con test di Wilcoxon signed rank e di Bland-Altman, al fine di capire quanto il BCG si discosti dall'ECG (gold standard) nelle acquisizioni; tale studio è necessario per comprendere se il BCG potrà essere utilizzato per la stima della frequenza cardiaca. Il secondo confronto è stato fatto tra le Baseline e le fasi del protocollo, separatamente per BCG ed ECG: per ciascun segnale è stata svolta un'analisi di correlazione con Wilcoxon signed rank test, con l'obiettivo di osservare la presenza o meno di variazioni significative di frequenza cardiaca tra le diverse fasi del protocollo e la Baseline nel BCG e nell'ECG.

Risultati

È stata condotta un'analisi qualitativa delle finestre per analizzarne l'utilizzabilità o meno, il cui risultato è stata una media del 63.10% delle finestre utilizzabili durante le fasi e del 61.03% durante le pause.

Attraverso una funzione di template matching ed una funzione di cross correlazione è stato possibile individuare l'asse ottimale che, coerentemente con quanto visto in letteratura, per 12 soggetti su 14 risulta essere l'asse z del giroscopio, mentre per i restanti 2, l'asse y del giroscopio.

Per quanto riguarda l'analisi del confronto tra frequenza cardiaca calcolata con ECG e BCG, i valori di p-value ottenuti con il test di Wilcoxon inducono ad accettare l'ipotesi nulla H_0 per tutti i confronti, assumendo quindi che non ci sia differenza significativa tra la frequenza cardiaca calcolata nelle diverse fasi dall'ECG e dal BCG.

Si può osservare come nei boxplot la variazione dei dati attesa è maggiore nel BCG rispetto all'ECG. I grafici di correlazione lineare circa i confronti tra frequenza cardiaca di ECG e BCG nelle diverse fasi mostrano valori di correlazione estremamente bassi se si considera il segnale BCG per intero, mentre i valori migliorano sfruttando il segnale ottenuto per le sole finestre precedentemente definite analizzabili.

Infine, confrontando la frequenza cardiaca tra Baseline e fasi nell'ECG e tra Baseline e fasi nel BCG, si nota come i valori di p-value dimostrino una differenza significativa tra baseline dell'ECG e fasi di Stress Mentale e Respiro Controllato, mentre per le restanti fasi dell'ECG e per i dati ottenuti dallo studio del BCG per intero non registrino significatività. Studiando l'ECG ed il BCG nelle sole finestre analizzabili, invece, si ottiene differenza significativa tra le fasi di Baseline e Stress Mentale e di Baseline e Paura.

Conclusione

Questo lavoro ha proposto un metodo per la stima della frequenza cardiaca tramite il segnale BCG della testa ottenuto attraverso l'utilizzo del solo visore per VR. In particolare, si è messa in atto un'analisi qualitativa volta alla definizione dell'accettabilità di particolari finestre di segnale BCG al fine di poter poi considerare esclusivamente quelle in studi successivi. I risultati trovati differiscono se si considerano i segnali nella loro interezza o puliti dai rumori, suggerendo l'utilità di andare a definire in futuro algoritmi di riconoscimento automatico.

Inoltre, lo studio ha proposto un protocollo audio-video per indurre possibili variazioni di frequenza cardiaca, registrabili mediante visore. I risultati ottenuti studiando le sole finestre analizzabili di ECG e BCG rilevano differenze significative con la Baseline nelle fasi di Stress Mentale e Paura, il che pone le basi per studi successivi.

Abstract

Introduction

The ballistocardiogram (BCG) is the signal that records the micro-movements associated with the body's response to the heartbeat. In our case, the micro-movements will be measured at the level of the head thanks to a virtual reality viewer.

The objective of the study, in fact, is to develop an acquisition protocol that can modify the emotional state of the subject. The aim is to induce alterations in the levels of valence and arousal, in order to identify these variations only through the study of the signals obtained by the sensors contained within the VR viewer.

The sensors will measure the BCG of the head in the different positions and, comparing them with a gold standard, trace the heart rate variations caused by watching specially selected videos.

Materials and Methods

Acquisitions were conducted on 15 subjects (14 considering that one of the acquisitions failed to load), all with the same protocol (named A), in a sitting position and with Oculus Quest viewer, simultaneously with the measurement of the ECG taken as gold standard.

The BCG signals were resampled at a frequency of 70 Hz and suitably filtered. They were subsequently evaluated qualitatively, assigning a logic value of 1 or 0 depending on the usability or inusability of the signal, due to loud noises or high inequalities with the gold standard. The signal windows corresponding to the different emotions were then re-analyzed in order to make possible considerations on any possible correlations between BPM and emotions.

Two types of comparisons were made. The first one studies the difference between ECG and BCG for each phase using the Wilcoxon signed rank and Bland-Altman tests, in order to understand how much the BCG differs from the ECG (gold standard) in the acquisitions; this study is necessary to understand if BCG can be used to estimate the heart rate. The second comparison was made between the Baseline and the protocol phases, separately for BCG and ECG: for each signal a correlation analysis was carried out using the Wilcoxon signed rank test, with the aim of observing the presence or absence of significant variations of heart rate between the baseline and the different phases of the acquisition protocol in both the BCG and ECG.

Results

A qualitative analysis of the windows was conducted to analyze their usability, the result of which was an average of 63.10% of usable windows during the phases and 61.03% during breaks.

Through a template matching function and a cross correlation function it was possible to identify the optimal axis which, consistently with the literature, for 12 subjects out of 14 turns out to be the z axis of the gyroscope, while for the remaining 2, the axis y of the gyroscope.

Regarding the analysis of the comparison between heart rate calculated with ECG and BCG, the p-value values obtained with the Wilcoxon test led to accept the hypothesis H_0 for all comparisons, thus assuming that there is no significant difference between the heart rate calculated in the different phases by the ECG and the BCG.

It can be observed that in the boxplots the expected data variation is greater in the BCG than in the ECG. The linear correlation graphs about the comparisons between ECG heart rate and BCG in the different phases show extremely low correlation values when using the total BCG signal. However, these values increase when the BCG signal considered is composed of the acceptable windows only.

Finally, by comparing the heart rate between the Baseline and the phases in both the ECG and the BCG, it is observed that the p-values show a significant difference between the ECG Baseline and the Mental Stress and Controlled Breath phases, while for the remaining phases of the ECG and for the data obtained from the BCG study are not significant. Studying the ECG and BCG signals and calculating the heart rate in the acceptable windows only, the results of the comparisons show significant difference between the Baseline and both the phases of Mental Stress and Fear.

Conclusions

This work proposed a method for estimating heart rate through the BCG signal of the head obtained through the use of the VR viewer only. A qualitative analysis was implemented to define the acceptability of particular BCG signal windows in order to be able to consider those only in subsequent studies. The results found differ if we consider the signals in their entirety or the signals cleared of noises, suggesting the usefulness of defining automatic recognition algorithms in the future.

Furthermore, the study proposed an audio-video protocol to induce possible heart rate variations, which can be recorded using a VR viewer. The results obtained by studying only the analysable windows of ECG and BCG revealed significant differences between the Baseline and the phases of Mental Stress and Fear, laying the groundwork for subsequent studies.

Indice

Sommario	I
Abstract	III
Indice.....	V
Lista delle Figure	VII
Lista delle Tabelle.....	IX
1 Introduzione	1
1.1 Fisiologia del cuore e sistema cardiovascolare	1
1.2 Segnali utilizzati per monitorare l'attività cardiaca	3
1.2.1 Elettrocardiogramma	3
1.2.2 Ballistocardiogramma	4
1.3 Sensori inerziali: accelerometro e giroscopio	5
1.4 Visore per la realtà virtuale	7
1.5 Stato dell'arte	8
1.6 Obiettivo	10
2 Materiali e Metodi	11
2.1 ECGMove 4 Sensor	11
2.2 Visore Oculus Quest	12
2.3 Protocollo di acquisizioni	12
2.4 Pre-processing e Processing dei segnali	14
2.5 Allineamento dei segnali.....	15
2.6 Analisi qualitativa del segnale BCG	15
2.7 Calcolo della frequenza cardiaca	16
2.8 Analisi statistica	17
3 Risultati.....	19
3.1 Analisi dell'asse ottimale	19
3.2 Misurazione della frequenza cardiaca sui segnali interi	20
3.2.1 Analisi del confronto della frequenza cardiaca calcolata da ECG e BCG nelle diverse fasi.....	20
3.2.2 Analisi del confronto della frequenza cardiaca tra Baseline e fasi nell'ECG e nel BCG.....	24
3.3 Analisi delle finestre	25
3.4 Misurazione della frequenza cardiaca sulle finestre accettabili.....	26
3.4.1 Analisi del confronto della frequenza cardiaca calcolata da ECG e BCG nelle diverse fasi.....	26

3.4.2 Analisi del confronto della frequenza cardiaca tra Baseline e fasi nell'ECG e nel BCG	30
4 Discussione e Conclusioni	32
4.1 Considerazioni preliminari	32
4.2 Commento ai risultati ottenuti	33
4.3 Limitazioni.....	36
4.4 Conclusioni e possibili sviluppi.....	36
Bibliografia	39

Lista delle Figure

Figura 1.1: Anatomia del cuore (www.yourheartvalve.com)	1
Figura 1.2: Schema della vascolarizzazione cerebrale (www.msmanuals.com)	2
Figura 1.3: Segnale elettrocardiografico (Sadek, Biswas and Abdulrazak, 2019).....	3
Figura 1.4: Segnale ballistocardiografico (sopra) ed elettrocardiografico (sotto).....	4
Figura 1.5: Schematizzazione di accelerometro	6
Figura 1.6: Schematizzazione di giroscopio	6
Figura 1.7: Accelerazione di Coriolis rispetto ad un sistema inerziale (blu) e non inerziale (nero)....	7
Figura 1.8: Risultati del protocollo di Floris (Floris et al., 2019)	9
Figura 2.1: ECGMove 4 Sensor	11
Figura 2.2: Visore per la realtà virtuale	12
Figura 2.3: Schema del protocollo utilizzato	14
Figura 2.4: Confronto tra segnali.....	15
Figura 2.5: Finestra di dialogo	16
Figura 2.6: Esempio di finestra accettabile	16
Figura 3.1: Sistema di riferimento dei sensori integrati nel visore (www.oculus.com)	20
Figura 3.2: Grafici Boxplot dell'analisi di confronto tra i dati di frequenza cardiaca [bpm] ottenuti dallo studio di ECG e BCG nelle diverse fasi del protocollo.....	21
Figura 3.3: Grafici di correlazione lineare (a sinistra) e Bland Altman (a destra) relativi ai confronti tra frequenza cardiaca di ECG e BCG nelle diverse fasi	23
Figura 3.4: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline ECG e altre fasi del protocollo ECG	24
Figura 3.5: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline BCG e altre fasi del protocollo BCG	25
Figura 3.6: Grafici Boxplot dell'analisi di confronto tra i dati di frequenza cardiaca [bpm] ottenuti dallo studio di ECG e BCG nelle diverse fasi del protocollo, sfruttando le sole finestre definite analizzabili.....	27
Figura 3.7: Grafici di correlazione lineare (a sinistra) e Bland Altman (a destra) relativi ai confronti tra frequenza cardiaca di ECG e BCG nelle diverse fasi sfruttando solo le finestre analizzabili	29
Figura 3.8: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline ECG e altre fasi del protocollo ECG	31
Figura 3.9: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline BCG e altre fasi del protocollo BCG	31

Lista delle Tabelle

Tabella 1: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG	20
Tabella 2: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG	24
Tabella 3: Percentuali di accettazione delle finestre per ciascuna fase del protocollo.....	25
Tabella 4: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG utilizzando le sole finestre accettabili.....	26
Tabella 5: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per BCG utilizzando le sole finestre accettabili	30

1 Introduzione

1.1 Fisiologia del cuore e sistema cardiovascolare

Il cuore è un organo muscolare situato all'interno del torace, nel mediastino, ed avvolto da una membrana fibrosa chiamata pericardio. È composto da quattro cavità: due atri (destro e sinistro) e due ventricoli (destro e sinistro). Gli atri sono fra loro separati dal setto interatriale, mentre i ventricoli vengono divisi dal setto interventricolare. Ciascun atrio comunica con il ventricolo sottostante.

Come visibile in Figura 1.1, atri e ventricoli sono tra loro collegati da valvole (bicuspidi o mitrale e tricuspide) che sono rafforzate da corde tendinee che impediscono la retroflessione delle cuspidi e garantiscono un flusso di sangue unidirezionale, ovvero solamente da atri a ventricoli e non viceversa. Nel cuore sono presenti altre due valvole, definite semilunari (polmonare e aortica), che regolano il passaggio del sangue dai ventricoli alle arterie.

L'apertura e la chiusura delle valvole è governata dalla presenza di differenze di pressione generate a seguito della contrazione del muscolo cardiaco (Seeley, 1993). In particolare, le valvole atrio-ventricolari si aprono solo quando la pressione atriale supera quella ventricolare, mentre le valvole semilunari solo quando la pressione ventricolare supera quella nella corrispondente arteria.

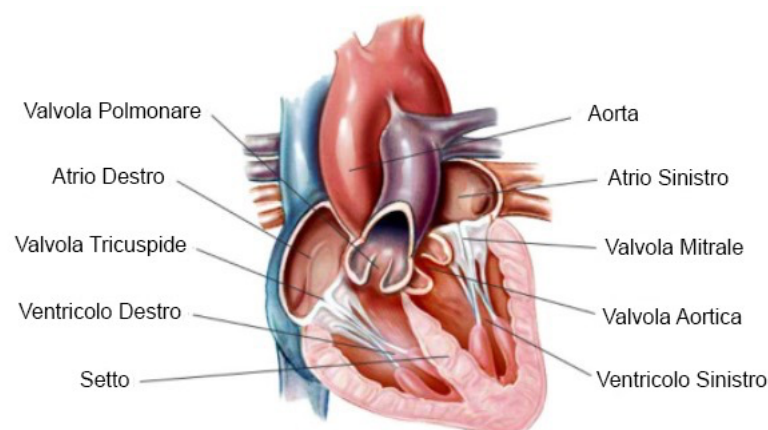


Figura 1.1: Anatomia del cuore (www.yourheartvalve.com)

Cuore destro e cuore sinistro, pur essendo anatomicamente contigui, vengono divisi funzionalmente. Si definiscono, infatti, due tipi di circolazione: la circolazione sistemica (o grande circolazione) e la circolazione polmonare (o piccola circolazione).

Nella prima il sangue ossigenato proveniente dai polmoni viene raccolto nel ventricolo sinistro e da esso viene spinto nell'aorta, attraverso la quale andrà ad irrorare tutto il corpo. Il sangue, in questo modo deossigenato, risalirà attraverso la vena cava per giungere nuovamente al cuore. Da questo momento la circolazione si definisce polmonare. Il sangue, raccolto nell'atrio destro, passa al ventricolo destro e viene pompato nell'arteria polmonare. Attraverso l'arteria polmonare giunge ai polmoni e viene ossigenato tramite lo scambio a livello degli alveoli polmonari. In seguito, attraverso la vena polmonare, il sangue verrà raccolto nell'atrio sinistro, da cui ripartirà la circolazione sistemica.

Come visibile in Figura 1.2, dal cuore originano delle arterie di grosso calibro che garantiscono il flusso di sangue alla testa e al cervello. Il primo è garantito dall'aorta e dalle arterie sistemiche. L'aorta, in particolare, si diparte dal cuore con un tratto verso l'alto definito aorta ascendente. Prosegue compiendo un arco, chiamato arco aortico (o sistemico), divenendo così aorta discendente. Si biforca poi in aorta toracica ed addominale, che a sua volta si divide a formare due arterie iliache comuni.

I rami collaterali dell'aorta garantiscono la vascolarizzazione del torace e dell'addome, mentre la testa, il bacino e le zone più periferiche vengono irrorate da vasi arteriosi emessi dall'aorta stessa. Il flusso di sangue al cervello viene garantito dalle arterie carotidi interne e dalle arterie vertebrali, che si diramano in vasi di sempre più piccolo calibro fino ad irrorare tutte le aree cerebrali (www.humanitas.it).

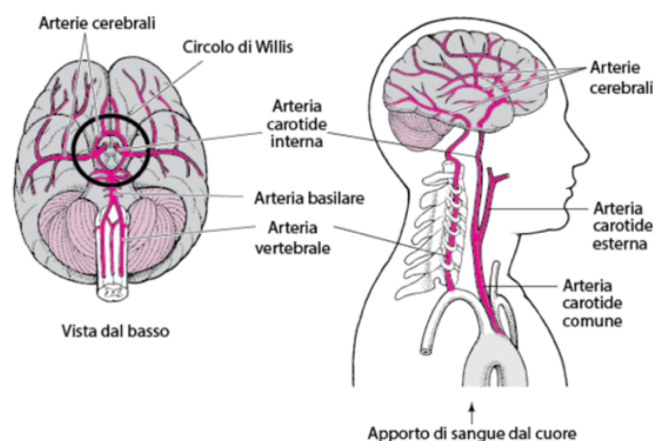


Figura 1.2: Schema della vascolarizzazione cerebrale (www.msmanuals.com)

1.2 Segnali utilizzati per monitorare l'attività cardiaca

1.2.1 Elettrocardiogramma

L'attività elettrica del cuore, che causa la progressiva contrazione del miocardio, è dovuta alla propagazione del potenziale d'azione nelle cellule cardiache e può essere registrata attraverso il segnale elettrocardiografico (ECG).

Tale segnale è costituito da una serie di picchi e onde che rappresentano le successive depolarizzazioni e ripolarizzazioni che avvengono durante i cicli cardiaci. Per ogni battito, infatti, si susseguono onde di depolarizzazione originate dalle cellule pacemaker del nodo senoatriale e diffuse attraverso gli atri fino a raggiungere i ventricoli.

Nel tracciato, raffigurato in Figura 1.3, sono dunque distinguibili l'onda P, positiva, che corrisponde alla depolarizzazione dell'atrio destro; il complesso QRS, che rappresenta la depolarizzazione dei ventricoli; l'onda T, positiva, corrispondente alla ripolarizzazione ventricolare.

Sono poi presenti due tracciati isoelettrici: il tracciato isoelettrico PQ, che indica il periodo in cui l'onda elettrica di depolarizzazione si trova all'interno del nodo atrio-ventricolare e lo sta attraversando; il tracciato isoelettrico ST, che rappresenta il periodo in cui tutte le cellule ventricolari sono depolarizzate e la maggioranza si trova nella fase di plateau. Infine, sono presenti due intervalli interessanti di studio: l'intervallo PQ, che indica il tempo di conduzione atrio-ventricolare; l'intervallo Q-T, che fornisce una stima del tempo di contrazione ventricolare (L. Zocchi, Principi di Fisiologia).

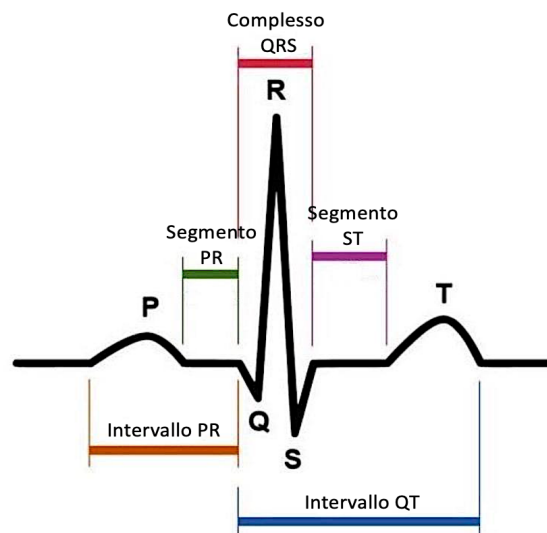


Figura 1.3: Segnale elettrocardiografico (Sadek, Biswas and Abdulrazak, 2019)

Dal tracciato ECG è possibile calcolare la frequenza cardiaca (HR, "Heart Rate") attraverso la formula:

$$HR = \frac{60}{RR}$$

In cui RR indica la distanza tra due picchi R successivi.

1.2.2 Ballistocardiogramma

Il ballistocardiogramma (BCG), dal greco βάλλω (ballō) “lancio” + καρδία (kardia) “cuore” + γραφία (graphia) “scrittura”, è il segnale che registra i micromovimenti associati alla risposta del corpo al battito cardiaco. L’iezione del sangue dal cuore verso il circolo sistemico, infatti, genera uno spostamento del centro di massa corporeo. Al fine di mantenere costante il momento globale, si sviluppano delle forze di reazione che danno vita a micromovimenti opposti rispetto a quelli del sangue (Inan et al., 2014, Pinhero et al., 2010).

Nel 1939 il dottor Isaac Starr definì il primo metodo di misurazione del BCG, il cui setup sperimentale consisteva in un tavolo sospeso collegato a delle molle su cui era fissato il paziente.

Il tracciato ballistocardiografico che emerge dalla registrazione delle forze esercitate dal corpo è caratterizzato da un susseguirsi di onde, come rappresentato in Figura 1.4. Le onde di maggiore interesse sono l’onda I e l’onda J, che rappresentano rispettivamente la risposta del corpo all’iezione di sangue dal ventricolo sinistro all’aorta e la risposta del corpo allo spostamento del sangue dall’aorta all’addome. Le restanti oscillazioni sono dovute alla scarica delle vibrazioni meccaniche nel corpo risultanti dall’intervallo IJ.

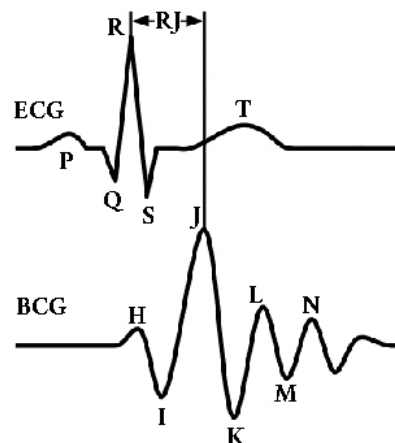


Figura 1.4: Segnale ballistocardiografico (sopra) ed elettrocardiografico (sotto)

È importante notare come l’onda I sia caratterizzata da un picco negativo e l’onda J da un picco positivo. La positività e negatività dei picchi dipende dal principio di azione e reazione, o terza legge di Newton, che afferma che se un corpo esercita una forza su un

secondo corpo, quest'ultimo eserciterà sul primo una forza di uguale intensità e direzione, ma di verso opposto. Dunque, la forza prodotta dal movimento del sangue che sale dal ventricolo sinistro all'aorta sarà bilanciata da una forza esercitata dal corpo di ugual modulo ma diretta verso il basso (registrata dall'onda I), mentre la forza generata dal movimento del sangue verso l'addome sarà bilanciata da una forza esercitata dal corpo di ugual modulo ma diretta verso l'alto e registrata dall'onda J. (Da He, 2013). Inoltre, il contraccolpo generato dal corpo a seguito dello spostamento di sangue sarà tanto più grande quanta più massa di sangue viene spostata. Di conseguenza l'ampiezza dei picchi del BCG presenterà una relazione di diretta proporzionalità con il volume sistolico, ovvero con la quantità di sangue pompata dal ventricolo ad ogni sistole ventricolare (Starr et al., 1939).

La morfologia del BCG può essere correlata all'età cardiaca, la capacità contrattile del tessuto cardiaco (Pinhero et al., 2010), il volume eiettato ad ogni ciclo (Starr et al., 1939), il processo di guarigione da infarto acuto del miocardio (H. Mandelbaum e R.A. Mandelbaum, 1953), la propensione a sviluppare ipertensione e le malattie cardiache (Starr et al., 1939).

Lo studio del BCG, però, ha subito un periodo di stallo dovuto alla mancanza di strumentazioni adatte alla misurazione poiché troppo ingombranti e allo sviluppo dell'utilizzo degli ultrasuoni. Con questi ultimi, infatti, viene reso possibile l'utilizzo delle ecografie, che rendono visibile ciò che un segnale BCG misura. Solo recentemente, grazie alla miniaturizzazione e all'aumento della potenza delle tecnologie sensoristiche, la misurazione del BCG è stata resa più accessibile e di conseguenza lo studio del segnale è ripreso.

Attualmente il segnale BCG viene acquisito utilizzando piattaforme di forza o sensori MEMS (microelectromechanical systems) quali accelerometri e giroscopi. Questi ultimi, essendo miniaturizzati, sono facilmente inseribili in bilance, sedie e materassi, rendendo possibile il monitoraggio del paziente anche in ambiente domestico ed evitando l'utilizzo di apparecchiature esterne (come, ad esempio, elettrodi per l'ECG).

Alternativamente, i sensori possono essere disposti direttamente sul corpo del soggetto attraverso sistemi indossabili, ad esempio attraverso adesivi o con supporti in plastica o in tessuto posizionati sul torace o nella zona lombare. Questi sistemi sono generalmente utilizzati per misurare l'attività fisica. In ogni caso va tenuto conto del fatto che la possibilità di incorrere in errori di misurazione è molto alta, in quanto la forza di gravità e qualsiasi contatto che il soggetto ha con il terreno o con lo strumento di misura possono limitare lo spostamento del corpo provocato dalle forze di reazione (Iman et al., 2014).

1.3 Sensori inerziali: accelerometro e giroscopio

Le Unità di Misurazione Inerziale (IMU) sono dispositivi che, misurando l'accelerazione e la velocità di un qualsiasi oggetto, ne restituiscono la posizione. Sono composte da un

accelerometro, un giroscopio ed un magnetometro. Ai fini di questo studio, si andrà ad analizzare i primi due, che sono schematizzati in Figura 1.5 e Figura 1.6.

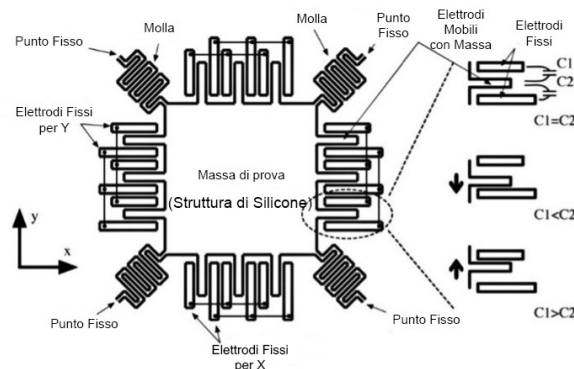


Figura 1.5: Schematizzazione di accelerometro

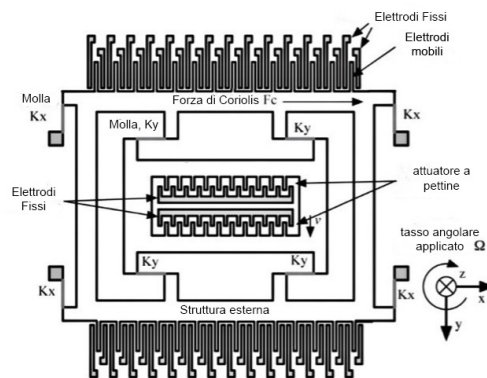


Figura 1.6: Schematizzazione di giroscopio

L'accelerometro misura le accelerazioni lineari. I più diffusi sono gli accelerometri di tipo capacitivo, composti da una massa mobile M e da un elemento elastico, con alcuni elettrodi fissi. Una volta applicata l'accelerazione, la massa varia la sua posizione rispetto agli elettrodi e viene registrato lo spostamento x attraverso la conversione in segnale elettrico della variazione di capacità causata dalla variazione della distanza fra le due armature.

I giroscopi, invece, si occupano della misurazione dei movimenti angolari che il corpo subisce durante lo spostamento. Sono composti da una massa e due sistemi meccanici: il primo che sposta la massa con movimenti oscillatori in modo da imporre una velocità armonica lineare ed il secondo che misura l'accelerazione di Coriolis che tale massa subisce nel caso in cui il corpo stia ruotando. Quest'ultimo è in grado di misurare i movimenti angolari del corpo misurando le accelerazioni della massa derivanti dal moto rotazionale rispetto ad un sistema di riferimento inerziale. Rilevando infatti le oscillazioni della massa è possibile risalire alla forza "apparente" di Coriolis e di conseguenza alla velocità angolare. L'accelerazione di Coriolis (Figura 1.7) per un corpo di dimensioni trascurabili e in moto è calcolabile tramite la formula:

$$a = 2mv \times \Omega$$

in cui: a = accelerazione di Coriolis;

m = massa del corpo;

v = velocità costante relativa ad un sistema non inerziale;

Ω = velocità angolare del sistema di riferimento relativo.

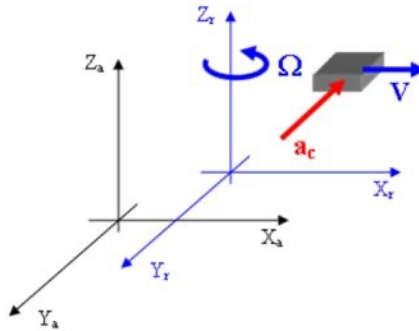


Figura 1.7: Accelerazione di Coriolis rispetto ad un sistema inerziale (blu) e non inerziale (nero)

1.4 Visore per la realtà virtuale

La realtà virtuale (VR, dall'inglese "Virtual Reality") è la simulazione generata al computer di un'immagine tridimensionale o di un ambiente con cui si può interagire in modo apparentemente reale attraverso l'utilizzo di specifiche apparecchiature elettroniche. Il visore per la VR è composto da un display e un device per il tracking dei movimenti, che riproporrà gli spostamenti dell'utente anche nella VR. L'utente interagisce con la VR attraverso dei joystick (Riva, 2005; Rizzo et al., 1997; Rothbaum, 2009; Viau et al., 2004; Rothbaum, Hodges, 1999).

Negli ultimi 25 anni le tecnologie VR sono arrivate a coprire una vasta gamma di applicazioni con un uso diffuso anche nel settore sanitario. Si passa dalla riabilitazione fisica al trattamento psichiatrico dei disturbi d'ansia. Si può utilizzare come mezzo per attenuare la percezione del dolore, l'ansia e lo stress generale durante procedure mediche dolorose, o ancora per scopi di formazione degli operatori sanitari o educazione del paziente (Crosbie et al., 2012; Maples-Keller et al., 2017; Schneider et al., 2011, Morris et al., 2009, Gold et al., 2005, Furman et al., 2009).

Attualmente un campo di ricerca ancora più avanzato è quello che sta indagando la fattibilità nell'utilizzo di questo dispositivo per la rilevazione diretta di importanti parametri fisiologici. L'idea è quella di poter ottenere automaticamente, senza bisogno di utilizzare ulteriori sensori indossabili, parametri fisiologici come frequenza cardiaca e respiratoria così da poter quantificare la risposta dell'utente ai contenuti multimediali mostrati dal visore.

Si può notare, infatti, come la visione di video attraverso il visore possa generare nell'utente diversi stimoli emotivi che, a loro volta, possono causare la variazione dei parametri sopracitati. Per la misurazione di questi parametri attualmente vengono utilizzate le “tecniche classiche”, come ad esempio la classica misurazione dell'ECG o tecniche che coinvolgono dispositivi ulteriori, e che di conseguenza potrebbero influire sulla risposta dell'individuo, limitando la fattibilità di tali esperimenti in set-up di laboratorio.

In letteratura esistono pochissimi studi su questo tema, il che rende difficile la determinazione dell'effettiva influenza della VR sulla qualità dell'esperienza (QoE, dall'inglese “Quality of Experience”). Ad esempio, si è provato ad utilizzare vari tipi di cuffie EEG per la misurazione dell'attività cerebrale, il cui livello di invadenza risultava però avere un impatto negativo sulla QoE (Kroupi et al., 2016); in uno studio di Egan et al., è stato proposto di utilizzare dispositivi di elettronica di consumo per determinare l'eccitazione emotiva dell'utente durante l'esperienza di realtà virtuale per acquisire la FC; in altri studi sono stati utilizzati per gli stessi scopi dei dispositivi indossabili non invasivi.

Per far fronte a questo problema si vuole dimostrare, con questo lavoro di tesi, la fattibilità di poter compiere le misurazioni di interesse relative alla frequenza cardiaca utilizzando il solo visore, che al suo interno presenta sensori MEMS con i quali è possibile estrarre il tracciato BCG della testa, da cui si può poi risalire ai parametri fisiologici di interesse.

1.5 Stato dell'arte

Il presente lavoro si è basato principalmente sui risultati ottenuti da due studi precedenti: “Feasibility of heart rate and respiratory rate estimation by inertial sensors embedded in a virtual reality headset”, Floris et al., 2020 e “Embodiment in Virtual Reality Intensifies Emotional Responses to Virtual Stimuli”, Gall et al., 2021. Questi due studi rappresentano il punto di partenza per definire il protocollo di acquisizione dei dati che verranno in seguito analizzati.

L'obiettivo del primo studio (Floris et al., 2020) era quello di verificare la fattibilità di stimare frequenze cardiaca e respiratoria utilizzando i sensori inerziali già integrati all'interno del visore per VR. Si partiva quindi dall'ottenimento dei segnali BCG tramite un accelerometro triassiale e un giroscopio contenuti in un visore VR. Per l'acquisizione della frequenza respiratoria era stato implementato un protocollo di Respiro Controllato sfruttando un audio ritmico di YouTube utilizzato per la meditazione, in cui era stato impostato il numero di cicli inspiratori ed espiratori al minuto. Venivano studiate quattro diverse frequenze respiratorie (7, 10, 5 e 14 respiri/min) modificando la velocità di riproduzione del video.

Insieme alle acquisizioni del visore, anche il segnale ECG era stato rilevato e utilizzato come gold standard. Inoltre, per ciascun soggetto, il protocollo di acquisizione era stato condotto in tre diverse posture (i.e., in piedi, seduto, supino), per un periodo di 30 secondi per ciascuna postura.

I segnali di accelerazione e velocità angolare venivano analizzati tramite metodi nel dominio delle frequenze, al fine di stimare le frequenze cardiaca e respiratoria media nei 30 secondi.

In tale studio i dati sperimentali hanno dimostrato che, prendendo come gold standard la frequenza cardiaca misurata dall'ECG e le frequenze respiratorie imposte, è possibile utilizzare il segnale ballistocardiografico per risalire ai dati di frequenza cardiaca e respiratoria. Oltre a ciò si è visto che, in termini di precisione, il giroscopio permette di ottenere risultati di frequenza cardiaca comparabili al gold standard, superando in performance l'accelerometro e che confrontando con i valori medi dell'ECG la frequenza cardiaca, calcolata utilizzando il visore in posizione seduta, quest'ultima risultava essere migliore rispetto alle altre due posizioni.

Nel protocollo sperimentale di Floris, il mantenimento di una posizione stazionaria della testa era fondamentale per una buona stima della frequenza cardiaca perché i principali movimenti del corpo o della testa avrebbero introdotto un rumore di ampiezza elevata nel segnale BCG, riducendo così il rapporto segnale-rumore e la generazione di potenziali artefatti nei calcoli della frequenza cardiaca. Questo perché, in posizione eretta, i movimenti di bilanciamento relativi al mantenimento dell'equilibrio corporeo introducono una componente di rumore nel segnale BCG.

In Figura 1.8 sono visibili i risultati ottenuti per accelerometro e giroscopio ottenuti in posizione seduta: rispetto all'accelerometro, le misurazioni ottenute dal segnale GYR hanno mostrato una correlazione maggiore, un errore minore e un ridotto intervallo di confidenza.

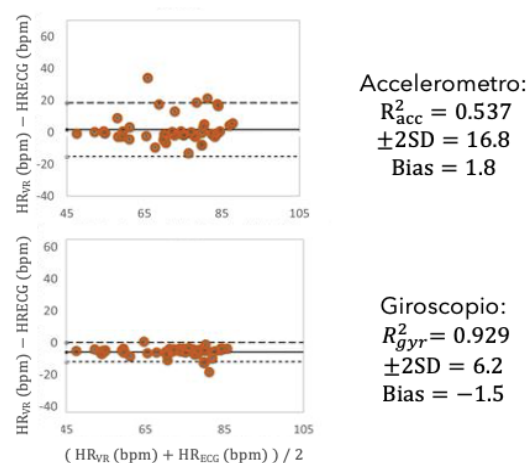


Figura 1.8: Risultati del protocollo di Floris (Floris et al., 2019)

Gli obiettivi del secondo studio (Embodiment in Virtual Reality Intensifies Emotional Responses to Virtual Stimuli”, Gall et al., 2021.) erano quelli di creare un database di clip VR immersivi in grado di stimolare specifiche emozioni nell'utente. In totale hanno preso parte allo studio 95 partecipanti (56 donne) di età compresa tra 18 e 24 anni. Essi hanno

visualizzato le clip con Oculus Rift CV1 e ne hanno valutato la valenza e l'eccitazione tramite il modello SAM, Self-Assessment Manikin in cui le grandezze prese come oggetto di studio sono la valence (valenza) e l'arousal (eccitazione).

In particolare, per valenza si intende il livello di gradevolezza, ovvero di piacere, che un evento genera e si definisce lungo un continuum che va dal negativo al positivo. Si osserva in particolare una figura infelice ed accigliata associata al negativo ed una figura sorridente e felice associata al positivo. L'arousal (o intensità), invece, è il livello di attivazione autonoma che un evento genera e varia su una scala che va da calmo ad eccitato. Ogni stato è contrassegnato da un numero su una scala di valori a 9 punti ed i soggetti dovevano indicare il numero che meglio descriveva il proprio stato d'animo in riferimento a quella precisa immagine. Come risultato di tale studio, è stata costituita una libreria video resa pubblica con le corrispondenti emozioni, valenza e arousal associate, utilizzate per condurre le analisi.

1.6 Obiettivo

L'obiettivo di questo lavoro è quello di sviluppare e mettere in atto un protocollo di acquisizioni che possa modificare lo stato di stress o emozionale del soggetto, ovvero indurre alterazioni nei livelli di valenza ed eccitazione, tramite stimoli cognitivi e audiovisivi indotti mediante un visore per realtà virtuale. Inoltre, si valuterà la possibilità di misurare tali alterazioni sfruttando il segnale ECG e il segnale BCG della testa acquisito tramite i sensori inerziali integrati all'interno del visore per realtà virtuale.

A partire da questi risultati, lo scopo del progetto di tesi è quello di risalire, con lo studio dei movimenti calcolati tramite i sensori nel visore, alla frequenza cardiaca. Utilizzeremo, per fare ciò, diversi stimoli, tra cui dei video bidimensionali da far vedere al soggetto tramite il visore VR selezionati dal database validato E-Movie (Maffei Angrilli, 2019) per il quale è possibile valutare le reazioni del soggetto alla visione in termini di valenza e arousal.

2 Materiali e Metodi

In questa sezione verrà descritta la strumentazione utilizzata nel corso del progetto per l'acquisizione dei segnali. Essa è costituita principalmente da un EcgMove 4, da un visore Oculus Quest e da un applicativo per quest'ultimo. Si descriveranno, inoltre, il protocollo di acquisizione ed i metodi di analisi dei segnali ballistocardiografici (BCG) ed elettrocardiografici (ECG).

2.1 ECGMove 4 Sensor

L'EcgMove 4 (Movisens GmbH) è un dispositivo per la misurazione e la valutazione dell'ECG ad una derivazione e dell'attività fisica. Esso integra infatti un sensore per ECG ($f_s = 1024 \text{ Hz}$), e un accelerometro e un giroscopio triassiali ($f_s = 64 \text{ Hz}$). L'immagine del dispositivo è riportata in Figura 2.1.



Figura 2.1: ECGMove 4 Sensor

Il dispositivo viene indossato sul torace tramite due elettrodi in corrispondenza dell'apice cardiaco.

Il software proprietario gratuito Sensor Manager (Movisens GmbH) permette la configurazione del dispositivo e il successivo download dei dati tramite collegamento USB con il computer, una volta terminata l'acquisizione e avvenuto il distacco del movisens dal soggetto.

2.2 Visore Oculus Quest

L'Oculus Quest è un visore per la realtà virtuale (VR, dall'inglese "Virtual Reality") sviluppato da Oculus, una divisione di Meta. L'immagine è riportata, con relativi assi di riferimento, in Figura 2.2.



Figura 2.2: Visore per la realtà virtuale

È un dispositivo autonomo che può eseguire software in modalità wireless sotto un sistema operativo basato su Android. Ha un peso di 570 g e la dotazione prevede anche due controller touch che permettono al soggetto di agire all'interno della realtà virtuale e nel nostro caso di far cominciare l'esperienza una volta pronto. Sugli angoli del visore sono posizionate quattro videocamere ultra-grandangolari, necessarie per tracciare tutti i movimenti dei controller e per seguire la posizione dell'utente in tempo reale. Il sistema di telecamere individua dei punti di riferimento e li usa per stabilire la posizione del visore e il suo orientamento in maniera precisa ed efficiente. Inoltre, il visore possiede al suo interno dei sensori di movimento, tra cui accelerometro e giroscopio triassiale, che determinano l'orientamento della testa del soggetto nella realtà.

Al fine di registrare i segnali di accelerazione lineare e velocità rotazionale misurati dai sensori inerziali integrati nel visore durante una sessione di acquisizione, è stata utilizzata una applicazione web appositamente sviluppata dal team di ricerca in collaborazione con Softcare Studios Srls. Questa consente di acquisire i segnali di accelerometro e giroscopio, campionandoli ad una frequenza di campionamento pari a 71.43 [58.82; 83.33] Hz (dati espressi nella forma: mediana [25° percentile; 75° percentile]).

2.3 Protocollo di acquisizioni

Quattordici soggetti adulti sani (età mediana [25° percentile; 75° percentile], 21 [21; 22], 9 uomini e 5 donne) hanno fornito il consenso informato e firmato per partecipare allo studio approvato dal Comitato Etico del Politecnico di Milano.

Il protocollo progettato per questo studio ha una durata complessiva di 23 minuti e si propone di generare nell'utente reazioni che possano modificare lo stato emozionale del soggetto.

Sono presenti due versioni equivalenti del protocollo: la prima (A) utilizzata di default e la seconda di backup(B), usata nel caso in cui la prima acquisizione A dovesse avere problemi. I due protocolli differiscono per i video emozionali scelti ma non per la loro tipologia: essi presentano la stessa struttura e hanno lo scopo di suscitare le medesime classi di emozioni. Tali video sono stati selezionati in collaborazione con la Dottoressa Alessandra Gorini, psicologa, che ha valutato i video scelti come effettivamente in grado di suscitare le emozioni richieste. All'avvio del visore, esso mostrerà una schermata tramite la quale configurare il codice soggetto e la frequenza di campionamento del segnale del visore.

Impostati questi parametri, parte l'esperienza vera e propria. L'utente si trova quindi in un ambiente tridimensionale dove compare uno schermo 2D grande come in un cinema nel quale viene proiettato il protocollo video.

Il protocollo si articola in quattro fasi (Figura 2.3). Durante tutte le fasi di acquisizione viene richiesto al soggetto di mantenere la testa il più ferma possibile, ad eccezione delle pause. Le pause tra le diverse fasi del protocollo sono state inserite per consentire alla frequenza cardiaca e respiratoria di ritornare a dei valori basali in vista dell'inizio di una nuova fase del protocollo.

La prima fase dell'acquisizione consiste in una Baseline di 3 minuti in cui viene visualizzato uno schermo neutro. Segue 1 minuto di Stress Mentale, in cui viene richiesto al soggetto di sottrarre ripetutamente il numero 7 a partire da 1003 (Protocollo A) o da 1000 (Protocollo B). Durante questa fase si visualizza a schermo una barra di avanzamento che segna lo scorrere del minuto. Al termine del minuto viene richiesto al soggetto di comunicare il numero derivante dalla sottrazione ripetuta.

A questa fase seguono 3 minuti di Pausa, dopo i quali vi è la misurazione del Respiro Controllato tramite stimolo uditivo per 3 minuti. Per fare ciò viene utilizzato lo stesso audio ritmico utilizzato nello studio di Floris et al. sopracitato. Questo video, presente su Youtube ed usato nella meditazione, impone una frequenza respiratoria di 7 respiri al minuto. A schermo vengono mostrate delle figure poligonali di grandezza variabile che accompagnano le fasi di inspirazione ed espirazione.

Seguono ancora 3 minuti di Pausa. Da questo momento l'utente è sottoposto alla visione di 2 videoclip differenti di durata di 2 minuti intervallati da pause di 3 minuti ciascuno con l'obiettivo di generare rispettivamente come emozioni Paura e Tristezza. Questi videoclip sono stati scelti da librerie validate, in E-Movie, nella quale erano presenti anche i dati relativi alla precedente valutazione in termini di valenza ed arousal.

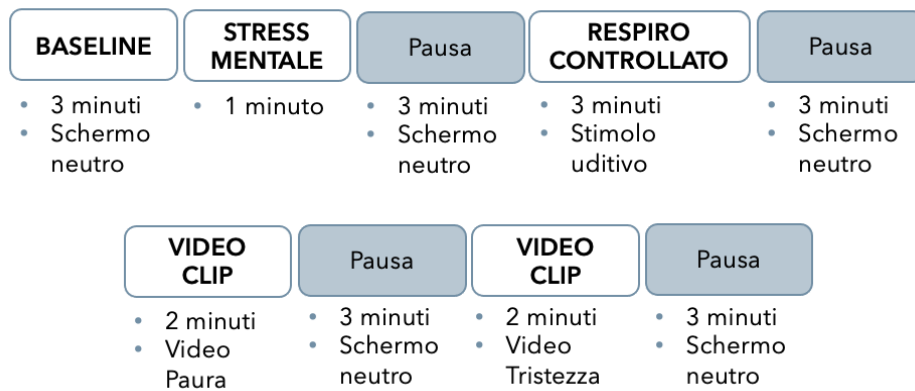


Figura 2.3: Schema del protocollo utilizzato

Prima dell'inizio dell'esperienza virtuale è necessario che i soggetti compiano un salto. Questo, infatti, causa sui segnali dei sensori inerziali integrati nel dispositivo Movisens nel visore un picco di rumore sufficientemente elevato da essere facilmente distinguibile e permettere perciò il successivo allineamento dei segnali.

Le acquisizioni sono state compiute in posizione seduta mantenendo le gambe non incrociate, la schiena e la testa dritte, ed è stato richiesto al soggetto di limitare il più possibile i movimenti in modo da non compromettere il segnale.

Sono stati compiuti un totale di 2 cicli di acquisizione: il primo in cui si sono ottenuti i dati per 8 soggetti, il secondo in cui si sono ottenuti i dati per ulteriori 6 soggetti. Questi dati sono poi stati considerati per lo studio.

2.4 Pre-processing e Processing dei segnali

Per il pre-processing e processing dei segnali è stato utilizzato il software MATLAB versione R2020b (The Mathworks).

La frequenza di acquisizione dell'accelerometro e del giroscopio integrati nel dispositivo Oculus Quest (Oculus, Microsoft, USA) non è costante ma varia in un range ridotto attorno ai 70 Hz. I segnali acquisiti sono stati quindi ricampionati a 70 Hz, tramite interpolazione lineare, alla frequenza media del segnale considerato (Indaco e Frigerio, 2021).

Successivamente, i segnali acquisiti sono stati filtrati al fine di eliminare il rumore e gli artefatti legati alla respirazione o al mantenimento posturale. In particolare, è stato applicato un filtro Butterworth passa-banda del II ordine, nello specifico un filtro passa-basso per isolare il segnale del respiro, e un passa-alto per concentrarsi su quello del battito cardiaco. I filtri utilizzati tagliano rispettivamente a 0.7 Hz e 14 Hz; l'utilizzo di un simile filtro ha permesso di estrarre informazioni fisiologiche riguardanti la frequenza cardiaca a partire da segnali ballistocardiografici acquisiti dal capo dei soggetti.

2.5 Allineamento dei segnali

Successivamente, si è proceduto con la visualizzazione e l'allineamento dei segnali. Quest'ultimo è stato eseguito tenendo conto dell'ECG del Movisens, il segnale dell'accelerometro del Movisens e il segnale dell'accelerometro e giroscopio del visore.

Come anticipato nella descrizione del protocollo, il salto compiuto (Figura 2.4) ha permesso un rilevamento dell'inizio delle acquisizioni, così da poter procedere alla sincronizzazione del segnale del visore con quello del Movisens, preso come gold standard.

Quindi, sono stati individuati manualmente gli istanti del salto registrati dal Movisens e dal visore per ogni singolo segnale, in modo tale da poter allineare i segnali ECG e BCG corrispondenti.

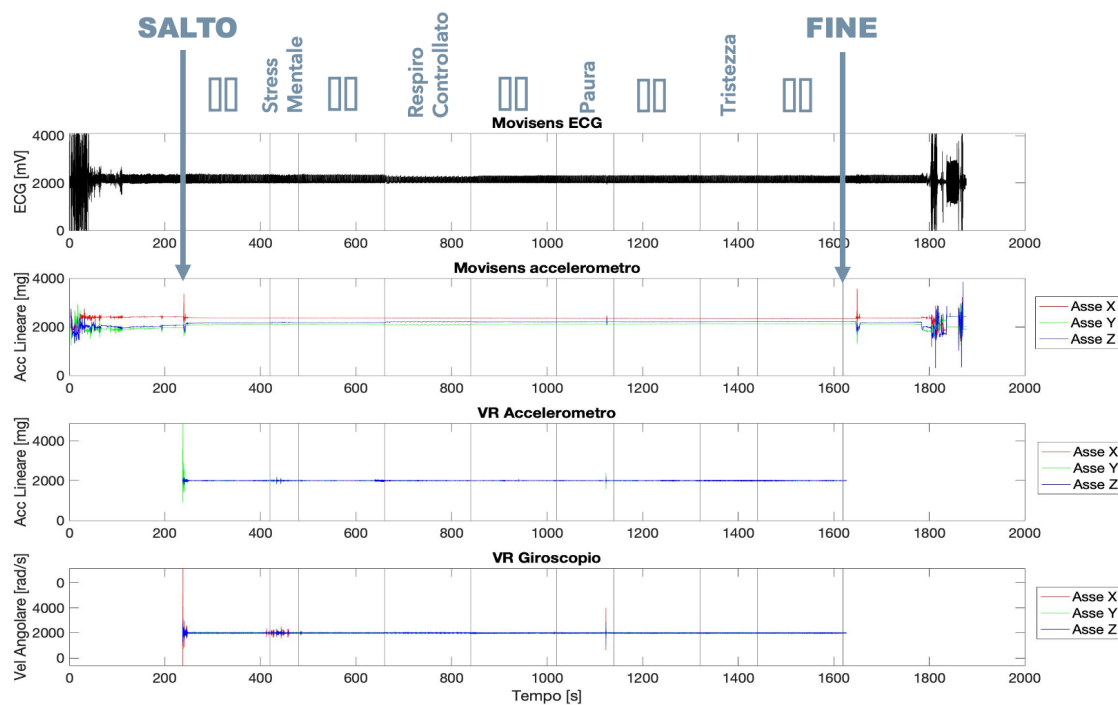


Figura 2.4: Confronto tra segnali

2.6 Analisi qualitativa del segnale BCG

Si è poi passati alla divisione del segnale in finestre da 15 secondi, salvando i segnali relativi a tali spezzoni in una matrice. Nello specifico, per ogni soggetto si è diviso il segnale ottenuto dal Movisens e da accelerometro e giroscopio del visore in finestre da 15 secondi.

Attraverso una analisi qualitativa sono state visionate le finestre in modo successivo e ad esse è stato assegnato un valore logico di 0, se considerate inutilizzabili a causa di rumori

dati dal movimento o forti disuguaglianze dal gold standard in esse presenti, o di 1 se erano invece chiaramente visibili i battiti.

In Figura 2.5 la finestra di dialogo all'interno della quale l'utente esterno deve inserire il valore logico. In Figura 2.6 viene mostrato un esempio di segnale considerato accettabile, a cui è stato assegnato il valore 1. Si nota come siano facilmente individuabili i picchi R sul segnale ECG, che individuano i battiti cardiaci, e i picchi relativi alle onde I e J del BCG nel segnale del giroscopio in corrispondenza dei vari battiti.

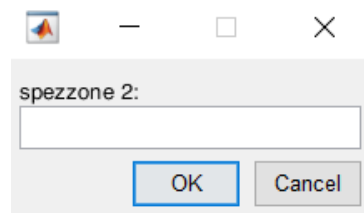


Figura 2.5: Finestra di dialogo

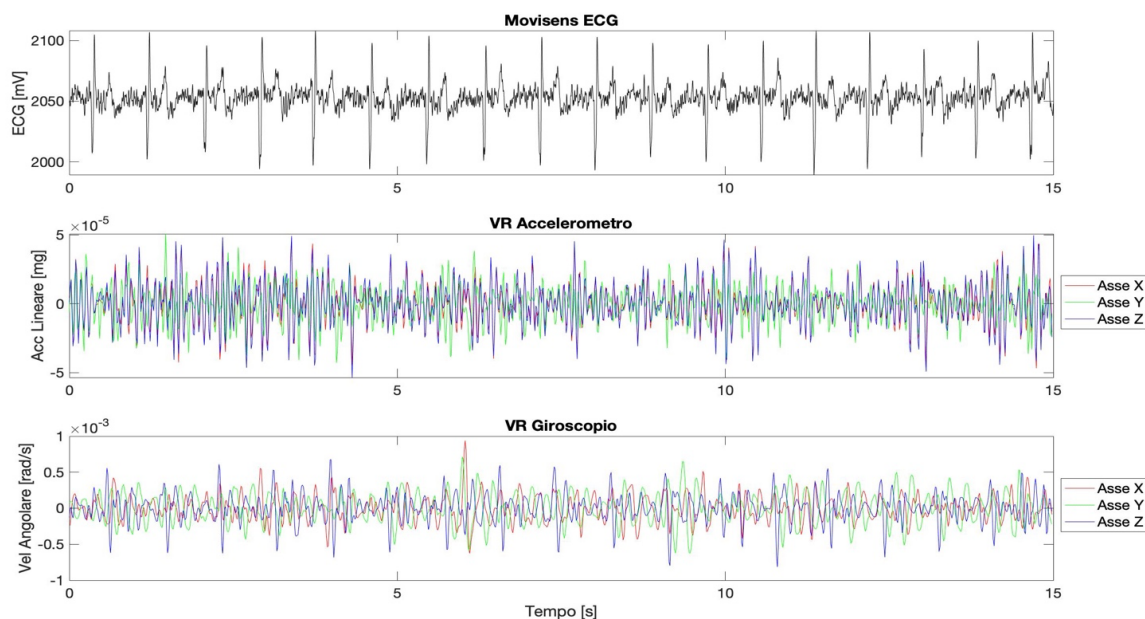


Figura 2.6: Esempio di finestra accettabile

I valori inseriti all'interno della finestra di dialogo sono stati raccolti in tabelle ed analizzati, andando a valutare quante finestre sono state considerate utilizzabili sia a livello di protocollo totale che a livello delle singole fasi.

2.7 Calcolo della frequenza cardiaca

Si procede con la descrizione degli algoritmi utilizzati per l'individuazione dei picchi nei vari segnali. È stata utilizzata una funzione in grado di riconoscere la forma di un picco e restituire in uscita un vettore con le posizioni di essi nell'ECG. I segnali ottenuti

dall'accelerometro e dal giroscopio del visore sono stati studiati attraverso uno specifico algoritmo che lavora andando a dividere il segnale in intervalli ed estrarre un template di durata fissata.

Nello specifico, i segnali sono stati suddivisi in segmenti da 30 secondi; per ogni segmento un template di 400 ms è stato centrato al massimo assoluto entro i primi 10 s ed è stata estratta la sua durata: tale durata è stata scelta tenendo in considerazione la durata minima dell'intervallo del ciclo cardiaco in caso di battito cardiaco accelerato di circa 150 bpm (F. Landreani et al.).

Successivamente si è proseguito con il calcolo della funzione di cross correlazione, ed infine è stato confrontato il segnale con il template, al fine di individuare pattern simili che vengono, dunque, classificati come battiti.

Per il calcolo dell'asse ottimale (x,y,z) dei segnali inerziali triassiali, si è proceduto tenendo in considerazione l'asse con il vettore errore più piccolo, ossia quello dato dalla differenza tra il valore ottenuto approssimando tramite interpolazione e quello reale in quel punto. Grazie alla scelta di tale asse sarà possibile calcolare in seguito i battiti per minuto.

Per il calcolo della frequenza cardiaca, il segnale ECG è stato suddiviso in 9 sotto segnali. Successivamente, grazie ad uno specifico algoritmo, si è ottenuto un vettore nel quale è presente la posizione dei singoli picchi nelle varie fasi. Il passaggio successivo è consistito, nota la frequenza di campionamento dell'ECG pari a 1024 Hz, nel creare un vettore dato dalla mediana dei tempi tra un picco (battito) e l'altro; esso è utilizzato, solo in seguito, per calcolare i bpm ossia battiti per minuto attraverso la formula : $60/\text{mediana}$, ottenendo così la frequenza cardiaca considerata come gold standard.

2.8 Analisi statistica

Per quanto riguarda l'analisi statistica sono stati eseguiti diversi confronti. Il primo risulta essere il confronto della frequenza cardiaca di BCG ed ECG nelle diverse fasi, considerando gli interi segnali. Al fine di confrontare le singole fasi separatamente è stato utilizzato il Wilcoxon Signed-Rank test. L'ipotesi nulla H_0 considerata è che tra il segnale ECG e quello BCG, per ogni fase, non ci siano differenze. È stato scelto un valore di $\alpha = 0.05$, dove α risulta essere la soglia di significatività. A seguire, è stata svolta un'analisi di Bland-Altman per confrontare i valori di frequenza cardiaca ottenuti dai due metodi (ECG e BCG). Essa restituisce uno scatterplot che permette di valutare la concordanza tra due misurazioni quantitative, dal quale è possibile osservare la distanza dell'errore sistematico (*bias*) e l'intervallo di confidenza all'interno del quale ricadono i dati di mediana.

Il secondo risulta essere il confronto dei dati relativi alla frequenza cardiaca nelle diverse fasi rispetto alla baseline separatamente per gli interi segnali di ECG e BCG; per fare ciò sono stati utilizzati il Wilcoxon Signed-Rank test, prendendo come ipotesi nulla l'assenza di differenza tra i dati e come valore di $\alpha = 0.05$. Inoltre, i dati sono stati rappresentati graficamente attraverso dei boxplot.

Questi due confronti, svolti considerando i segnali di BCG ed ECG nella loro totalità, sono stati ripetuti seguendo lo stesso procedimento anche andando a considerare i dati relativi alle sole finestre definite analizzabili attraverso l'analisi qualitativa citata nella sezione 2.6.

3 Risultati

In questo capitolo sono presentati i risultati relativi al confronto tra i dati estratti dal BCG e dall'ECG. A causa del fallimento nel caricamento del segnale BCG dal visore, 1 delle 15 acquisizioni è stata scartata.

Per i rimanenti 14 soggetti è stato ricavato l'asse preferenziale per lo studio. In seguito, sono stati confrontati i dati degli interi segnali ECG e BCG per ciascuna fase. Sono poi stati messi a confronto i dati ottenuti nelle diverse fasi rispetto alla Baseline iniziale, separatamente per gli interi segnali di ECG e BCG.

Inoltre, è stato trovato il numero di finestre dei segnali effettivamente analizzabili a seguito delle acquisizioni. Per le finestre di segnale che sono risultate analizzabili sono stati svolti due ulteriori confronti: i dati di HR ottenuti dallo studio di ECG co BCG per ciascuna fase e i dati ottenuti nelle diverse fasi rispetto alla Baseline iniziale, separatamente per ECG e BCG.

3.1 Analisi dell'asse ottimale

Si è rilevato che in 12 dei 14 soggetti l'asse ottimale è risultato essere l'asse z del giroscopio. Tale asse misura il movimento di "roll" della testa, ovvero la rotazione del capo attorno all'asse z.

Per quanto riguarda, invece, i restanti 2 soggetti è stato trovato che l'asse ottimale è l'asse y del giroscopio che studia il movimento di "yaw" della testa, ovvero la rotazione del capo attorno l'asse verticale.

Il sistema di riferimento dei sensori integrati nel visore viene riportato in Figura 3.1 per facilitare la comprensione dei risultati ottenuti.

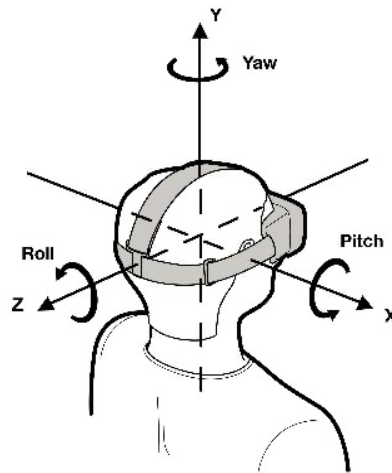


Figura 3.1: Sistema di riferimento dei sensori integrati nel visore (www.oculus.com)

3.2 Misurazione della frequenza cardiaca sui segnali interi

3.2.1 Analisi del confronto della frequenza cardiaca calcolata da ECG e BCG nelle diverse fasi

I risultati, presentati come mediana [25° percentile; 75° percentile], della stima della frequenza cardiaca nelle diverse fasi del protocollo per l'ECG ed il BCG sono riportati in Tabella 1.

	BASELINE	STRESS MENTALE	RESPIRO CONTROLLATO	VIDEO PAURA	VIDEO TRISTEZZA
ECG	74 [63; 81]	84.5 [69; 90]	84 [72; 93]	66 [60; 86]	67 [57; 80]
BCG	71 [50; 93]	71.5 [63; 86]	73.5 [60; 79]	65 [58; 87]	65 [38; 81]

Tabella 1: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG

In Figura 3.2 sono riportati i grafici che confrontano i dati di frequenza cardiaca rilevati per l'ECG e il BCG ottenuti nelle fasi di Baseline, Stress Mentale, Respiro Controllato, Paura e Tristezza.

In tutte le fasi, la frequenza cardiaca calcolata tramite il segnale BCG della testa è risultata non significativamente diversa a quella calcolata tramite il gold standard.

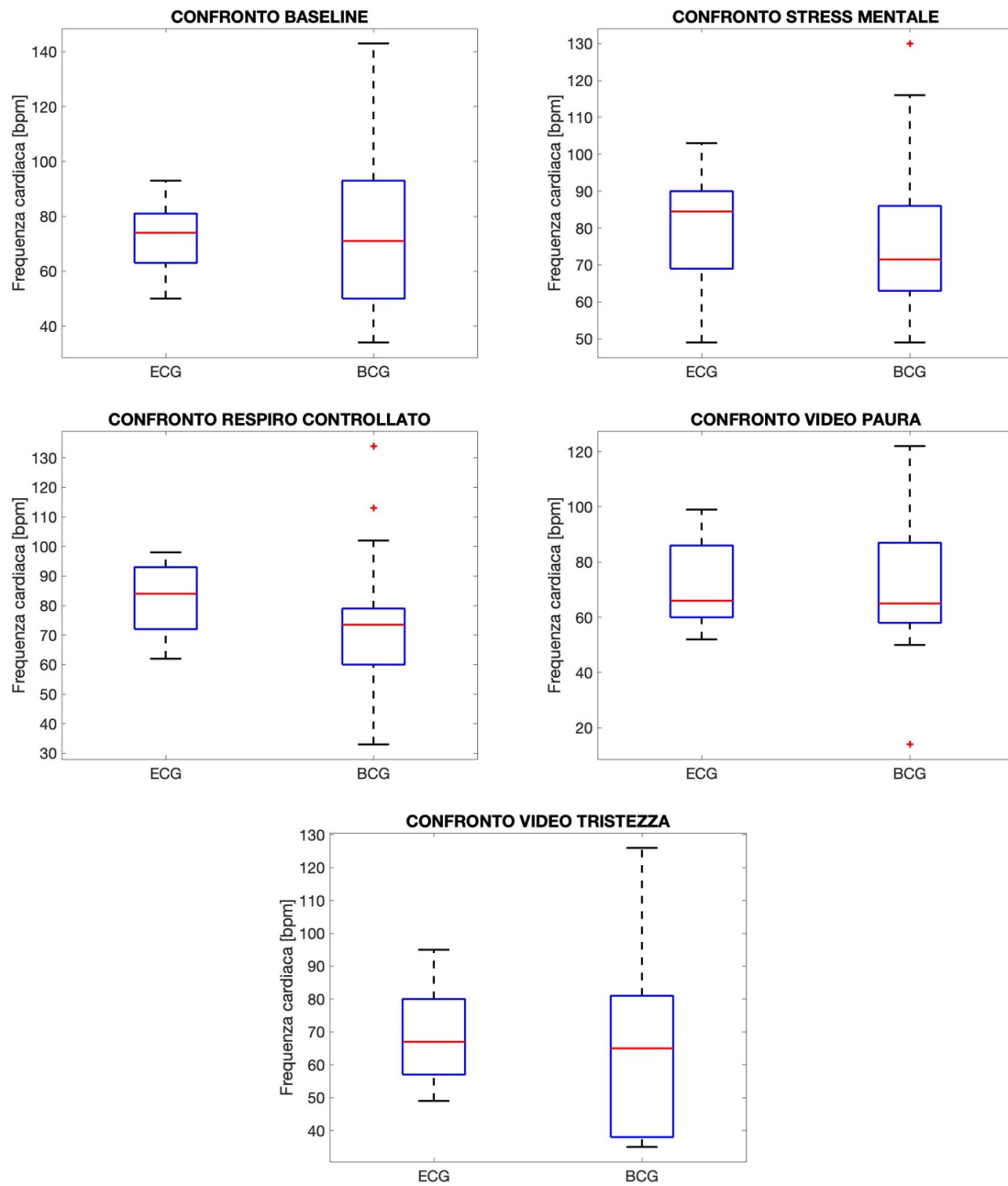
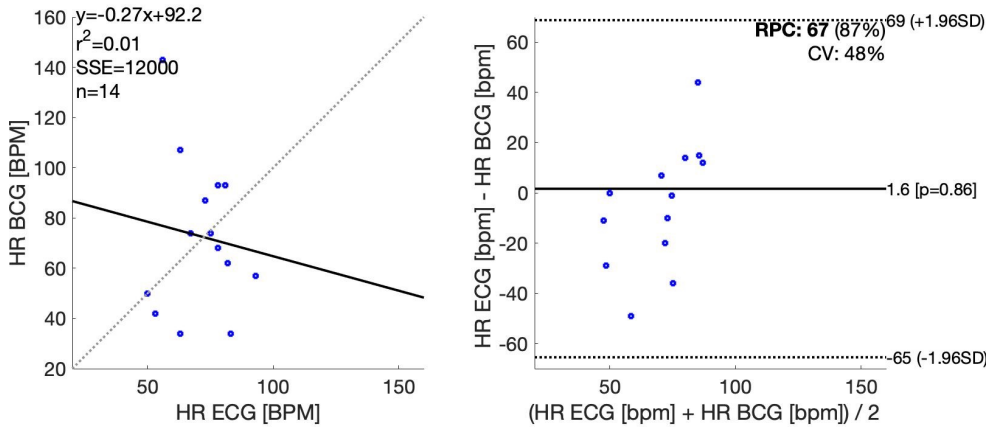


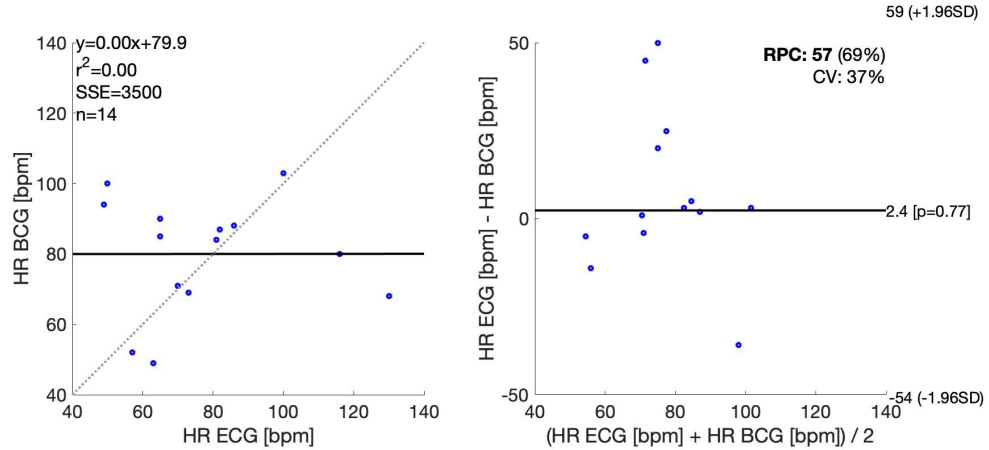
Figura 3.2: Grafici Boxplot dell'analisi di confronto tra i dati di frequenza cardiaca [bpm] ottenuti dallo studio di ECG e BCG nelle diverse fasi del protocollo

In Figura 3.3 sono riportati i risultati delle analisi di correlazione e Bland Altman del confronto della frequenza cardiaca ottenuta nelle diverse fasi per l'ECG e il BCG.

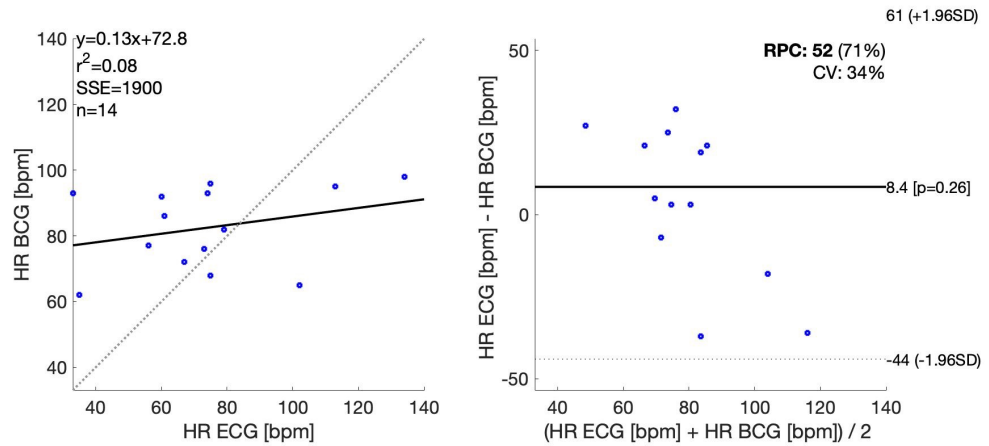
CONFRONTO BASELINE



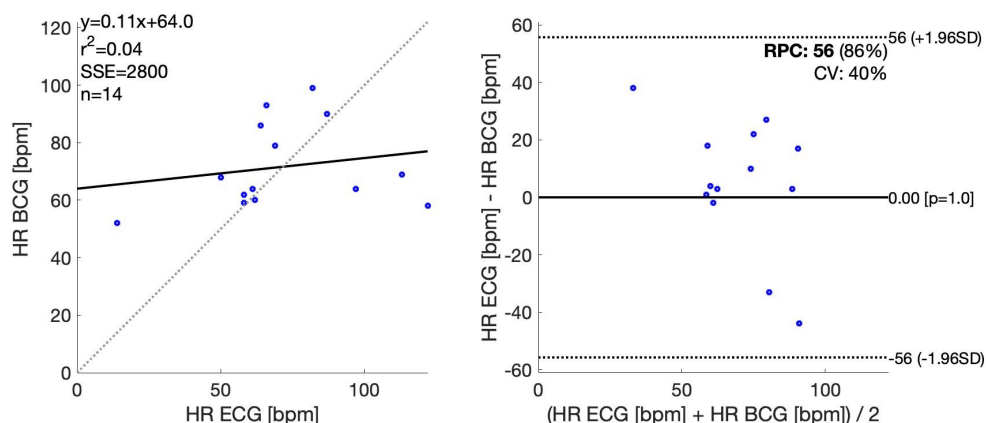
CONFRONTO STRESS MENTALE



CONFRONTO RESPIRO CONTROLLATO



CONFRONTO VIDEO PAURA



CONFRONTO VIDEO TRISTEZZA

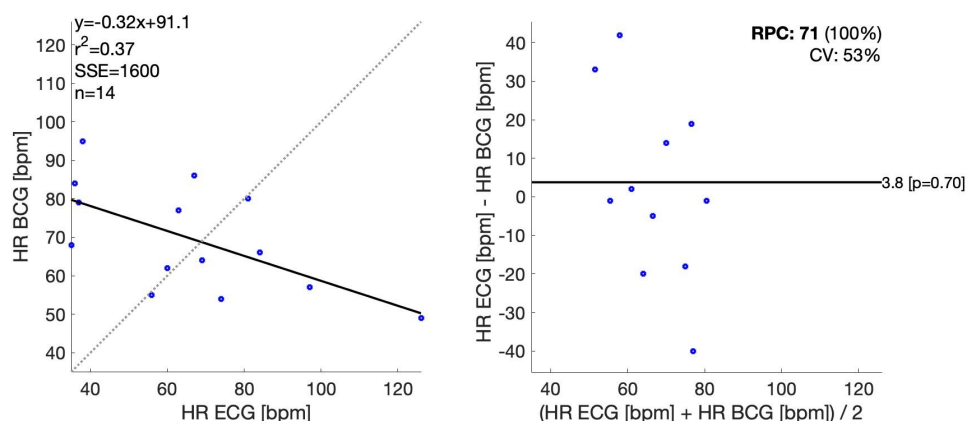


Figura 3.3: Grafici di correlazione lineare (a sinistra) e Bland Altman (a destra) relativi ai confronti tra frequenza cardiaca di ECG e BCG nelle diverse fasi

In tutte le fasi analizzate, la correlazione tra frequenza cardiaca misurata con ECG e BCG è molto bassa, con valori di r^2 pari a 0.01 nella Baseline, 0.00 nello Stress Mentale, 0.08 nel Respiro Controllato, 0.04 nel video di Paura e 0.37 nel video di Tristezza.

L'analisi di Bland Altman ha invece mostrato valori di bias accettabili, seppur con ampi intervalli di confidenza. In particolare, si osservano valori di bias di 1.6 bpm nella Baseline, 2.4 bpm nello Stress Mentale, 8.4 bpm nel Respiro Controllato, 0.00 bpm nel video di Paura e 3.8 bpm nel video di Tristezza. Rispettivamente, sono associati intervalli di confidenza di 87%, 69%, 71%, 86% e 100%.

3.2.2 Analisi del confronto della frequenza cardiaca tra Baseline e fasi nell'ECG e nel BCG

I risultati, presentati come mediana [25° percentile; 75° percentile], della stima della frequenza cardiaca nelle diverse fasi del protocollo per l'ECG ed il BCG sono riportati in Tabella 2.

	BASLINE	STRESS MENTALE	RESPIRO CONTROLLATO	VIDEO PAURA	VIDEO TRISTEZZA
ECG	74 [63; 81]	84.5 [69; 90]	84 [72; 93]	66 [60; 86]	67 [57; 80]
BCG	71 [50; 93]	71.5 [63; 86]	73.5 [60; 79]	65 [58; 87]	65 [38; 81]

Tabella 2: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG

In Figura 3.4 e Figura 3.5 sono riportati i grafici relativi alla frequenza cardiaca ottenuta rispettivamente dall'ECG e dal BCG per le diverse fasi del protocollo.

In particolare, la frequenza cardiaca misurata con l'ECG ha riportato valori più alti nella fase di Stress Mentale e nella fase di Respiro Controllato rispetto alla Baseline. Tali differenze non sono osservabili invece tramite il BCG della testa. Infine, non sono state osservate variazioni della frequenza cardiaca tra la Baseline e i video di Paura e Tristezza.

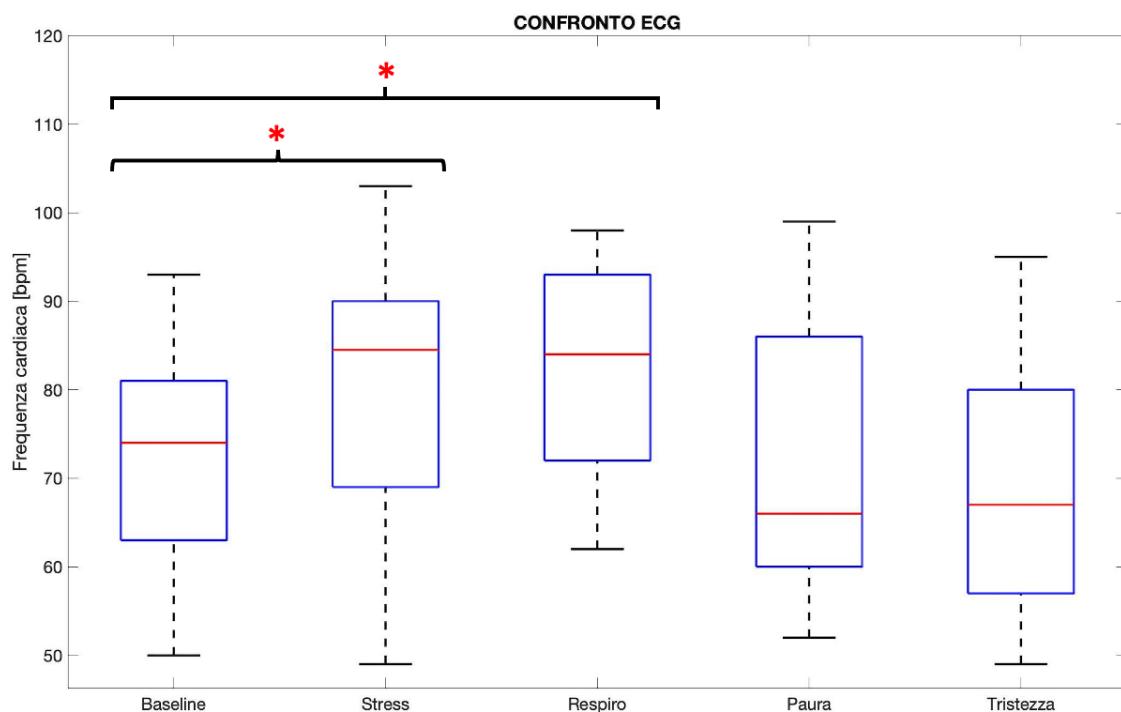


Figura 3.4: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline ECG e altre fasi del protocollo ECG

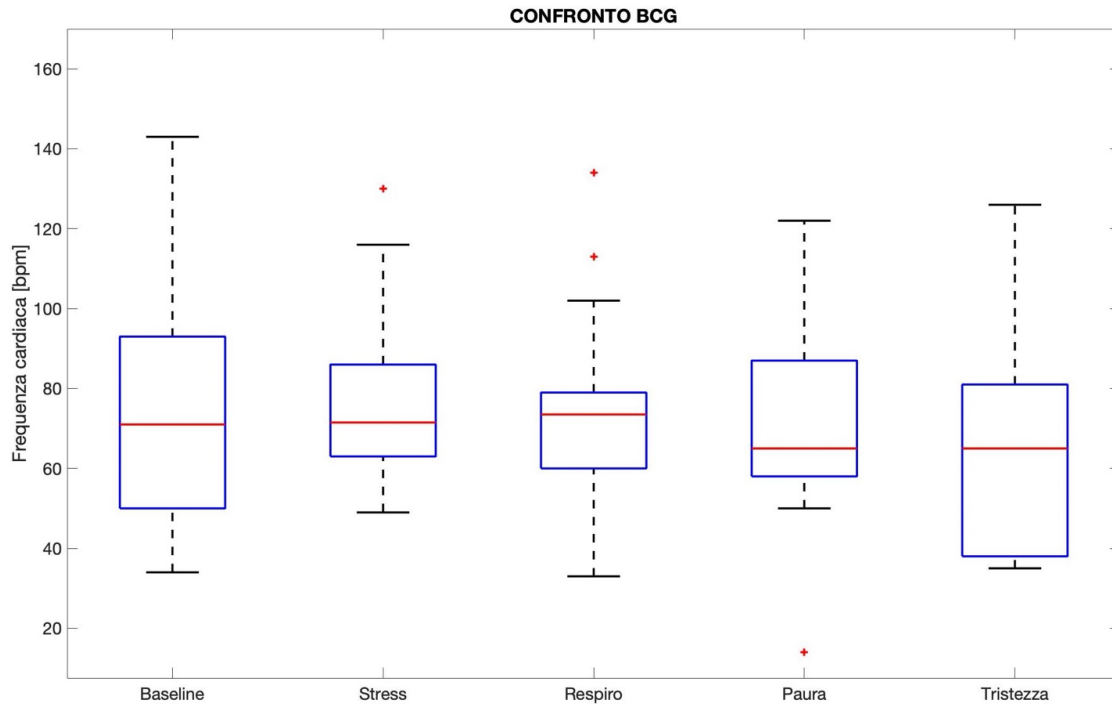


Figura 3.5: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline BCG e altre fasi del protocollo BCG

3.3 Analisi delle finestre

Per ogni soggetto si è diviso il segnale ottenuto dal Movisens e da accelerometro e giroscopio del visore in finestre da 15 secondi. Attraverso una analisi qualitativa sono state visionate le finestre in modo successivo e ad esse è stato assegnato un valore logico di 0 se considerate inutilizzabili a causa di rumori dati dal movimento o forti disuguaglianze dal gold standard, o di 1 se erano invece chiaramente visibili i battiti.

Studiando i dati ottenuti per i 14 soggetti e senza tenere conto della distinzione in fasi si è trovato che la percentuale di finestre considerate utilizzabili è del 61.95%, dunque poco meno della metà delle finestre sono risultate eccessivamente rumorose.

In Tabella 3, presentati come mediana [25° percentile; 75° percentile] ed in percentuale, vengono riportati i risultati relativi all'analisi delle finestre per ognuna delle fasi dell'esperimento.

Baseline	Stress Mentale	Pausa	Respiro Controllato	Pausa	Video Paura	Pausa	Video Tristezza	Pausa
66.67 [16.67; 83.33]	100 [25.00; 100]	83.33 [41.67; 91.67]	70.83 [16.67; 100]	54.17 [33.33; 83.33]	62.50 [50.00; 87.50]	66.67 [8.33; 83.33]	81.25 [25.00; 100]	58.33 [16.67; 83.33]

Tabella 3: Percentuali di accettazione delle finestre per ciascuna fase del protocollo

È possibile notare come per le fasi di Stress Mentale e di video relativo alla Tristezza, i segnali fossero meno rumorosi. La Baseline iniziale risulta parzialmente influenzata dal rumore, con una percentuale del 66.67% di segmenti di segnale accettabili; occorre tenere in conto che in questa fase è presente il salto iniziale per la sincronizzazione dei segnali, quindi un certo numero di finestre iniziali risultano tendenzialmente molto rumorose. Le successive fasi di Pausa vedono un andamento decrescente della mediana di segmenti di segnale accettabili, che parte da 83.33% ed arriva a 58.33%.

3.4 Misurazione della frequenza cardiaca sulle finestre accettabili

In questa sezione verranno descritti i risultati dei confronti tra le HR ottenute per ECG e BCG e tra le HR nelle fasi e nella Baseline per ECG e BCG separatamente. Verranno considerati esclusivamente i dati relativi alle finestre definite analizzabili nell'analisi qualitativa, i cui risultati sono stati precedentemente descritti nella sezione 3.3.

L'analisi qualitativa ha mostrato che per alcuni soggetti in determinate fasi non è stato possibile identificare alcuna finestra analizzabile, di conseguenza è stato necessario escludere tali fasi dallo studio.

3.4.1 Analisi del confronto della frequenza cardiaca calcolata da ECG e BCG nelle diverse fasi

I risultati, presentati come mediana [25° percentile; 75° percentile], della stima della frequenza cardiaca nelle diverse fasi del protocollo per l'ECG ed il BCG sono riportati in Tabella 4.

	BASELINE	STRESS MENTALE	RESPIRO CONTROLLATO	VIDEO PAURA	VIDEO TRISTEZZA
ECG	83 [65.75; 87.75]	69.5 [58.5; 86.5]	76 [62; 87]	67 [57.25; 81.75]	70 [60; 79]
BCG	83 [71; 86.25]	69 [53.5; 81.5]	71 [54; 83]	65 [59.25; 79]	75 [69; 80.5]

Tabella 4: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per ECG e BCG utilizzando le sole finestre accettabili

In Figura 3.6 sono riportati i grafici che confrontano i dati di frequenza cardiaca rilevati per l'ECG e il BCG ottenuti nelle fasi di Baseline, Stress Mentale, Respiro Controllato, Tristezza e Paura.

Per tutte le fasi, fuorchè il video di Tristezza, non è stata rilevata alcuna differenza significativa tra i valori di stima HR ottenuti attraverso l'ECG e i valori ottenuti attraverso il BCG.

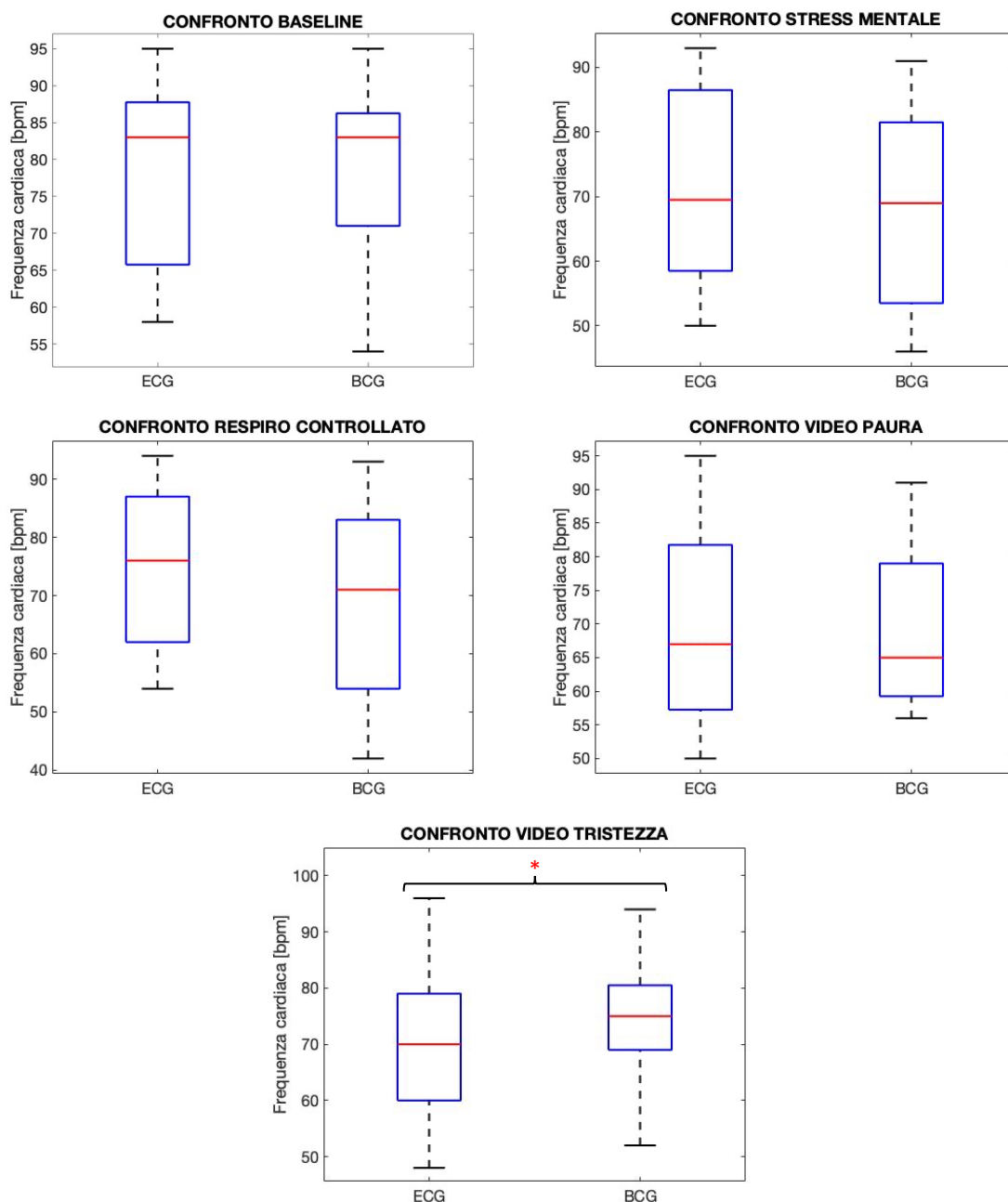
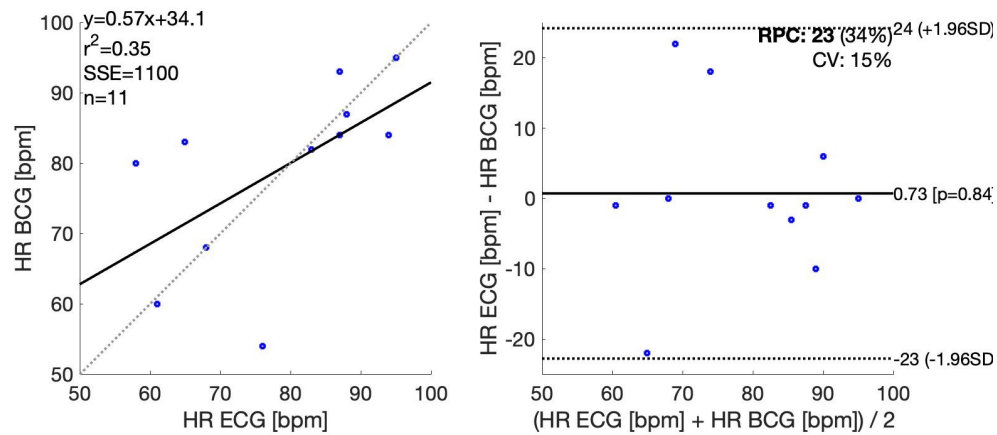


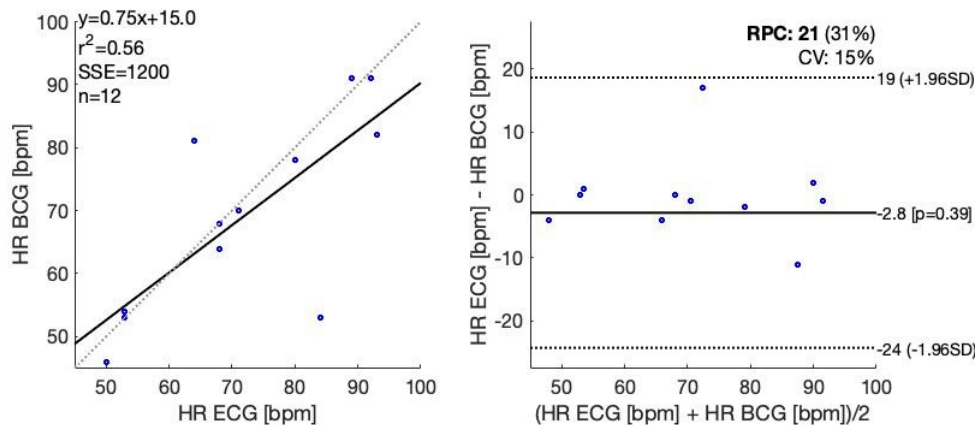
Figura 3.6: Grafici Boxplot dell'analisi di confronto tra i dati di frequenza cardiaca [bpm] ottenuti dallo studio di ECG e BCG nelle diverse fasi del protocollo, sfruttando le sole finestre definite analizzabili

In Figura 3.7 sono riportati i risultati delle analisi di correlazione e Bland Altman del confronto della frequenza cardiaca ottenuta nelle diverse fasi per l'ECG e il BCG.

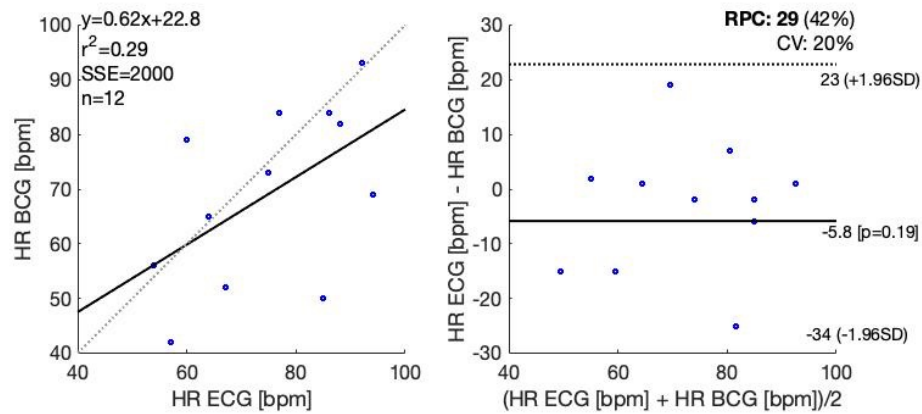
CONFRONTO BASELINE



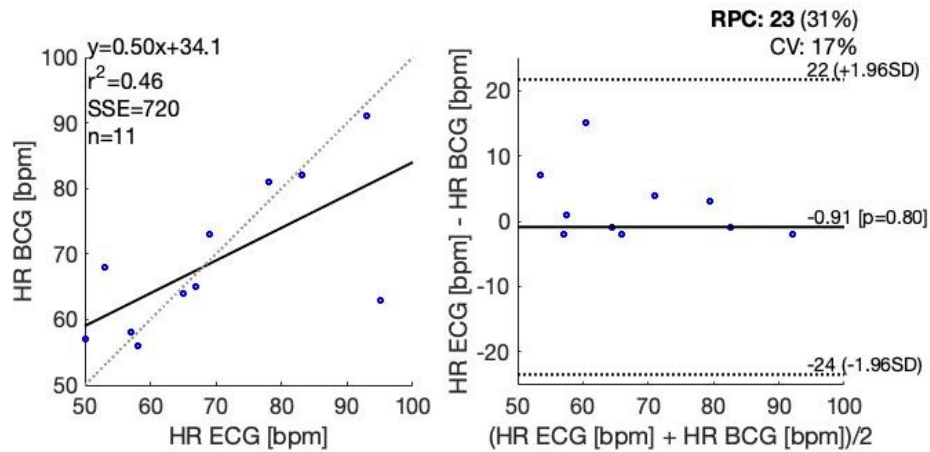
CONFRONTO STRESS MENTALE



CONFRONTO RESPIRO CONTROLLATO



CONFRONTO VIDEO PAURA



CONFRONTO VIDEO TRISTEZZA

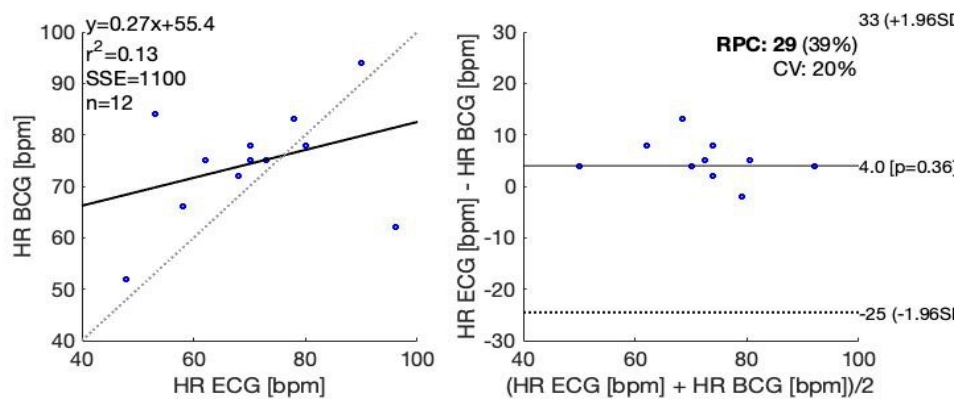


Figura 3.7: Grafici di correlazione lineare (a sinistra) e Bland Altman (a destra) relativi ai confronti tra frequenza cardiaca di ECG e BCG nelle diverse fasi sfruttando solo le finestre analizzabili

La correlazione tra frequenza cardiaca misurata con ECG e BCG risulta essere bassa per le fasi di Baseline, Respiro Controllato e Tristezza. Si sono ottenuti valori di r^2 leggermente maggiori per quanto riguarda invece le fasi di Stress Mentale ($r^2 = 0.56$) e di Paura ($r^2 = 0.46$). I valori risultano essere in generale migliori rispetto a quelli ricavati per il segnale nella sua totalità.

L'analisi di Bland-Altman ha evidenziato, invece, valori di bias accettabili a fronte di intervalli di confidenza minori rispetto a quelli trovati in precedenza. In particolare, si osservano valori di bias di 0.73 bpm nella Baseline, 2.8 bpm nello Stress Mentale, 5.8 bpm nel Respiro Controllato, 0.91 bpm nel video di Tristezza e 4.0 bpm nel video di Paura. Rispettivamente, sono associati intervalli di confidenza di 34%, 31%, 42%, 31%, 39%.

3.4.2 Analisi del confronto della frequenza cardiaca tra Baseline e fasi nell'ECG e nel BCG

I risultati, presentati come mediana [25° percentile; 75° percentile], della stima della frequenza cardiaca nelle diverse fasi del protocollo per il BCG sono riportati in Tabella 5.

	BASELINE	STRESS MENTALE	RESPIRO CONTROLLATO	VIDEO PAURA	VIDEO TRISTEZZA
ECG	83 [65.75; 87.75]	69.5 [58.5; 86.5]	76 [62; 87]	67 [57.25; 81.75]	70 [60; 79]
BCG	83 [71; 86.25]	69 [53.5; 81.5]	71 [54; 83]	65 [59.25; 79]	75 [69; 80.5]

Tabella 5: Stima della HR nelle diverse fasi del protocollo per BCG utilizzando le sole finestre accettabili

In Figura 3.8 e Figura 3.9 sono riportati, rispettivamente, i grafici relativi alla frequenza cardiaca ottenuta dall'ECG e dal BCG per le diverse fasi del protocollo.

In particolare, per entrambi i confronti è stata registrata differenza significativa tra i valori di frequenza cardiaca ottenuti per la Baseline ed i valori ottenuti per le fasi di Stress Mentale e Paura. Il confronto precedentemente svolto per i dati ottenuti dall'ECG (si veda la sezione 3.2.2) aveva riportato differenza significativa tra i valori di Baseline, Stress Mentale e Respiro Controllato.

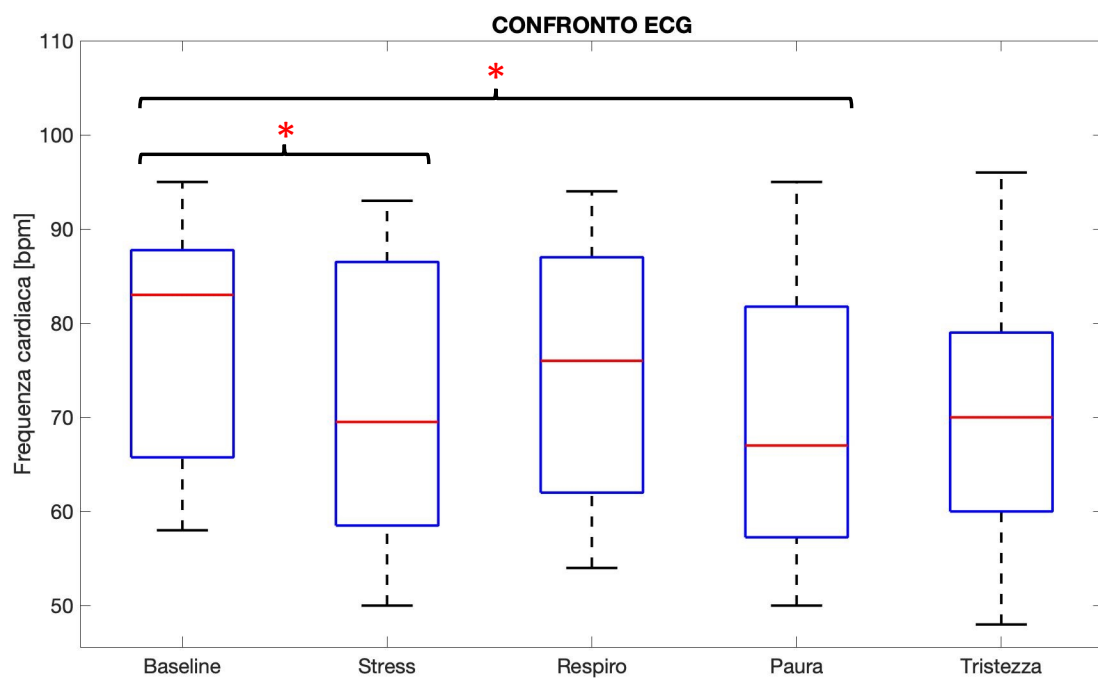


Figura 3.8: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline ECG e altre fasi del protocollo ECG

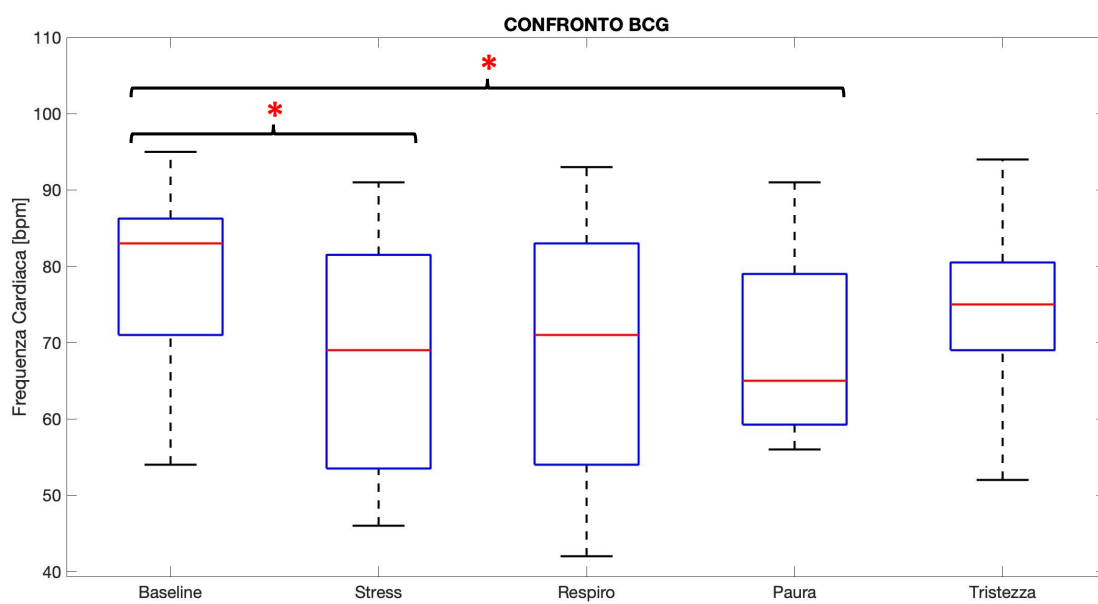


Figura 3.9: Grafico Boxplot del confronto tra frequenza cardiaca in Baseline BCG e altre fasi del protocollo BCG

4 Discussione e Conclusioni

4.1 Considerazioni preliminari

Lo studio finora discusso si pone come obiettivo quello di dimostrare che sia possibile misurare le variazioni di HR indotte da un protocollo validato e visionato attraverso un visore VR.

Per fare ciò sono stati acquisiti i segnali BCG della testa tramite visore su 14 soggetti sani in setting di laboratorio, analizzando la posizione seduta. Il visore VR mostrava un video di 23 minuti, composto al fine di modificare lo stato emozionale del soggetto. Ai soggetti è stato richiesto di rimanere il più fermi possibile durante l'esperimento, per limitare rumori derivanti da movimenti volontari del corpo e del capo.

Secondo le conclusioni dello studio Floris et al., 2019, le misure di HR ottenute dal segnale del giroscopio hanno mostrato una correlazione lineare rispetto alla frequenza ricavata dal segnale ECG ($r^2 = 0.600$, metodo FFT posizione seduta) migliore rispetto alla correlazione ottenuta con le misure dell'accelerometro ($r^2 = 0.084$, metodo FFT posizione seduta).

Inoltre, la posizione seduta forniva risultati più attendibili, poiché ritenuta la migliore per isolare i movimenti della testa legati all'attività cardiaca. Per le posizioni stand (in piedi) e supine (distesi supini) sono stati osservati risultati peggiori in quanto: nella prima, i movimenti legati al mantenimento dell'equilibrio coprivano quelli legati all'attività cardiaca; nella seconda vi era maggior grado di smorzamento dei movimenti legato al fatto che il capo aderisce al suolo.

Sono stati considerati anche i risultati riportati nello studio Balakrishnan et al., 2013, in cui era emerso che l'asse ottimale per misurare i movimenti della testa dovuti all'attività cardiaca fosse l'asse y del visore.

Questi risultati sono concordi con quelli ottenuti nel progetto di tesi triennale Favali Ferretti Gusmeroli Guzzardi, 2021, in cui si evidenzia come l'asse ottimale risulti essere l'asse y (verticale), e con quelli ottenuti nello studio di Solbiati et al., 2022. In quest'ultimo si afferma che le misure di HR ottenute negli assi rotazionali dei movimenti di pitch (attorno all'asse verticale) e roll (attorno all'asse di profondità) mostrano una correlazione maggiore con il gold standard rispetto a quelle ottenute nell'asse del movimento di yaw (attorno all'asse orizzontale).

A causa di queste considerazioni, in questo progetto di tesi si è studiata esclusivamente la posizione seduta. Sono stati ricavati i dati di accelerometro e giroscopio ed è stato analizzato l'asse ottimale ottenuto da un particolare algoritmo di riconoscimento di quest'ultimo.

4.2 Commento ai risultati ottenuti

I movimenti della testa legati all'attività cardiaca sono di piccola entità e difficilmente riconoscibili dalle altre serie di movimenti involontari come quelli dovuti alla respirazione e al mantenimento posturale.

Il sistema collo-testa e tronco si può classificare, dal punto di vista biomeccanico, come un sistema a “pendolo invertito” dove la testa è libera di muoversi su ogni asse, negli spostamenti lineari, e di compiere tutte le rotazioni, negli spostamenti angolari (rotazione attorno agli assi x e z principalmente), causando movimenti involontari del capo che rendono difficile la distinzione e l'isolamento dai movimenti dovuti all'attività cardiaca (Balakrishnan et al., 2013).

Per quanto riguarda l'analisi dell'asse ottimale, si mostra come gli assi preferenziali ottenuti siano quelli verticale (asse y) e di profondità (asse z). Ciò potrebbe essere legato al modo in cui la testa è perfusa dal sangue. Quando quest'ultimo attraversa le arterie carotidi spostandosi verso l'alto (dal cuore alla testa), infatti, potrebbe generare un contraccolpo che si riflette in micro-rotazioni della testa che causano il movimento di roll. La direzione anatomica delle arterie carotidi, che sono orientate lungo l'asse verticale, potrebbe avere un ruolo nella riduzione dell'ampiezza del movimento di yaw della testa. Inoltre, a causa della posizione del giroscopio, l'asse di rotazione dei sensori si posiziona più vicino all'asse di roll effettivo della testa, a differenza degli assi di yaw e pitch, il che potrebbe aver contribuito al miglioramento della qualità del segnale lungo l'asse z di rotazione.

L'analisi delle finestre ha dimostrato come, nelle fasi di Stress Mentale e Tristezza, i segnali risultassero più puliti rispetto alle altre fasi. Infatti, per esse la percentuale di accettazione delle finestre ottenuta è maggiore.

Tale evidenza potrebbe essere dovuta al fatto che il soggetto in queste due fasi risulta essere più concentrato e coinvolto a causa dello svolgimento dei calcoli e della visione del video, inducendo una posizione più stabile. Le emozioni suscitate, quindi, dalle due fasi fanno sì che esso involontariamente trattenga il respiro e rimanga molto fermo, consentendo l'acquisizione di un segnale poco rumoroso.

I risultati mostrano, inoltre, delle percentuali di accettazione delle finestre di segnale, per le fasi di Baseline iniziale, basse. Ciò deriva dal fatto che le parti iniziali del segnale sono state scartate a causa di rumori molto forti dovuti al salto ed ai momenti ad esso successivi, in cui il soggetto veniva fatto sedere.

Infine, si osservano dei valori di accettazione per le ultime tre Pause molto bassi, probabilmente dovuti ad un calo nella concentrazione del soggetto ed al conseguente movimento del corpo e della testa, che causa rumore.

Questi ultimi dati potrebbero essere anche dovuti alla stanchezza dovuta alla pesantezza del visore indossato per periodi di tempo prolungati. Il peso stesso del visore, infatti, potrebbe aver portato i soggetti a muovere la testa volontariamente, causando artefatti.

Per quanto riguarda i confronti effettuati su HR, è interessante andare a studiare le differenze nei risultati ottenuti nel caso in cui si è considerato il segnale per intero e nel caso in cui si sono considerate le sole finestre analizzabili.

Partendo dal confronto tra i dati di HR ottenuti dall'ECG e dal BCG per ogni fase del protocollo, si osserva come nel primo caso, attraverso il test di Wilcoxon, sia emersa l'assenza di differenza significativa tra i dati ottenuti dai due segnali.

Andando a studiare i boxplot relativi, infatti, si può notare come essi presentino valori di mediana confrontabili con il gold standard scelto. È possibile, inoltre, notare come la varianza dei dati attesa sia maggiore per i dati ottenuti dal BCG e solamente per questi ultimi si presentino degli outlier. Ciò potrebbe essere dovuto alla presenza dei rumori causati dai movimenti volontari della testa da parte del soggetto, che potrebbero portare i dati a scostarsi maggiormente dalla mediana nel caso della stima di HR ottenuta dal BCG.

Facendo lo stesso confronto utilizzando le sole finestre definite analizzabili non si rilevano differenze significative tra i dati di HR per l'ECG ed il BCG, se non per la fase di Tristezza. È dunque possibile affermare, anche utilizzando solamente le finestre analizzabili, che i valori di mediana ottenuti dallo studio dell'ECG e del BCG sono confrontabili nella maggior parte delle fasi. Ciò permette di affermare l'utilità e la correttezza dell'utilizzo del BCG per stimare HR.

Si osserva, inoltre, una diminuzione nella variabilità dei dati per il BCG, dovuta al fatto che con l'analisi delle finestre vengono eliminati i possibili artefatti da movimento.

Per quanto riguarda l'analisi di Bland-Altman sfruttando l'intero segnale, i valori di bias ottenuti, ovvero lo scostamento della media dei dati dalla linea dello zero, risultano essere accettabili per tutti i confronti. Ad essi, però, vengono associati intervalli di confidenza, e dunque possibilità di incorrere in errori, molto alta. Anche i valori di r^2 per la correlazione lineare risultano essere molto bassi, ovvero i dati di HR per ECG e BCG sono poco correlati.

Nel confronto svolto utilizzando il segnale definito analizzabile, i valori di bias ottenuti si discostano di poco da quelli precedenti, mentre si ottengono intervalli di confidenza molto minori. Seppur questi ultimi risultano ancora abbastanza ampi, questo dimostra che utilizzando i risultati ottenuti dall'analisi delle finestre la precisione dei dati ottenuti può migliorare. Ciò è ovviamente dovuto alla riduzione del rumore nel segnale BCG studiato.

Si osserva inoltre che i valori di r^2 ottenuti confrontando l'ECG con il segnale BCG pulito risultano essere tendenzialmente migliori (più alti) rispetto a quelli ottenuti confrontando l'ECG con il BCG nella sua totalità. Di conseguenza, la correlazione risulta maggiore nel caso di BCG pulito. Anche in questo caso, la spiegazione sta nella minor presenza di artefatti da movimento nel segnale BCG.

Per quanto riguarda, invece, il secondo confronto, esso mira a dimostrare la possibilità di distinguere le fasi del protocollo attuale utilizzando HR. Si vuole dunque capire se il protocollo definito in questo studio generi effettivamente delle modifiche nello stato emozionale del soggetto identificabili tramite lo studio della stima di HR. Nel caso di segnali studiati nella loro interezza, il test di Wilcoxon svolto confronta, prima per i dati dell'ECG e poi per quelli del BCG, le stime di HR ottenute per la Baseline con le stime di HR ottenute per le differenti fasi del protocollo.

Nel caso dell'ECG, si osserva differenza significativa tra i dati di Baseline e di Stress Mentale e Respiro Controllato. Questo risultato, che non viene osservato attraverso lo studio dei dati del BCG, si può imputare alla maggiore concentrazione che il soggetto deve porre nell'eseguire i comandi durante le due fasi sopracitate. La tensione derivante dal dover eseguire calcoli rapidamente (la fase di Stress Mentale dura un solo minuto, dunque è possibile che il soggetto percepisca ansia) e dal dover seguire una frequenza respiratoria imposta potrebbero aver contribuito all'aumento della frequenza di battito cardiaco nei soggetti ed al suo discostamento dai valori osservati durante la Baseline.

Per quanto riguarda la mancanza di rilevazione delle differenze di HR nel test di Wilcoxon fatto sulle coppie di dati ottenute dal BCG, potrebbe essere derivante dalla minore sensibilità dei sensori inerziali del visore rispetto a quelli integrati nel Movisens. Inoltre, l'accuratezza del segnale ECG, preso come gold standard, è sicuramente maggiore rispetto a quella del BCG.

Considerando, invece, lo stesso confronto ma svolto sulle sole finestre definite analizzabili, vengono rilevate differenze significative per le fasi di Stress Mentale e Paura sia studiando l'ECG sia studiando il BCG. È interessante notare come, a differenza di quello che ci si aspetterebbe, i valori di mediana per queste due fasi risultano essere minori rispetto al valore ottenuto per la Baseline. Quest'ultima, infatti, presenta valori molto alti (mediana [25° percentile; 75° percentile], 83 [71; 86.25]). Durante il resto del protocollo si osserva poi una diminuzione dei valori.

Inoltre, è possibile notare come le fasi che hanno mostrato in questo confronto una differenza significativa sono le stesse che hanno riportato i valori maggiori di percentuali di accettazione delle finestre. Dunque, i dati a disposizione per queste due fasi erano maggiori rispetto a quelli presenti per le altre, fornendo un campione di studio più ampio.

4.3 Limitazioni

Durante lo studio sono emerse delle limitazioni che potrebbero aver influenzato i risultati finali.

La prima limitazione riguarda il numero di soggetti presi in esame. Avendo ottenuto solamente 14 acquisizioni utilizzabili, il campione di dati studiato risulta essere troppo piccolo per effettuare uno studio approfondito dei segnali.

Seppur, infatti, si siano ottenuti risultati accettabili per quanto riguarda l'analisi delle finestre e il confronto di HR tra Baseline e fasi nell'ECG, utilizzare un campione più ampio di soggetti avrebbe potuto comportare una maggiore variabilità nelle reazioni al protocollo.

La seconda limitazione riguarda l'utilizzo del visore per periodi di tempo così prolungati (23 minuti). I soggetti hanno infatti fatto notare come sia complesso indossare il visore per 23 minuti consecutivi senza muovere il capo per evitare i rumori. Il visore Oulus Quest, ovvero quello utilizzato in questo studio, ha un peso di 570 g. La sollecitazione, concentrata anteriormente sul capo ed applicata per un tempo prolungato, tende a far irrigidire i muscoli del collo e a rendere complesso il mantenimento della posizione. Per far fronte a questo problema si potrebbe consentire al soggetto di muoversi durante le pause, oppure modificare il protocollo rendendolo più corto o spezzandolo in più parti da svolgersi a più riprese.

Infine, è necessario notare come l'analisi delle finestre sia puramente qualitativa: la decisione di analizzare o meno il segnale è stata presa su base soggettiva. I risultati, dunque, risultano essere dipendenti da questa decisione.

4.4 Conclusioni e possibili sviluppi

Utilizzare un visore per la realtà virtuale come strumento di acquisizione dei segnali e informazioni di carattere fisiologico è una procedura che si può definire all'avanguardia e che apre la strada a sviluppi molto interessanti. È necessario, però, lavorare per minimizzare il rumore, cosa che consentirebbe di isolare al meglio la componente del segnale relativa allo spostamento causato dalla perfusione sanguigna. In questo modo sarebbe possibile ottenere dei segnali più puliti da cui eventualmente ricavare le variazioni in termini di HR (già parzialmente visibile con segnali ECG classici).

Questo studio, attraverso l'analisi qualitativa e il successivo utilizzo dei risultati da essa ricavati per ulteriori confronti, si propone di minimizzare gli artefatti di movimento e permettere la focalizzazione dell'attenzione su segnali effettivamente analizzabili. In futuro, sarebbe importante andare a definire un algoritmo in grado di stabilire in modo oggettivo quali finestre di segnale prendere in esame, in quanto poco rumorose, e quali no, ai fini di rendere più agevoli e corretti l'analisi dei segnali e il confronto dei risultati ottenuti con altri studi.

Un altro aspetto su cui si potrebbe intervenire riguarda la definizione di un protocollo più efficace per la modifica dello stato emozionale dei soggetti. Lo studio, infatti, ha dimostrato come sia possibile distinguere lo stato emozionale dei soggetti a partire dallo studio della frequenza cardiaca (come osservato nell'analisi delle finestre, nel confronto della HR ottenuta nella Baseline e nelle fasi dell'ECG e nello studio della HR ottenuta nella Baseline e nelle fasi del BCG sfruttando le sole finestre analizzabili).

Definendo e mettendo in atto un protocollo video differente, che copra una rosa più ampia di emozioni eventualmente anche di maggiore intensità, sarebbe possibile ottenere una più vasta gamma di risultati.

Bibliografia

- [1] Balakrishnan G., Durand F., Guttag J., Detecting Pulse from Head Motions in Video. IEEE CVPR. 2013: 3430-3437.
- [2] A. Ballio, M. Crippa, I. Crupi, A. De Vecchi, Studio dell'energia cinetica generata dal battito cardiaco misurata tramite visore per realtà virtuale, Politecnico di Milano, 2021
- [3] Crosbie J H, Lennon S, McGoldrick M C, McNeill M, McDonough S M 2012 Virtual reality in the rehabilitation of the arm after hemiplegic stroke: A randomized controlled pilot study Clin. Rehabil.
- [4] Floris C, Solbiati S, Landreani F, Damato G, Lenzi B, Megale V, Caiani EG. Feasibility of heart rate and respiratory rate estimation by inertial sensors embedded in a virtual reality headset. Sensors. 2020 Jan;20(24):7168. <https://doi.org/10.3390/s20247168>
- [5] Furman E, Roma Jasinewicius T, Bissada N F, Victoroff K Z, Skillicorn R, Buchner M 2009 Virtual reality distraction for pain control during periodontal scaling and root planing procedures J. Am. Dent. Assoc. 140 1508-16
- [6] Gall et al., Embodiment in Virtual Reality Intensifies Emotional Responses to Virtual Stimuli, 2021
- [7] Gold J I, Kant A J, Kim S H, Rizzo A 2005 Virtual anesthesia: The use of virtual reality for pain distraction during acute medical interventions Semin. Anesth. Perioper. Med. Pain 24 203-210
- [8] He D Da 2013 A Wearable Heart Monitor at the Ear using Ballistocardiogram (BCG) and Electrocardiogram (ECG) with a Nanowatt ECG Heartbeat Detection Circuit 1–137

- [9] Aorte e Arterie sistemiche, estratto da:
<https://www.humanitas.it/enciclopedia/anatomia/apparato-cardiocircolatorio/arterie-e-sistema-arterioso/aorta-e-arterie-sistemiche/>
- [10] Afflusso di sangue al cervello, estratto da: https://www.msdmanuals.com/it-it/casa/multimedia/figure/neu_supplying_brain_blood_stroke_it
- [11] Inan OT, Migeotte PF, Park KS, Etemadi M, Tavakolian K, Casanella R, Zanetti J, Tank J, Funtova I, Prisk GK, Di Rienzo M. Ballistocardiography and seismocardiography: A review of recent advances. IEEE journal of biomedical and health informatics. 2014 Oct 7;19(4):1414-27.
- [12] Kroupi E, Hanhart P, Lee J S, Rerabek M, Ebrahimi T 2016 Modeling immersive media experiences by sensing impact on subjects Multimed. Tools Appl. 75 12409–29
- [13] L. Zocchi, Principi di Fisiologia, 2017
- [14] Angrilli, E-movie: Emotional film clips for psychophysiology, 2019, website: https://osf.io/scrbp/?view_only=2b3081d3e1a44852a8a0f23ff5f396f7
- [15] Landreani F, Faini A, Martin-Yebra A, Morri M, Parati G, Caiani EG. Assessment of ultra-short heart variability indices derived by smartphone accelerometers for stress detection. Sensors. 2019 Jan;19(17):3729.
- [16] Mandelbaum H., Mandelbaum R. A. Studies Utilizing the Portable Electromagnetic Ballistocardiograph. PubMed. 1953: 1-6
- [17] Maples-Keller J L, Yasinski C, Manjin N, Rothbaum B O 2017 Virtual Reality-Enhanced Extinction of Phobias and Post-Traumatic Stress Neurotherapeutics 14 554–63
- [18] Morris L D, Louw Q A, Grimmer-Somers K 2009 The effectiveness of virtual reality on reducing pain and anxiety in burn injury patients: A systematic review Clin. J. Pain 115 25 815-26

- [19]Pinheiro E., Postolache O., Girao P. Theory and Developments in an Unobtrusive Cardiovascular System Representation: Ballistocardiography. Bentham OPEN. 2010
- [20]Riva G. Virtual reality in psychotherapy: review. Cyberpsychol Behav. 2005 Jun;8(3):220-30; discussion 231-40.
- [21]Rizzo A A, Buckwalter J G, Neumann U 1997 Virtual reality and cognitive rehabilitation: A brief review of the future J. Head Trauma Rehabil. 8 220-30
- [22]Rothbaum B O 2009 Using virtual reality to help our patients in the real world Depress. Anxiety 26 209-302
- [23]Sadek, Ibrahim, Jit Biswas, and Bessam Abdulrazak. "Ballistocardiogram signal processing: a review." Health information science and systems 7.1 (2019): 1-23.
- [24]Schneider S M, Kisby C K, Flint E P 2011 Effect of virtual reality on time perception in patients receiving chemotherapy Support. Care Cancer 19 555-64
- [25]Seeley, Rod R. ,Anatomia & fisiologia, 1993.
- [26]S. Solbiati et al., "Monitoring Cardiac Activity by Detecting Subtle Head Movements Using MEMS Technology," 2022 IEEE International Symposium on Inertial Sensors and Systems (INERTIAL), 2022, pp. 1-4,
- [27]Starr, Isaac, et al. "Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood's impacts; the ballistocardiogram." American Journal of Physiology-Legacy Content 127.1 (1939)
- [28]Viau A, Feldman A G, McFadyen B J, Levin M F 2004 Reaching in reality and virtual reality: A comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis J. Neuroeng. Rehabil. 1 11
- [29]Basic anatomy and function of the heart, estratto da: <https://yourheartvalve.com/heart-basics/heart-anatomy/>
- [30]Oculus go website, estratto da: <https://www.oculus.com/go/>

- [31] Floris C., Feasibility of Heart Rate and Respiratory Frequency Estimation by Inertial Sensors Embedded in a Virtual Reality Headset, Politecnico di Milano, 2019
- [32] Floris, C., Solbiati, S., Landreani, F., Damato, G., Lenzi, B., Megale, V., & Caiani, E. G., Feasibility of heart rate and respiratory rate estimation by inertial sensors embedded in a virtual reality headset, *Sensors*, 2020
- [33] V. Favali, M. Ferretti, R. Gusmeroli, G. Guzzardi, Analisi dei movimenti della testa indotti dal battito cardiaco, Politecnico di Milano, 2020
- [34] Inan, O. T., Migeotte, P. F., Park, K. S., Etemadi, M., Tavakolian, K., Casanella, R., ... & Di Rienzo, M. Ballistocardiography and seismocardiography: A review of recent advances, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2014
- [35] Bestelmeyer, P. E., Kotz, S. A., & Belin, P., Effects of emotional valence and arousal on the voice perception network, *Social cognitive and affective neuroscience*, 2017
- [36] Bradley, M. M., & Lang, P. J., Measuring emotion: the self-assessment manikin and the semantic differential, *Journal of behavior therapy and experimental psychiatry*, 1994
- [37] Alvarado-Serrano, C., Luna-Lozano, P. S., & Pallàs-Areny, R., An algorithm for beat-to-beat heart rate detection from the BCG based on the continuous spline wavelet transform, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2016
- [38] Frigerio A.L., Indaco R., Instantaneous heart rate estimation by inertial sensors embedded in a virtual reality headset, Politecnico di Milano, 2020-2021
- [39] B. J. Li, J.N. Bailenson, A. Pines, W.J. Greenleaf, & L.M. Williams, A public database of immersive VR videos with corresponding ratings of arousal, valence, and correlations between head movements and self report measures. *Frontiers in psychology*, 2017