



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in INGEGNERIA BIOMEDICA

Analisi di dati fisiologici grezzi da sensori indossabili per la misura dello stress e del carico cognitivo

Analysis of raw physiological data from wearable sensors for the estimation of stress and mental workload

Relatore:

Prof.ssa Milena Martarelli

Tesi di Laurea di:

Cecilia Marcotulli

Correlatrice:

Dott.ssa Vittoria Medici

A.A. 2025/2026

Indice

Sommario

Indice	ii
Lista delle Figure.....	iv
Lista delle Tabelle.....	v
Introduzione.....	1
Capitolo 1 Anatomia e fisiologia del sistema cardiovascolare e della pelle	3
1.1 Il sistema cardiovascolare	3
1.1.1 Il cuore.....	4
1.1.2 Il sistema di conduzione del cuore.....	6
1.1.3 Il ciclo cardiaco	8
1.1.4 Il sistema circolatorio	9
1.2 La pelle.....	10
Capitolo 2 Stress, Mental Workload e Biosegnali.....	13
2.1 Lo stress.....	13
2.2 Il Mental Workload	14
2.3 Biosegnali.....	15
Capitolo 3 Materiali e Metodi.....	18
3.1 Materiali	18
3.1.1 Empatica EmbracePlus.....	18
3.1.2 Acquisizione dati	19
3.2 Metodi	19
3.2.1 Analisi dei dati.....	20
Capitolo 4 Risultati	25
4.1 Risultati e confronto fisiologico tra le sessioni	25
4.1.1 Frequenza cardiaca.....	25
4.1.2 Attività elettrodermica.....	29
4.1.3 Temperatura cutanea	32
4.2 Confronto con Empatica EmbracePlus.....	34
4.2.1 Frequenza cardiaca.....	34
4.2.2 Attività elettrodermica.....	38
4.2.3 Temperatura cutanea	39
4.2.4 Intensità dell'attività fisica.....	40

Conclusioni.....	41
Sviluppi Futuri	42
Ringraziamenti.....	44
Bibliografia.....	46

Lista delle Figure

Figura 1.1 – Circolazione cardiovascolare [2]	4
Figura 1.2 – Struttura interna del cuore [2].....	5
Figura 1.3 – Membrane pericardiche e strati della parete cardiaca [2]	6
Figura 1.4 – Elettrofisiologia del cuore [4]	8
Figura 1.5 – Suoni cardiaci e ciclo cardiaco [2].....	9
Figura 1.6 – Gli strati della pelle [2]	11
Figura 2.1 – Modello dell'asse cervello-organo [7].....	14
Figura 2.2 – Scomposizione dell'EDA in componente fasica e tonica [10]	15
Figura 2.3 – La forma d'onda di un tipico impulso PPG [11]	17
Figura 3.1 – Modalità di funzionamento di Empatica Embraceplus [14]	18
Figura 4.1 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 2.....	27
Figura 4.2 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 3.....	27
Figura 4.3 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 4.....	28
Figura 4.4 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 1.....	28
Figura 4.5 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 2.....	30
Figura 4.6 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 4.....	30
Figura 4.7 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 1.....	31
Figura 4.8 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 3.....	31
Figura 4.9 – Andamento della derivata della ST durante la prima acquisizione.....	33
Figura 4.10 – Andamento della derivata della ST durante la seconda acquisizione.....	33
Figura 4.11 – Confronto dell'andamento della PR per la prima acquisizione.....	35
Figura 4.12 – Confronto dell'andamento della PR per la quarta sessione.....	35
Figura 4.13 – Confronto dell'andamento della PR per la prima sessione.....	37
Figura 4.14 – Confronto dell'andamento della PR per la quarta sessione.....	37
Figura 4.15 – Confronto dell'EDA per la prima sessione.....	38
Figura 4.16 – Confronto del segnale della ST.....	39
Figura 4.17 – Confronto di classificazione dell'intensità dell'attività	40

Lista delle Tabelle

Tabella 4.1 – Frequenza cardiaca media relativa alle quattro acquisizioni	25
Tabella 4.2 – Statistiche descrittive della temperatura cutanea (ST).....	32

Introduzione

Il monitoraggio dei segnali fisiologici tramite dispositivi indossabili rappresenta una delle frontiere più promettenti della ricerca psicofisiologica. Queste tecnologie permettono di valutare lo stato fisiologico e lo stress in contesti di vita reale. Il presente lavoro di tesi si inserisce in questo ambito, focalizzandosi sull'analisi di segnali acquisiti tramite il dispositivo da polso Empatica EmbracePlus. Nello specifico, sono stati registrati simultaneamente il segnale fotopletismografico (BVP), l'attività elettrodermica (EDA), la temperatura cutanea (ST) e l'accelerazione tridimensionale. L'analisi combinata di questi parametri costituisce la base per la stima automatica dello stress e del carico cognitivo (MWL). Il dataset comprende una sessione ad alto carico cognitivo ed emotivo (un esame orale) e tre sessioni registrate durante la normale routine lavorativa quotidiana. Questa impostazione riflette le reali condizioni di impiego di un wearable, introducendo al contempo le sfide tipiche del monitoraggio ambulatoriale: artefatti da movimento, aderenza non ottimale del sensore e comportamenti spontanei non controllabili a priori. L'obiettivo principale di questa tesi è sviluppare e validare una pipeline di elaborazione completa per i segnali EDA, BVP, ST e per i dati accelerometrici acquisiti mediante il dispositivo Empatica EmbracePlus. Applicando algoritmi consolidati dalla letteratura scientifica, si intende valutare la qualità e l'affidabilità dei dati estratti in condizioni ambulatoriali. L'elaborato è organizzato in quattro capitoli principali e dalle conclusioni.

Capitolo 1- Anatomia e fisiologia del sistema cardiovascolare e della pelle: sono fornite le informazioni utili alla comprensione del cuore e della pelle.

Capitolo 2 – Stress, Mental Workload e Biosegnali: descrive i correlati fisiologici dello stress e del workload cognitivo.

Capitolo 3 – Materiali e Metodi: illustra le caratteristiche tecniche dell'Empatica EmbracePlus, il protocollo di acquisizione e l'architettura delle pipeline di elaborazione implementate per i singoli segnali.

Capitolo 4 – Risultati: riporta e commenta l'analisi dei risultati ottenuti nelle quattro sessioni sperimentali.

Conclusioni: si discute la plausibilità dei risultati evidenziando i limiti dello studio, primo fra tutti, l'assenza di un riferimento clinico e proponendo come sviluppi futuri la validazione mediante gold standard, l'ottimizzazione degli algoritmi e l'estensione dello studio a un campione più ampio.

Capitolo 1

Anatomia e fisiologia del sistema cardiovascolare e della pelle

1.1 Il sistema cardiovascolare

Il sistema cardiovascolare è costituito dal cuore e da una rete di vasi sanguigni [1], come illustrato nella Figura 1.1 [2]. La sua funzione è trasportare ossigeno e nutrienti da e verso altri tessuti e questo scambio avviene a livello dei capillari [2]. Il sistema ha due suddivisioni principali: la circolazione polmonare e la circolazione sistemica [1]. Nella prima, il sangue povero di ossigeno esce dal ventricolo destro attraverso il tronco polmonare, raggiunge i polmoni per gli scambi gassosi e ritorna ossigenato al cuore tramite le vene polmonari, arrivando all'atrio sinistro. Nella circolazione sistemica, il sangue viene pompato dal ventricolo sinistro nell'aorta, che ne permette la distribuzione a tutti i tessuti. Il sangue deossigenato ritorna al cuore attraverso la vena cava superiore e inferiore, conflueno nell'atrio destro. Il sangue viene pompato dal cuore attraverso il sistema arterioso e ritorna al cuore tramite il sistema venoso [2].

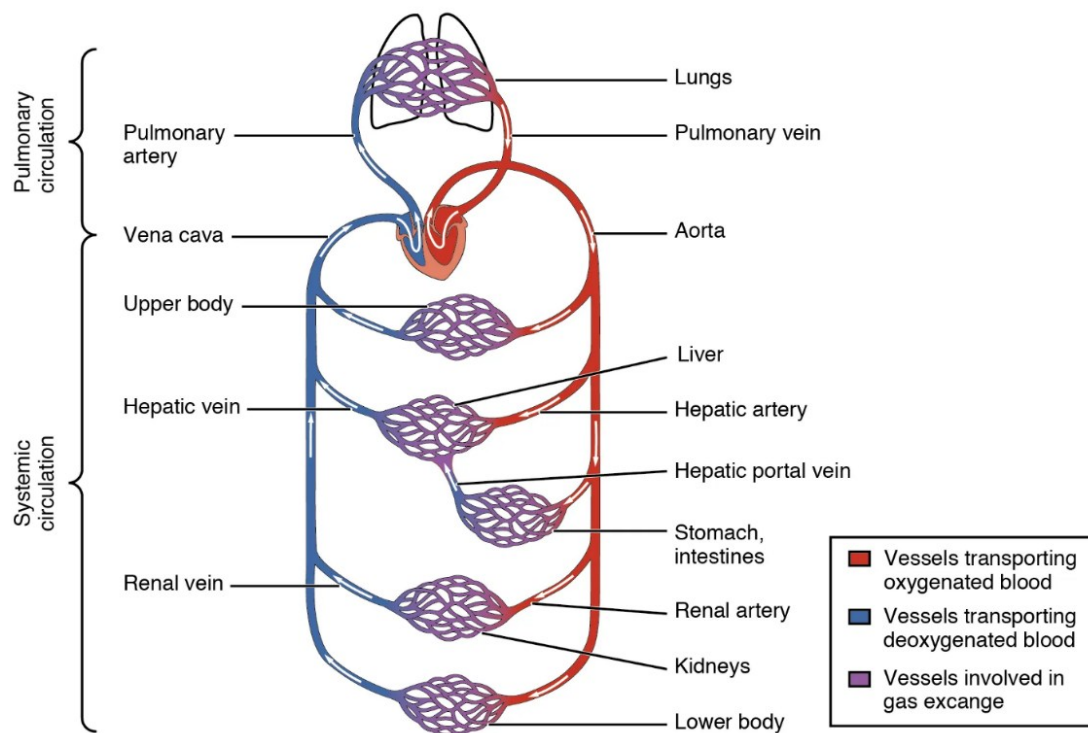


Figura 1.1 – Circolazione cardiovascolare [2]

1.1.1 Il cuore

Il cuore umano è un organo muscolare cavo delle dimensioni di un pugno e con un peso compreso tra i 250 grammi e i 300 grammi [3].

È situato all'interno della cavità toracica, nel mediastino, ovvero una regione anatomica compresa tra i polmoni e localizzato posteriormente al piastrone sternale.

Il cuore è costituito da due camere superiori, gli atri, separati dal setto interatriale e due inferiori, i ventricoli, divisi dal setto interventricolare.

L'apice costituisce la parte inferiore del cuore e poggia sul diaframma, la superficie superiore, chiamata base, è il punto in cui si originano l'aorta e le due vene cave [1].

Il cuore è circondato da una robusta membrana chiamata pericardio che delimita la cavità pericardica. Il pericardio è costituito da due strati: il pericardio fibroso esterno, formato da tessuto connettivo denso che protegge il cuore e ne mantiene la posizione nel torace, il pericardio sieroso interno, a sua volta diviso in uno strato parietale, fuso al pericardio fibroso e un pericardio viscerale interno chiamato epicardio, che compone la parete cardiaca.

Nel cuore umano sono presenti quattro valvole che garantiscono l'unidirezionalità del flusso sanguigno tra le camere e nel resto del corpo. Si distinguono in valvole atrioventricolari, situate tra atri e ventricoli e valvole semilunari, localizzate tra i ventricoli e le arterie principali. Tra l'atrio destro e ventricolo destro si trova la valvola tricuspide, mentre tra l'atrio sinistro e ventricolo sinistro si trova la valvola mitrale. Le valvole semilunari comprendono invece la valvola polmonare e aortica [1]. La Figura 1.2 illustra l'anatomia interna del cuore.

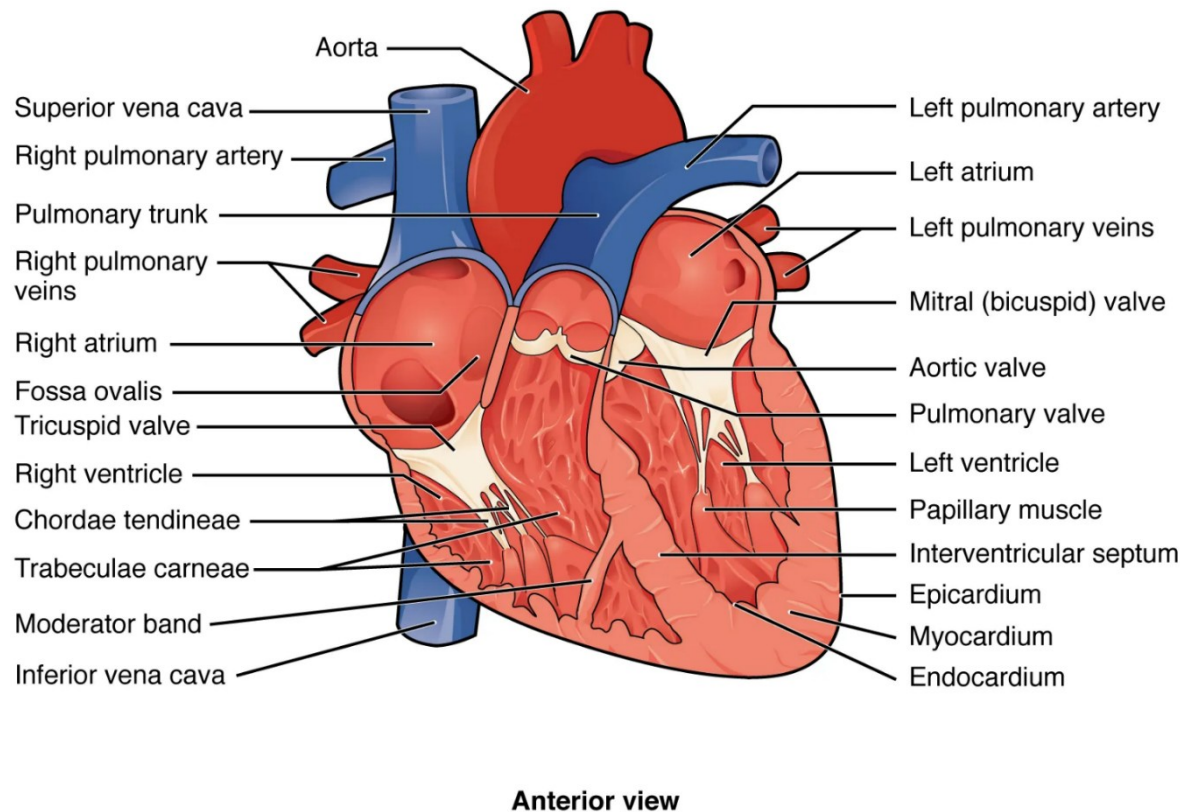


Figura 1.2 – Struttura interna del cuore [2]

La parete del cuore è costituita da tre strati: l'epicardio, il miocardio e l'endocardio illustrati in Figura 1.3. L'epicardio, lo strato più esterno, è costituito da un epitelio squamoso semplice e in alcune zone può presentare un tessuto adiposo, mentre in altre è assente e lascia trasparire lo strato muscolare del miocardio.

Lo strato intermedio è il miocardio, costituito principalmente dal tessuto muscolare cardiaco, le cui cellule, dette cardiociti, sono disposte a spirale, favorendo un'efficace

eiezione del sangue. L'endocardio costituisce lo strato più interno della parete cardiaca e ricopre le cavità cardiache interne e le valvole del cuore [1].

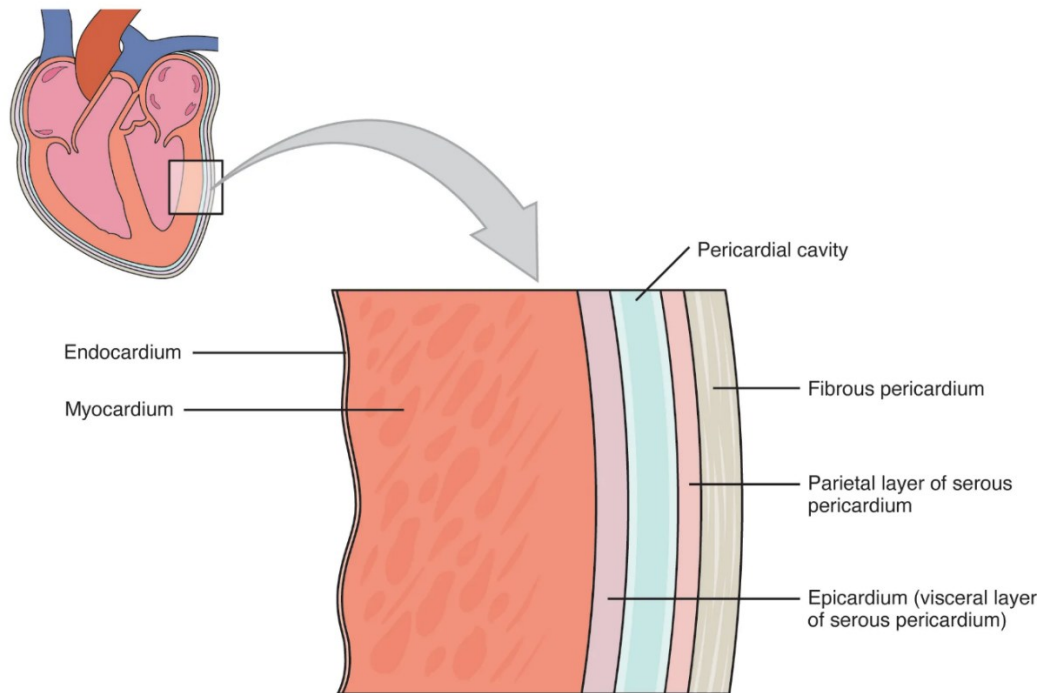


Figura 1.3 – Membrane pericardiche e strati della parete cardiaca [2]

1.1.2 Il sistema di conduzione del cuore

Il cuore è in grado di generare e condurre impulsi elettrici in modo autonomo, grazie a un sistema di conduzione specializzato. Questo sistema è costituito dai seguenti componenti:

- Nodo senoatriale (SA).
- Nodo atrioventricolare (AV).
- Fascio di His.
- Branche del fascio di His.
- Fibre di Purkinje.

Il nodo senoatriale è un gruppo specializzato di cellule conduttrici del miocardio situato nelle pareti posteriori e superiori dell'atrio destro, appena inferiore e laterale all'apertura della vena cava superiore. Le cellule del nodo senoatriale si depolarizzano spontaneamente e per questo è noto come il pacemaker (naturale) del cuore, che avvia il ritmo sinusale del

cuore [2]. L'impulso raggiunge il nodo atrioventricolare situato in prossimità della valvola AV destra all'estremità inferiore del setto interatriale [1]. In corrispondenza del nodo atrioventricolare la propagazione dell'impulso elettrico subisce un considerevole ritardo, al fine di consentire agli atri di svuotarsi e far fluire il sangue all'interno dei ventricoli. L'impulso entra così nel fascio di His, suddiviso in branca destra e sinistra, dalle quali hanno origine le fibre del Purkinje che diffondono l'impulso elettrico nei ventricoli, consentendone la contrazione [1][2].

Le cellule cardiache si dividono in conduttive e contrattili. Le prime generano una depolarizzazione spontanea e sono dotate di autoritmicità e non presentano un potenziale di riposo stabile. Il lento afflusso di sodio attraverso specifici canali provoca un lento aumento del potenziale di membrana da -60 mV a -40 mV. Segue l'apertura dei canali del calcio che completano la fase di depolarizzazione. A questo punto i canali del calcio si chiudono e si aprono quelli del potassio che determinano la fase di ripolarizzazione.

Le cellule contrattili invece, hanno un potenziale di riposo stabile, -80 mV negli atri e -90 mV nei ventricoli, e si attivano solo su stimoli esterni. Quando ricevono un impulso, i canali del sodio voltaggio-dipendenti si aprono e inducono una fase di depolarizzazione, fino a valori positivi del potenziale, dopodiché si chiudono. Segue una fase di plateau sostenuta dall'apertura dei canali del calcio e dalla contemporanea uscita del potassio. Infine, i canali del calcio si chiudono e si aprono quelli del potassio, determinando la fase di ripolarizzazione.

Segue un periodo refrattario, distinto in assoluto e relativo, che garantisce un efficace pompaggio del sangue [2]. Le forme d'onda del potenziale d'azione di ciascun componente del sistema di conduzione sono illustrate in Figura 1.4 [4].

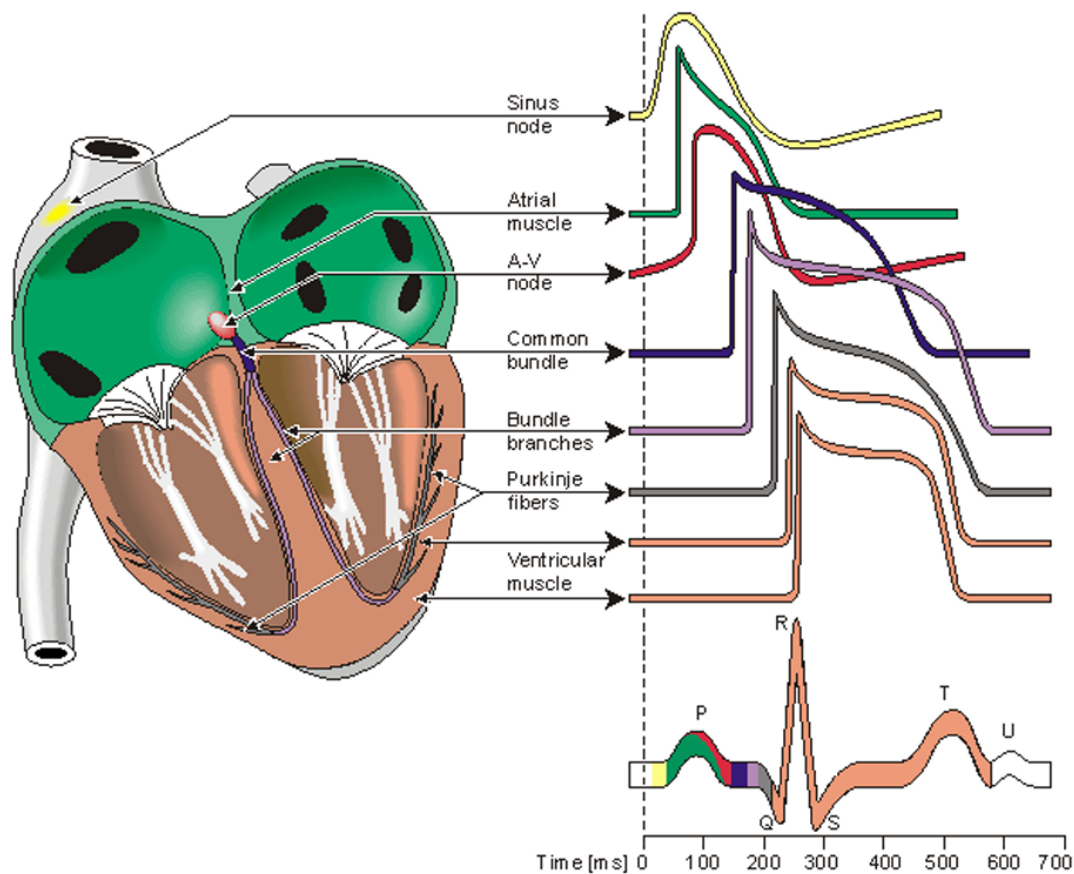


Figura 1.4 – Elettrofisiologia del cuore [4]

1.1.3 Il ciclo cardiaco

Il periodo che va dall'inizio di un battito cardiaco all'inizio del battito successivo è noto come ciclo cardiaco [3].

Il ciclo è caratterizzato dall'alternanza di due fasi: la sistole, durante la quale le camere cardiache si contraggono per spingere il sangue in circolo e la diastole, durante la quale si rilassano e si riempiono nuovamente di sangue [1]. Queste due fasi interessano sia gli atri che i ventricoli. Il ciclo ha inizio con la contrazione dei ventricoli, portando a un aumento della pressione del sangue all'interno della camera che provoca il reflusso del sangue verso gli atri, con conseguente chiusura delle valvole atrioventricolari che genera il primo tono cardiaco S1. Durante la fase isovolumetrica, la contrazione del muscolo ventricolare determina un incremento della pressione all'interno del ventricolo, fino a superare quella presente nel tronco polmonare e dell'aorta, causando l'apertura delle due valvole semilunari. Quando la pressione ventricolare scende al di sotto di quella dell'aorta e del tronco

polmonare, il sangue tende a rifluire verso il cuore, per cui le valvole semilunari si chiudono per impedirlo, producendo il secondo tono cardiaco S2, caratteristico della diastole ventricolare. Durante il secondo periodo isovolumetrico, le valvole atrioventricolari rimangono ancora chiuse e il volume di sangue all'interno dei ventricoli non varia. Quando la pressione negli atri supera quella nei ventricoli, le valvole mitrale e tricuspide si riaprono, permettendo ai ventricoli di riempirsi nuovamente di sangue.

La Figura 1.5 illustra la relazione tra i suoni cardiaci e le variazioni di pressione nel corso del ciclo cardiaco. Sull'asse delle ordinate è riportata la pressione, mentre sull'asse delle ascisse il tempo, accompagnato dalla registrazione dei toni cardiaci [2].

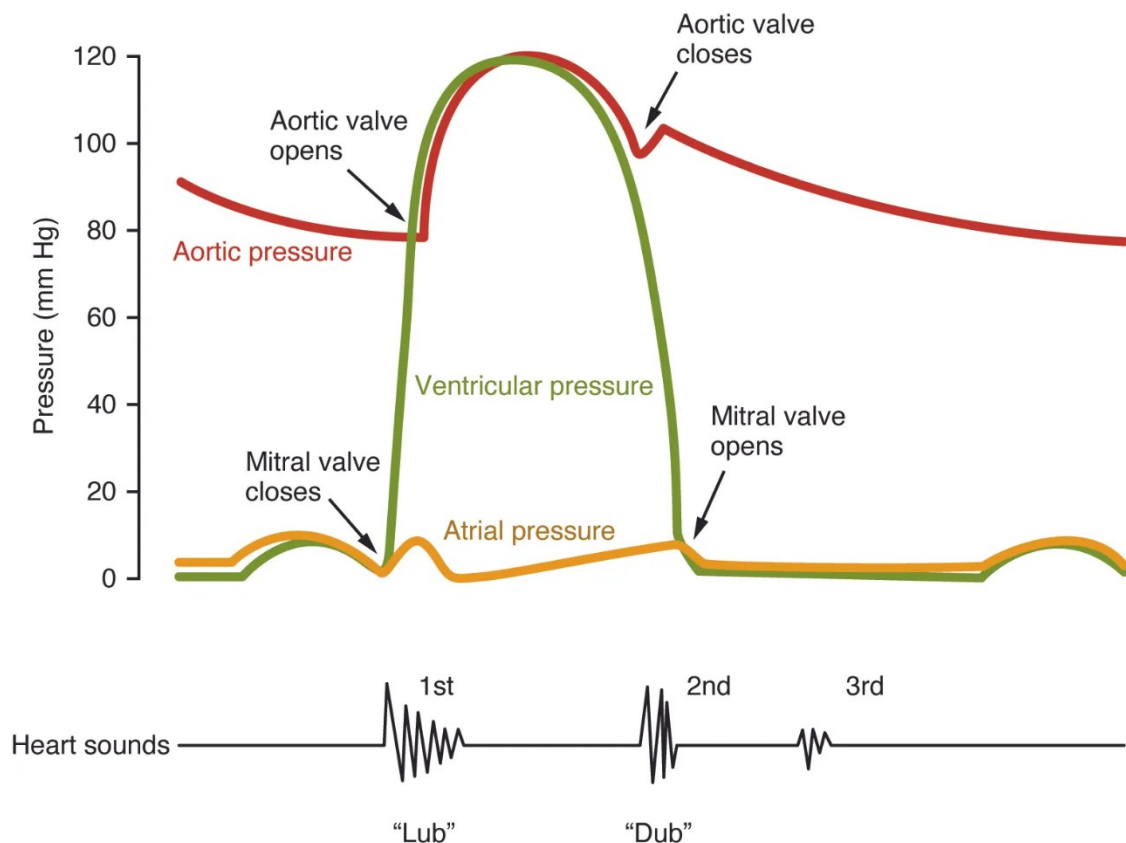


Figura 1.5 – Suoni cardiaci e ciclo cardiaco [2]

1.1.4 Il sistema circolatorio

La circolazione sanguigna è responsabile del trasporto di ossigeno all'interno dell'organismo e il suo apporto ai tessuti con il principale scopo di far circolare gas, nutrienti e scarti da e verso le cellule. I principali vasi sanguigni comprendono arterie, arteriole, capillari, vene e venule.

Il sangue viene pompato dal ventricolo sinistro ed entra nell'aorta, composta dall'aorta ascendente, dall'arco aortico e dall'aorta discendente, divisa a sua volta in toracica e addominale. La pressione sanguigna decresce progressivamente lungo il percorso vascolare, risultando più elevata nelle arterie e diminuendo gradualmente nelle arteriole, nei capillari, nelle venule e nelle vene. Le arteriole presentano una resistenza maggiore dell'intera rete vascolare e per questo motivo, la vasocostrizione e la vasodilatazione a livello arteriolare costituiscono il principale meccanismo di regolazione della pressione sanguigna sistemica.

La pressione arteriosa media (PAM) indica la pressione media del sangue nelle arterie, ovvero la forza media con cui il sangue viene spinto nei vasi che irrorano i tessuti. Può essere approssimata sommando la pressione diastolica a un terzo della pressione differenziale che rappresenta la differenza tra la pressione diastolica e della pressione sistolica.

Nei capillari avviene il principale scambio di gas e nutrienti con i tessuti. Il sangue contenuto nei capillari viene raccolto dalle venule, che convogliano il sangue nelle vene, ovvero vasi a bassa pressione che trasportano il sangue verso il cuore. Quelle più grandi hanno una valvola che impedisce il reflusso di sangue verso i capillari dovuto alla gravità e alla bassa pressione delle vene.

Il sangue deossigenato ritorna infine al cuore attraverso la vena cava superiore e inferiore dell'atrio destro [2].

1.2 La pelle

La pelle costituisce l'organo più esteso del corpo umano. La cute fa parte del sistema tegumentario che ha la principale funzione di protezione ed è costituita da tre principali strati: l'epidermide, il derma e l'ipoderma. La struttura della cute e i suoi tre strati sono illustrati in Figura 1.6.

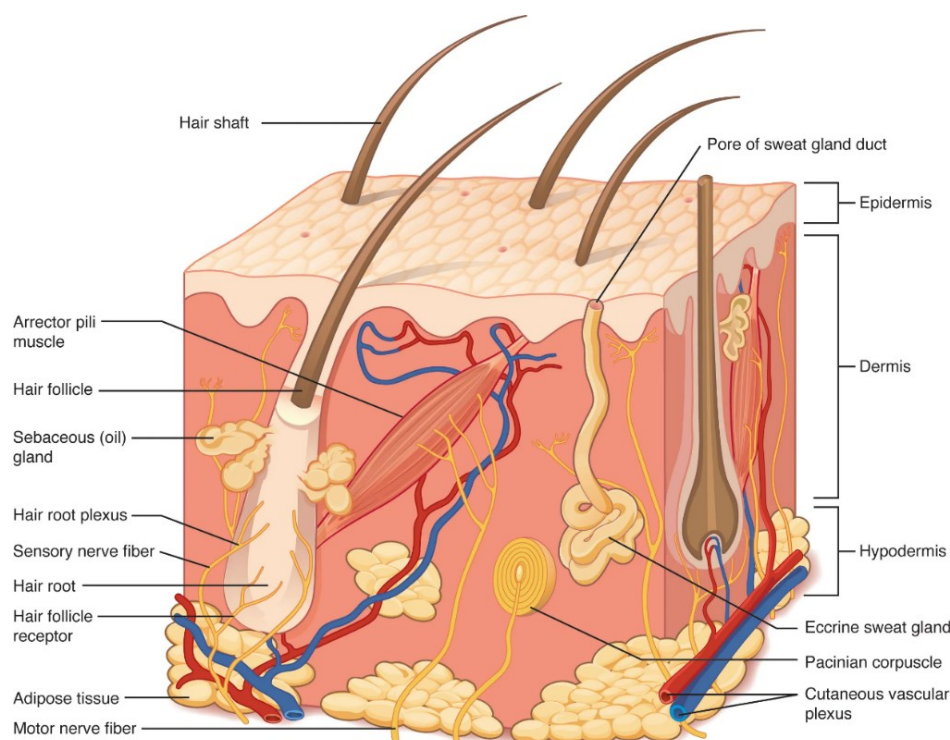


Figura 1.6 – Gli strati della pelle [2]

L'epidermide è lo strato più esterno e sottile della pelle, formata da un tessuto epiteliale non vascolarizzato. La maggior parte del corpo umano è costituito dalla pelle sottile, composta da quattro strati di cellule epiteliali: basale, spinoso, granuloso e lo strato corneo. Sulle mani e sulle piante dei piedi invece, la pelle è definita spessa, in quanto presenta anche un quinto strato, chiamato strato lucido, situato tra lo strato corneo e quello granuloso [2]. Lo strato corneo è composto da cellule morte cheratinizzate e per questo motivo aumenta la resistenza elettrica dell'epidermide [4].

Il derma è un tessuto vascolarizzato e contiene nervi e altre strutture, come i follicoli piliferi e le ghiandole sudoripare. È organizzato in due strati di tessuto connettivo che formano una rete interconnessa di fibre di elastina e collagene, prodotte dai fibroblasti. L'ipoderma, anche chiamato strato sottocutaneo, è altamente vascolarizzato ed è situato subito sotto il derma e collega la pelle alle ossa e ai muscoli ed è costituito da tessuto connettivo areolare lasso e da tessuto adiposo.

Le ghiandole sudoripare eccrine si sviluppano soprattutto sui palmi delle mani, sulle piante dei piedi e sulla fronte. Sono ghiandole a spirale situate nel derma profondo che producono sudore ipotonico attraverso un dotto fino alla superficie cutanea e hanno un importante ruolo nella termoregolazione [2]. I dotti attraversano lo strato corneo creando

percorsi a bassa resistenza elettrica. Il sudore agisce come un debole elettrolita che comporta una variazione della conduttanza elettrica della pelle [4].

La pelle svolge importanti funzioni, come regolare la temperatura corporea tramite sudorazione e vasocostrizione, prevenire la disidratazione e proteggere il corpo da agenti fisici, chimici e da microrganismi. Funge anche da organo di senso in quanto possiede recettori sensoriali specializzati per il tatto, per il dolore e per la temperatura. Un'importante funzione è svolta dall'epidermide, che sintetizza la vitamina D quando esposta alle radiazioni UV [2].

Capitolo 2

Stress, Mental Workload e Biosegnali

2.1 Lo stress

Lo stress è una risposta fisiologica dell'organismo a stimoli interni o esterni, definiti stressor, che segnalano una minaccia. Tale risposta non dipende dalla natura dell'evento stressante, ma dal modo in cui viene percepito.

Gli stressor possono essere di natura fisiologica, come dolore e temperature estreme, o psicologica, situazioni imprevedibili o legate alle valutazioni sociali. Si classificano in base alla valenza (eustress e distress), alla durata (acuto e cronico) e all'intensità (grandi eventi di vita e seccature quotidiane) [5].

Lo stress attiva il sistema nervoso autonomo e il principale sistema neuroendocrino, l'asse ipotalamo-ipofisi-surrene (HPA), che nel tempo possono determinare ipertensione, tachicardia, alterazioni metaboliche e stati infiammatori cronici con ripercussioni sul sistema nervoso, cardiovascolare, immunitario e gastrointestinale, influenzando la memoria, le capacità cognitive, l'attenzione e l'emotività [5] [6].

Questi effetti si manifestano in modo organo-specifico: attraverso l'asse HPA e il sistema nervoso simpatico, il cervello modula le risposte immunitarie locali di organi come la pelle, il cuore, l'intestino, il fegato, la milza e i polmoni, andando ad alterare le popolazioni di cellule immunitarie e il microambiente tissutale locale. Ciò avviene tramite il rilascio di neurotrasmettitori, neuropeptidi e glucocorticoidi. La comunicazione è bidirezionale: l'infiammazione periferica retroagisce sul sistema nervoso centrale attraverso le vie afferenti vagali e citochine circolanti, formando un circuito neuroimmune chiuso noto come asse cervello-organo, come mostrato in Figura 2.1 [7].

I sintomi che si manifestano sono fisici e fisiologici, come cefalea, irritabilità, disturbi del sonno, affaticamento e tensione muscolare, andando a deteriorare la qualità della vita [5].

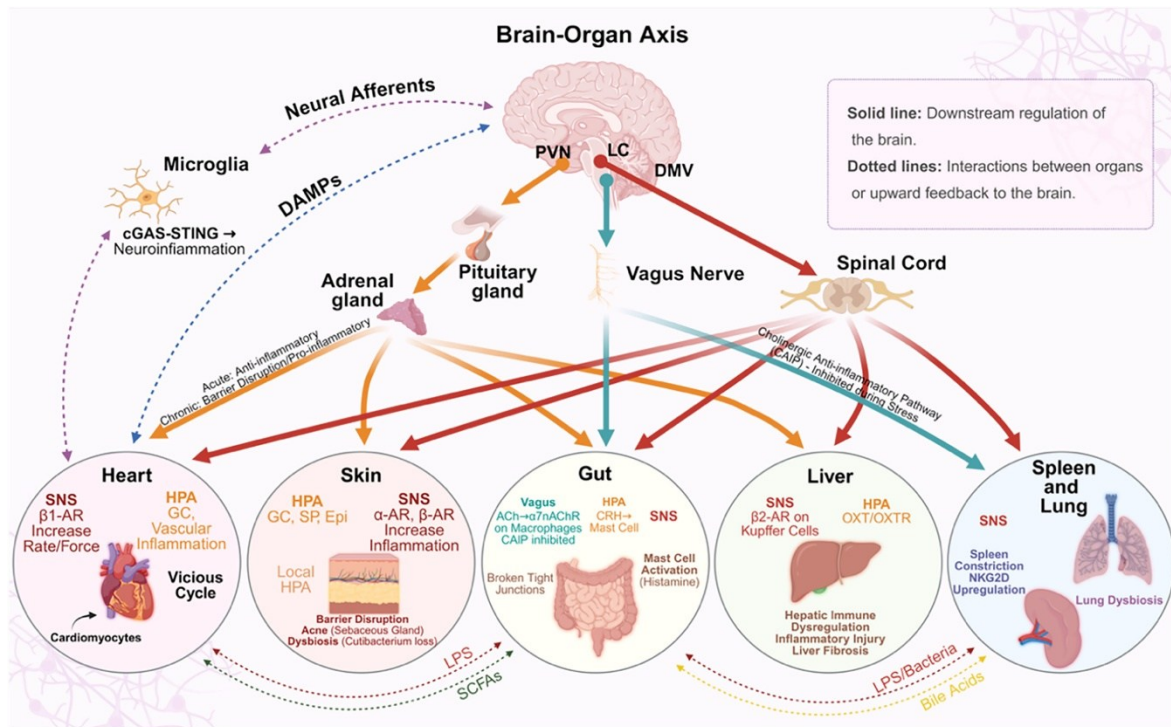


Figura 2.1 – Modello dell'asse cervello-organo [7]

2.2 Il Mental Workload

Il carico di lavoro mentale (MWL), non è definito in modo preciso e universalmente condiviso. Riflette il grado di corrispondenza tra le richieste cognitive di un compito e le capacità mentali dell'individuo, influenzate dall'età, dalla formazione e dall'esperienza.

A differenza dello stress, il MWL è legato alla domanda cognitiva di un compito, il quale se supera le risorse disponibili all'individuo può compromettere in modo negativo le sue prestazioni con maggiore probabilità di commettere errori.

Lo stress e il carico di lavoro mentale producono modificazioni fisiologiche simili, coinvolgendo il sistema nervoso autonomo, in particolare la componente simpatica, e le strutture corticali, come la corteccia prefrontale. Per questo motivo molti indicatori fisiologici impiegati nella valutazione dello stress sono utilizzati per la misura del MWL.

Tuttavia, la presenza di stress non necessariamente implica un carico cognitivo elevato, mentre compiti impegnativi non comportano l'insorgere di uno stress significativo.

Al fine di individuare il carico cognitivo è necessario combinare strumenti di autovalutazione soggettiva con misure fisiologiche oggettive, come la frequenza cardiaca, l'attività elettrodermica e la temperatura cutanea [8][9].

2.3 Biosegnali

L'attività elettrodermica (EDA), la fotopletismografia (PPG) e la temperatura cutanea periferica sono tra i biosegnali più impiegati per misurare lo stress e il carico mentale. Sono molto sensibili alle variazioni dello stato cognitivo e possono essere acquisiti tramite sensori indossabili come braccialetti o anelli [9]. Per questo motivo sono ideali per applicazioni nel mondo reale dove il sistema di monitoraggio deve essere discreto e non invasivo.

L'EDA misura le variazioni delle proprietà elettriche della pelle, direttamente legate all'attività delle ghiandole sudoripare, controllate dal sistema nervoso simpatico. L'EDA è considerata un indicatore affidabile dell'arousal fisiologico, ovvero il livello di attivazione generale dell'organismo [8].

Il segnale si compone di una parte lenta (Skin Conductance Level, SCL) che riflette il livello tonico di attivazione e di una parte rapida (Skin Conductance Response, SCR) che risponde a stimoli specifici. Entrambe le componenti mostrano variazioni significative in condizioni di stress e di elevato carico cognitivo e la loro analisi combinata consente di cogliere sia lo stato di fondo dell'individuo sia le sue reazioni ai singoli eventi [9]. Le due componenti del segnale sono illustrate in Figura 2.2.

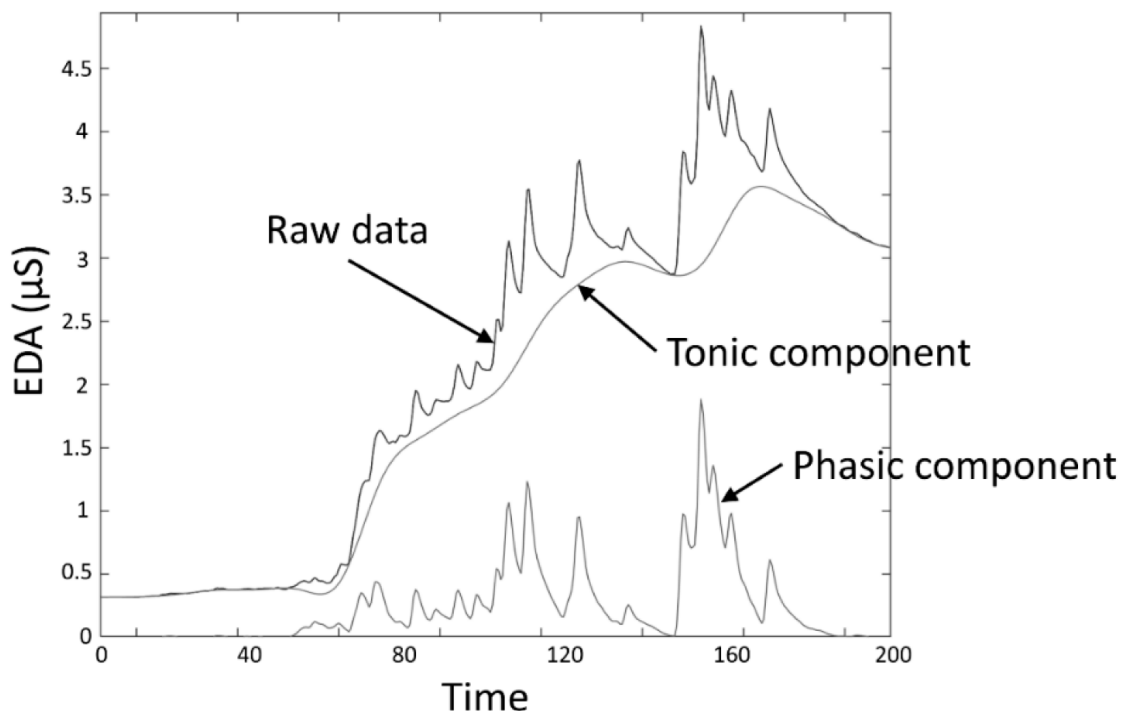


Figura 2.2 – Scomposizione dell'EDA in componente fasica e tonica [10]

Il segnale PPG è una misura ottica del volume d'impulso sanguigno periferico, ottenuta mediante una sorgente luminosa (tipicamente un LED) e un fotorilevatore: la luce emessa penetra nella cute e nei vasi sanguigni sottostanti e il sensore rileva le variazioni di intensità della luce riflessa o trasmessa, modulata dal flusso ematico pulsatile. Quest'ultimo dipende non solo dall'attività cardiaca, ma anche dalla rigidità vascolare e dalla frequenza respiratoria.

Il segnale si presenta come un'onda quasi-periodica che si ripete a ogni battito cardiaco e può essere suddivisa in due fasi principali: la fase anacrotica, associata alla contrazione sistolica e la fase catacrotica, legata alla diastole e alla riflessione dell'onda di polso dalle arterie periferiche. In condizioni ideali, su ciascun impulso è possibile identificare quattro punti fiduciali: il piede sistolico (minimo dell'onda), il picco sistolico (massimo principale), l'incisura dicrota (associata alla chiusura della valvola aortica) e il picco diastolico (secondo massimo) [11][12]. La forma d'onda del segnale è illustrata in Figura 2.3.

Dal segnale PPG è possibile ricavare i parametri cardiaci come la frequenza e la relativa variabilità, fondamentali per l'analisi dello stress e del carico di lavoro mentale [9]. Tuttavia, l'affidabilità della variabilità del polso (PRV) calcolata dal segnale PPG come surrogato della variabilità della frequenza cardiaca, calcolata tramite ECG, si riduce in condizioni dinamiche, come l'esercizio fisico e lo stress mentale [12].

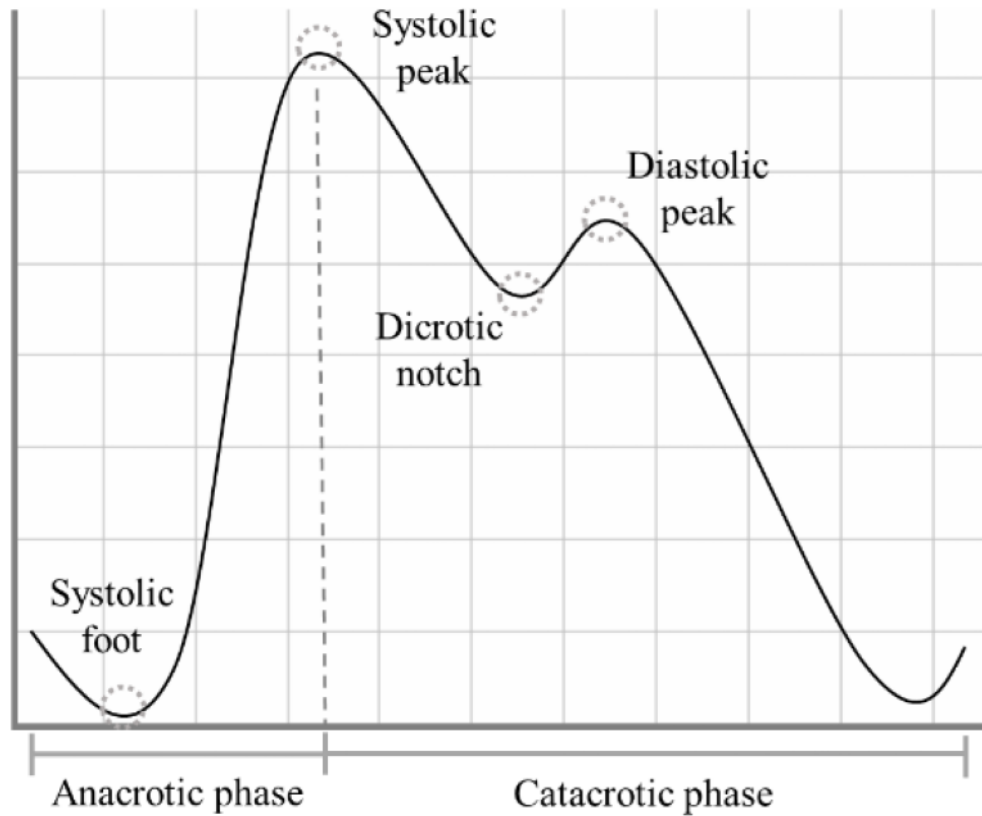


Figura 2.3 – La forma d'onda di un tipico impulso PPG [11]

La temperatura della pelle è influenzata dall'attività del sistema nervoso autonomo (SNA) attraverso meccanismi di vasocostrizione periferica: in condizioni di stress o elevato MWL, il sistema nervoso simpatico induce una riduzione del flusso sanguigno alle estremità, con conseguente calo della temperatura cutanea [8]. Le variazioni della temperatura, in particolare la derivata prima del segnale e la sua pendenza nel tempo, portano informazione utile per distinguere stati cognitivi alterati da condizioni di riposo [9].

Capitolo 3

Materiali e Metodi

3.1 Materiali

3.1.1 Empatica EmbracePlus

Il dispositivo utilizzato in questo studio è il braccialetto Empatica EmbracePlus, un dispositivo indossabile e non invasivo, certificato FDA e marcato CE come dispositivo medico di classe IIa, progettato per la raccolta continua di parametri fisiologici. È dotato di un sensore di temperatura digitale, un accelerometro e un giroscopio 3D ad alta precisione, un sensore EDA integrato nel cinturino per misurare l'attività elettrodermica e un sensore PPG per l'analisi delle variazioni pulsatili del volume sanguigno.

Dispone di un display E Ink sincronizzato con il dispositivo mobile associato. I dati raccolti vengono trasmessi via Bluetooth all'applicazione mobile Empatica Care Lab che usa la connessione internet del dispositivo per trasferirli all'Empatica Cloud, dove vengono archiviati e resi disponibili per la visualizzazione e l'analisi tramite il Care Lab Portal come mostrato in Figura 3.1 [13][14].



Figura 3.1 – Modalità di funzionamento di Empatica Embraceplus [14]

Di seguito sono riportate le specifiche tecniche [13].

- Sensore PPG (Fotopletismografia): sensore multicanale e multi-lunghezza d'onda. Dispone di 4 canali di acquisizione mediante 8 fotodiodi e utilizza 9 LED con tre lunghezze d'onda (rosso, infrarosso e verde). Consente di misurare la

frequenza cardiaca tramite ossimetria da polso. La frequenza di campionamento è configurabile tra 26 Hz e 208 Hz.

- Sensore EDA (Attività Elettrodermica): sensore che misura l'attività elettrodermica analizzando le variazioni della conduttività della pelle. Lavora in un range di 0,01 - 100 $\mu\text{Siemens}$ e ha una risoluzione di 55 $p\text{Siemens}$. Il sensore acquisisce a una frequenza selezionabile tra 1 - 4 Hz.
- Sensore di Temperatura: misura la temperatura cutanea e opera in un range di 0-50°C, con risoluzione 0,01°C e un'accuratezza di $\pm 0,1^\circ\text{C}$ nell'intervallo 30,0°C-45,0°C. La frequenza di campionamento è selezionabile tra 1-4 Hz.
- Accelerometro e Giroscopio: sensore microelettromeccanico 3D ad alta precisione che rileva il movimento su tre assi. Opera in un range di $\pm 16g$ e $\pm 2000\text{ dps}$, con risoluzione a 16 bit. L'accuratezza dell'accelerometro è $\pm 0,01\%/^\circ\text{C}$, $110\text{ }\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$. La frequenza di campionamento è configurabile tra 26 e 208 Hz.

3.1.2 Acquisizione dati

I dati sono stati registrati durante quattro sessioni di acquisizione condotte su un singolo soggetto in contesti di vita quotidiana e lavorativa, al fine di poter valutare e misurare lo stress e il carico cognitivo in condizioni non controllate.

La prima acquisizione è stata effettuata durante lo svolgimento di un esame orale universitario e i segnali sono stati registrati in modo continuo durante tutte e tre le fasi naturali dell'evento: prima, durante e subito dopo la prova.

Le sessioni rimanenti sono state acquisite durante normali giornate lavorative dove il soggetto era impegnato in attività tipiche dell'ambiente di lavoro d'ufficio.

Nel corso di tutte le acquisizioni il soggetto si è mosso liberamente e in modo naturale.

3.2 Metodi

In questa sezione si descrivono i metodi di analisi e le procedure di elaborazione dei dati, definiti in collaborazione con la collega Adele Di Prenda in una fase preliminare di progettazione del lavoro.

3.2.1 Analisi dei dati

Il processamento dei dati è stato svolto in ambiente MATLAB, utilizzato per la gestione, l'elaborazione e l'estrazione delle informazioni di interesse dai segnali acquisiti.

I segnali sono stati ottenuti a partire dai file grezzi generati dal dispositivo, originariamente in formato AVRO e successivamente convertiti in formato CSV al fine di facilitarne l'importazione e la successiva elaborazione. Prima di procedere con l'elaborazione, per ciascuna acquisizione sono stati rimossi i primi e gli ultimi 15 secondi di registrazione, al fine di evitare gli artefatti e le instabilità che possono verificarsi nelle fasi di avvio e terminazione della misura.

Le analisi sono state organizzate in base alla tipologia di segnale considerato, ovvero PPG, EDA, temperatura cutanea e accelerometro.

Fotopletismografia

Il segnale PPG è stato acquisito con una frequenza di campionamento pari a 64 Hz ed è stato analizzato utilizzando due metodi diversi.

Il primo è stato sviluppato da Wójcikowski e Pankiewicz (2020) che hanno proposto l'algoritmo denominato TDHR (Time Domain Heart Rate), un approccio interamente nel dominio del tempo per il calcolo della PR e pensato per dispositivi indossabili a risorse computazionalmente limitate [15].

Il segnale viene inizialmente sottoposto a un processo di downsampling a 32 Hz e successivamente, per estrarre la componente pulsatile ed eliminare forti fluttuazioni e i disturbi ad alta frequenza, il segnale attraversa una fase di condizionamento strutturata in due stadi principali. Viene inizialmente applicato un filtro biquadratico con banda passante compresa tra 0,5 Hz e 2,5 Hz che integra un limitatore di ampiezza interno. Al fine di rendere il sistema adattivo e affidabile anche in assenza di periodi iniziali di riposo, il sistema individua la finestra della durata di 30 secondi in cui l'accelerometro mostra la minor varianza, assumendola come la porzione di segnale meno affetta da movimento. Vengono così individuati il valore massimo e il valore minimo, assunti come ampiezza utile del segnale. Le soglie del delimitatore vengono fissate al 100-150% dei valori individuati. L'uscita del primo stadio viene fatta passare attraverso un ulteriore filtro passa – banda del quarto ordine, realizzato con due celle biquadratiche in cascata e le medesime frequenze di taglio pari a 0,5 – 2,5 Hz.

Per l'individuazione dei battiti cardiaci, l'algoritmo fa affidamento a una versione semplificata del metodo AMPD (Automatic Multiscale – based Peak Detection) che abbatte

l'utilizzo di memoria e le risorse di calcolo, sostituendo la matrice dei valori reali con una matrice binaria a 1 bit. L'algoritmo interrompe l'analisi quando il segnale risulta troppo rumoroso, ossia quando il parametro di scala λ supera la soglia empirica impostata a 17, in quanto i dati sono considerati inaffidabili. Gestisce inoltre i picchi appiattiti del segnale PPG al polso, identificando i casi in cui due campioni consecutivi hanno lo stesso valore e posizionando il picco nel loro punto medio temporale, evitando così la perdita del battito.

Inoltre, per risolvere il problema degli artefatti da movimento vengono considerati anche i dati provenienti dall'accelerometro. Viene calcolata la differenza euclidea normalizzata tra campioni successivi per ottenere un singolo indicatore globale di movimento, il quale viene poi trasformato in un segnale binario che indica la presenza o l'assenza di movimento, confrontandolo con una soglia prestabilita e scalata opportunamente in base al range specifico del sensore utilizzato. Infine, vengono eliminati i picchi dovuti al movimento e di tutti gli eventi di durata inferiore a 500 ms.

La frequenza cardiaca viene stimata analizzando i dati attraverso una tecnica a finestre temporali scorrevoli della durata di 32 secondi con un passo di avanzamento di 2 secondi.

Per ogni finestra vengono allineati gli intervalli inter-picco calcolati con il segnale binario di movimento. Gli intervalli temporali che risultano contaminati da artefatti da movimento vengono scartati. Solo se il numero di periodi validi residui soddisfa un criterio minimo di affidabilità, la frequenza cardiaca viene calcolata per quella specifica finestra come l'inverso della mediana dei periodi validi.

Il secondo metodo è stato proposto da Nicholas Huang e Nandakumar Selvaraj (2020) [16]. Tale algoritmo, denominato TAPIR (acronimo di Time-domain based method involving Adaptive filtering, Peak detection, Interval tracking, and Refinement), opera interamente nel dominio del tempo ed è specificamente progettato per la stima della frequenza cardiaca mediante l'utilizzo di segnali fotoplethysmografici (PPG) e accelerometrici acquisiti simultaneamente.

Ai segnali del PPG e dell'accelerometro viene applicato un filtro Butterworth passa-banda con frequenze di taglio pari a 0,4 Hz e 4 Hz al fine di isolare il range fisiologico della frequenza cardiaca, corrispondente a un valore compreso tra 24 e 240 bpm. I segnali vengono poi normalizzati tramite la tecnica dello Z-Score. L'algoritmo integra un filtro adattivo LMS (Least Mean Square) per la cancellazione del rumore che riceve in ingresso i tre assi dell'accelerometro, considerando un ritardo temporale fino a 250 ms. Il passo del filtro, indicato con μ , è fissato al valore di $8 \cdot 10^{(-5)}$ e qualora il valore medio assoluto dei pesi

superi l'unità, questi vengono ripristinati al valore originale di zero. L'uscita del filtro viene quindi sottratta al segnale PPG per ottenere una forma d'onda pulita.

Si procede poi alla stima preliminare della frequenza cardiaca se la deviazione standard dei primi trenta intervalli risulta inferiore a una soglia pari a 10 bpm. Ogni intervallo viene conservato se ricade all'interno di un range compreso tra il 70% (limite inferiore) e il 140% (limite superiore) della media dei trenta intervalli attendibili precedenti. Ci si avvale di una finestra temporale scorrevole di 8 secondi con un passo di avanzamento di 2 secondi al fine di effettuare la conversione in bpm. All'interno di ciascuna finestra viene calcolata la media degli intervalli validi il cui punto medio ricade all'interno della stessa. La stima iniziale della frequenza cardiaca viene ricavata moltiplicando il reciproco di tale media per 60.

Per ogni finestra di 8 secondi viene utilizzato un filtro Notch del secondo ordine, centrato sulla frequenza cardiaca precedentemente calcolata con il quale il segnale PPG viene filtrato e il risultato viene sottratto dal segnale originario. Da questo segnale vengono estratti nuovamente i picchi con la stessa procedura iniziale, mantenendo però solo quelli localizzati in prossimità del centro di ciascuna finestra.

Infine, l'intero procedimento di stima della frequenza cardiaca viene reiterato su questo segnale ripulito, ottenendo un risultato più accurato.

Attività Elettrodermica (EDA)

Il segnale relativo all'attività elettrodermica è stato acquisito a una frequenza di 4 Hz. In fase di pre-processamento il segnale della temperatura è stato sincronizzato con il segnale EDA tramite interpolazione lineare.

Successivamente, l'elaborazione delle componenti fisiologiche è stata eseguita utilizzando il toolbox Ledalab (versione 3.4.9) [17]. Il segnale EDA grezzo è stato sottoposto a un filtro passa-basso Butterworth del primo ordine con frequenza di taglio a 1 Hz per attenuare il rumore ad alta frequenza [18]. Mediante l'applicazione della decomposizione continua (Continuous Decomposition Analysis, CDA), il segnale è stato scomposto nella sua componente tonica (Skin Conductance Level, SCL) e nella sua componente fasica (Skin Conductance Response, SCR) [17].

Per valutare la validità del segnale e identificare eventuali artefatti o rumori dovuti alla perdita di contatto del sensore è stato applicato il metodo EDAQA proposto da Kleckner et al. (2018) [19], basato su quattro criteri fisiologici. Il valore dell'EDA è stato considerato valido se compreso tra $0,05 \mu\text{S}$ e $60 \mu\text{S}$, mentre la pendenza massima consentita del segnale è stata fissata a $10 \mu\text{S/s}$ per escludere artefatti tipicamente riconducibili a movimenti bruschi.

Un ulteriore criterio di validazione richiede che la temperatura cutanea rientri un range specifico che in questo studio è stato impostato tra 25 °C e 40 °C, poiché tale intervallo è indicativo di un corretto contatto del sensore con la pelle, in accordo con quanto osservato da Böttcher et al. (2022) [20]. Infine, l'algoritmo esclude i 5 secondi precedenti e successivi a ogni segmento che non rispetta i criteri stabiliti [19] e i campioni considerati non validi sono stati isolati per l'analisi successiva. Successivamente, il segnale è stato suddiviso in finestre temporali non sovrapposte dalla durata di 60 secondi. I picchi dell'attività fasica sono stati considerati validi applicando una soglia minima di ampiezza pari a 0,05 μ S [19]. Infine, per ciascuna epoca considerata valida, sono stati calcolati il valore medio della componente tonica (SCL) e il numero totale di risposte fasiche (nSCRs).

Temperatura Cutanea

La temperatura cutanea (ST) è stata acquisita alla frequenza di 1 Hz e successivamente ricampionata a 4 Hz (intervalli regolari di 250 ms) tramite interpolazione lineare, al fine di uniformare il segnale per le successive fasi di elaborazione. Per la rimozione del rumore, è stato applicato un filtro Savitzky-Golay (SG), scelto per la sua capacità di levigare il segnale preservandone la forma e la tendenza generale della curva. I parametri del filtro, ovvero un ordine polinomiale pari a 5 e una lunghezza della finestra pari a 9 campioni, sono stati adottati in accordo con quanto riportato da Sevil et al. (2020) [21]. L'estrazione delle caratteristiche è stata condotta su finestre temporali non sovrapposte dalla durata di 1 minuto. Per ciascuna finestra è stato verificato un numero minimo di 240 campioni, corrispondente alla frequenza di 4 Hz applicata per 60 secondi. Le finestre incomplete sono state escluse dall'analisi. Per le finestre valide sono state calcolate la temperatura media, massima, minima espresse in °C e infine la derivata prima che permette di quantificare la variazione istantanea media della temperatura espressa in °C/s. Successivamente, le metriche calcolate sulle singole finestre sono state aggregate al fine di ottenere valori rappresentativi di ciascuna sessione.

Accelerometro

Il processamento dei dati accelerometrici è stato condotto seguendo il metodo proposto da Hildebrand et al. (2014) che ha sviluppato soglie di intensità per accelerometro grezzo al polso in persone adulte, derivate tramite regressione lineare tra l'uscita dell'accelerometro e il consumo di ossigeno misurato con calorimetria indiretta [22]. Il segnale, espresso in unità g, è stato acquisito a una frequenza di campionamento di 64 Hz. È stata calcolata la metrica

ENMO (Euclidean Norm Minus One), ottenuta sottraendo il contributo della gravità alla norma euclidea del vettore di accelerazione e azzerando i valori negativi che riflettono gli errori di calibrazione del sensore, come mostrato nell'equazione (3.1):

$$ENMO = (x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} - 1 \quad (3.1)$$

dove x , y , z sono le componenti dell'accelerazione registrata dall'accelerometro lungo i tre assi cartesiani, il termine $(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}}$ rappresenta la norma euclidea del vettore accelerazione e il valore 1 corrisponde all'accelerazione di gravità. Il segnale è poi stato mediato su epoche non sovrapposte di 1 secondo, in modo tale da rendere i valori indipendenti della frequenza di campionamento. Ciascuna epoca è stata classificata in tre fasce di intensità sulla base delle soglie proposte:

- Sedentario/Leggero, $ENMO < 100,6$ mg.
- Moderato (MPA), $100,6 \text{ mg} \leq ENMO < 428,8$ mg.
- Vigoroso (VPA), $ENMO \geq 428,8$ mg.

Infine, per ciascuna fascia sono stati calcolati il tempo totale e la percentuale di epoche trascorse nelle diverse categorie di intensità.

Capitolo 4 Risultati

4.1 Risultati e confronto fisiologico tra le sessioni

In questa sezione si presentano i risultati dei segnali finalizzati all'analisi della risposta fisiologica del soggetto durante le quattro sessioni di acquisizione, presentate nel Capitolo 3.

4.1.1 Frequenza cardiaca

L'analisi dell'attività cardiaca è stata condotta applicando ai segnali PPG grezzi i due metodi presentati nel Capitolo 3: l'algoritmo TDHR [15] e l'algoritmo TAPIR [16]. Per ciascuna delle quattro acquisizioni sono state estratte la frequenza cardiaca (PR) media e la rispettiva deviazione standard. La Tabella 4.1 raccoglie i risultati ottenuti con entrambi i metodi.

Tabella 4.1 – Frequenza cardiaca media relativa alle quattro acquisizioni

Sessione	Algoritmo	PR media (bpm)
1	TDHR	$113,49 \pm 9,02$
	TAPIR	$107,87 \pm 19,88$
2	TDHR	$74,17 \pm 4,16$
	TAPIR	$75,46 \pm 5,43$
3	TDHR	$84,38 \pm 8,68$
	TAPIR	$88,42 \pm 9,80$
4	TDHR	$84,92 \pm 4,00$
	TAPIR	$87,02 \pm 4,46$

I due algoritmi mostrano un andamento coerente tra loro. Durante la prima acquisizione, corrispondente all'esame orale, la frequenza cardiaca media rilevata è nettamente superiore rispetto alle altre tre acquisizioni, dove la PR si attesta su valori più contenuti e simili tra loro. Il confronto tra i due metodi evidenzia una buona concordanza nei valori medi stimati. Il dato che desta maggiore attenzione è la variabilità che si osserva con il metodo TAPIR che risulta più elevata rispetto a TDHR in tutte le acquisizioni, ma particolarmente marcata

nella prima sessione. Per motivare questo comportamento sono stati confrontati i grafici delle stime prodotte dai due algoritmi per le quattro sessioni. In Figura 4.1, Figura 4.2 e in Figura 4.3 sono illustrati i confronti tra i due algoritmi rispettivamente relativi alla seconda, terza e quarta acquisizione. Le due stime risultano ben sovrapposte lungo tutta l'acquisizione, con oscillazioni contenute e coerenti tra loro. Il confronto della prima sessione, relativa all'esame orale, è mostrato in Figura 4.4 ed evidenzia una netta divergenza tra i due metodi. Nella porzione di segnale, compresa tra circa i 2500 s e i 4000 s, il segnale ottenuto con TDHR non produce alcuna stima, in quanto il criterio di affidabilità basato sul numero minimo di intervalli validi non risulta soddisfatto, e per questo motivo le finestre vengono scartate. TAPIR, al contrario, continua a fornire una stima anche in questa finestra critica, ma con valori che crollano fino a 70-80 bpm. Questo tratto corrisponde al momento di maggiore tensione emotiva del soggetto, con gesticolazione, che da un lato ha reso TDHR incapace di fornire una stima affidabile e dall'altro, indotto in TAPIR una sottostima della frequenza cardiaca. Questo mostra dunque come, in presenza di artefatti di movimento intensi, TDHR privilegi l'affidabilità scartando i dati non validi, mentre TAPIR privilegi la continuità della stima anche a costo di introdurre valori anomali. Ciò spiega la maggiore variabilità osservata con quest'ultimo metodo.

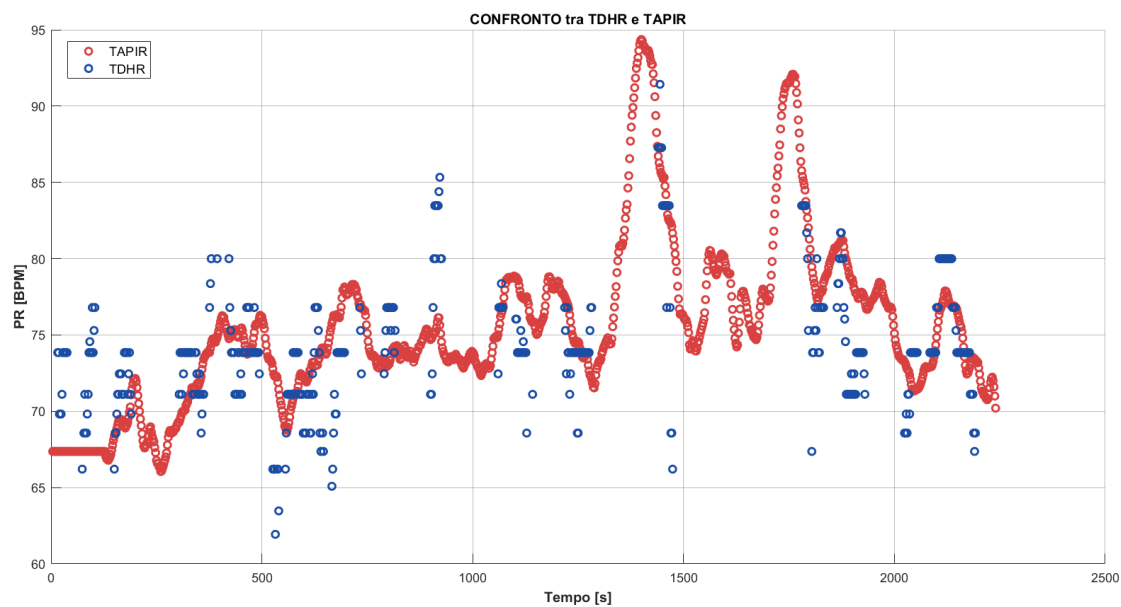


Figura 4.1 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 2

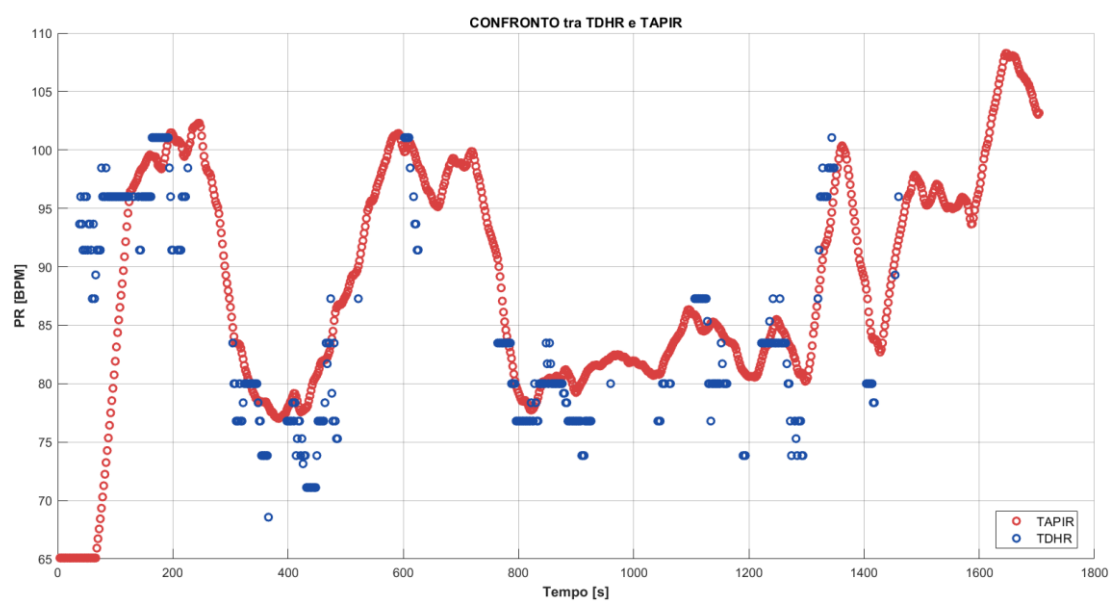


Figura 4.2 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 3

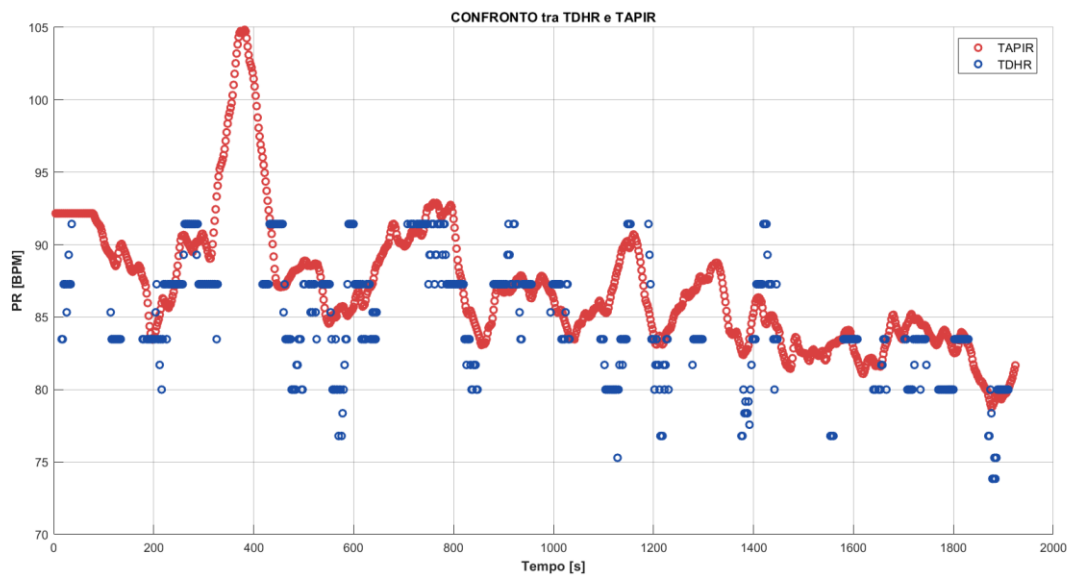


Figura 4.3 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 4

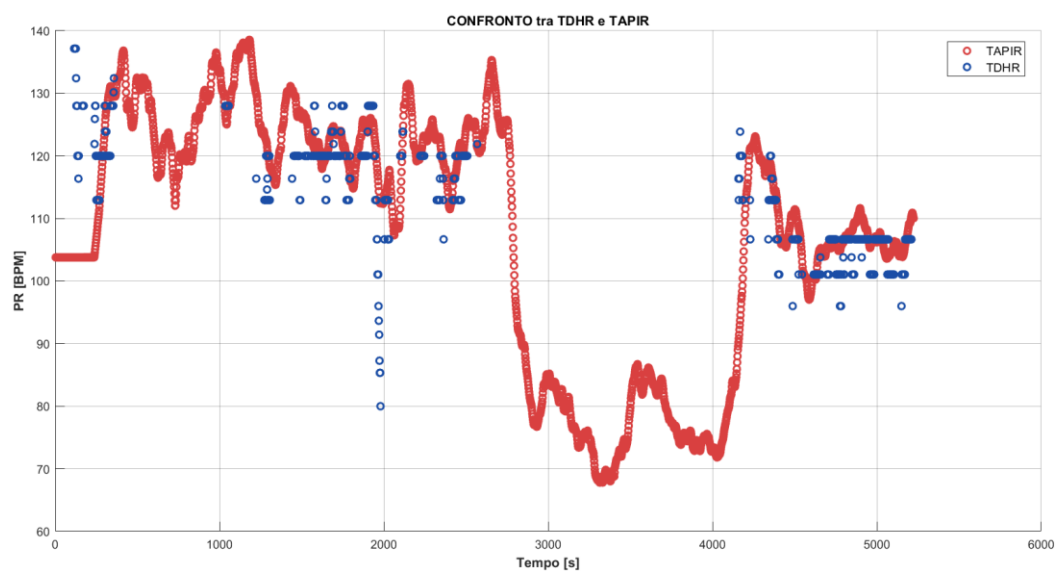


Figura 4.4 – Confronto tra le stime della PR ottenute con TDHR e TAPIR durante la sessione 1

4.1.2 Attività elettrodermica

Per valutare la qualità del segnale è stato applicato il metodo EDAQA [19], che ha evidenziato che due delle tre acquisizioni, effettuate durante la routine lavorativa, non rispettavano i criteri di qualità del segnale e, pertanto, sono state entrambe escluse poiché tali sessioni presentavano valori di conduttanza cutanea costantemente inferiori alla soglia minima di $0,05 \mu\text{S}$, indicando un possibile difetto di contatto del sensore o una ridotta attività elettrodermica, come mostrato in Figura 4.5 e in Figura 4.6. Le due sessioni valide, la prima e la terza, mostrano invece andamenti temporali differenti, coerenti con il diverso livello di stress e carico mentale a cui il soggetto era sottoposto. In Figura 4.7 è illustrato il segnale relativo alla prima sessione, corrispondente al momento di carico mentale più elevato. Il grafico mostra un tratto iniziale relativamente stabile, con valore di SCL attorno a $0,1 \mu\text{S}$ e risposte fasiche di bassa ampiezza. In corrispondenza della fase finale della registrazione si osserva invece una zona di intensa attivazione: la componente tonica sale fino a un valore di $0,65 \mu\text{S}$ e si osserva un'elevata concentrazione di risposte fasiche. Questo aumento di entrambe le componenti è associabile al momento di maggiore stress e carico cognitivo percepito durante la prova d'esame.

L'andamento del segnale durante la terza sessione, illustrato in Figura 4.8, è differente. Infatti, la componente tonica mostra una crescita lenta e monotona, da circa $0,03 \mu\text{S}$ a circa $0,05 \mu\text{S}$. L'assenza di attivazioni fasiche, unita alla dinamica lenta e regolare della componente tonica, suggerisce una condizione di carico mentale e di stress più basso alla prima sessione, sebbene non si possa escludere del tutto un contributo di attenuazione del segnale legato al contatto tra il dispositivo e la pelle o una ridotta attivazione elettrodermica.

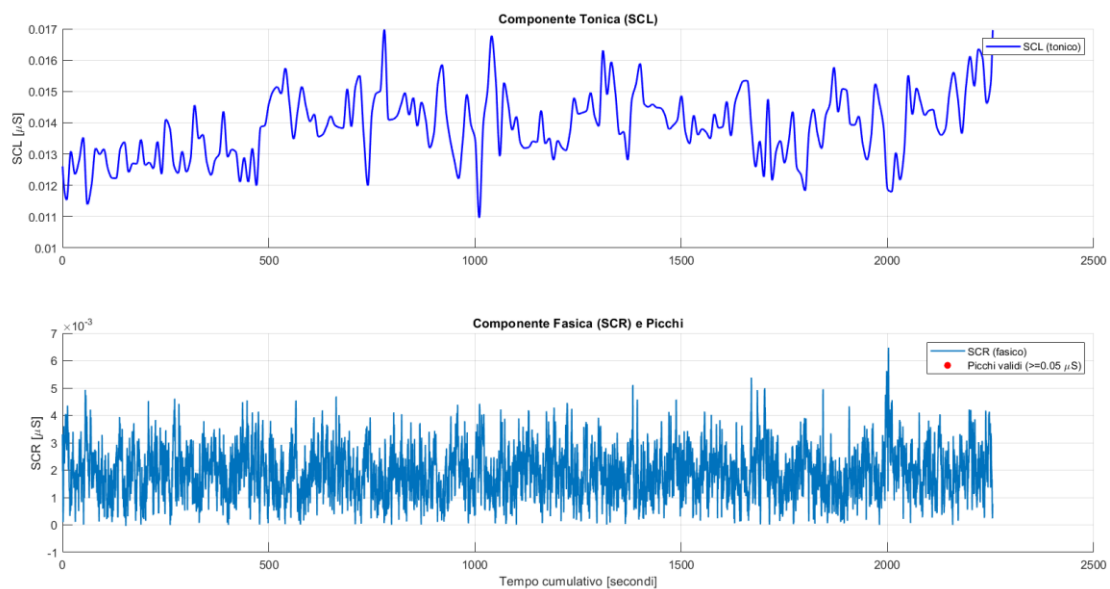


Figura 4.5 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 2

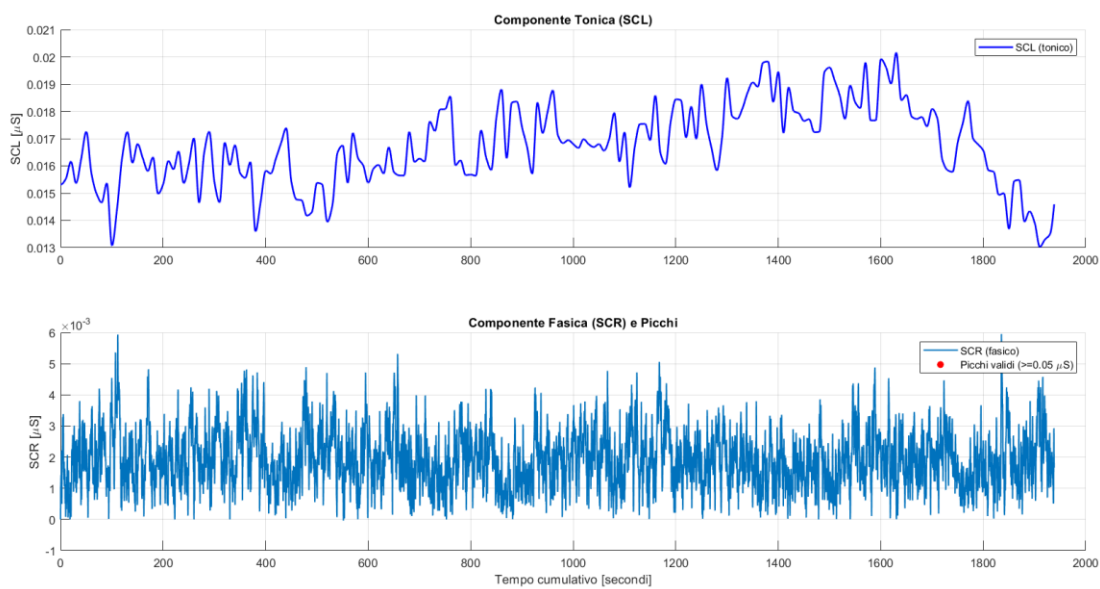


Figura 4.6 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 4

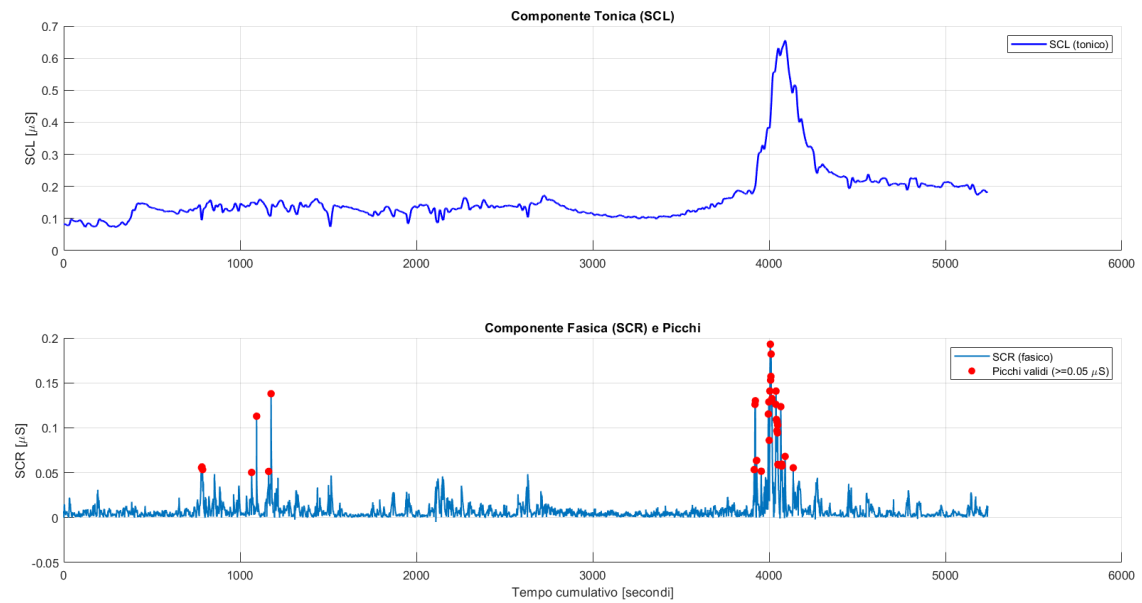


Figura 4.7 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 1

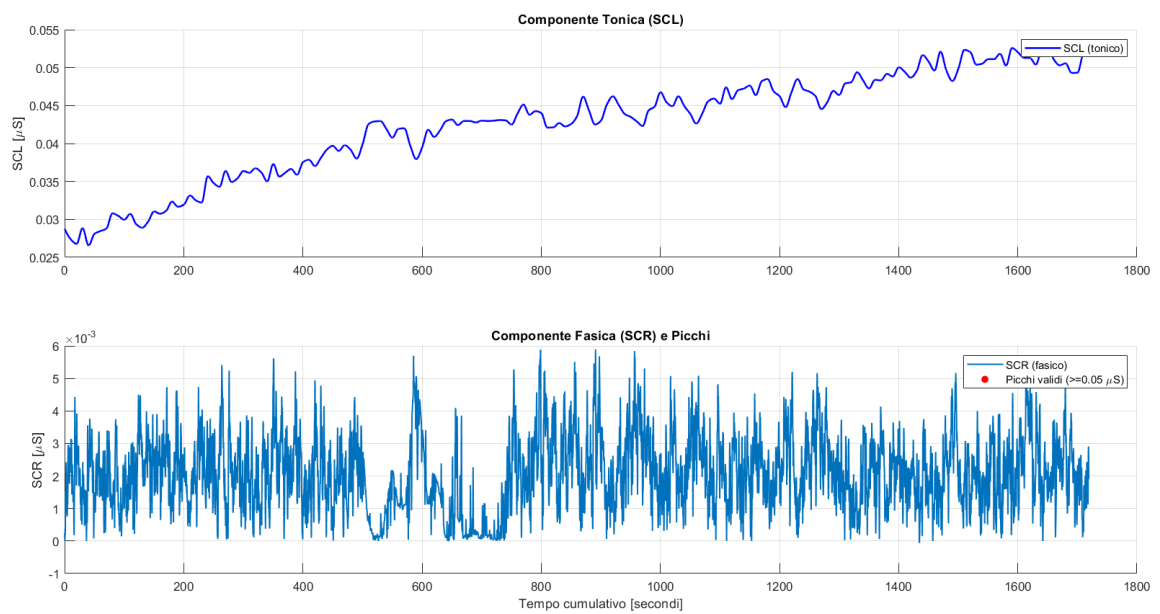


Figura 4.8 – Componenti tonica e fasica registrate durante la sessione 3

4.1.3 Temperatura cutanea

L'analisi del segnale della temperatura cutanea (ST) ha previsto l'estrazione della temperatura media, i valori di massimo e minimo, riportati in Tabella 4.2.

Tabella 4.2 – Statistiche descrittive della temperatura cutanea (ST)

Sessione	ST media (°C)	ST minima (°C)	ST massima (°C)
1	29,19 ± 1,38	27,14	32,90
2	26,62 ± 0,55	24,89	27,33
3	27,15 ± 0,38	26,21	27,68
4	31,69 ± 0,53	30,63	32,59

Dall'analisi si può notare come la prima sessione, relativa all'esame orale, sia caratterizzata dalla deviazione standard più alta di tutto il dataset e presenta inoltre l'escursione termica più ampia, tra 27,14 °C e 32,90 °C. Questa maggiore variabilità è coerente con la natura dell'acquisizione che ha coperto tre fasi dell'evento stressogeno.

La seconda e la terza sessione, mostrano invece deviazioni standard inferiori, indicatori di una maggiore stabilità termica. L'ultima sessione presenta il valore di temperatura cutanea media più elevato, presentando comunque una deviazione standard bassa.

Poiché il valore della temperatura cutanea può essere influenzato da fattori contestuali, come la temperatura ambientale o il posizionamento del sensore, risulta utile analizzare la variazione istantanea della temperatura cutanea, ossia la sua derivata prima, che permette di evidenziare le dinamiche di attivazione e recupero del sistema nervoso autonomo.

La Figura 4.9 e la Figura 4.10 mostrano l'andamento della derivata prima tra la prima e la seconda sessione, la quale presenta un andamento più stabile al contrario della prima che è caratterizzata da una maggiore variabilità. Nella prima, infatti, si osservano numerose oscillazioni, sia positive che negative, che persistono per tutta la durata della prova, terminando con una netta transizione verso valori positivi che denotano il termine dell'evento stressogeno.

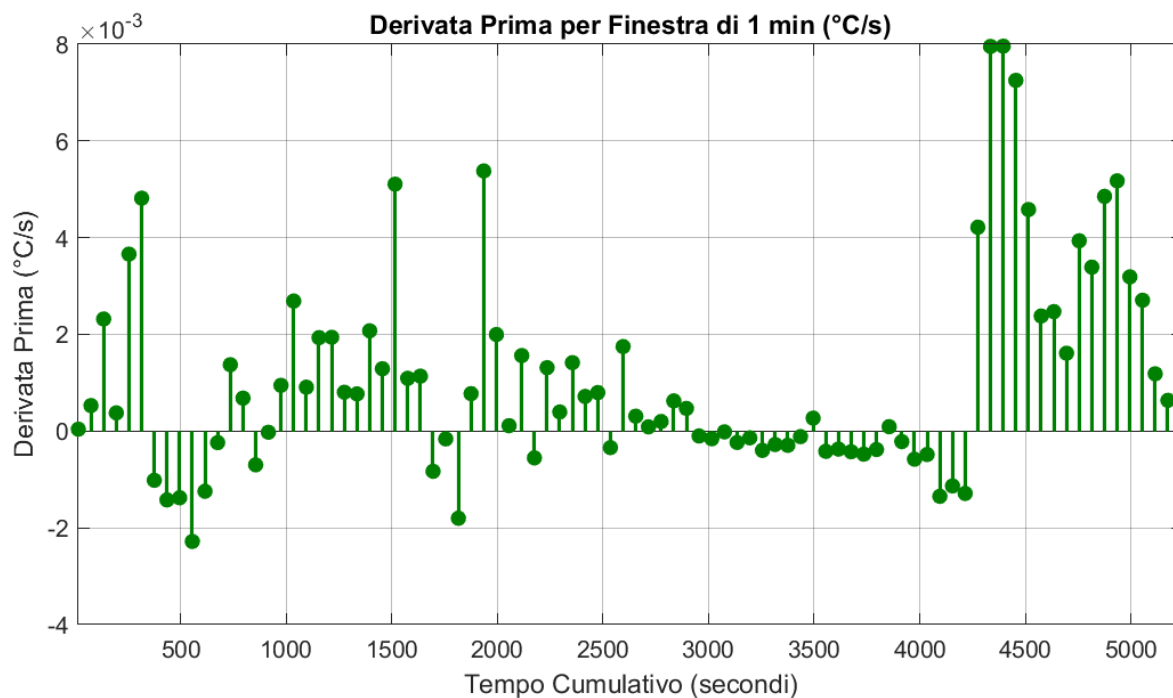


Figura 4.9 – Andamento della derivata della ST durante la prima acquisizione

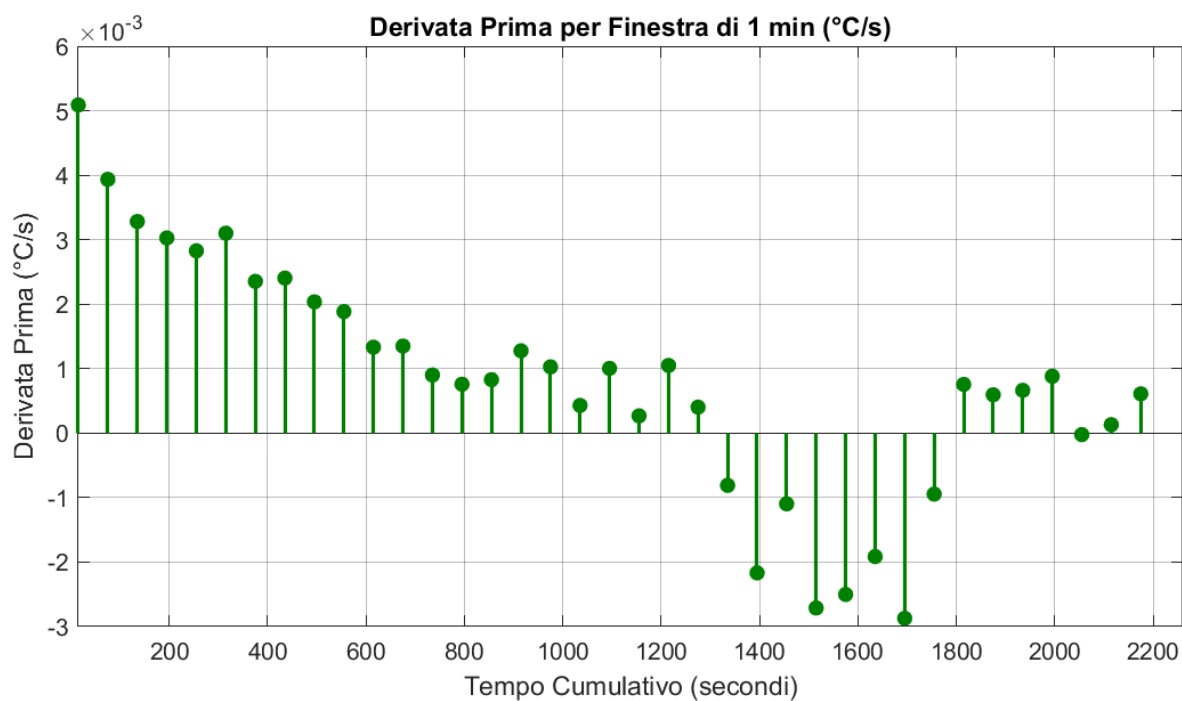


Figura 4.10 – Andamento della derivata della ST durante la seconda acquisizione

4.2 Confronto con Empatica EmbracePlus

In questa sezione si presenta un confronto qualitativo dei dati elaborati direttamente e internamente dal sensore, tramite algoritmi proprietari, e i risultati ottenuti dai metodi utilizzati.

4.2.1 Frequenza cardiaca

Il confronto tra le stime prodotte dall'algoritmo TDHR e quelle del sensore, mostrato in Figura 4.11, evidenzia, nella prima sessione, una concordanza per la maggior parte della durata della registrazione, ma tra circa 2500 s e 4000 s l'algoritmo proposto non produce alcuna stima valida, proprio in corrispondenza del picco più alto rilevato dal sensore. Questo intervallo coincide con la fase di esposizione dell'esame, dove il soggetto tendeva a gesticolare molto, condizione che può aver determinato anche un errato posizionamento o spostamento del bracciale sulla pelle. Il criterio di rilevamento del movimento è basato su una soglia fissa relativa all'accelerazione che classifica come artefatto il tratto esteso, azzerando i periodi cardiaci disponibili per il calcolo della PR.

Per la quarta sessione, mostrata in Figura 4.12, la stima della frequenza cardiaca tramite l'algoritmo TDHR risulta essere pressoché continua e simile con quella rilevata ed elaborata dal sensore.

Molti dei parametri utilizzati dal metodo proposto, tra cui quelli relativi al rilevamento del movimento dell'accelerometro, sono stati determinati dagli autori dell'algoritmo in maniera sperimentale ed empirica e proprio per questo motivo, in questo studio, potrebbero portare a un'eccessiva sensibilità al movimento e quindi a una perdita di stime valide nei tratti anche con più movimento, come osservato per la prima acquisizione.

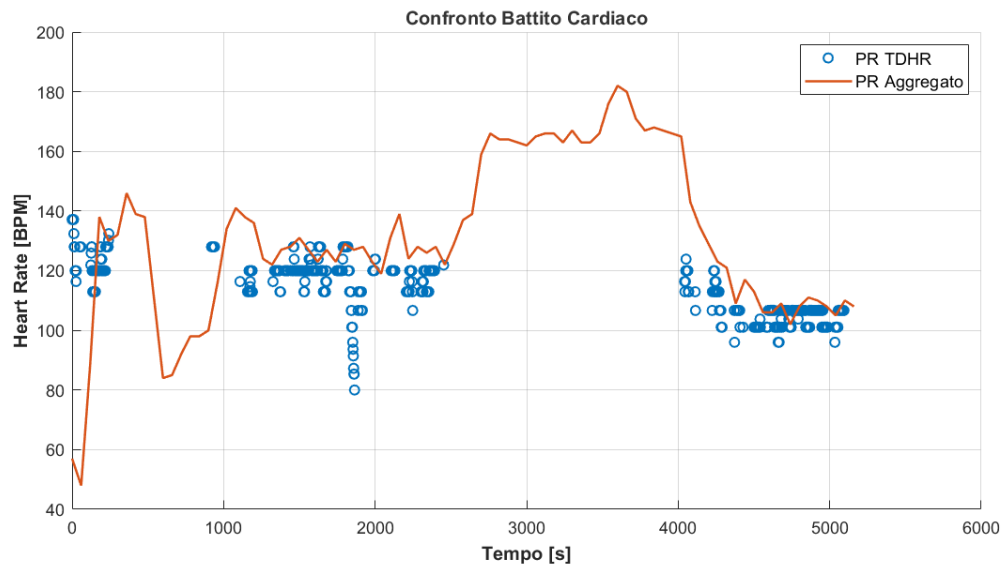


Figura 4.11 – Confronto dell'andamento della PR per la prima acquisizione

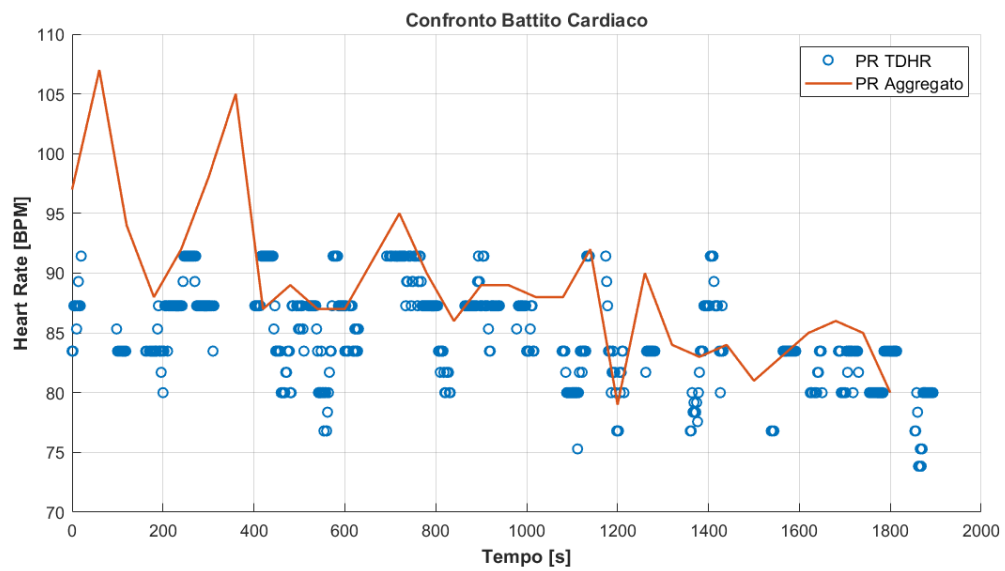


Figura 4.12 – Confronto dell'andamento della PR per la quarta sessione

Analogo confronto è stato condotto per l'algoritmo TAPIR, come mostrato in Figura 4.13 e in Figura 4.14.

Nel primo grafico si osserva una concordanza con il sensore per gran parte dell'acquisizione, ma nell'intervallo tra circa 2500 s e 4000 s, le due stime divergono. Infatti, mentre il sensore riporta un picco fino a 180 bpm, l'algoritmo stima valori fino a 70-80 bpm. A differenza di TDHR, il metodo TAPIR continua a restituire un valore, ma sistematicamente sottostimato a causa del meccanismo di rilevamento dei picchi che scarta gli intervalli ritenuti non validi rispetto alla media mobile e a mantenere solo quelli più regolari.

Nella quarta sessione la stima risulta coerente con il segnale elaborato dal sensore lungo tutta la registrazione, confermando che la perdita di informazioni osservata durante la prova orale è legata alla combinazione della gesticolazione e alla variabilità della frequenza cardiaca indotta dallo stress, che rappresenta una condizione sfavorevole per un metodo basato sulla regolarità del battito cardiaco.

Anche in questo caso, molti dei parametri impiegati sono stati determinati in maniera empirica e sperimentale. Ciò può spiegare l'eccessiva sensibilità ai tratti di movimento intenso osservati.

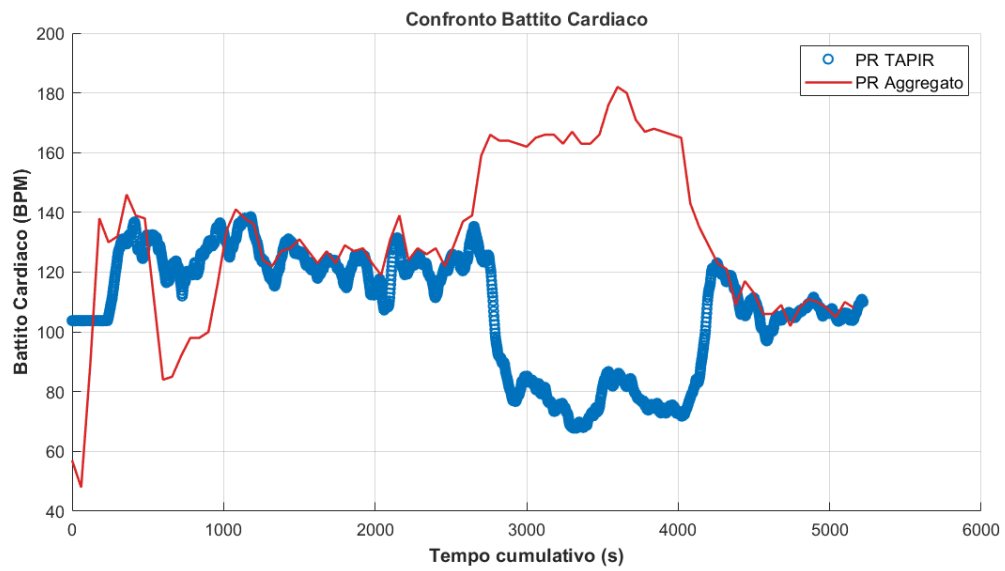


Figura 4.13 – Confronto dell'andamento della PR per la prima sessione

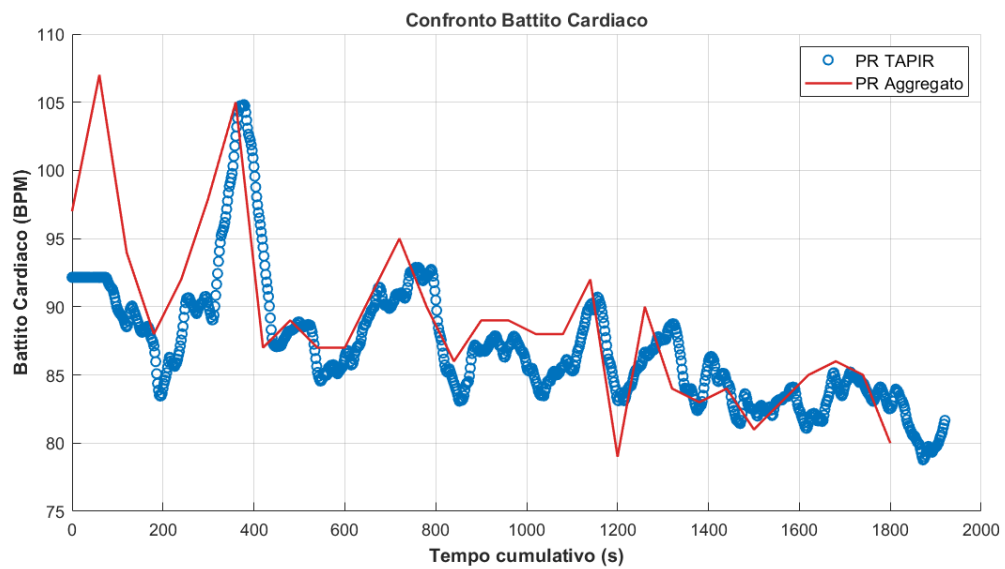


Figura 4.14 – Confronto dell'andamento della PR per la quarta sessione

4.2.2 Attività elettrodermica

In Figura 4.15 è presentato il confronto tra i segnali della conduttanza cutanea relative alla prima acquisizione. Le due curve mostrano un andamento complessivamente sovrapponibile lungo tutta la durata della registrazione. In entrambi i grafici si osserva un evento caratterizzato da un marcato aumento del valore della conduttanza cutanea, in corrispondenza con la fase di svolgimento dell'esame orale. Si evidenzia un leggero anticipo temporale nel grafico filtrato rispetto a quello aggregato, dovuti alla maggiore sensibilità del filtraggio a 1 Hz alle componenti fasiche del segnale.

Nella fase successiva al picco, entrambi i segnali mostrano una decrescita progressiva stabilizzandosi a $0,20 \mu\text{S}$.

Il confronto conferma una buona concordanza qualitativa tra i due segnali con differenze contenute e attribuibili alle diverse strategie di elaborazione del segnale.

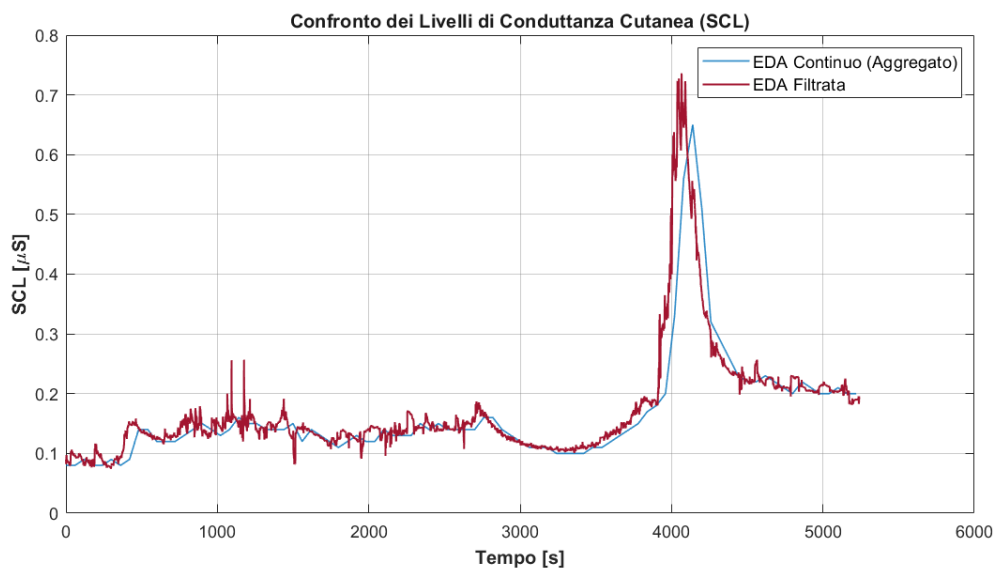


Figura 4.15 – Confronto dell'EDA per la prima sessione

4.2.3 Temperatura cutanea

Il confronto tra il segnale della temperatura cutanea della prima sessione di acquisizione, ottenuto dal metodo di elaborazione proposto tramite filtraggio Savitzky-Golay, e quello elaborato internamente dal sensore, è riportato in Figura 4.16.

Entrambe le curve hanno una fase iniziale di relativa stabilità intorno ai 27 °C, un andamento crescente più marcato attorno ai 300 - 400 s, una fase di plateau stabile nella fascia centrale dell'acquisizione e infine, un incremento rapido che porta il valore della temperatura sopra i 32 °C, coerente con il rilassamento vascolare post – esame.

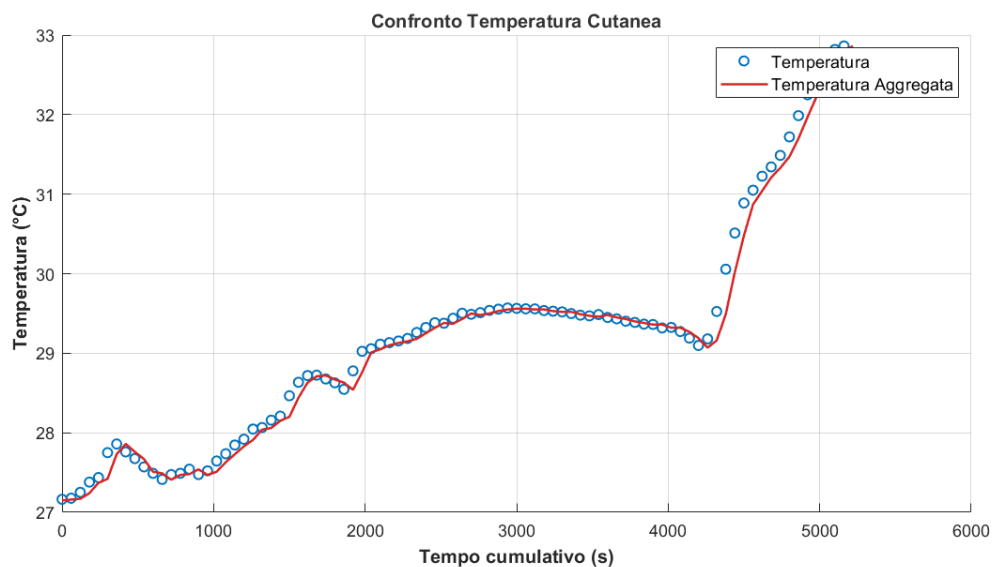


Figura 4.16 – Confronto del segnale della ST

4.2.4 Intensità dell'attività fisica

L'analisi dei dati accelerometrici è stata condotta applicando il metodo di Hildebrand et al. (2014) [22], basato sulla metrica ENMO calcolata su epoche di 1 secondo. Ciascuna epoca è stata classificata in tre fasce di intensità: sedentario/leggero, moderato e vigoroso. Per ogni acquisizione è stato determinato il tempo totale, espresso in minuti, trascorso nelle tre categorie, come osservato in Figura 4.17.

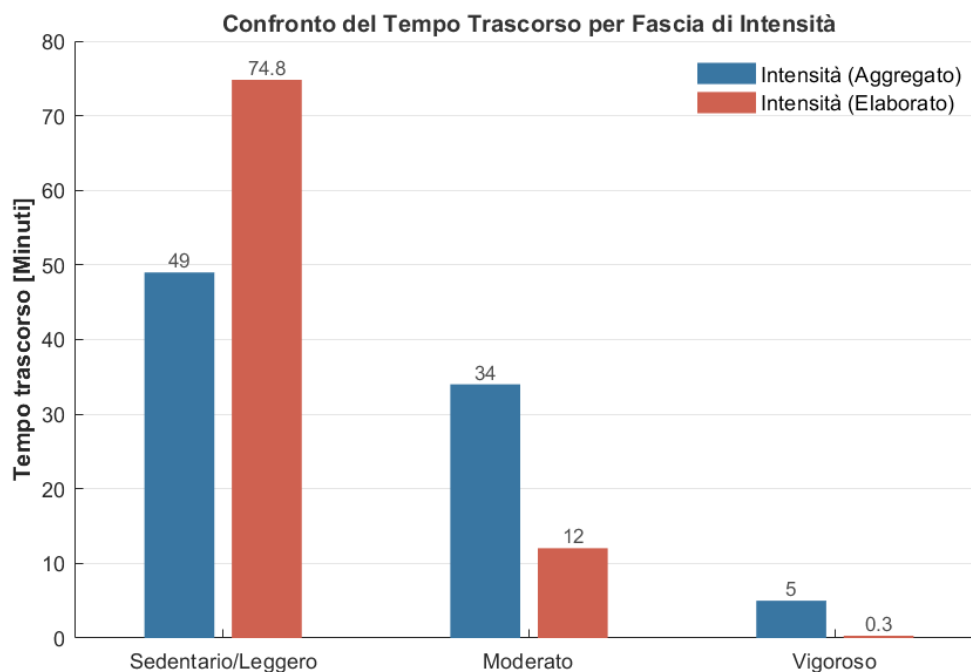


Figura 4.17 – Confronto di classificazione dell'intensità dell'attività

Il confronto tra la classificazione dell'intensità dell'attività fisica evidenzia discrepanze sostanziali per quanto riguarda la distribuzione relativa tra le fasce di intensità.

Per la categoria sedentario/leggero, il metodo proposto attribuisce un tempo trascorso superiore rispetto a quello del sensore. Analogamente, nelle fasce moderato e vigoroso il tempo stimato risulta inferiore rispetto a quello riportato dal sensore Empatica EmbracePlus.

Questo scostamento è riconducibile a differenze metodologiche tra i due approcci. Inoltre, il metodo proposto da Hildebrand et al. (2014) [22], comprendeva un circuito costituito prevalentemente da movimenti degli arti superiori, la cui accuratezza di classificazione risultava inferiore rispetto alle attività sedentarie/leggere e quelle vigorose. Perciò, è plausibile che l'elaborazione abbia sottostimato l'intensità dell'attività fisica rispetto all'output del sensore.

Conclusioni

Il presente lavoro di tesi si inserisce nell'ambito della ricerca psicofisiologica applicata al monitoraggio ambulatoriale, proponendo di sviluppare e validare processi di elaborazione dei segnali acquisiti tramite il dispositivo Empatica EmbracePlus, al fine di misurare lo stress e il carico di lavoro mentale. Sono stati applicati dunque, metodi e algoritmi consolidati in letteratura ai segnali di fotopletismografia, attività elettrodermica, temperatura cutanea e dati accelerometrici su un dataset costituito da una sessione ad elevato coinvolgimento cognitivo ed emotivo e da altre tre, acquisite durante una normale attività lavorativa quotidiana.

Il confronto tra le condizioni sperimentali ha permesso di osservare come i segnali fisiologici rispondano in modo coerente alla presenza di un evento stressogeno. L'acquisizione relativa alla prova orale si è distinta dalle altre tre, per un innalzamento della frequenza cardiaca, una maggiore attivazione elettrodermica e una più marcata variabilità della temperatura cutanea.

Il confronto tra gli algoritmi implementati e le elaborazioni proprietarie del sensore ha evidenziato una buona concordanza nelle condizioni di attività contenuta, mentre nelle fasi caratterizzate da maggiore movimento, come la gesticolazione durante l'esame, sono emerse divergenze significative, specialmente per quanto riguarda la frequenza cardiaca.

L'applicazione di criteri di qualità dell'attività elettrodermica ha portato all'esclusione di una parte delle acquisizioni caratterizzate da valori molto bassi del segnale, probabilmente dovuti a una ridotta reattività fisiologica del soggetto, a pelle secca o a un non corretto contatto tra il sensore e la pelle.

L'analisi dell'intensità dell'attività ha evidenziato una differenza sistematica rispetto alla classificazione fornita dal dispositivo, confermando come l'adattamento di modelli sviluppati in contesti sperimentali controllati a scenari di vita reale non sia immediato.

Il lavoro ha permesso quindi di estrarre dai segnali di interesse, informazioni fisiologicamente plausibili e coerenti con la presenza di eventi stressogeni o ad alto carico cognitivo, offrendo al contempo una valutazione critica della qualità e dell'affidabilità dei dati ottenuti in condizioni ambulatoriali.

I risultati ottenuti confermano la fattibilità dell'approccio proposto per il monitoraggio dello stress e del carico cognitivo tramite dispositivi indossabili, evidenziando allo stesso tempo le difficoltà intrinseche a questo tipo di applicazioni, legate principalmente agli artefatti da movimento e alla stabilità del contatto tra il sensore e la cute.

Sviluppi Futuri

Il presente lavoro presenta dei limiti metodologici che è opportuno evidenziare ai fini di una corretta interpretazione dei risultati ottenuti.

Il limite più rilevante riguarda l'assenza di un riferimento clinico di validazione per i diversi segnali di interesse che ha impedito una quantificazione oggettiva dell'errore commesso dagli algoritmi impiegati, limitando il confronto a una valutazione qualitativa rispetto all'elaborazione proprietaria del sensore.

Un ulteriore criticità è rappresentata dalla natura statica delle soglie e dei parametri utilizzati dagli algoritmi di elaborazione del segnale PPG. Sia l'algoritmo TDHR sia l'algoritmo TAPIR si basano su soglie derivate empiricamente e sperimentalmente dai rispettivi autori. In particolare, l'elaborazione effettuata tramite TAPIR privilegia la regolarità del battito cardiaco, scartando gli intervalli che si discostano maggiormente dalla media mobile. Questo meccanismo produce così una sottostima della frequenza cardiaca in presenza di variazioni fisiologiche rapide, come quelle osservate durante la sessione dell'esame orale. L'algoritmo TDHR, si è mostrato eccessivamente sensibile al rilevamento del movimento basato su parametri e soglie fisse, azzerando ampi intervalli di stime valide in corrispondenza di intensa gesticolazione. In assenza di un riferimento con cui confrontare le prestazioni, non è stato possibile ottimizzare o adattare tali soglie al contesto specifico di questo studio. Analogamente, il metodo di classificazione dell'intensità dell'attività fisica basato sulla metrica ENMO e sulle soglie di Hildebrand et al. (2014) [22], presenta un limite intrinseco legato al protocollo sperimentale da cui tali soglie sono state derivate, incentrato prevalentemente su movimenti degli arti superiori. Ciò rende la classificazione meno accurata nelle attività di moderata intensità tipiche di un contesto di ufficio.

Un ulteriore limite riguarda la qualità e l'affidabilità del segnale della conduttanza cutanea, possibilmente dovuto a un non corretto contatto tra il sensore e la pelle o a una ridotta reattività elettrodermica del soggetto o da condizioni cutanee, come secchezza della pelle del polso. Ciò evidenzia il limite più grande di questo studio, ovvero aver condotto le analisi su un unico soggetto che impedisce di separare la variabilità individuale dai limiti metodologici e di generalizzare i risultati a una popolazione più ampia.

Per questo motivo è necessaria l'integrazione di un riferimento clinico, il quale oltre a quantificare l'errore degli algoritmi impiegati, permette di ottimizzare le definizioni di soglie dinamiche per l'elaborazione, consentendo di superare l'attuale dipendenza da parametri fissi e valori empirici.

Per l'analisi dell'intensità dell'attività fisica, un possibile sviluppo consiste nell'impiego di pacchetti open – source come GGIR, proposto da Migueles et al. (2019) [23], sviluppato specificamente per l'elaborazione dei dati accelerometrici grezzi multigiorno e che consentirebbe di superare i limiti riscontrati con il metodo Hildebrand et al. (2014) [22], beneficiando di procedure di calibrazione automatica e di soglie derivate da protocolli più ampi e diversificati.

Ringraziamenti

Ringrazio la mia relatrice, la Prof.ssa Milena Martarelli, per avermi dato l'opportunità di intraprendere questo progetto. Vorrei inoltre ringraziare la mia correlatrice, la Dott.ssa Vittoria Medici, per l'aiuto e il sostegno fornitomi durante tutto il percorso.

Ringrazio Adele Di Prenda per aver condiviso con me parte di questa esperienza.

Grazie ad Eleonora, Susanna, Alessandro e Paolo per aver condiviso questi tre bellissimi anni insieme.

Ringrazio zia Gabriella, Ludovico e Matilde per il loro sostegno e per avermi fatto vivere momenti felici.

Un ringraziamento speciale a zia Brandina, la cui forza, gioia e inesauribile positività continuano ad accompagnarmi ogni giorno e che resteranno sempre per me un esempio e una fonte di ispirazione.

A mio nonno Galliano e a mia nonna Liana per avermi cresciuta ed essere stati sempre presenti. Grazie per avermi fatto scoprire e vivere Cravegna e per i ricordi pieni d'amore e di spensieratezza che mi avete regalato. Grazie del vostro supporto e per avermi sempre incoraggiata a credere di più in me stessa, ricordandomi sempre il mio valore.

A mio fratello Alessio, per la tua pazienza e la tua disponibilità. Grazie per tutto l'aiuto che mi hai dato, anche nello studio e nei momenti in cui avevo bisogno di capire qualcosa in più. Ti voglio bene.

Ringrazio di cuore i miei genitori, Daniela e Sandro, per i sacrifici fatti per permettermi di raggiungere questo traguardo, per l'amore incondizionato e per la costante presenza. Grazie per aver fatto sempre il tifo per me, per l'incoraggiamento e il sostegno che mi avete sempre dato. Siete i miei migliori amici.

A Luca, che oltre ad essere il mio fidanzato è anche il mio migliore amico, il mio sostegno e il mio punto di forza. Grazie per insegnarmi ogni giorno a vivere con maggiore tranquillità e serenità. Grazie di essere cresciuto insieme a me, di aver condiviso con me tanti momenti ed esperienze speciali e di essermi stato sempre accanto, anche quando non è stato semplice.

Per questo traguardo porto il mio nome, ma dentro ci sono il sostegno, l'affetto e la presenza di ognuno di voi. Grazie di cuore.

Bibliografia

- [1] K. S. Saladin, *Anatomia Umana*, 3^a ed. Padova, Italia: Piccin Nuova Libreria, 2022, pp. 536 – 552.
- [2] *Anatomy and Physiology 2e*. J. Gordon Betts, Kelly A. Young, James A. Wise, Eddie Johnson, Brandon Poe, Dean H. Kruse, Oksana Korol, Jody E. Johnson, Mark Womble, Peter DeSaix, 20 aprile 2022. [Online]. Available: <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/1-introduction>
- [3] M. Gavaghan, "Cardiac anatomy and physiology: A review," *AORN Journal*, vol. 67, no. 4, pp. 802–822, Aprile 1998. [DOI: [https://doi.org/10.1016/S0001-2092\(06\)62644-6](https://doi.org/10.1016/S0001-2092(06)62644-6)]
- [4] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, New York, 1995, pp. 188-192, 568-569.
- [5] Duller S, Clarke G, Herculano-Houzel S, von Känel R, Kirsch P, Landolt H-P, Naschold B, Reber SO, Schreiber R, Walter M and Slavich GM, “Everyday stress-induced neurobehavioral dysregulation: therapeutic targets for management with Neurexan,” *Front. Psychiatry* 16:1577689, Ottobre 2025. [DOI: <https://doi.org/10.3389/fpsyt.2025.1577689>]
- [6] Muhammad Shahid Zafar, Museera Nauman, Hina Nauman, Sheema Nauman, Asifa Kabir, Zunaira Shahid, Anam Fatima, and Maria Batool, “Impact of Stress on Human Body: A Review,” *European Journal of Medical and Health Sciences*, vol.3, no.3, pp. 1-7, Maggio 2021. [DOI: <http://dx.doi.org/10.24018/ejmed.2021.3.3.821>]
- [7] X. Yu, H. Zhu, Y. Su, L. Zhou, Z. Chen, P. Li, and Y. Wang, “Brain-organ axis: How does stress regulate peripheral immunity through neural signaling?,” *Physics of Life Reviews*, vol. 57, pp. 164 – 179, Aprile 2026. [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.plrev.2026.04.001>]
- [8] M. Diarra, J. Theurel, and B. Paty, “Systematic review of neurophysiological assessment techniques and metrics for mental workload evaluation in real-world settings,” *Front. Neuroergonomics*, vol. 6, Aprile 2025. [DOI: <https://doi.org/10.3389/fnrgo.2025.1584736>]
- [9] G. Luzzani, I. Buraoli, G. Guglieri, D. Demarchi, “EDA, PPG and Skin Temperature as Predictive Signals for Mental Failure by a Statistical Analysis on Stress and Mental Workload,” *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, vol. 6, 2025. [DOI: <https://doi.org/10.1109/OJEMB.2024.3515473>]

- [10] Hugo F. Posada-Quintero, and Ki H. Chon, “Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 20, no. 2, Gennaio 2020. [DOI: <https://doi.org/10.3390/s20020479>]
- [11] Moscato, S.; Lo Giudice, S.; Massaro, G.; Chiari, L., “Wrist Photoplethysmography Signal Quality Assessment for Reliable Heart Rate Estimate and Morphological Analysis,” *Sensors*, vol. 22, no. 15, 5831, Agosto 2022. [DOI: <https://doi.org/10.3390/s22155831>]
- [12] Park J., Seok HS, Kim S-S and Shin H., “Photoplethysmogram analysis and applications: An integrative review,” *Frontiers in Physiology*, vol. 12, Marzo 2022. [DOI: <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.808451>]
- [13] *Professional Users Instructions for Use*, Empatica Health Monitoring Platform, UM-0000256, Rev. 12.0, Empatica S.r.L., Milano, Italia, 2025.
- [14] Empatica Website, <https://www.empatica.com/embraceplus>
- [15] M. Wójcikowski and B. Pankiewicz, "Photoplethysmographic Time-Domain Heart Rate Measurement Algorithm for Resource-Constrained Wearable Devices and its Implementation," *Sensors*, vol. 20, no. 6, p. 1783, Marzo 2020. [DOI: <https://doi.org/10.3390/s20061783>]
- [16] N. Huang and N. Selvaraj, "Robust PPG-based Ambulatory Heart Rate Tracking Algorithm," in *Proc. 42nd Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC)*, 2020, pp. 5929–5934
- [17] <http://www.ledalab.de/>
- [18] X. Hu, T. R. Sgherza, J. B. Nothrup, D. M. Fresco, K. Naragon-Gainey, and L. M. Bylsma, "From lab to life: Evaluating the reliability and validity of psychophysiological data from wearable devices in laboratory and ambulatory settings," *Behav. Res. Methods*, vol. 56, no. 6, pp. 6721–6740, 2024. [DOI: <https://doi.org/10.3758/s13428-024-02387-3>]
- [19] R. Kleckner, R. M. Jones, O. Wilder-Smith, J. B. Wormwood, M. Akcakaya, K. S. Quigley, C. Lord, and M. S. Goodwin, "Simple, Transparent, and Flexible Automated Quality Assessment Procedures for Ambulatory Electrodermal Activity Data," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 65, no. 7, pp. 1460–1467, Jul. 2018. [DOI: [10.1109/TBME.2017.2758643](https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2758643)]
- [20] S. Böttcher et al., “Data quality evaluation in wearable monitoring,” *Scientific Reports*, vol. 12, art. no. 21412, Dicembre 2022. [DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-25949-x>]
- [21] M. Sevil, M. Rashid, M. R. Askari, Z. Maloney, I. Hajizadeh, and A. Cinar, “Detection and Characterization of Physical Activity and Psychological Stress from Wristband Data,” *Signals*,

vol. 1, pp. 188–208, Dec. 2020. [DOI: <https://doi.org/10.3390/signals1020011>]

- [22] M. Hildebrand, V. T. van Hees, B. H. Hansen, and U. Ekelund, “Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 46, no. 9, pp. 1816–1824, Settembre 2014. [DOI: [10.1249/MSS.0000000000000289](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000289)]
- [23] J.H. Migueles, A. V. Rowlands, F. Huber, S. Sabia, and V. T. van Hees, "GGIR: A Research Community-Driven Open Source R Package for Generating Physical Activity and Sleep Outcomes From Multi-Day Raw Accelerometer Data," *Journal for the Measurement of Physical Behaviour*, vol. 2, no. 3, pp. 188-196, 2019. [DOI: <https://doi.org/10.1123/jmpb.2018-0063>]