



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in INGEGNERIA BIOMEDICA

**SENSORI INDOSSABILI: SVILUPPO DI UNA
PROCEDURA PER L'ANALISI DI SEGNALI
RACCOLTI IN AMBIENTI DOMESTICI**

**WEARABLE SENSORS: PROPOSAL OF A
METHODOLOGY TO ANALYSE SIGNALS
MEASURED IN HOME ENVIROMENTS**

Relatore:
Prof. LORENZO SCALISE

Tesi di Laurea di:
LOY VITALI

Correlatore:
Dott.ssa SUSANNA SPINSANTE

A.A 2019/2020

SOMMARIO

Molti studi recenti hanno dimostrato come sia possibile riconoscere le emozioni attraverso l'acquisizione di segnali fisiologici trovando un metodo oggettivo di riconoscimento dell'emozione. Approfondimenti sul tema sono giustificati dal ruolo chiave che le emozioni giocano all'interno della vita quotidiana. In ogni momento possiamo provare un'emozione diversa legata a molteplici ragioni: con chi siamo, dove siamo, cosa facciamo, cosa pensiamo.

Nel nostro studio affronteremo in particolare l'analisi dello stress utilizzando due segnali fisiologici raccolti in ambiente domestico tramite l'utilizzo del dispositivo indossabile Empatica E4.

I due segnali utilizzati sono la risposta galvanica della pelle (GSR, Galvanic Skin response), nota anche come ElectroDermal Activity (EDA) e l'Inter-Beat Interval (IBI) corrispondente all'intervallo di tempo che intercorre tra i due battiti del cuore consecutivi. I segnali sono stati misurati su sette diversi individui sottoposti a stimoli audio differenti. Ad ogni individuo sono state fatte ascoltare tre tracce audio di qualità differente (piacevole, spiacevole e neutra) in modo da poter osservare eventuali effetti riscontrabili nei segnali fisiologici in risposta allo stress.

Il lavoro è costituito da una fase di processamento dei dati misurati per poterli rendere affini al nostro obiettivo e successivamente una fase di analisi dei risultati ottenuti attraverso il confronto tra i due segnali, tra gli individui e tra i diversi tipi di stress.

In questo modo abbiamo dedotto diverse cose: la conclusione principale è che il segnale IBI mostra delle variazioni più evidenti e più vicine nel tempo alla somministrazione dello stimolo, rispetto al segnale EDA, quindi risulta più sensibile e reattivo nella risposta allo stress. In particolare abbiamo calcolato che nel nostro caso il segnale EDA risponde con un valore medio e una deviazione standard pari a $81,21 \pm 55,34$ s (poco più di un minuto) rispetto al segnale IBI.

Talvolta abbiamo notato risultati non in linea con le attese riscontrate in altri studi, giustificabili dall'utilizzo di tipi di stimolo che possono suscitare una risposta non del tutto oggettiva. Per esempio, nel caso dello stimolo neutro, in cui si riproduce il suono di una camminata, ci aspettiamo che al soggetto susciti calma e quindi poco stress, ma può anche accadere che a qualcuno non piaccia e provochi invece impazienza e maggior stress.

Inoltre il segnale EDA offre l'occasione per maggiori approfondimenti avendo un andamento più variabile e meno regolare rispetto al segnale IBI.

INDICE

INTRODUZIONE	2
<i>CAPITOLO 1: STATO DELL'ARTE</i>	4
1.1 FISILOGIA DEL SEGNALE EDA.....	5
1.2 IL LEGAME TRA IL SEGNALE EDA E LE EMOZIONI.....	8
1.3 FISILOGIA DEL SEGNALE IBI.....	10
1.4 IL LEGAME TRA SEGNALE IBI ED EMOZIONI	12
1.5 INTERAZIONI TRA I SEGNALI EDA E IBI NELLE EMOZIONI	13
<i>CAPITOLO 2: MODALITÀ DI ESECUZIONE DELLA PROVA</i>	15
<i>CAPITOLO 3: MATERIALI E METODI</i>	17
3.1 EMPATICA E4.....	17
3.2 SOFTWARE	22
<i>CAPITOLO 4: PROCESSAMENTO DATI</i>	24
4.1 PROCESSAMENTO SEGNALE EDA	24
4.2 PROCESSAMENTO SEGNALE IBI.....	27
<i>CAPITOLO 5: ANALISI DATI</i>	30
5.1 SEGNALE IBI: INDICE DI STRESS	30
5.2 SEGNALE EDA: PICCHI	33
<i>CAPITOLO 6: RISULTATI</i>	34
6.1 CONFRONTI, DEDUZIONI E DISCUSSIONI	34
<i>CAPITOLO 7: CONCLUSIONI</i>	46
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI.....	48

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni si stanno effettuando nuove ricerche e sviluppando nuovi strumenti che permettono di migliorare lo stile e la qualità di vita dell'uomo. La ricerca nel campo medico, come quella nel campo ingegneristico, ha portato a sviluppare tecniche sia di prevenzione che di cura di molte malattie che possono colpire l'uomo. Gli scopi sono sia quello di migliorare sempre più lo stile di vita della persona e sia quello di poter aiutare individui affetti da problemi di salute invalidanti [1].

Il corpo umano è capace di comunicare tramite segnali fisiologici lo stato di salute dell'individuo, le sue difficoltà e le sue emozioni. Riconoscere le emozioni umane in modo preciso e tempestivo è ancora un obiettivo di elevata difficoltà nell'ambito della ricerca scientifica a causa della complessità dell'interazione tra fisiologia e psicologia delle emozioni. Per riconoscere le emozioni si possono sfruttare due tipologie di segnali: quelli che potremmo definire "espliciti" o esterni, e quelli interni.

I primi consistono nell'insieme dei segnali che si possono trasmettere tramite espressioni facciali, gesti, posture (valutabili ad esempio mediante sistemi di visione, che possono però risultare intrusivi), mentre i secondi consistono nell'analisi dei segnali fisiologici [1].

Questi ultimi risultano molto più precisi poiché legati ad una risposta misurabile ed oggettiva. Vari studi, come quelli di Anwar e Yumna o di Camila L.B.Maia e Elizabeth S.Furtado, hanno confermato come tali segnali siano affidabili nel riconoscimento delle emozioni. In particolare, fin quando i sensori sono attivi sull'individuo e si è capaci di raccogliere informazioni in modo continuativo e oggettivo, è possibile rilevare eventuali variazioni emotive [2][3][4].

Esistono strumenti di misura, tipicamente di uso clinico e ambulatoriale, con cui monitorare e controllare in maniera continua i parametri vitali e permettere l'elaborazione di segnali fisiologici. I dispositivi utilizzati invece in molte ricerche sono per lo più indossabili e dispongono di sensori appositi integrati, come ad esempio i sensori per rilevare il battito cardiaco, la respirazione, la temperatura e la risposta galvanica della pelle [3].

Il nostro studio si concentra in particolare sullo stress, una sensazione comune nella società di oggi, oltretutto oggetto di approfondite analisi come fenomeno molto complesso.

La complessità è osservabile dalle tre caratteristiche che contraddistinguono lo stress: la soggettività, ovvero uno stimolo può provocare stress in una persona e in un'altra l'effetto contrario; la difficoltà di rilevamento, ovvero si ha difficoltà a definire inizio, fine, intensità dello stress; e infine la sua particolare natura caratterizzata da tre componenti (fisiologica, comportamentale ed affettiva) di cui solo quella fisiologica può essere quantificata tramite device indossabili [4].

Lo stress ha un impatto notevole sul corpo umano inducendo variazioni a livello del sistema nervoso

autonomo a cui sono collegate diverse funzioni viscerali, come ad esempio l'attività delle ghiandole sudoripare o del cuore. Ciò provoca per esempio aumento del battito cardiaco, sudorazione, aumento di temperatura, cattiva digestione e respirazione [5].

Così per studiare lo stress è possibile monitorare i segnali fisiologici che subiscono variazioni in relazione al sistema nervoso autonomo.

Nel nostro studio abbiamo utilizzato il dispositivo Empatica E4 che permette di acquisire diversi segnali tra cui il l'Attività ElettroDermica (EDA) della pelle e l'Inter-Beat Interval (IBI). L'EDA, nota anche come Galvanic Skin Response (GSR), è un segnale biometrico che riflette le variazioni delle proprietà elettriche della pelle risultanti dall'attività del sistema nervoso autonomo (SNA). L'IBI, invece, corrisponde all'intervallo di tempo tra singoli battiti del cuore consecutivi [6][7].

L'obiettivo è quello di valutare l'andamento e le variazioni dei segnali precedentemente descritti in individui sottoposti a stimoli audio in ambiente domestico.

La tesi è composta da sette capitoli. Nel primo capitolo vengono descritti i segnali fisiologici analizzati nello studio e la loro funzionalità per l'obiettivo da raggiungere. Nel secondo capitolo si descrivono la popolazione coinvolta e le modalità di acquisizione dei dati, mentre nel terzo si descrivono nel dettaglio gli strumenti e i software utilizzati. Di seguito, nei tre capitoli successivi, si passa all'elaborazione dei dati acquisiti: si descrive il lavoro fatto sui segnali e come vengono processati per adeguarli allo specifico scopo, ovvero la possibile rilevazione dello stress. Vengono osservati i dati degli individui che sono stati sottoposti alle diverse prove e confrontati tra loro in modo da poter trarre, come ultimo passo, le opportune conclusioni. Infine, nell'ultimo capitolo, si valuta la riuscita dello studio andando a rilevare anche quei risultati meno in linea con le nostre aspettative che offrono spunti per ulteriori approfondimenti e indagini.

Capitolo 1

STATO DELL'ARTE

In questo capitolo sono descritti i due segnali alla base del nostro studio, mettendo in risalto come siano adatti all'analisi che affronteremo.

Negli studi più recenti, soprattutto nell'ambito della salute, si stanno sempre più utilizzando i segnali fisiologici poiché possono essere acquisiti mediante metodi non invasivi che permettono di raccogliere i dati in modo continuativo nel tempo.

Tra i segnali più comunemente acquisiti in questo settore, possiamo citare il segnale elettromiografico (EMG), il segnale elettroencefalografico (EEG), la risposta galvanica della pelle (GSR) e il segnale elettrocardiografico (ECG).

In studi simili al nostro, come per quello dell'autore Jonghwa Kim, si è notato che effettivamente si riescono a rilevare in modo oggettivo le emozioni umane, osservando le alterazioni dello stato psicofisico delle persone determinate da stimoli esterni, ad esempio stimoli uditivi, visivi o audiovisivi cui la persona viene sottoposta [4]. Questo si può riscontrare anche nella propria esperienza notando che quando proviamo emozioni forti il cuore inizia a battere più intensamente e velocemente, mentre ha un ritmo più lento quando siamo in tranquillità. Queste variazioni sono ancora più evidenti a livello dei segnali fisiologici poiché qualsiasi alterazione può essere rilevata. Per esempio il movimento quasi impercettibile di certi muscoli del viso per riconoscere un'emozione non riusciamo a percepirlo, mentre, utilizzando l'EMG, si può capire quali muscoli sono stati attivati e di conseguenza riusciamo a individuare l'emozione provata dal soggetto [8].

Tramite i segnali precedentemente nominati si è capaci di riconoscere le emozioni di gente malata con problemi di comunicazione o, allo stesso modo, si può anche cercare di capire il livello di stanchezza e di stress di un individuo alla guida. Il tutto studiando gli andamenti dei segnali fisiologici, cercando di individuare le loro variazioni in risposta all'emozione provata [8] [9].

Nel nostro studio utilizzeremo il segnale IBI e il segnale EDA e li valuteremo in risposta allo stimolo di stress che abbiamo imposto.

1.1 Fisiologia del segnale EDA

Il segnale EDA o GSR, detto anche Skin Conductance (SC), è un segnale biometrico che riflette le variazioni delle proprietà elettriche della pelle. Queste variazioni dipendono dal sistema nervoso autonomo, in particolare dalla branca del sistema nervoso simpatico, che rappresenta la parte deputata alla regolazione delle funzioni viscerali che non sono volontarie, come ad esempio la secrezione ghiandolare [10] [11].

L'EDA, essendo collegata all'attività delle ghiandole sudoripare eccrine controllate dai nervi sudomotori, ha dimostrato di essere una misura affidabile dell'attivazione simpatica [12].

Rilasciando il sudore sulla pelle attraverso specifici pori viene alterata la concentrazione dei portatori di carica, ovvero ioni Na^+ e Cl^- .

Questi variano il valore della conduttanza elettrica che controlliamo tramite l'utilizzo di particolari strumenti come, per esempio, dispositivi indossabili muniti di sensori appositi.

Questi ultimi entrano in contatto con la parte più esterna della pelle chiamata epidermide che insieme allo strato sottostante, il derma, costituiscono la cute. C'è poi un terzo strato più interno chiamato ipoderma.

L'epidermide è composta per lo più da tessuto epiteliale, nel nostro caso ha un ruolo chiave poiché è la zona di contatto con l'esterno che dopo la sudorazione subisce la variazione elettrica diventando, da asciutta, bagnata.

Il derma è invece la zona più robusta della pelle ed è composto da due sottostrati: il derma papillare (quello superiore) e il derma reticolare (quello inferiore).

Il primo ospita organi recettori e terminazioni dei vasi sanguigni e il secondo si contraddistingue per l'elevata presenza di collagene che fornisce resistenza al tessuto.

L'ultimo strato contiene la parte secretoria delle ghiandole sudoripare, i follicoli piliferi, i nervi e i vasi che riforniscono la pelle [12], come mostrato in Figura 1.

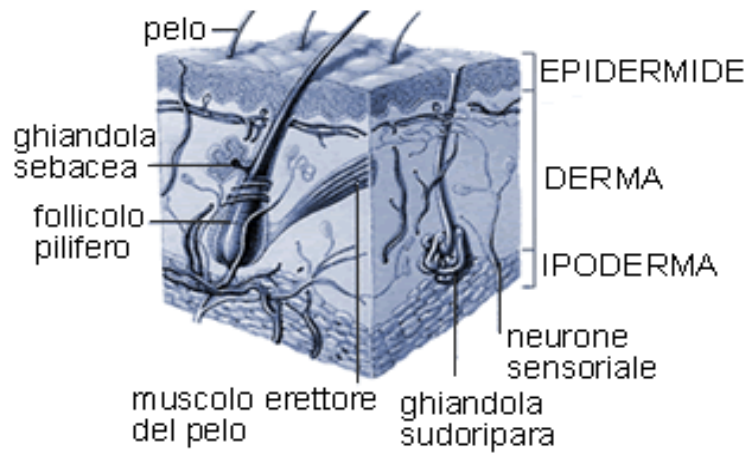


Figura 1 - Composizione della pelle umana.

Il sudore viene secreto tramite le ghiandole sudoripare. Sono circa tre milioni e si trovano su tutto il corpo e in maggior concentrazione in zone ben precise come mani, piedi e fronte. Le ghiandole sono di due tipi: esocrine ed endocrine [13].

Le ghiandole esocrine sono costituite da due parti: la parte secernente o adenomero, costituita da cellule che delimitano una cavità centrale o lume della ghiandola, nella quale viene riversato il secreto; l'altra, rappresentata dal dotto escretore, è un canale o un sistema di canali tramite i quali il secreto raggiunge la superficie esterna o cavità del corpo comunicante con l'esterno [11].

Al contrario le ghiandole endocrine, che non hanno dotti escretori, riversano il loro secreto (ormone) internamente al corpo, nei vasi sanguigni.

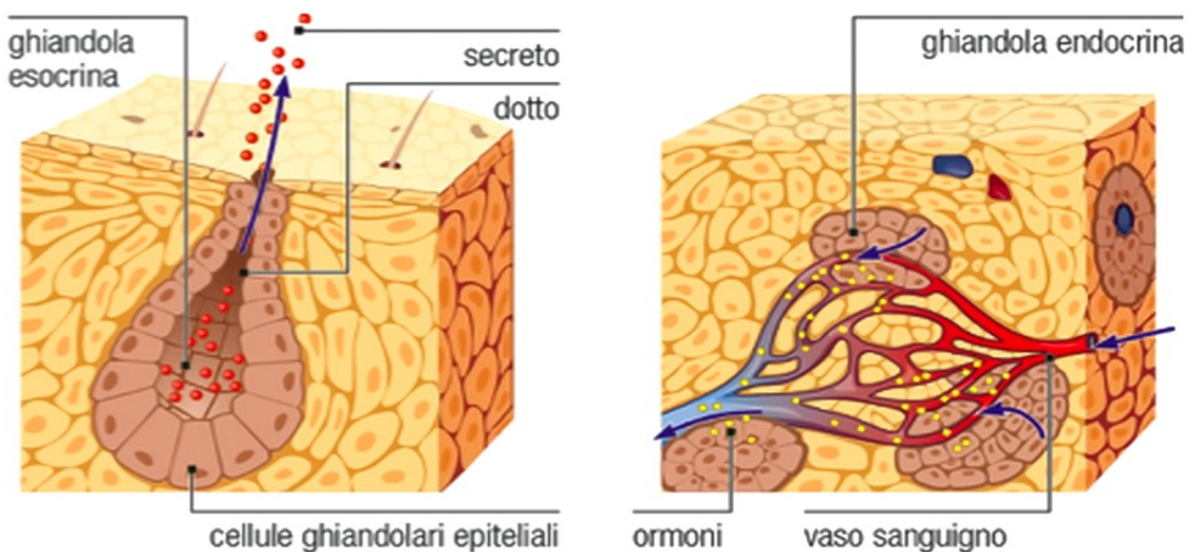


Figura 2 - Rappresentazione ghiandole esocrine ed endocrine.

Le ghiandole sudoripare esocrine sono presenti in quantità maggiore di quelle endocrine e sono coinvolte nelle variazioni delle proprietà elettriche della pelle dato che rilasciano esternamente il loro secreto sfruttando i dotti escretori e i pori che permettono la comunicazione con l'esterno.

La parte secretoria delle ghiandole sudoripare è innervata da molte fibre simpatiche, chiamate neuroni sudomotori postgangliari, ma il controllo centrale della loro attività è attribuito all'area ipotalamica [12].

Il sudore rientra nei processi corporei che gestiscono principalmente la termoregolazione, ma può essere coinvolto anche nella risposta emotiva che è la più interessante nel contesto del segnale EDA. In questo caso, infatti, l'aumento dell'attività delle ghiandole sudoripare è correlato a una concomitanza di stati psicologici ed emotivi, connessi a stimoli esterni o interni che generano cambiamenti psicologici (ad es. eccitazione o stress) e fisici (ad es. sudore). Di conseguenza la "sudorazione emotiva" si rileva principalmente laddove la densità delle ghiandole sudoripare è più alta, quindi per lo più nei siti palmari e plantari [14] [15].

La GSR può essere misurata con tre diversi metodi: senza l'applicazione di una corrente esterna, chiamata misurazione endosomatica, o con due modalità di misurazioni dette esosomatiche che applicano corrente continua (DC) sulla pelle o corrente alternata (AC) [16].

- *Misurazione endosomatica*: può essere misurata una differenza di potenziale elettrico attraverso i siti palmari o plantari. Un elettrodo viene posizionato sul sito attivo (dove avviene la maggior variazione di conduttanza) e un elettrodo di riferimento in un sito relativamente "inattivo" come può essere l'avambraccio nel caso il sito attivo sia il palmo della mano [16].
- *Misurazione esosomatica con corrente continua*: applicando una piccola tensione costante tra i due elettrodi (circa 0,5 V), posti in stretta vicinanza sulla superficie della pelle, è possibile misurare una debole corrente che fluisce tra gli strati della pelle. Di conseguenza, utilizzando i principi della legge di Ohm ($R = V / I$ dove R è la resistenza della pelle, V la tensione applicata e I la corrente misurata) può essere registrata la resistenza della pelle o il suo reciproco, la conduttanza della pelle (SC) [16].
- *Misurazione esosomatica con corrente alternata*: questa tecnica è meno utilizzata e consente la misura dell'impedenza cutanea [16].

Gli elettrodi utilizzati sono per lo più di tipo Ag/AgCl (argento/cloruro d'argento) per ridurre al minimo la polarizzazione e i potenziali di polarizzazione [17]. Sono stati proposti anche altri tipi di elettrodi, come elettrodi adesivi carbone secco/sale o elettrodi tessili di tipo Ag/AgCl. Talvolta viene applicato un gel con una specifica concentrazione di sale di cloruro (NaCl o KCl) tra la pelle e gli

elettrodi per ridurre l'impedenza elettrica, migliorando così il contatto elettrico [17].

Negli anni sono state sviluppate diverse applicazioni e dispositivi per misurare il segnale GSR e di conseguenza le eccitazioni emotive degli individui. Nel nostro caso abbiamo utilizzato il dispositivo Empatica E4 capace di misurare anche altri segnali fisiologici così da avere un quadro più completo e preciso dello stato emotivo dell'individuo.

1.2 Il legame tra il segnale EDA e le emozioni

Il segnale EDA, nel dominio del tempo, è costituito da due componenti: la componente tonica e la componente fasica, come mostrato in Figura 3.

La **componente tonica**, anche conosciuta come “Skin Conductance Level” (SCL), è la componente a bassa frequenza del segnale EDA e rappresenta il livello di attivazione del sistema nervoso dell'individuo. SCL è una componente che cambia lentamente e che può essere influenzata da fattori esterni e interni come lo stato psicologico o le proprietà della pelle. Tale componente può variare sostanzialmente tra soggetti a seconda della loro idratazione, secchezza cutanea e regolazione autonoma.

A causa delle differenze interpersonali, l'analisi del solo SCL non è comunemente utilizzata [18].

La **componente fasica** è la componente ad alta frequenza che rappresenta le fluttuazioni rapide causate dalla risposta dell'eccitazione simpatica a uno stimolo. Queste variazioni sono generalmente chiamate “Skin Conductance Response” (SCR) e sono identificabili come “picchi EDA”.

SCR può essere correlato ad un evento specifico (ER-SCR) o a uno non specifico (NS-SCR).

ER-SCR è la risposta a qualche evento o a stimoli esterni (immagini, suoni, odori), mentre NS-SCR rappresenta le variazioni dovute a stimoli interni (pensieri, memorie, emozioni) [18].

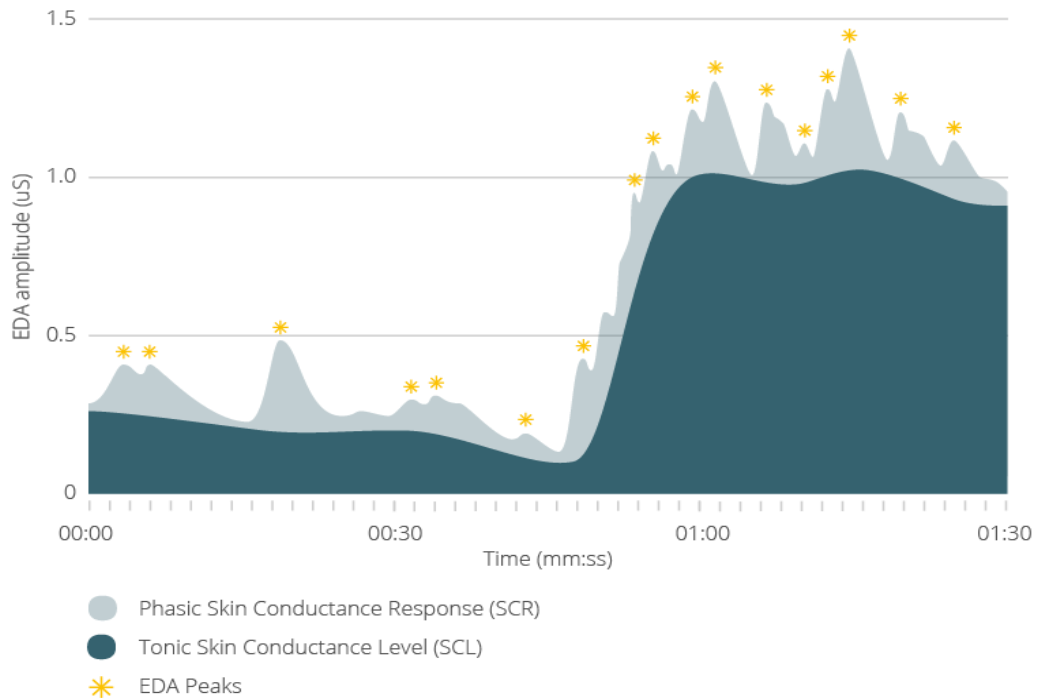


Figura 3 - Rappresentazione del segnale EDA [19].

Come appena descritto il segnale EDA ha nelle sue componenti sia la risposta a stimoli esterni, sia a stimoli non distinguibili. Per questo motivo, è un parametro utile ad analizzare e capire come gli stati emotivi (es. lo stress) variano tra individui in risposta a stimoli esterni, nel nostro caso stimoli audio. La pelle reagisce quando il soggetto è esposto a immagini, video, eventi o altri tipi di stimoli che suscitano emozioni. In particolare, i cambiamenti emotivi inducono un aumento di temperatura con relativa sudorazione. Di conseguenza, la quantità di ioni Na^+ e Cl^- sulla superficie della pelle aumenta provocando un incremento della conducibilità elettrica della pelle. I cambiamenti risultanti nelle proprietà elettriche della pelle sono misurabili e possono essere elaborati per estrarre informazioni sul coinvolgimento emotivo di un soggetto [20].

Ci sono diversi modi per identificare le emozioni, tuttavia i modelli più conosciuti per il riconoscimento delle emozioni sono il Discrete Emotion Model e l'Emotion Dimensional Model [21]. Il primo classifica le emozioni in sei stati emotivi di base: felicità, rabbia, tristezza, sorpresa, disgusto e paura. In contrasto con questo modello categorico, l'Emotion Dimensional Model descrive le emozioni come una combinazione di diverse dimensioni psicologiche. Il modello dimensionale più noto è il Valence-Arousal Dimensional Model, mostrato in Figura 4, in cui la valenza (valence) rappresenta una forma di livello di piacere e va da negativo a positivo, mentre l'eccitazione (arousal) varia da bassa ad alta e indica il livello psicologico e fisiologico dell'essere attivi [21].

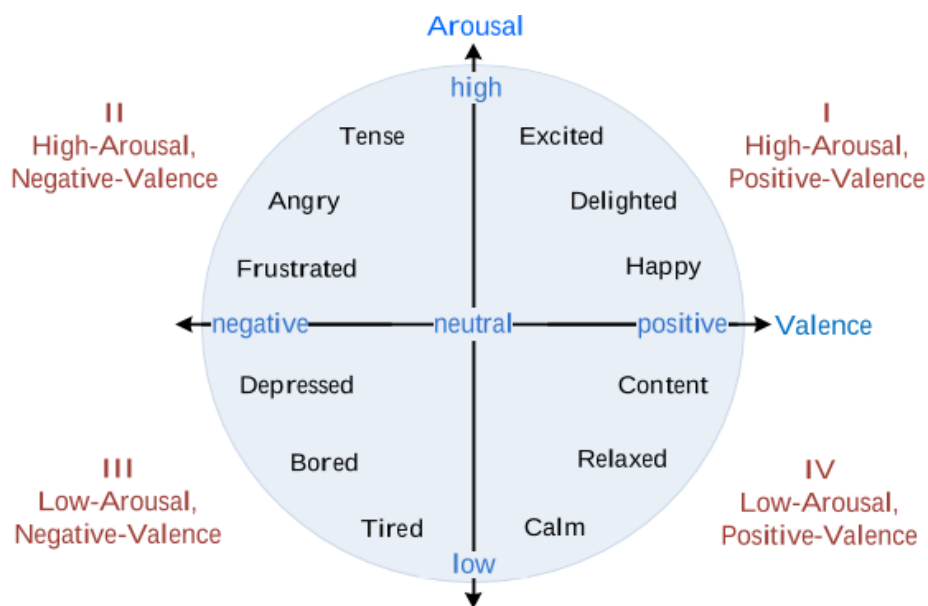


Figura 4 - Modello "Valence-Arousal Dimensional Model". L'intersezione tra gli assi di valenza e di eccitazione divide lo spazio in quattro regioni. Ogni regione è correlata a un particolare stato emotivo [22].

1.3 Fisiologia del segnale IBI

L'Inter-Beat Interval (IBI) è l'intervallo di tempo tra singoli battiti del cuore consecutivi ed è utilizzato per stimare la frequenza cardiaca istantanea [23].

Nel nostro caso, il dispositivo Empatica E4 ha integrato un sensore PPG (photoplethysmography, sensore fotoplethysmografico) che misura l'impulso di volume del sangue (blood volume pulse, BVP), da cui si ricavano l'Heart Rate Variability (HRV) e l'IBI. In questo senso possiamo dimostrare l'interconnessione tra il segnale IBI e l'attività del cuore che è l'organo centrale dell'apparato circolatorio.

Il cuore ha la capacità di pompare sangue all'interno dei vasi sanguiferi con le sue contrazioni ritmiche così da garantire un continuo apporto di ossigeno e sostanze nutritive ad ogni parte del corpo. Il cuore è un organo cavo, impari, a struttura prevalentemente muscolare.

È situato nella cavità toracica, con precisione nel mediastino anteriore, fra i due polmoni, sopra il diaframma, come mostrato in Figura 5. È avvolto in un sacco sieroso chiamato pericardio che lo protegge e lo isola dagli organi vicini [11].

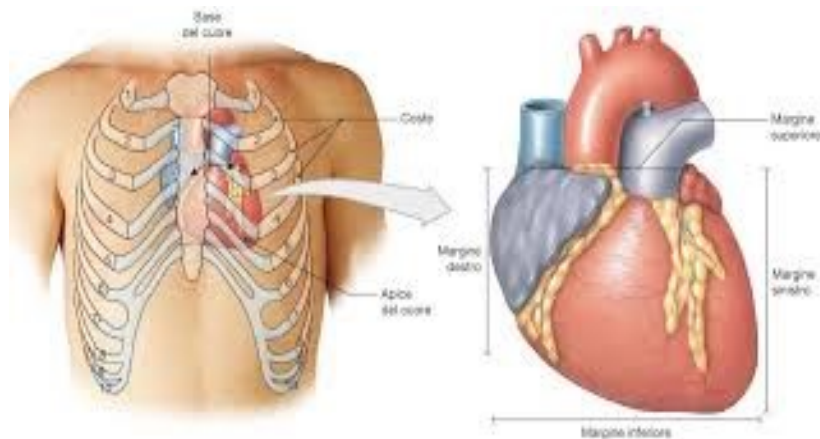


Figura 5 - Posizione del cuore.

Il cuore possiede al suo interno quattro cavità: due superiori, atrio destro e sinistro e due inferiori, ventricolo destro e sinistro. La parte destra del cuore e quella sinistra non sono comunicanti, bensì divise da una parete (setto) di natura fibrosa che le separa anche elettricamente [11].

Il cuore dispone infatti del nodo senoatriale: un gruppo di cellule specializzate da cui parte un segnale elettrico che depolarizza il tessuto circostante e induce una contrazione nei muscoli degli atri che propagano la contrazione fino ai ventricoli.

Nello specifico lo stimolo inizia dal nodo senoatriale, prosegue attraverso il fascio di His e termina con le fibre del Purkinje che innervano i ventricoli [11].

Da quest'ultimi partono le due arterie principali: l'arteria polmonare dal ventricolo destro e l'aorta da quello sinistro. Entrambe dispongono di particolari valvole che limitano il passaggio di sangue.

Al cuore giunge sia il sangue ricco di ossigeno (arterioso) nell'atrio sinistro, sia il sangue povero di ossigeno (venoso) nell'atrio destro. Il sangue di ritorno dai polmoni entra nell'atrio destro grazie alla vena polmonare. Successivamente passa al ventricolo sinistro (fase sistolica atriale) fino a quando quest'ultimo non è pieno e si chiudono le valvole atrioventricolari (tra atrio e ventricolo) producendo un rumore secco (primo tono cardiaco). A questo punto il ventricolo si contrae (fase sistolica ventricolare) e spinge il sangue nell'aorta attraverso la valvola aortica. Quando tutto il sangue è espulso le valvole si chiudono (secondo tono cardiaco) [11].

Le due fasi principali che definiscono il ciclo cardiaco sono: la fase sistolica, di contrazione del cuore, e la fase diastolica, di riposo, in cui il cuore si riempie di sangue. Proprio questi "triggered points" ci interessano ai fini dell'acquisizione del segnale IBI, essendo il segnale calcolato rilevando i picchi (battiti) del BVP e calcolando le lunghezze degli intervalli tra battiti successivi [24].

Nella Figura 6 viene descritto il segnale BVP acquisito direttamente dal PPG. I quattro punti rossi individuati sulla curva indicano [24]:

- Punto di diastole: minimi locali del PPG utilizzato per calcolare l'IBI.
- Punto di sistole: i massimi locali del PPG potrebbero essere usati insieme al punto diastolico per stimare la vasocostrizione del soggetto.
- Tacca dicrotica: in alcune condizioni (es. soggetto statico) si osserva la presenza di questo punto che può essere utilizzato per studiare diversi tipi di malattie cardiache.
- Onda dicrotica: effetto dell'intaglio dicrotico.

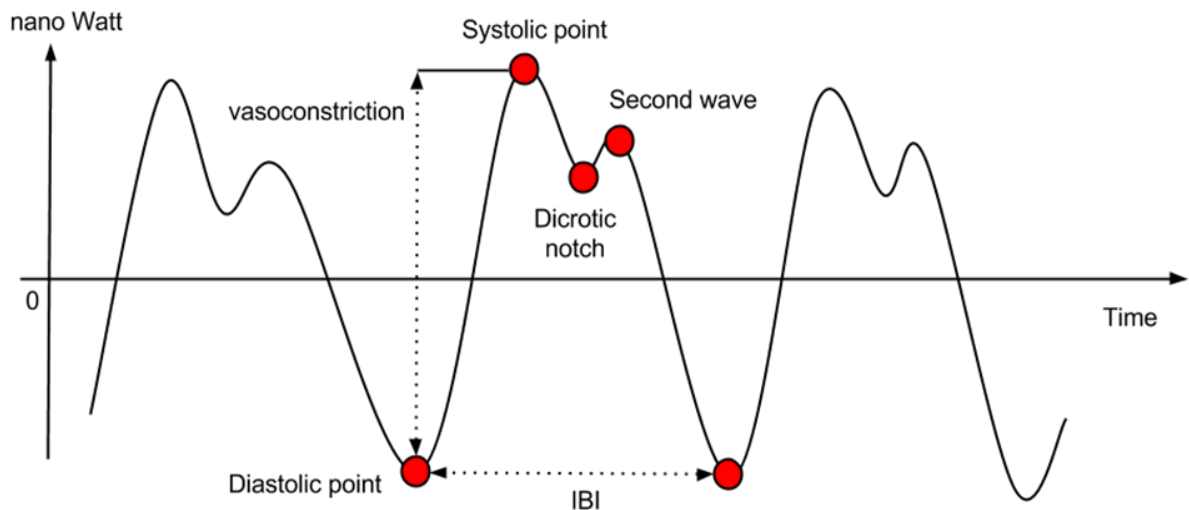


Figura 6 - Acquisizione segnale IBI da BVP [24].

1.4 Il legame tra segnale IBI ed emozioni

In questo studio il segnale IBI è acquisito tramite un algoritmo dal segnale BVP come visibile nella Figura 6. Quest'ultimo viene registrato dal sensore PPG attraverso l'utilizzo di due luci, una verde e una rossa, che permettono il rilevamento dell'onda del polso.

Il segnale finale è la composizione della risposta del corpo sia alla luce verde sia a quella rossa.

La particolarità più interessante per il nostro studio si trova nel segnale dato dalla luce rossa che è caratterizzato da una sequenza di espressioni nel segnale, le cui occorrenze temporali vengono utilizzate per stimare i battiti cardiaci. Più il sangue è ossigenato più la luce viene assorbita. Infatti durante un battito cardiaco si verifica un elevato assorbimento della luce, osservabile come una depressione nel segnale di ampiezza della luce riflessa [25].

Quando sono presenti più espressioni nel segnale significa che l'individuo ha un ritmo cardiaco (HR, Heart Rate) elevato e quindi un IBI piccolo. In relazione allo stress ci aspettiamo perciò che tanto più il soggetto risulti stressato tanto più il valore di IBI risulti piccolo [26].

Per facilitare l'approfondimento sulle emozioni ed essendo IBI un segnale derivato da altri, spesso si accompagna nello studio altri segnali fisiologici, tra cui l'elettrocardiogramma (ECG).

L'ECG permette di acquisire dati sull'attività contrattile del cuore e di dedurre altri parametri: la frequenza cardiaca (FC), la variabilità del ritmo cardiaco (HRV) e il segnale IBI stesso [26].

Il riconoscimento di emozioni tramite segnali fisiologici legati al cuore ha avuto riscontri positivi in letteratura dove l'HRV dimostra di essere un segnale affidabile in risposta a stimoli sonori poiché permette di riconoscere il tipo di audio dalla reazione del soggetto tramite l'andamento del ritmo cardiaco. Ad esempio, nel lavoro di Gaetano Valenza et al. il riconoscimento delle emozioni raggiunge una precisione dell'84,72% sulla dimensione di valenza e dell'84,26% sulla dimensione di eccitazione [27]. Anche l'IBI, di conseguenza, ha una buona affidabilità dato che ci sono diversi metodi per ricavare l'HRV dall'IBI stesso [23].

1.5 Interazioni tra i segnali EDA e IBI nelle emozioni

Ad oggi il progresso e l'innovazione hanno portato l'uomo a fare passi in avanti in qualsiasi campo. Ciò è stato possibile grazie ad un processo di meccanizzazione e di informatizzazione che agevola qualsiasi tipo di lavoro e fa risparmiare all'uomo tempo e fatica, in linea con una società sempre più frenetica. In questo senso tutti i lavori manuali e molti lavori di programmazione sono risparmiati grazie all'utilizzo di macchine, computer e software. Ma l'interazione tra uomo e macchina è ad oggi uno degli argomenti più discussi: è giusto affidarsi alle macchine?

Qui le risposte sono molto contrastanti. Coloro che sono frenati dalla molta innovazione si giustificano dicendo che le macchine non ispirano fiducia e che, a differenza dell'uomo, non presenteranno mai stati emotivi, importanti in molte situazioni quotidiane. Perciò risulterebbe un rapporto più freddo, inetto e senza emozioni, sensazioni ed espressioni [28].

Per compensare il gap dobbiamo dotare le macchine dei mezzi per interpretare e comprendere le emozioni umane. Uno dei prerequisiti più importanti per la realizzazione di un'interfaccia utente e

macchina così avanzata è un sistema affidabile di riconoscimento delle emozioni che garantisca accuratezza, robustezza contro qualsiasi artefatto e adattabilità alle applicazioni pratiche [28].

Oltre all'interfaccia uomo-computer il riconoscimento delle emozioni trova applicazioni in diversi ambiti relativi alla vita umana, inclusi giochi per computer e divertimenti, robotica-umanoidi, disabilità intellettive e interazione paziente-medico in alcune malattie, come la schizofrenia e l'autismo [29]. In letteratura sono stati proposti molti schemi di riconoscimento delle emozioni e generalmente differiscono in termini di metodi di stimolazione delle emozioni, stati emotivi da riconoscere, fonti dei dati e tecniche di classificazione.

Il migliore metodo di stimolazione è quello di tipo sonoro dato che il canale uditivo è uno dei mezzi più potenti per indurre e comunicare emozioni alle persone [30]. Mentre per quanto riguarda il segnale da cui sono stati riscontrati risultati migliori, esso è l'ECG e segnali da esso derivati tra cui IBI, accompagnato dal segnale EDA per delle valutazioni più complete. In particolare queste misure si possono ottenere con registrazioni semplici, efficaci, a basso costo, non invasive e continue [29].

In generale dalla letteratura si deduce come l'accuratezza dei risultati aumentino con l'acquisizione in contemporanea di più segnali fisiologici [31].

Un esempio è la correlazione tra EDA e parametri dell'ECG (tra cui IBI e HRV) osservando che un aumento della conduttanza della pelle è sempre accostato a un aumento del battito cardiaco e perciò a una diminuzione dell'intervallo di tempo tra due battiti consecutivi. Ciò accade soprattutto in risposta a stimoli che suscitano nel soggetto emozioni forti, come ad esempio lo stress. Infatti lo stress psicologico provoca un aumento dell'attività simpatica con conseguenti alterazioni del sistema cardiovascolare (ad esempio la tachicardia e la variazione del flusso sanguigno) fino al caso estremo di iperattività simpatica che si ripercuote talvolta in delle patologie.

La variabilità della frequenza cardiaca, legata al sistema circolatorio, è un riflesso di complessi meccanismi di regolazione centro-periferica legata all'attività del sistema nervoso autonomo [5].

In questo senso lo stress influisce anche sul segnale EDA. Essendo il sistema nervoso autonomo il principale meccanismo di regolazione per mantenere l'omeostasi, l'adattabilità e la flessibilità fisiologica dell'organismo, esso si attiva nel momento in cui il corpo si deve adattare a una situazione di stress che modifica lo stato di benessere dell'individuo [5]. Ad oggi gli approfondimenti e le analisi su questi temi sono volti a combinare insieme più segnali fisiologici possibile (EEG, ECG, GSR, EMG, HR) in modo da raggiungere miglioramenti significativi in termini di accuratezza e precisione. In questo modo si possono riutilizzare tali informazioni per impartire alle macchine l'intelligenza tale da essere affidabile per i bisogni dell'uomo [31].

Capitolo 2

MODALITÀ DI ESECUZIONE DELLA PROVA

I test effettuati su un campione di popolazione di sette individui (sono cinque femmine e due maschi, come osservabile in Figura 7) ci hanno permesso di acquisire i segnali EDA e IBI mentre i partecipanti erano sottoposti a stimoli audio.

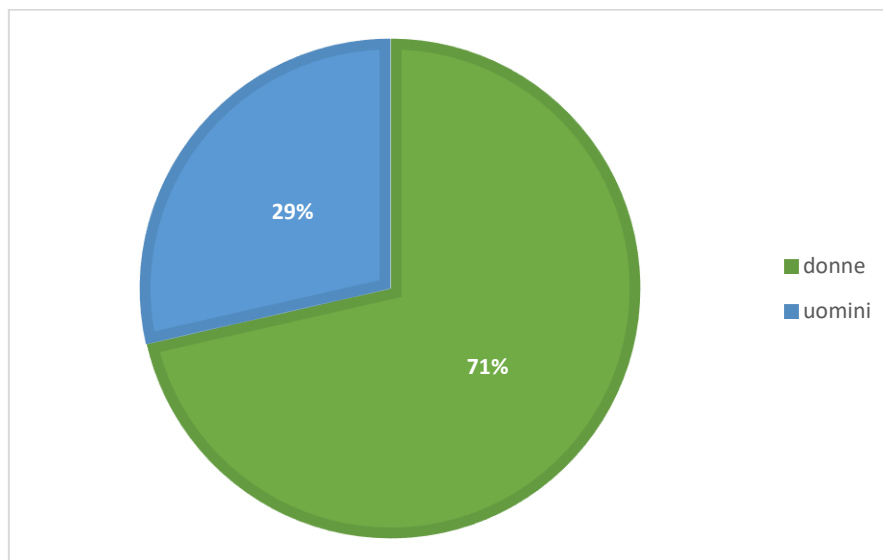


Figura 7 - Composizione della popolazione dello studio.

Ogni individuo è sottoposto ad un test che comprende tre prove che differiscono esclusivamente per la tipologia del suono emesso.

Il soggetto è fatto accomodare in una stanza da solo, su un letto in posizione supina ad occhi chiusi affinché sia più rilassato possibile. La stanza è chiusa e solo la persona sottoposta alla prova è all'interno per evitare che suoni esterni influiscano negativamente sulla buona riuscita dell'esperimento. Questa attenta preparazione è motivata dal fatto che i segnali in analisi sono legati all'ambito psicologico ed emotivo, perciò qualsiasi stimolo esterno potrebbe influenzare i dati che vengono registrati.

All'individuo viene fatto indossare il dispositivo Empatica E4 al polso per l'acquisizione dei segnali fisiologici e si chiede di rimanere il più possibile fermo per ridurre artefatti da movimento.

La singola prova ha durata di undici minuti: nei primi cinque minuti e negli ultimi cinque vengono

acquisiti i segnali GSR e IBI in situazione di riposo, mentre nel lasso di tempo intermedio, della durata di un minuto, viene riprodotto un particolare suono, riprodotto da una cassa Bluetooth, per valutare le variazioni subite dai segnali fisiologici in risposta agli stimoli sonori. In particolare, viene chiesto al soggetto coinvolto di premere un bottone specifico (mark button), presente sul dispositivo indossato, sia nel momento di inizio che di fine stimolo per individuare gli esatti istanti temporali rispetto a questi due eventi.

Gli stimoli sonori delle tre diverse prove, a cui ogni individuo è sottoposto, sono stati scelti in termini di valenza: un suono piacevole (pleasant), non piacevole (unpleasant) e neutro (neutral). Più specificamente al suono pleasant corrisponde un suono rockNroll, a quello unpleasant un urlo e infine a quello neutro il suono dei passi durante una passeggiata.

I suoni sono stati selezionati dal database standardizzato International Affective Digitized Sounds (IADS-2) che contiene una raccolta di 167 suoni classificati in termini di valenza, eccitazione e dominanza utilizzando la scala SAM [32] [33], come mostrato in Figura 8.

In questo database i suoni hanno durata di 6 secondi ciascuno, per questo nel nostro caso, essendo lo stimolo di un minuto, abbiamo riprodotto lo stesso suono dieci volte consecutivamente per ognuno dei tre diversi tipi di audio, creando una playlist tramite Windows Media Player.

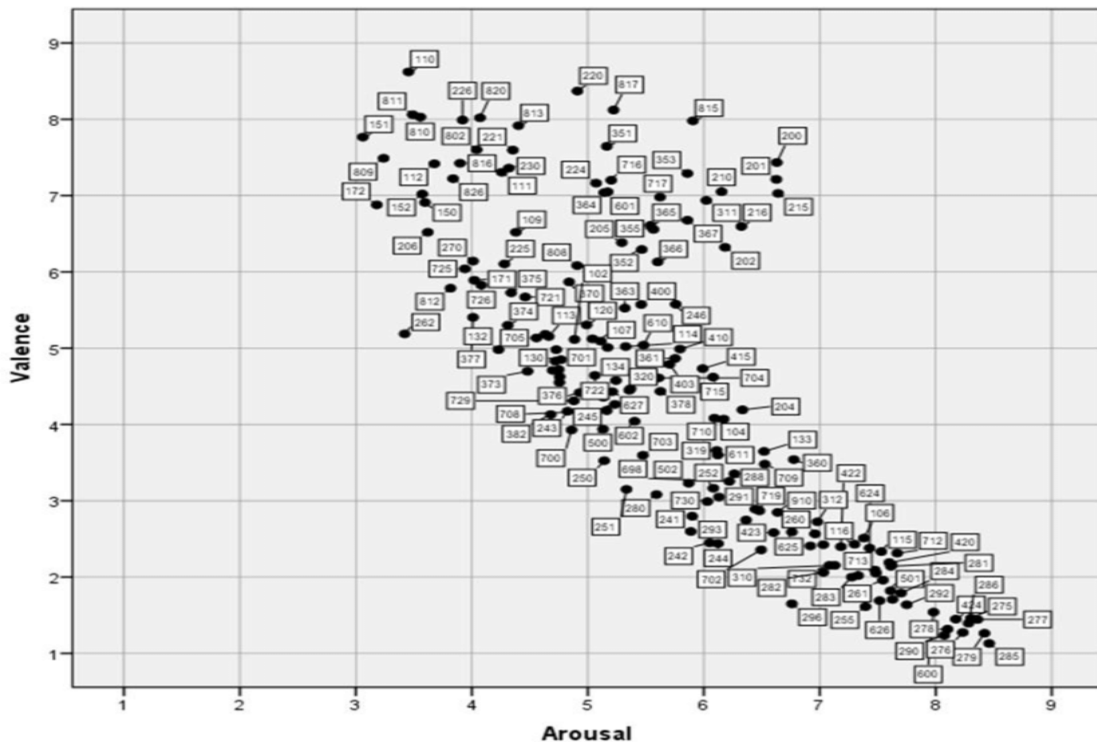


Figura 8 - Distribuzione dei valori medi per i 167 suoni tra Valence e Arousal nel database IADS-2.

Capitolo 3

MATERIALI E METODI

Successivamente all'acquisizione dei dati, con le modalità descritte nel capitolo precedente, abbiamo processato il segnale IBI e il segnale EDA utilizzando il software MATLAB.

Abbiamo utilizzato anche il software KUBIOS HRV per effettuare un'analisi dell'HRV sul segnale IBI.

3.1 Empatica E4

Empatica E4 è un dispositivo indossabile, simile ad un bracciale, che permette un'acquisizione di dati in tempo reale, continua e confortevole nella vita di tutti i giorni.



Figura 9 - Empatica E4

La comodità e la semplicità di utilizzo permesse dal dispositivo indossato durante un'attività quotidiana sono intuibili dalla Figura 10. E4 risulta essere simile ad un orologio da polso, ma con molte più potenzialità. L'efficienza è assicurata dall'irrisorio peso di circa 40 g e anche da un'elevata memoria di registrazione (circa sei ore) e una batteria ricaricabile (in meno di due ore si ricarica

completamente) con un'aspettativa di resistenza di almeno due anni.

Il dispositivo è costituito dal cinturino in poliuretano, dalla cassa composta per il 70% di policarbonato e il 30% fibra di vetro.

Dispone anche di elettrodi in argento (Ag) e acciaio inossidabile [34].



Figura 10 - Rappresentazione del dispositivo Empatica E4 indossato durante un'azione quotidiana.

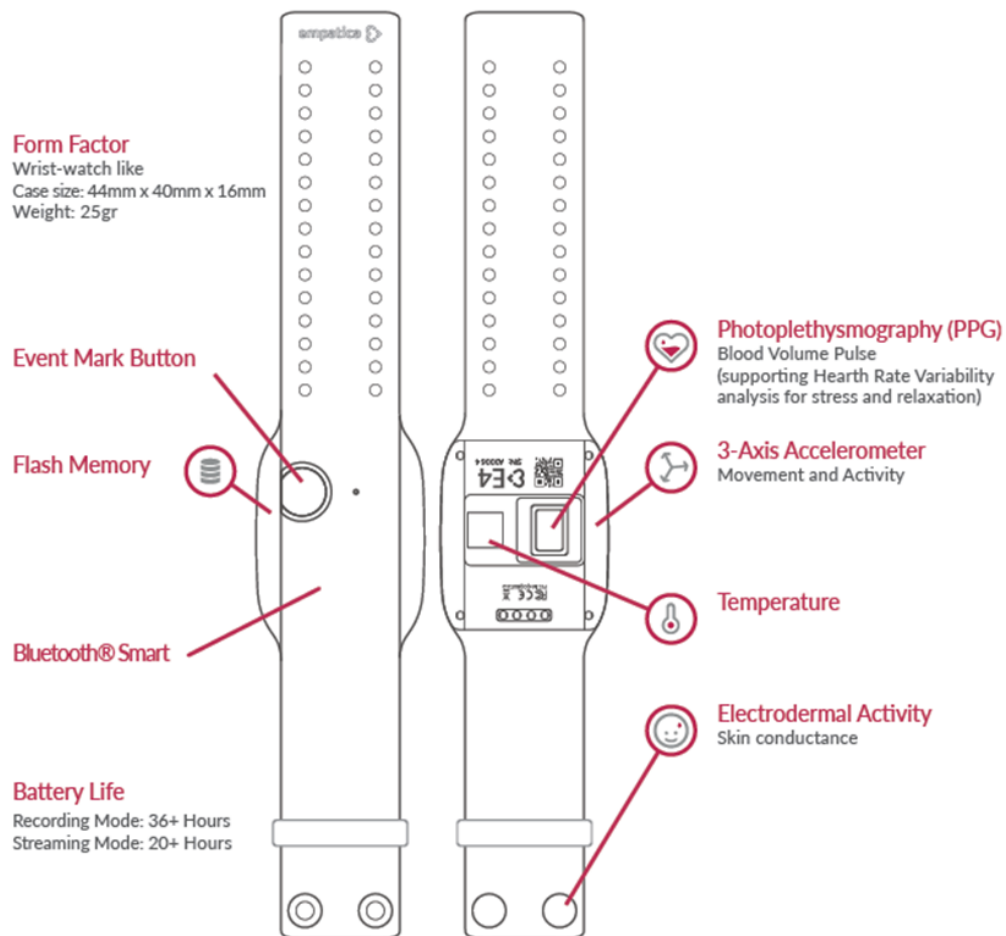


Figura 11 - Descrizione della struttura del dispositivo Empatica E4 [34].

Il dispositivo ha quattro sensori integrati che permettono l'acquisizione di specifici segnali fisiologici. Nel dettaglio (Figura 11) sono [34]:

- *Sensore fotoplethysmografico (PPG)*: fornisce il segnale BVP (blood volume pulse) dal quale possiamo ricavare diverse informazioni a livello cardiovascolare, come la frequenza cardiaca (HR), la variazione del ritmo cardiaco (HRV) e anche il segnale IBI.
- *Sensore EDA*: acquisisce il segnale EDA. Si utilizza quindi per misurare l'eccitazione del sistema nervoso simpatico e per derivare caratteristiche legate a stress, coinvolgimento ed eccitazione.
- *Accelerometro a tre assi*: cattura i movimenti effettuati lungo i tre assi X, Y e Z.
- *Termopila a infrarossi*: misura la temperatura della pelle.

Nel nostro studio, i segnali di nostro interesse sono registrati dal sensore PPG e dal sensore EDA che hanno le caratteristiche descritte nella Tabella 1.

Inoltre, come descritto nel capitolo precedente, abbiamo utilizzato il mark button, situato per facilità nella parte superiore della cassa del dispositivo. Questo pulsante ci permette di registrare l'istante temporale in cui viene premuto.

Tabella 1 - Caratteristiche dei due sensori utilizzati nei nostri test [35].

	Sensore EDA	Sensore PPG
Risoluzione	900 pS	1/64 s
Frequenza di campionamento	4 Hz	n/a
Range d'acquisizione	[0.01, 100] μ S	/

Il sensore EDA ci permette di misurare in modo non invasivo, posizionando due elettrodi sulla pelle, il segnale EDA. In questo modo le proprietà elettriche della pelle, come la conduttanza elettrica (o l'inversa, la resistenza elettrica), vengono registrate passivamente facendo passare una limitata quantità di corrente, di solito corrente alternata (frequenza 8Hz) con valore massimo di 100 μ A, tra i due elettrodi a contatto con l'epidermide [35]. Gli elettrodi del sensore (Figura 12), situati in modo da essere a contatto con la parte inferiore del polso, sono in argento placcato con un'anima in ABS (Acrilonitrile butadiene stirene). Quest'ultimo è un materiale con buona rigidità e tenacità a basse temperature fino a -40 °C, elevata durezza, resistenza agli urti e ha un'ottima resistenza elettrica [35].

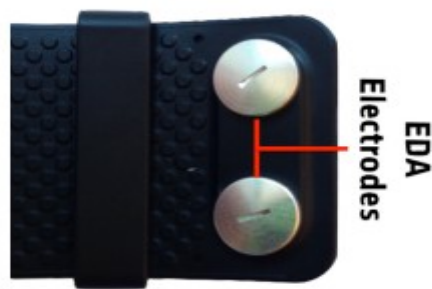


Figura 12 - Sensori EDA sul dispositivo Empatica E4.

Invece il segnale BVP è acquisito a partire dal sensore PPG presente nella parte inferiore della scocca del dispositivo (Figura 13). È costituito da due diodi che coprono un'area superficiale di 14 mm².



Figura 13 - Sensore PPG sul dispositivo Empatica E4.

In particolare il segnale IBI è ricavato tramite un algoritmo dal segnale BVP acquisito con il sensore PPG. Tramite la misurazione ottica il sensore PPG misura i cambiamenti di volume dei vasi sanguigni, che si verificano con il ciclo cardiaco. Nel caso di Empatica, l'utilizzo di una luce verde e una rossa massimizza il rilevamento dell'onda del polso, e consente di stimare la frequenza cardiaca invece del livello di saturazione dell'ossigeno che solitamente sfrutta la luce rossa e IR.

Le luci prodotte dai led verde e rosso sono entrambe orientate verso la pelle e assorbite dal sangue in modi differenti. La porzione di luce che viene riflessa indietro è misurata dal fotodiodo [25].

Il segnale finale, come osservabile nella Figura 14, è quindi la composizione della risposta del corpo sia alla luce verde sia a quella rossa. Mentre la luce misurata durante l'esposizione rossa contiene un livello di illuminazione di riferimento che viene utilizzato per annullare gli artefatti da movimento, la luce misurata durante l'esposizione al verde contiene la maggior parte delle informazioni sull'onda del polso (cioè i battiti cardiaci).

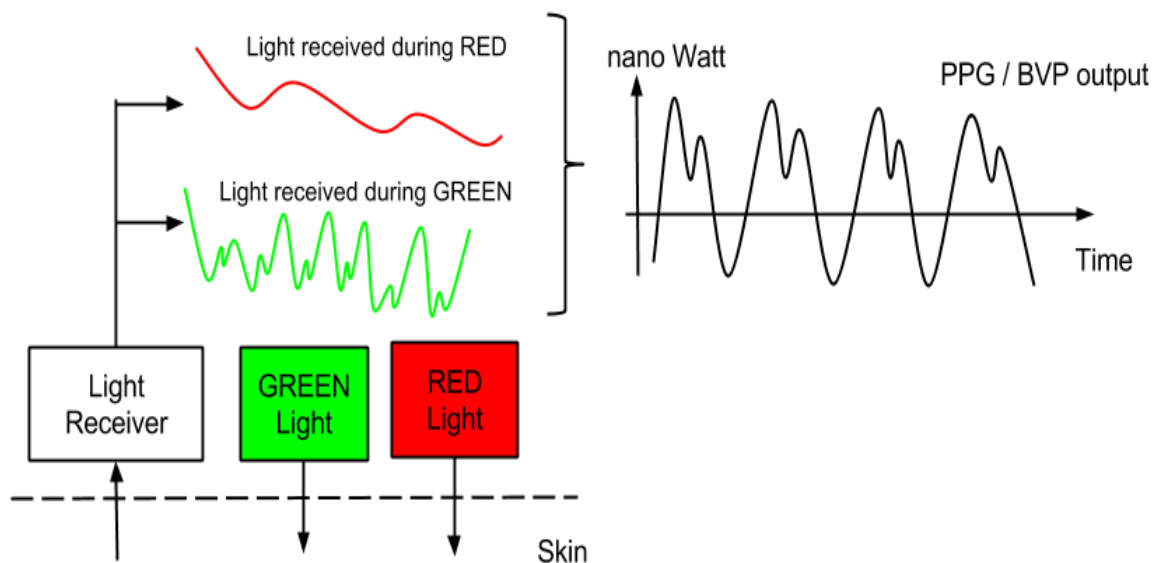


Figura 14 - Ottenimento del segnale BVP con sensore PPG [25].

Quando si inizia l'acquisizione, Empatica E4 si calibra autonomamente in circa 15 secondi, per questo i campioni acquisiti in questo intervallo (circa 60) vengono rimossi.

Successivamente si può far funzionare il dispositivo in due modalità distinte, illustrate in Figura 15: modalità streaming o di registrazione. In quest'ultima modalità, il dispositivo deve essere collegato tramite USB ad un computer per importare i dati acquisiti. Questa operazione viene eseguita automaticamente da un'applicazione desktop, l'E4 Manager.

Non appena l'utente ha effettuato il login e il braccialetto è connesso, l'app trasferisce tutti i dati acquisiti al server cloud Empatica (E4 Connect) [36][37].

Diversamente, operando in modalità streaming, il braccialetto E4 si connette a smartphone o tablet tramite Bluetooth. Un'applicazione mobile, E4 Realtime, consente la visualizzazione in tempo reale dei dati acquisiti sullo smartphone. In particolare E4 Realtime fornisce le curve in tempo reale del BVP e dell'EDA e visualizza i valori della frequenza cardiaca e della temperatura cutanea. Al termine dell'acquisizione, i dati raccolti vengono caricati automaticamente su E4 Connect [36][37]. I dati, salvati in modo sicuro su E4 Connect, possono essere analizzati e gestiti online. Altrimenti, i campioni di misurazione acquisiti possono essere scaricati in formato .csv e facilmente elaborati utilizzando ulteriori software come nel nostro caso [34]. In questo studio sono stati utilizzati solo i file "EDA.csv", "IBI.csv" e "tags.csv", quest'ultimo contenente gli istanti temporali registrati con il mark button.

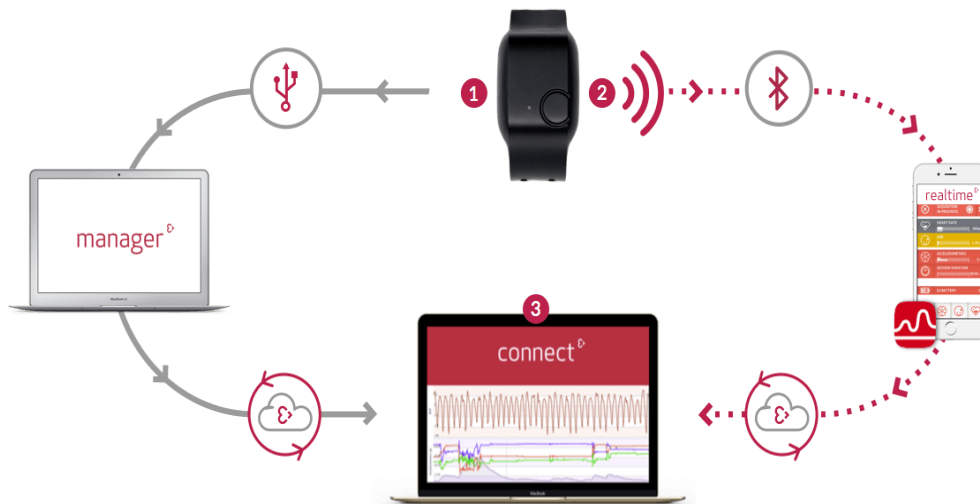


Figura 15 - Descrizione delle modalità di lavoro del dispositivo Empatica E4. Sulla sinistra è visibile la modalità di registrazione (1) e sulla destra la modalità streaming (2) [37].

3.2 Software

I software utilizzati per processare i segnali e analizzare i dati sono stati Matlab e KUBIOS.

Il primo è un software matematico che utilizza matrici, dove “MATLAB” sta proprio per MATrix LABoratory. È un programma interattivo per il calcolo numerico e la visualizzazione dei dati.

Per le sue capacità di programmazione fornisce uno strumento molto utile per quasi tutte le aree della scienza e dell'ingegneria [38]. Nel nostro caso lo abbiamo utilizzato sia per il segnale IBI, per poterlo adattare al nostro studio (vedi paragrafo 4.2), sia per analizzare il segnale EDA andando a valutare le variazioni subite durante la fase di stimolo.

Al contrario, la piattaforma Kubios HRV è stata utilizzata esclusivamente per l'analisi del segnale IBI, in particolare per valutare le variazioni dello stress tramite dei parametri che Kubios è in grado di calcolare. Kubios HRV è un software di analisi della variabilità della frequenza cardiaca (HRV) standard progettato per la ricerca e uso professionale [39]. Con Kubios HRV si può trasformare l'ECG o il cardiofrequenzimetro in un potente strumento per sondare il sistema cardiovascolare o per valutare l'effetto dello stress e del recupero sulla salute del cuore. Il software è adatto per uso clinico e pubblico: ricercatori sanitari, professionisti che lavorano sul benessere umano o appassionati di sport; per chiunque desidera eseguire analisi dettagliate sulla variabilità della frequenza cardiaca [39]. Nel nostro caso, una volta acquisiti i dati tramite Empatica nel formato IBI.csv, abbiamo caricato, uno alla volta, tutti i file IBI.csv.

L'interfaccia utente è divisa in tre segmenti [39], come è possibile vedere in Figura 16:

- Il segmento delle opzioni della serie dell'intervallo RR (ricavabile dall'ECG) nell'angolo in alto a sinistra;
- Il segmento del browser dei dati nell'angolo in alto a destra;
- Il segmento di visualizzazione dei risultati in basso.

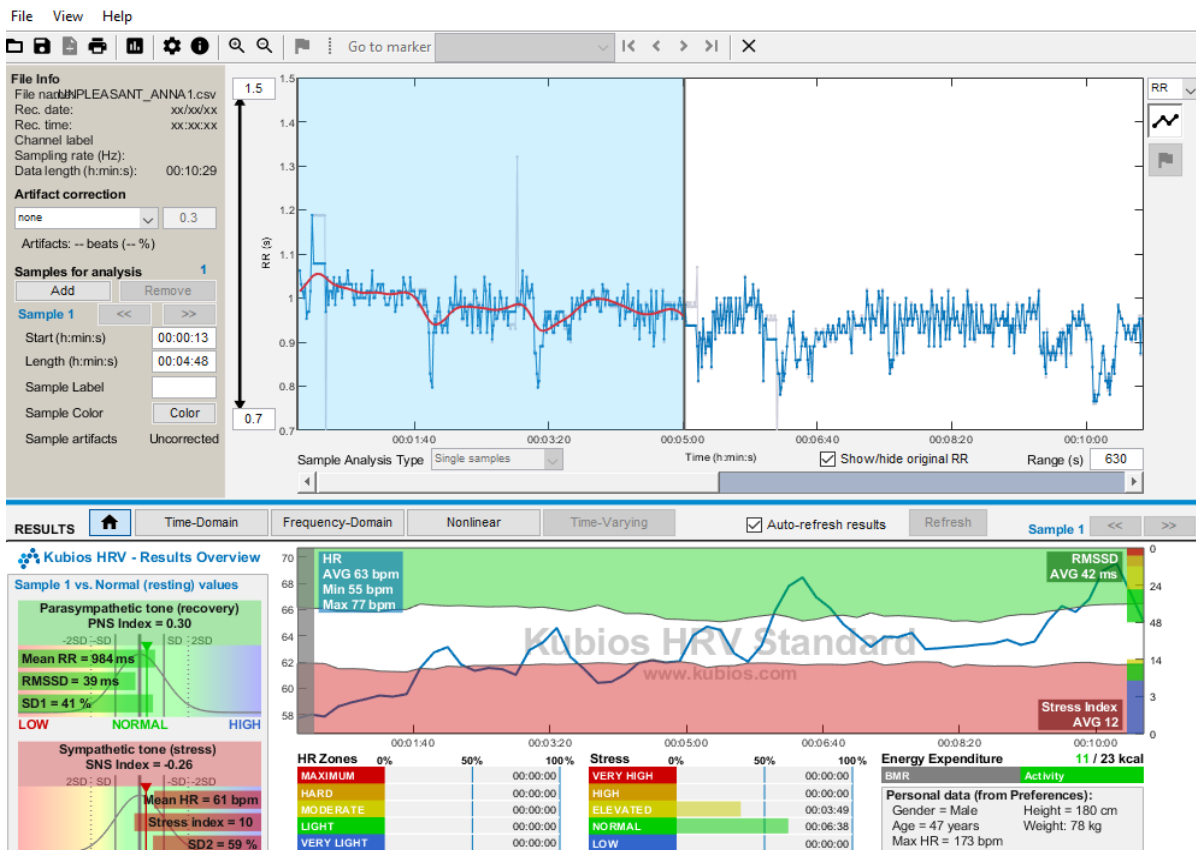


Figura 16 - Interfaccia utente di Kubios HRV nel caso "unpleasant" del soggetto 1 del nostro studio [39].

In questo studio è usato per lo più il terzo segmento che ci dà la possibilità di studiare diversi parametri nel dominio del tempo. Quello che fa più al caso nostro, che ci permette di valutare l'effetto dello stimolo imposto al soggetto, è l'indice di stress calcolato a partire dai valori di IBI.

Capitolo 4

PROCESSAMENTO DATI

In questo capitolo sono descritti i diversi processamenti eseguiti sui due segnali per poterli rendere utilizzabili in relazione allo studio. Correggiamo i segnali e li rielaboriamo per poter ricavare dati e informazioni in riferimento allo stress che siano più precisi ed affidabili possibile.

4.1 Processamento segnale EDA

Come abbiamo già detto nel paragrafo 1.2, il segnale EDA, acquisito tramite l'EDA sensor, è costituito da una componente tonica e una componente fasica. Di per sé il segnale EDA è legato al sistema nervoso e varia quindi in relazione a stimoli esterni, variazioni evidenti in particolare nella componente fasica. Questa componente è ad alte frequenze e rappresenta la variazione ad uno stimolo, mentre l'altra varia molto più lentamente e rappresenta il livello di attivazione del sistema nervoso autonomo. Quello che specialmente ci interessa della componente fasica è il numero di picchi (EDA peaks) poiché variano da soggetto a soggetto e dipendono dal livello di reattività dell'individuo [18]. Per quest'ultimo motivo il segnale EDA deve essere acquisito anche per un periodo senza stimolo per tracciare una "linea di base" da usare come riferimento, così da poter valutare nel migliore dei modi ogni particolare caso. Proprio le differenze tra soggetti e gli artefatti da movimento rappresentano le difficoltà più grandi per la corretta acquisizione del segnale EDA [40].

Della componente fasica ci interessa l'ER-SCR poiché fornisce una misura diretta del livello di eccitazione e del coinvolgimento emotivo del soggetto, in particolare da ogni SCR vengono estratti quattro parametri significativi visibili nella rappresentazione grafica di Figura 17:

- *Latenza (1)*: definita come la distanza temporale tra lo stimolo e l'inizio del picco. Tipicamente, gli ER-SCR insorgono 1-5 secondi dopo lo stimolo. L'inizio del picco è generalmente impostato sul punto temporale in cui la curva GSR supera un criterio di ampiezza minima ($0,01 \mu\text{S}$).
- *Ampiezza del picco (2)*: ovvero la differenza di ampiezza tra l'inizio e il massimo del picco.
- *Tempo di salita (3)*: definito come la differenza di tempo tra l'inizio e il massimo del picco.
- *Tempo di recupero (4)*: ovvero il tempo che intercorre tra il picco e l'istante in cui il segnale scende ad una ampiezza che è il 63% del valore di picco.

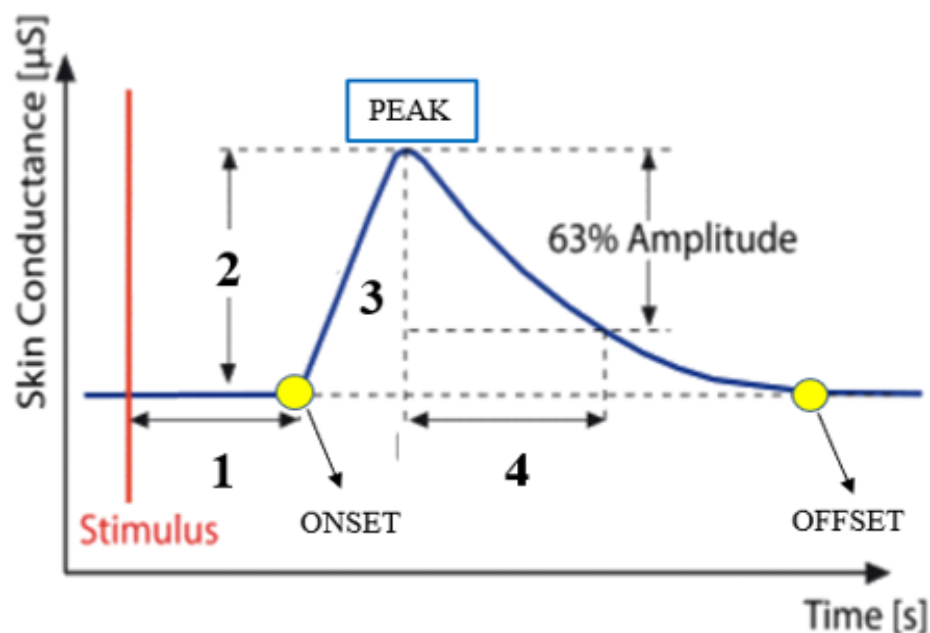


Figura 17 - Descrizione dei parametri che contraddistinguono il picco nel segnale EDA [19].

Per ogni individuo, per ogni stimolo considerato (piacevole, non piacevole e neutro), andiamo a contare il numero di picchi che si presentano in risposta allo stress.

Abbiamo caricato volta per volta tutti i file “EDA.csv” sull’ambiente MATLAB, file composti, come visibile in Figura 18, da un valore numerico per ogni riga: in particolare, nella prima riga è presente l’istante iniziale di acquisizione dei dati, nella seconda la frequenza di campionamento e a seguire tutti i valori del segnale EDA misurati in microsiemens (μS) [41].

	A	B
1	1.581.168.664.000.000	
2	4.000.000	
3	0.000000	
4	0.093470	
5	0.121639	
6	0.126760	
7	0.126760	
8	0.124199	
9	0.120358	
10	0.122919	
11	0.122919	
12	0.120358	

Figura 18 - Esempio di file EDA.csv acquisito con il dispositivo Empatica E4.

I picchi sono stati individuati tramite un codice che consiste di 4 passi:

- Dividere il segnale nelle due componenti (i.e., tonica e fasica) applicando il filtro mediano (median filter);
- Utilizzare due soglie, una inferiore ($>0.01 \mu\text{S}$) e una superiore ($<0 \mu\text{S}$) per poter costruire due vettori contenenti gli istanti di onset ed offset nella componente fasica;
- Costruire una matrice con componenti gli intervalli di onset ed offset nella componente fasica;
- Riportare gli intervalli onset-offset sul segnale EDA e calcolare il valore massimo all'interno degli intervalli onset-offset e riconoscerlo come picco.

Inoltre, abbiamo diviso il segnale ottenuto in intervalli in modo da poter visualizzare tre diverse fasi di acquisizione, ovvero prima, durante e dopo lo stimolo. Siamo riusciti a definire tali intervalli utilizzando il file "tags.csv", corrispondente agli istanti di tempo in cui ogni soggetto ha premuto il mark button, ad inizio e fine stimolo.

Nella Figura 19 è osservabile il risultato finale del processamento del segnale EDA, con la presenza sia del segnale originale sia della sola componente fasica.

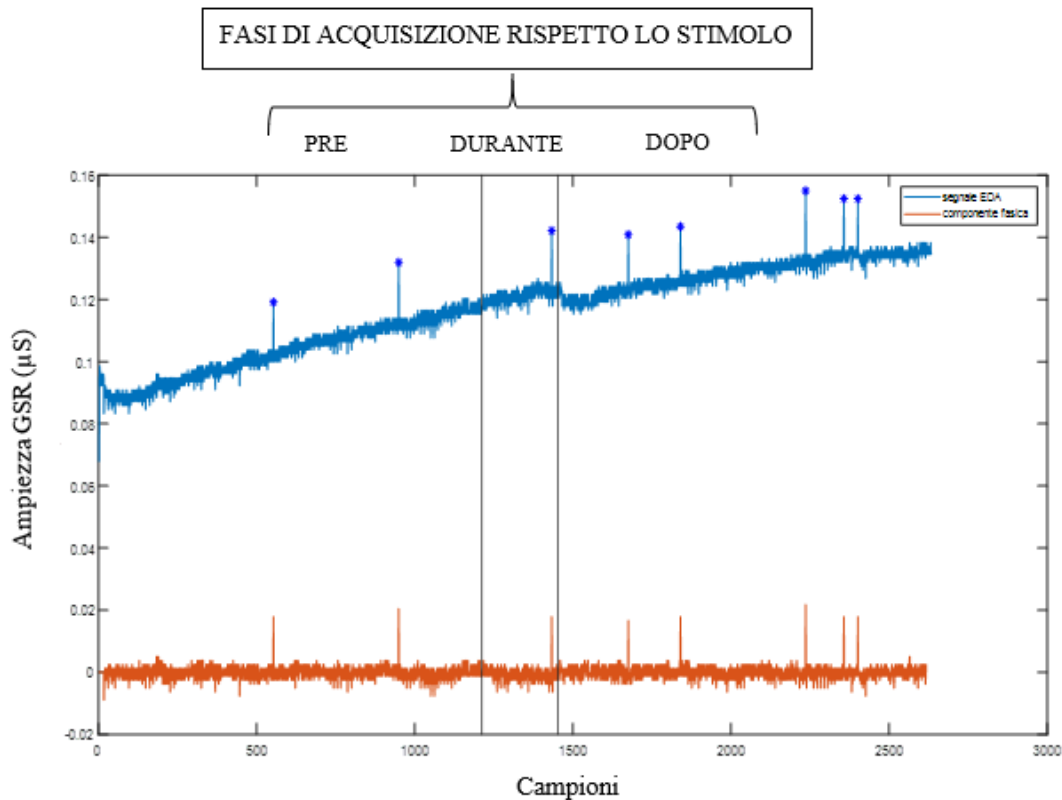


Figura 19 - Risultato finale ottenuto con il software Matlab per il soggetto 1 nel caso “unpleasant”. Individuazione dei picchi riportati sul segnale originale, riconoscibili con la star.

4.2 Processamento segnale IBI

Per quanto riguarda il segnale IBI sappiamo che una sequenza di IBI fornita da Empatica è ottenuta dall'elaborazione del segnale PPG / BVP, con un algoritmo che rimuove già i picchi affetti da artefatti dovuti al rumore nel segnale BVP. Sia BVP che IBI sono forniti nel formato di file .csv [23].

In particolare il file “IBI.csv” è strutturato come rappresentato nella Figura 20 e consiste in un file di testo con due colonne e tante righe quante sono le acquisizioni effettuate. Nella prima riga è presente l'istante temporale di inizio dell'acquisizione e successivamente ogni riga presenta la coppia istante di tempo (rispetto all'istante di inizio registrazione) - valore di IBI. Entrambe le grandezze sono misurate in secondi.

	A	B
1	1549881129	IBI
2	15.422581	0.796911
3	16.313247	0.890666
4	17.188287	0.87504
5	18.032075	0.843789
6	18.922741	0.890666
7	19.844658	0.921917
8	20.782201	0.937543
9	21.719744	0.937543
10	22.594784	0.87504
11	23.469824	0.87504
12	24.376116	0.906291

Figura 20 - Esempio di file IBI.csv acquisito con il dispositivo Empatica E4 [23].

Il procedimento e le modalità di elaborazione del dispositivo Empatica E4 dal BVP sono descritti nella Figura 21.

In generale, per definizione, il dispositivo associa al preciso istante temporale l'intervallo (IBI) corrispondente ai valori d_0 , d_1 , ecc. In alcuni casi possono esserci problemi sui dati acquisiti dal sensore PPG dovuti ad artefatti da movimento (grafico 21 a) [23]. I punti verdi rappresentano i battiti cardiaci accettabili, mentre le croci rosse rappresentano i battiti cardiaci errati, corrispondenti ad un periodo di intenso movimento [23]. Il grafico b della figura 21 indica come viene generata ciascuna riga. Dal punto iniziale del grafico $+ t_0$ si arriva a un punto diastolico; d_0 è quindi la distanza dal picco precedente. Il picco seguente si trova a t_1 e ad una distanza d_1 da t_0 e così via [23]. Può quindi accadere che ci siano battiti "non utilizzabili" e in questo caso non vengono considerati nel file csv. Infatti nell'esempio della figura 21 b l'acquisizione salterà direttamente ai battiti accettabili e quindi il dispositivo aggiungerà al file "IBI.csv" direttamente la coppia t_2-d_2 .

Così però non otteniamo un tacogramma standard e per averlo, ottenendo dei dati più precisi, si possono ricostruire le parti mancanti.

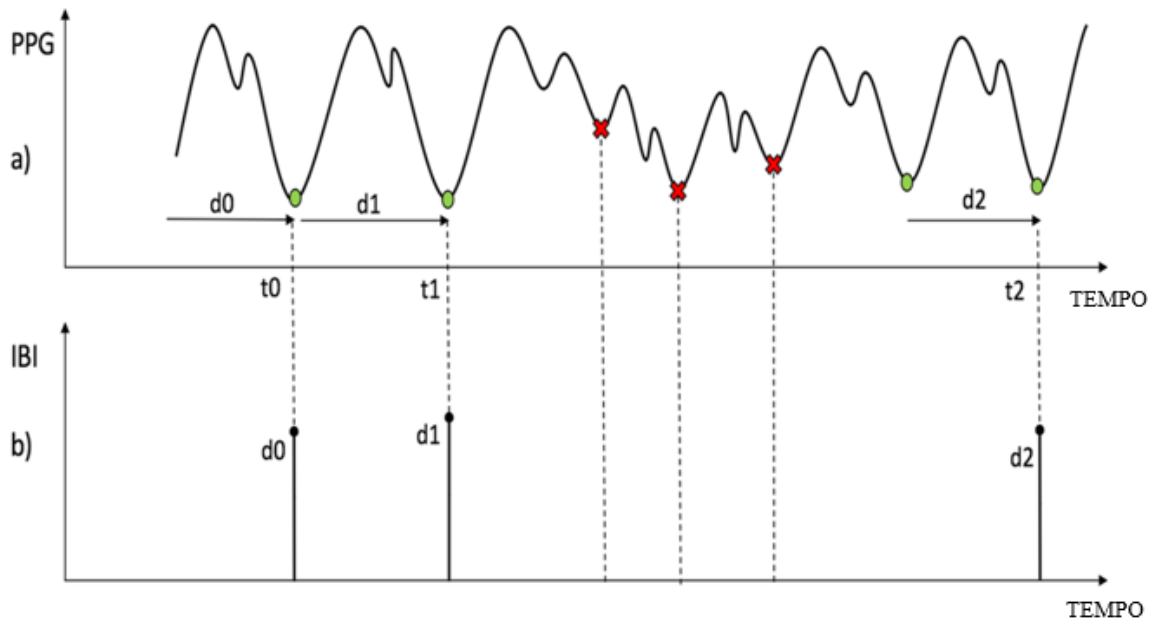


Figura 21 - Modalità di acquisizione del segnale IBI nel dispositivo Empatica E4 [23].

Anche nel nostro studio tutti i file IBI.csv ottenuti hanno presentato porzioni di file mancanti perciò sono stati corretti. Per farlo ci siamo serviti del software MATLAB che ci ha permesso sia di valutare la quantità, la “posizione”, la consistenza della parte mancante, sia di poterla correggere. Sono stati sempre caricati uno alla volta tutti i file IBI.csv singolarmente e seguiti questi passaggi:

- Individuazione degli intervalli errati: abbiamo posto una soglia del valore corrispondente al doppio della media degli intervalli fra gli istanti di acquisizione (prima colonna IBI.csv) e se, valutando tutti gli intervalli, ci fosse stato uno che superava la soglia doveva essere corretto;
- Calcolo del valore del campione da inserire, diverso per ogni intervallo, calcolato come la media tra il primo campione prima dell’intervallo errato e il primo utile;
- Calcolo del numero di campioni mancanti: inseriamo tanti campioni quanti il numero ottenuto dividendo il valore temporale dell’intervallo errato per il valore del campione da inserire nello specifico caso;
- Ricostruzione del segnale corretto: aggiungiamo i campioni trovati nella corretta posizione.

Il grande vantaggio di Empatica E4 è dato dai sensori di cui dispone poiché danno accesso ai dati grezzi. In questo modo possiamo da elaborarli per adattarli ad ogni particolare utilizzo, come è successo nel nostro caso [23].

Capitolo 5

ANALISI DATI

In questo capitolo descriveremo i parametri che abbiamo individuato rispetto ai due segnali per potere studiare la correlazione dei segnali con il livello di stress. Per il segnale IBI il parametro ricercato è calcolato tramite KUBIOS HRV, mentre per il segnale EDA è individuato tramite MATLAB.

Valutiamo così la durata, la qualità e il tipo di stress che è indotto nel soggetto.

5.1 Segnale IBI: indice di stress

Lo stress può essere calcolato studiando la distribuzione degli intervalli cardiaci, utilizzando quindi il segnale IBI. In questo modo si valuta anche l'attività autonoma del corpo, secondo la quale il sistema nervoso simpatico aumenta la frequenza delle pulsazioni mentre il sistema nervoso parasimpatico la diminuisce [1]. La frequenza cardiaca in un individuo in condizioni di riposo è compresa tra 60 e 70 battiti al minuto (bpm), con un dominio del sistema nervoso parasimpatico sulla sua regolazione. Quando il corpo è sottoposto a stress, l'attività nervosa è intensificata e perciò influisce sulla durata degli intervalli tra i battiti, aumentando la frequenza cardiaca [1].

Esistono metodi geometrici che possono analizzare la forma e la distribuzione degli intervalli tra i battiti durante il periodo di indagine e quindi valutare quantitativamente il livello di stress. A volte sono accompagnati da istogrammi che rappresentano la distribuzione degli intervalli, anche definiti "curve di variazioni", come nel caso dello studio di Mourenas et al [1].

In particolare, in tale studio si definisce un indice di stress, detto indice di stress di Baevskys (stress index, SI), proprio a partire dagli intervalli cardiaci.

L'equazione che ci permette di calcolare il valore dell'indice è la seguente [42]:

$$SI = \frac{AMo \times 100\%}{2Mo \times MxDMn}$$

Le grandezze in gioco nell'equazione per ricavare l'indice di stress sono le seguenti [42]:

- M_o = valore più frequente tra gli intervalli cardiaci, preso come la mediana di tutti gli intervalli.
- A_{M_o} = valore percentuale del M_o .
- $M_x D M_n$ = differenza tra il maggior intervallo cardiaco (in durata) e il minore.

L'attivazione della regolazione simpatica durante stress mentali o fisici si manifesta con la stabilizzazione del ritmo cardiaco, la diminuzione della durata dell'intervallo e l'aumento del numero di intervalli di durata simile (crescita A_{M_o}). La forma dell'istogramma della distribuzione cambia, cioè si restringe e cresce in altezza. In situazioni di stress e in caso di patologia, il diagramma avrà una base stretta e un picco acuto. Il tutto è osservabile nella Figura 22.

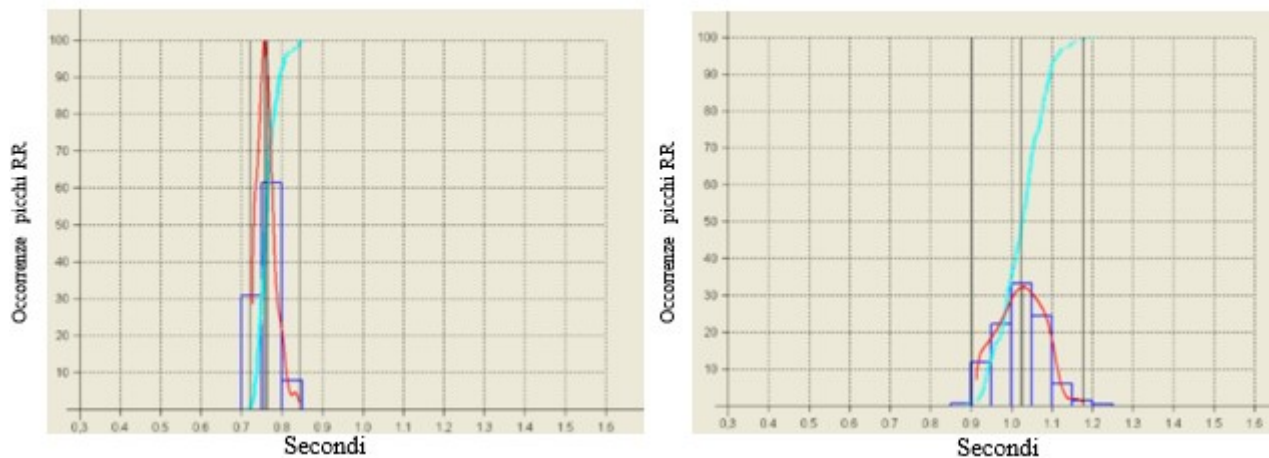
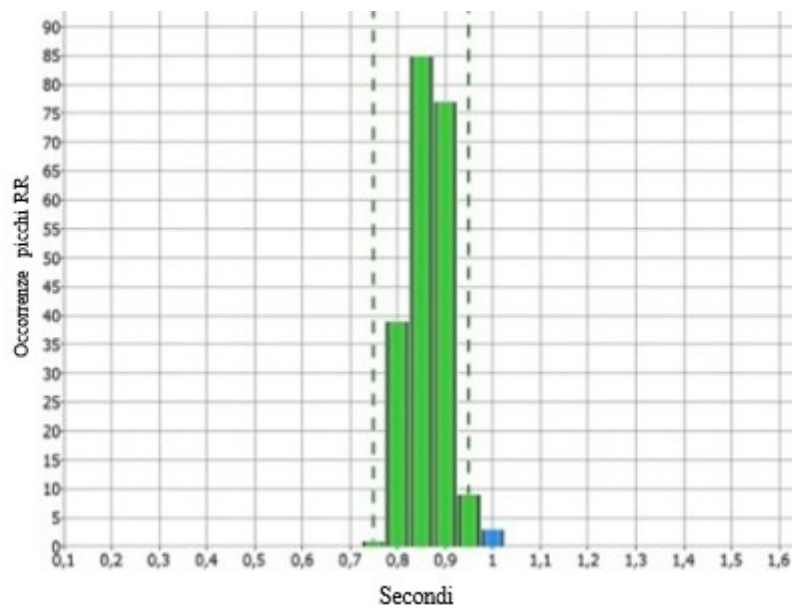


Figura 22 – Esempio di istogramma per determinare le grandezze utilizzate nell'equazione per calcolare SI. In basso i due istogrammi riportanti i casi di differenti distribuzioni di intervalli [42].

Il SI normale oscilla tra 80-150 (unità convenzionali). Essendo molto sensibile all'aumento del tono simpatico, con un lieve stress fisico o emotivo, il valore dell'SI aumenta di 1,5-2 volte, e con un forte stress lo aumenta da 5 a 10 volte. Un esempio di valori notevoli dell'indice di stress si ha in pazienti a riposo affetti da attacchi di angina pectoris e infarto cardiaco con picchi del valore di 1000-1500 [42].

Sulla piattaforma di analisi utilizzata in questo studio, KUBIOS HRV, lo stress index viene riportato con il valore equivalente alla radice del valore ottenuto con l'equazione precedentemente descritta [39]. Inoltre, nella Tabella 2 possiamo notare come KUBIOS HRV classifichi i tipi di stress, associando ad ogni tipo di stress un intervallo di valori di indice di stress.

Tabella 2 - Classificazione dello stress secondo SI per la piattaforma KUBIOS HRV.

STRESS ZONE	SI	BAEVSKY'S (SI)
VERY HIGH	≥ 30	≥ 900
HIGH	22.4 - 30	500-900
ELEVATED	12.2 – 22.4	150-500
NORMAL	7.1 – 12.2	50-150
LOW	< 7.1	< 50

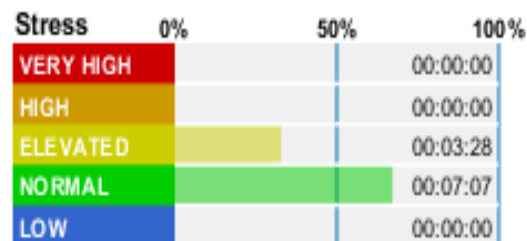


Figura 23 – Dettaglio della classificazione dei tipi di stress eseguita da KUBIOS HRV nel caso neutral del soggetto 1.

5.2 Segnale EDA: picchi

Per quanto riguarda il segnale EDA, non abbiamo avuto la necessità di ricorrere ad ulteriori piattaforme per poter valutare le sue variazioni rispetto lo stress, ma ci siamo serviti esclusivamente di MATLAB.

Dalla letteratura è noto che per studiare il segnale EDA dobbiamo fare maggiormente attenzione alla componente fasica che è quella che varia rispetto a stimoli esterni in maniera istantanea, dato che risponde in pochi secondi allo stimolo imposto (latenza).

Per questo motivo, dopo aver caricato e plottato il segnale GSR e la sua componente fasica, abbiamo valutato visibilmente il segnale andando a contare il numero di picchi presenti. I picchi, infatti, non sono altro che la manifestazione dell'attività nervosa in risposta a stimoli esterni e sono specifici della componente fasica ER-SCR (vedi paragrafo 1.2).

Un innalzamento o abbassamento della baseline è invece dato dalla componente fasica NS-SCR (legata a stimoli interni), che concentra il suo contenuto spettrale a basse frequenze e varia molto meno velocemente.

I grafici con cui lavoriamo sono simili a quello riportato in Figura 19. Abbiamo quindi sull'asse delle ascisse il numero di campioni, che si aggirano intorno alle 2640 unità, essendo l'acquisizione di circa undici minuti e con una frequenza di campionamento di 4 Hz. Lungo l'asse delle ordinate abbiamo invece l'ampiezza del segnale di conduttanza elettrica in MicroSiemens (μS).

Abbiamo anche diviso il segnale in tre finestre, così da osservare la presenza di picchi prima, durante e dopo lo stimolo. Registriamo quindi manualmente il numero di picchi in apposite tabelle così da poter effettuare confronti tra gli individui coinvolti e i diversi tipi di suoni.

Capitolo 6

RISULTATI

Nel seguente capitolo sono descritti i risultati raggiunti. In particolare, è riportata la metrica ottenuta che viene valutata per cercare di capire le dinamiche che si creano tra suoni diversi per uno stesso soggetto e tra stessi tipi di stimolo fra diversi individui (variabilità inter-individuale), le differenze dei segnali fra i sessi e le variazioni di IBI e EDA in relazione allo stress.

6.1 Confronti, deduzioni e discussioni

Una volta acquisiti e processati i segnali abbiamo individuato i parametri che ci permettono di studiare lo stress. Questi, come descritto nel capitolo 5, sono il conteggio del numero di picchi per il segnale EDA e l'analisi dell'indice di stress per il segnale IBI. I dati sono stati registrati in tabelle come nei seguenti esempi di Tabella 3 e Tabella 4, per poter essere analizzati:

Tabella 3 - Esempio con metriche calcolate per il segnale IBI (soggetto 7).

IBI SOGGETTO 7 (S7)							
S7	STIMOLO AUDIO		MEDIA (s)	DEV. STANDARD (s)	Baevsky's SI	TIPO DI STRESS	DURATA (min)
	PLEASANT	PRIMA		0,9707	0,0774	7	1) ELEVATED 2) LOW
DURANTE			0,9741	0,0588	9	2) 02:49	
DOPO			1,0183	0,0676	9		
UNPLEASANT	PRIMA		0,9594	0,0647	10	1) NORMAL	1) 10:37
	DURANTE		0,9722	0,0672	9		
	DOPO		0,9954	0,0647	9		
NEUTRAL	PRIMA		0,9595	0,0618	8	1) NORMAL	1) 10:27
	DURANTE		0,9586	0,0572	10		
	DOPO		0,9312	0,0641	9		

Tabella 4 - Esempio con metriche calcolate per il segnale EDA (soggetto 7).

EDA SOGGETTO 7 (S7)					
	STIMOLO AUDIO		MEDIA (μ S)	DEV STANDARD (μ S)	NUMERO PICCHI
		PRIMA	0,4047	0,0266	1
	PLEASANT	DURANTE	0,4514	0,0042	2
		DOPO	0,485	0,0154	3
		PRIMA	0,4312	0,0692	2
S7	UNPLEASANT	DURANTE	0,5424	0,0081	1
		DOPO	0,6151	0,0513	4
		PRIMA	0,315	0,0687	1
	NEUTRAL	DURANTE	0,4312	0,009	0
		DOPO	0,5077	0,0335	4

Per quanto riguarda la Tabella 3, abbiamo raccolto i dati inerenti al segnale IBI. Per ogni individuo è stata creata un'unica tabella contenente tutti i parametri rispetto alle tre le prove effettuate, in base al tipo di stimolo utilizzato: piacevole (pleasant), non piacevole (unpleasant) o neutro (neutral). Per ogni diverso tipo di audio abbiamo diviso il segnale in tre porzioni temporali andando a studiare i parametri in ognuna delle tre finestre create: prima, durante e dopo lo stimolo.

Per il segnale IBI i parametri considerati sono 5: media e deviazione standard del segnale, il valore dell'indice di stress (SI Baevsky's index), il tipo di stress e la durata dei tipi di stress riscontrati.

Le prime due misure sono state calcolate tramite MATLAB, mentre le altre, specifiche per il nostro obiettivo, sono estratte da KUBIOS HRV.

La media e la deviazione standard sono misurate in secondi, l'indice di stress è adimensionale, mentre la durata del tipo di stress è in minuti. Durante l'acquisizione ogni soggetto può presentare cinque diverse tipologie di stress (Tabella 2, STRESS ZONE). Ai tipi di stress riscontrati in ogni individuo è associata la durata di ognuno, calcolata tramite KUBIOS HRV.

Nella Tabella 4 sono invece riportati i parametri del segnale EDA. Ogni individuo ha la propria tabella composta con la stessa logica utilizzata per il segnale IBI. I parametri osservati sono anche qui la media e la deviazione standard misurate in MicroSiemens e anche le occorrenze dei picchi, specifiche della risposta galvanica della pelle.

Costruendo le tabelle precedentemente descritte abbiamo fornito una visione generale per ogni individuo e per ogni tipo di stimolo per entrambi i segnali (EDA ed IBI).

Partendo dal segnale IBI notiamo come in generale la media del segnale varia sempre dal valore di 0,8 s al valore 1,2 s con deviazione standard dell'ordine di 10^{-2} s. Questo implica che i soggetti durante la prova presentano un battito cardiaco normale, tra i 60 e 70 bpm.

Valutando il segnale IBI, possiamo andare a studiare non solo il valore di SI ma anche la media del segnale stesso, sapendo che una diminuzione dell'intervallo tra due battiti consecutivi implica un'accelerazione del battito cardiaco, causato nel nostro caso dallo stimolo imposto. Un esempio della dinamica appena descritta è riscontrabile nel soggetto 5 del nostro studio (Tabella 5). Osserviamo che il caso unpleasant presenta un valore minore di IBI, in particolare proprio durante lo stimolo. L'alto livello di stress è anche dimostrato dal valore SI e dal tipo di stress che è per 4:05 minuti "elevato" e 3:26 "normale".

Tabella 5 - Calcolo metriche del segnale IBI per il soggetto 5.

IBI SOGGETTO 5 (S5)							
	STIMOLO AUDIO		MEDIA (s)	DEV. STANDARD (s)	Baevsky's SI	TIPO DI STRESS	DURATA (min)
S5	PLEASANT	PRIMA	1,1295	0,0552	8	1) NORMAL 2) LOW	1) 09:38
		DURANTE	1,0243	0,0418	12		2) 00:30
		DOPO	1,0556	0,0497	10		
	UNPLEASANT	PRIMA	0,8197	0,0531	12	1) ELEVATED 2) NORMAL	1) 04:05
		DURANTE	0,7692	0,0543	18		2) 03:26
		DOPO	0,8263	0,0345	12		
	NEUTRAL	PRIMA	1,0986	0,0974	8	1)ELEVATED	1) 00:50
		DURANTE	1,1579	0,0746	8	2) NORMAL	2) 06:07
		DOPO	1,1166	0,0702	7	3) LOW	3) 03:16

Per rappresentare al meglio i valori dell'indice di stress abbiamo costruito anche degli istogrammi per ogni individuo, come l'esempio riportato in Figura 24, inerente sempre al soggetto 5. Gli istogrammi utilizzati permettono di avere un'ampia panoramica dello stress provato dal soggetto durante l'intera prova. Sono infatti inseriti nove valori di SI rapportati in base allo stimolo imposto nella prova e alla finestra temporale a cui ci si riferisce (da sinistra verso destra rappresentiamo prima, durante e dopo lo stimolo).

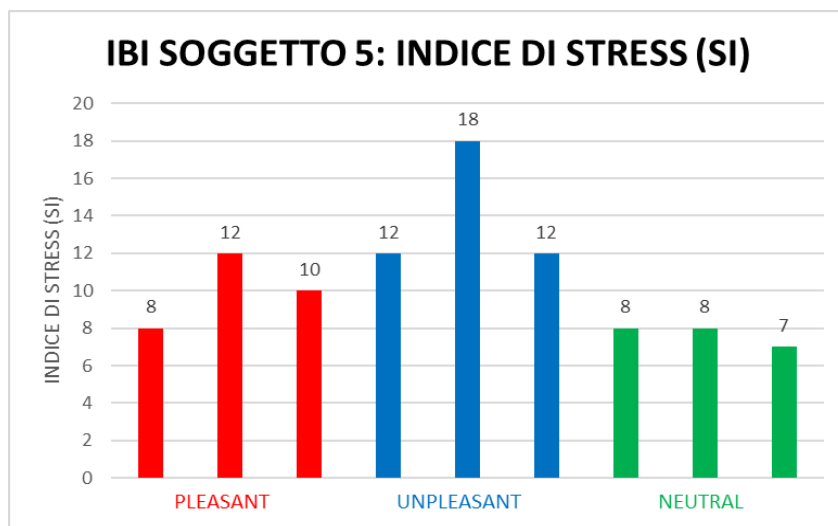


Figura 24 – Esempio di istogramma per valori SI relativi al soggetto 5. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

Nel caso del soggetto 5 è presente uno dei valori di SI ritenuti maggiormente attendibili di tutto lo studio pari a 18. Il dato è definito “attendibile” perché in linea con le aspettative: il caso unpleasant, generalmente più coinvolgente, ci aspettiamo che susciti più stress. Altri valori elevati sono stati riscontrati nel caso neutral del soggetto 1 (Figura 25) e nel caso pleasant del soggetto 2 (Figura 26). Queste sono eccezioni giustificate dalla soggettività che contraddistingue i segnali fisiologici di questo tipo.

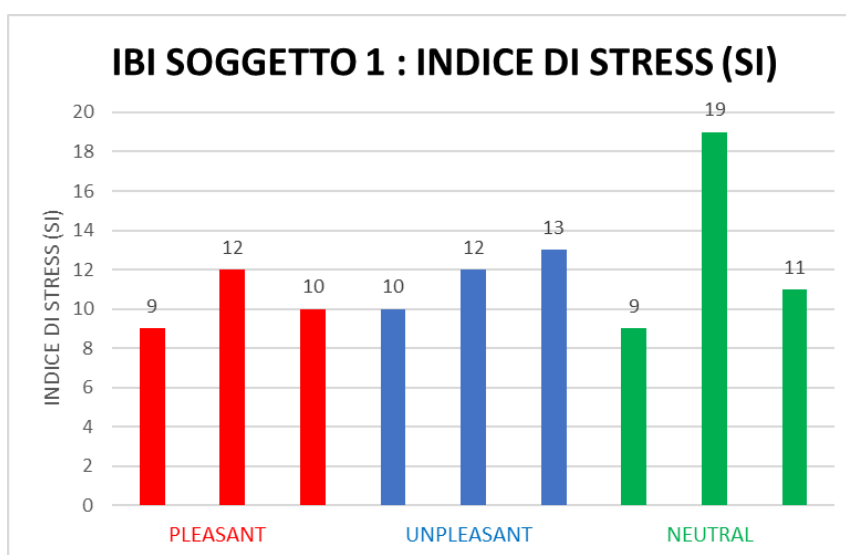


Figura 25 - Esempio di istogramma per valori SI relativi al soggetto 1. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

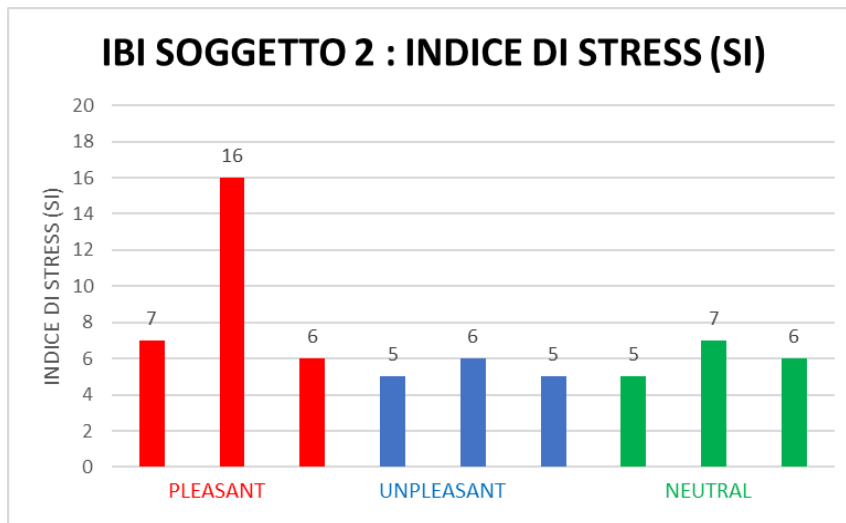


Figura 26 - Esempio di istogramma per valori SI relativi al soggetto 2. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

L'istogramma precedentemente riportato in Figura 24 è anche il più interessante per quanto riguarda i risultati della prova. In questo caso le nostre aspettative vengono completamente soddisfatte, infatti abbiamo bassi valori di SI sia nel caso pleasant che neutral rispetto al caso unpleasant. Inoltre, analizzando i diversi tipi di stimolo, osserviamo che pleasant presenta un livello di stress standard come anche neutral, ma aumenta moderatamente durante lo stimolo, essendo un suono pleasant di RockN'roll che ci aspettiamo possa suscitare emozioni. Al contrario nel caso unpleasant si ha un SI subito abbastanza alto, con un evidente aumento nella fase di ascolto dell'audio.

Anche il soggetto 3 presenta una risposta in linea con le aspettative, come visibile nella Figura 27. Mostra infatti un SI maggiore nel caso unpleasant, in particolare nella finestra di ascolto dello stimolo e più basso negli altri casi, ma comunque stabile in range di valori bassi-normali.

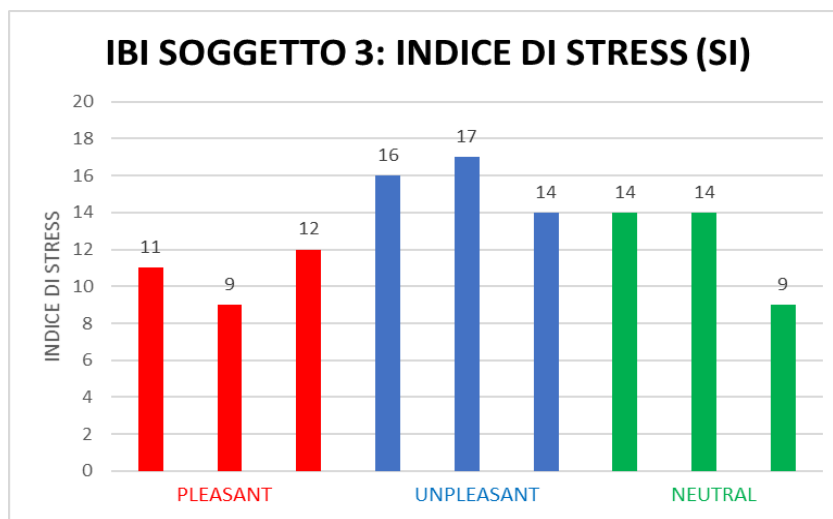


Figura 27 - Esempio di istogramma per valori SI relativi al soggetto 3. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

Al contrario abbiamo rilevato anche comportamenti diversi da quelli appena descritti e quindi inaspettati. Per il soggetto 4, Tabella 6, abbiamo dei valori di SI molto più elevati per il caso neutral e pleasant o anche uno stress di tipo elevato con durata maggiore nel caso pleasant piuttosto che in quello unpleasant: sono risultati che non ci aspetteremmo e che sono giustificati dalla soggettività dell'individuo che è portato a manifestare maggiore stress e disturbo per suoni personalmente sgraditi.

Tabella 6 - Calcolo metriche del segnale IBI per il soggetto 4.

IBI SOGGETTO 4 (S4)							
	STIMOLO AUDIO		MEDIA (s)	DEV. STANDARD (s)	Baevsky's SI	TIPO DI STRESS	DURATA (min)
S4	PLEASANT	PRIMA	1,1961	0,0535	14	1) ELEVATED	1) 10:17
		DURANTE	1,2049	0,0343	14		
		DOPO	1,2301	0,034	16		
	UNPLEASANT	PRIMA	1,1391	0,0704	9	1) ELEVATED 2) NORMAL	1) 02:19
		DURANTE	1,0348	0,1045	10		2) 08:06
		DOPO	1,1776	0,0404	9		
	NEUTRAL	PRIMA	1,146	0,0458	10	1) ELEVATED 2) NORMAL	1) 07:45
		DURANTE	1,1404	0,0339	17		2) 02:48
		DOPO	1,1867	0,0284	15		

Osservando le medie dei segnali IBI notiamo che per il soggetto 4 abbiamo valori più alti rispetto al resto della valutazione, giustificati dal fatto di essere un uomo che sappiamo avere, in generale, una frequenza cardiaca minore di quella della donna.

In generale, per il segnale EDA deduciamo che il suo valore aumenta durante ogni singola acquisizione, tranne che per il soggetto 3. Un esempio è dato dal soggetto 1 nella Tabella 7.

Tabella 7 - Calcolo metriche del segnale EDA per il soggetto 1.

EDA SOGGETTO 1 (S1)					
	STIMOLO AUDIO		MEDIA (μ S)	DEV STANDARD (μ S)	NUMERO PICCHI
		PRIMA	0,1032	0,0067	3
	PLEASANT	DURANTE	0,1168	0,0024	0
		DOPO	0,1272	0,0056	2
		PRIMA	0,1031	0,0093	2
S1	UNPLEASANT	DURANTE	0,1213	0,0029	1
		DOPO	0,1286	0,0057	5
		PRIMA	0,0871	0,0083	1
	NEUTRAL	DURANTE	0,099	0,0033	2
		DOPO	0,117	0,0083	3

L'acquisizione dimostra che il segnale EDA per l'uomo ha valori più elevati tranne per il soggetto 3 che è una donna e presenta valori in assoluto maggiori. Come per il segnale EDA cerchiamo in quali circostanze si ha un aumento dello stress, che nel caso del segnale EDA si presenta con un aumento di picchi. In particolare, ci aspettiamo che l'intervallo temporale che risente di più degli stimoli e quindi con più picchi sia quello relativo alla fase di ascolto dell'audio. A differenza del segnale IBI, accade per tutti e sette gli individui che le conseguenze dello stress causato dall'audio riprodotto non siano rintracciabili nella finestra corrispondente al periodo di ascolto, bensì nella finestra finale del test. Ciò che deduciamo è che il segnale EDA ha tempi di risposta allo stimolo diversi dal segnale IBI. Per avere un'idea di quanto il segnale risponda in ritardo, è stato calcolato l'intervallo temporale tra la fine dello stimolo e l'occorrenza del primo picco EDA nella parte finale dell'acquisizione.

Il calcolo è effettuato utilizzando MATLAB secondo la sequenza di operazioni qui riportata:

- Individuare l'istante esatto di fine stimolo tramite il valore *tags* nel file .csv corrispondente all'acquisizione analizzata;
- Individuare la posizione (campione) del primo picco successivo alla fine della finestra temporale in cui è stato imposto lo stimolo;
- Trovare il numero di campioni tra fine stimolo e posizione del primo picco;
- Dividere tale numero di campioni per 4, corrispondente alla frequenza di campionamento del segnale EDA, ottenendo così il risultato in secondi.

Si ottiene un valore temporale (in secondi) per ogni singola acquisizione e si raccoglie poi nella tabella seguente.

Tabella 8 - Intervallo di tempo (in secondi) tra l'istante di fine stimolo e l'istante di apparizione del primo picco successivo.

SOGGETTO 1 PLEASANT	148,5
SOGGETTO 1 UNPLEASANT	55,75
SOGGETTO 1 NEUTRAL	168,75
SOGGETTO 2 PLEASANT	70,25
SOGGETTO 2 UNPLEASANT	28
SOGGETTO 2 NEUTRAL	23,5
SOGGETTO 3 PLEASANT	73
SOGGETTO 3 UNPLEASANT	62
SOGGETTO 3 NEUTRAL	126,25
SOGGETTO 4 PLEASANT	152
SOGGETTO 4 UNPLEASANT	164
SOGGETTO 4 NEUTRAL	131,25
SOGGETTO 5 PLEASANT	51,75
SOGGETTO 5 UNPLEASANT	22,5
SOGGETTO 5 NEUTRAL	79
SOGGETTO 6 PLEASANT	147,25
SOGGETTO 6 UNPLEASANT	21
SOGGETTO 6 NEUTRAL	114,25
SOGGETTO 7 PLEASANT	53
SOGGETTO 7 UNPLEASANT	6,25
SOGGETTO 7 NEUTRAL	7,25

Notiamo che l'intervallo temporale più basso è raggiunto dal soggetto 7 nel caso unpleasant che è proprio la tipologia di audio da cui ci aspettiamo una risposta più elevata sia in termini di tempo che di quantità. Al contrario deduciamo che il caso neutral, suono molto più tranquillo e rilassante, del soggetto 1 è quello con una risposta allo stimolo più lenta.

La situazione che è maggiormente in linea con le nostre aspettative è data dal soggetto 5, Figura 28. Infatti, i picchi sono presenti con maggior consistenza nella fase finale dell'acquisizione, dato che, come abbiamo dedotto, il segnale EDA risponde con una certa latenza rispetto all'imposizione dello stimolo e inoltre il maggior numero di picchi sono presenti nel caso unpleasant.

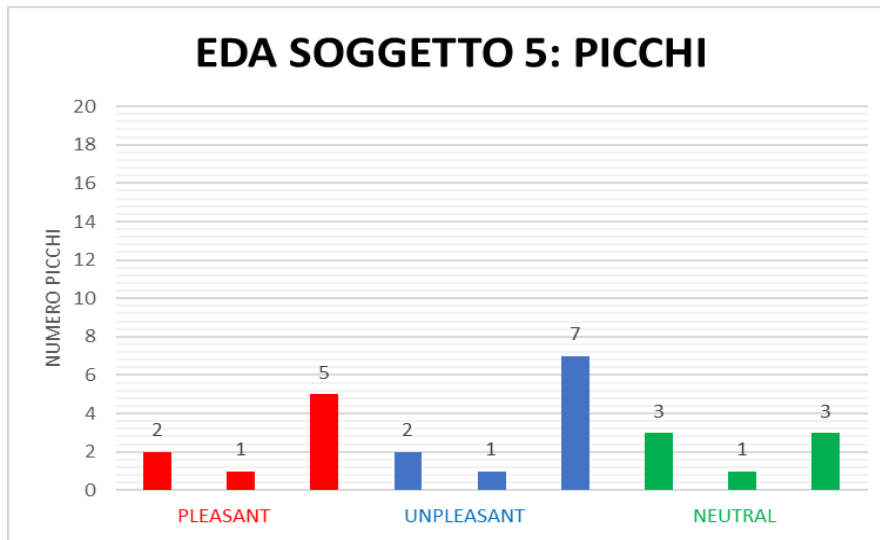


Figura 28 - Esempio di istogramma per il numero di picchi relativi al soggetto 5. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

Ma osservando anche altri casi deduciamo che il segnale EDA, rispetto a quello IBI, è meno lineare e più soggettivo dal momento che presenta molte più variazioni nei risultati ottenuti per i diversi soggetti.

Al contrario del soggetto 5 appena descritto, ci sono casi, come il soggetto 2 e il soggetto 3 del nostro studio in cui non si riescono ad elaborare correttamente i risultati ottenuti dato che contemporaneamente non soddisfano le nostre aspettative e non presentano una apparente logica nella loro distribuzione. Infatti, come visibile nella Figura 29 e nella Figura 30, nei due soggetti i picchi si trovano distribuiti nelle tre diverse finestre temporali di acquisizione senza una differenza sistematica tra i casi dei tre diversi stimoli, se non per il fatto che la fase centrale di acquisizione, con imposizione di audio, resta quella con meno picchi.

Per di più, il caso unpleasant, che dovrebbe essere quello in cui l'incidenza dello stress si dovrebbe notare maggiormente, non si differenzia per la maggiore presenza di picchi ma anzi più bassa.

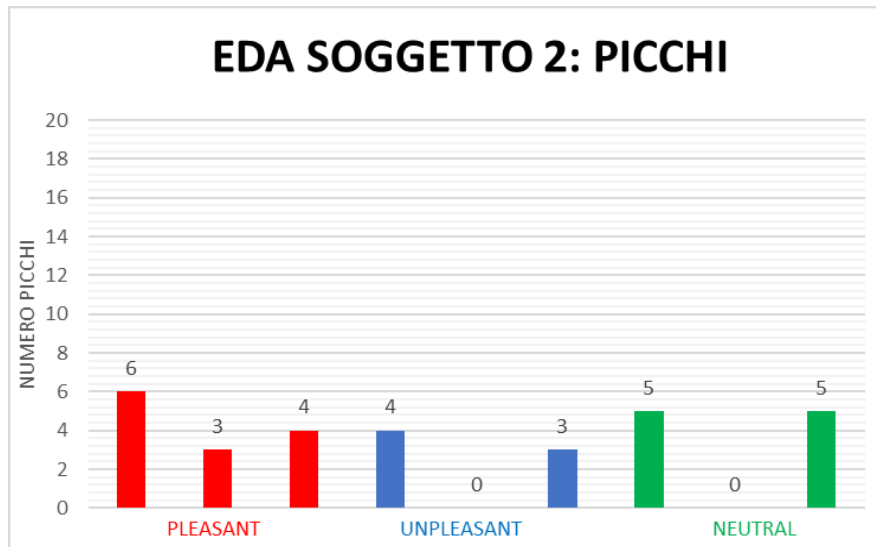


Figura 29 - Esempio di istogramma per il numero di picchi relativi al soggetto 2. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

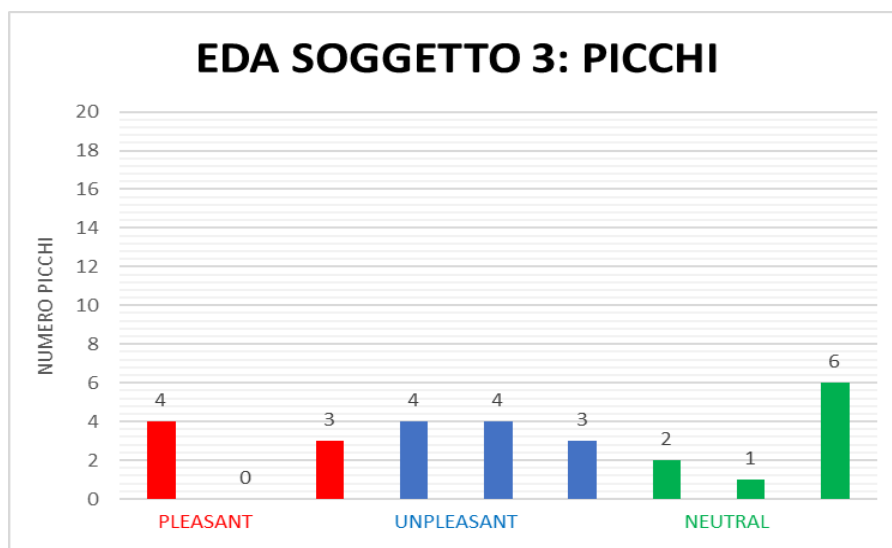


Figura 30 - Esempio di istogramma per il numero di picchi relativi al soggetto 3. Rappresentazione in base ai tre diversi stimoli (pleasant (rosso), unpleasant (blu) e neutral (verde)) ciascuno nelle tre finestre temporali, pre (prima colonna), post (seconda colonna) e post-stimolo (terza colonna).

Per avere una visuale ancora più ampia sui risultati ottenuti per entrambi i segnali sono state calcolate le medie sia per l'indice di stress sia per il numero di picchi e le relative deviazioni standard, facendo distinzione per il tipo di suono in questione e per la fase di acquisizione considerata (prima, durante e dopo lo stimolo).

Confrontando la Figura 31 e la Figura 32, rispettivamente riportanti SI e i picchi, osserviamo che i risultati ottenuti con il segnale IBI sono più affidabili dal momento che il valore dell'indice cresce sempre durante lo stimolo e hanno andamenti dei dati simili.

L'unico risultato particolare è che ci aspetteremmo un indice di stress di molto più elevato rispetto agli altri nel caso unpleasant, in particolare durante l'ascolto dell'audio. Al contrario, nel caso della media dei picchi non riusciamo a fare distinzione tra i casi studiati, questo perché non vengono rintracciate variazioni particolari in merito al numero di picchi nei diversi casi studiati. Perciò i risultati trovati non permettono di tracciare delle linee guida per poter interpretare al meglio il comportamento del segnale EDA, se non che lo stimolo è rintracciabile al termine dell'acquisizione piuttosto che durante lo stimolo. Tale limitazione dello studio qui presentato è imputabile al ridotto numero di soggetti coinvolti e quindi di segnali EDA misurati ed elaborati.

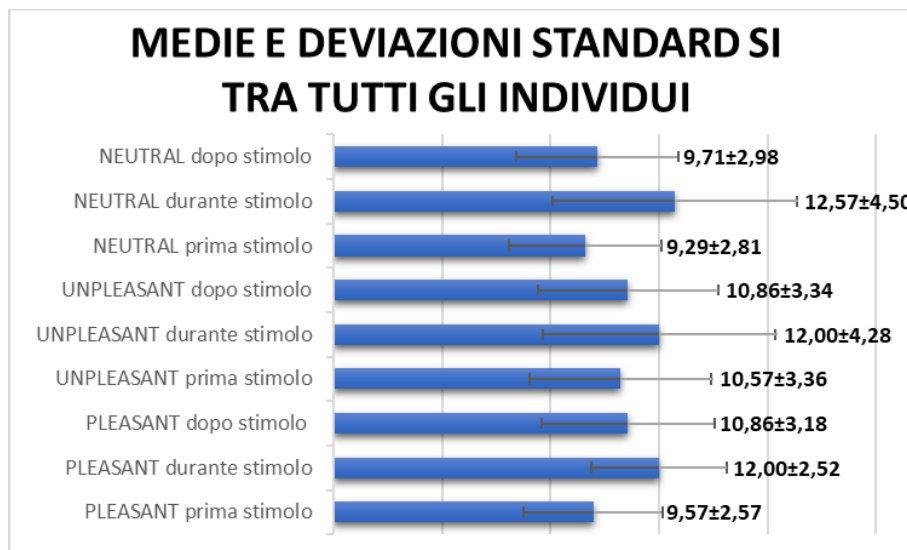


Figura 31 - Media dei valori dell'indice di stress (SI) riscontrati tra tutti gli individui del nostro studio in riferimento ai tre diversi stimoli audio nelle tre finestre temporali di acquisizione.

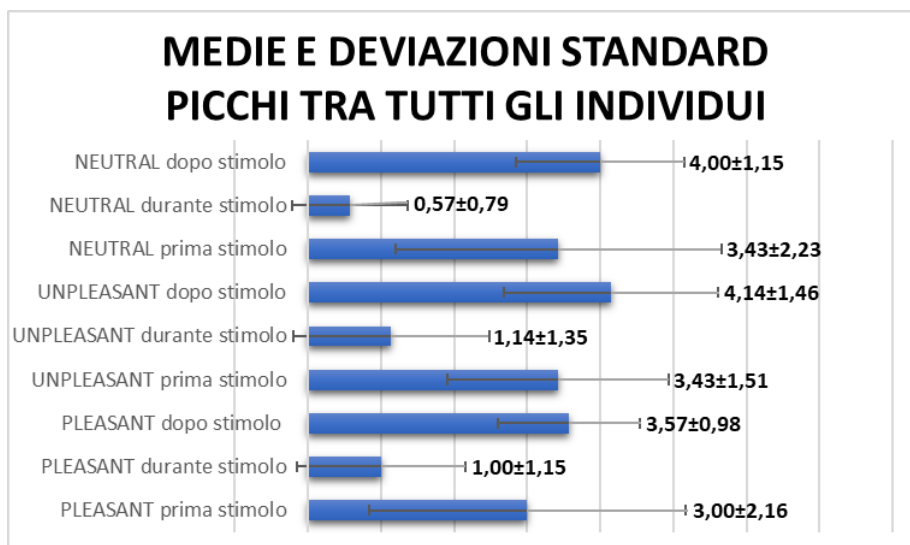


Figura 32 - Media del numero di picchi riscontrati tra tutti gli individui del nostro studio in riferimento ai tre diversi stimoli audio nelle tre finestre temporali di acquisizione.

Per capire chiaramente il comportamento dei due segnali abbiamo anche evidenziato le zone di ogni acquisizione in cui lo stimolo si palesa in modo maggiore, ovvero per il segnale IBI quando il valore SI è più elevato, mentre per il segnale EDA quando è maggiore il numero di picchi.

Nella Tabella 9 raccogliamo queste osservazioni evidenziando con “pre” se la zona interessata è quella prima dello stimolo, “med” se quella durante lo stimolo e “post” se è quella finale (cioè successiva allo stimolo).

Tabella 9 - Zone interessate dallo stimolo per ogni acquisizione del nostro studio.

SOGGETTO	EDA			IBI		
	PLEASANT	UNPLEASANT	NEUTRAL	PLEASANT	UNPLEASANT	NEUTRAL
S1	pre	post	post	med	post	med
S2	pre	pre	pre=post	med	med	med
S3	pre	pre=med	post	post	med	pre=med
S4	pre	pre	pre	post	med	med
S5	post	post	pre=post	med	med	pre=med
S6	post	pre	pre	post	post	med
S7	post	post	post	med=post	pre	med

Confermiamo, come già anticipato, che effettivamente il segnale IBI ha un comportamento più coerente, visibile chiaramente nel caso unpleasant in cui il valore più elevato dell'indice di stress è rilevato maggiormente nella seconda finestra temporale. In particolare sono presenti solo due casi in cui SI è maggiore nella zona pre-stimolo, a dimostrazione della buona affidabilità dell'IBI.

Per quanto riguarda il segnale EDA, esso risulta più irregolare tra i soggetti e l'intervallo del segnale acquisito durante lo stimolo non è mai quello con stress maggiore. La grande presenza di picchi nella prima fase di acquisizione dimostra la poca coerenza del segnale stesso con quanto invece riscontrato negli esperimenti effettuati nello studio di Irene Senna et al, dove il segnale EDA aumenta in intensità e quindi in picchi nel post stimolo [43]. I diversi risultati ottenuti sono dovuti a due fattori: sia alle emozioni contrastanti che vengono provate dall'individuo durante la prova, infatti, oltre a quelle provocate dagli stimoli audio, si aggiungono quelle dovute alla prova, come ansia, frenesia o anche impazienza, sia al fatto che lo studio di Irene Senna et al. ha un numero maggiore di partecipanti e quindi risultati più attendibili.

Capitolo 7

CONCLUSIONI

Al termine del nostro studio siamo riusciti a trarre delle conclusioni importanti sulla qualità dei due segnali e soprattutto sulla loro attendibilità nel riconoscimento delle emozioni, in particolare dello stress. Pur effettuando queste prove in ambito domestico e su una popolazione relativamente ridotta di sette individui abbiamo raggiunto il nostro obiettivo di valutare i cambiamenti che intercorrono tra i segnali fisiologici valutati, il segnale EDA e il segnale IBI.

In primo luogo, abbiamo trovato argomentazioni e risultati che ci permettono di concludere che il segnale IBI risulta essere molto più immediato e coerente nelle sue variazioni conseguenti ad uno stimolo e soprattutto conforme alle aspettative generali nella risposta allo stress. Infatti i risultati sono gli stessi rilevati in letteratura: l'indice di stress di Baevsky è alto nelle fasi di stimolo uditivo per qualsiasi tipo di audio, con un riscontro talvolta di picchi maggiori nel caso unpleasant. Quest'ultimo è generalmente il caso che dovrebbe suscitare più emozione in assoluto. Allo stesso tempo sono presenti rari casi dove sono presenti risultati in controtendenza, con magari SI maggiore nel caso di pleasant o unpleasant dovuti al fatto che il tipo di prova effettuata è condizionata in parte dalla soggettività, per cui un audio rilassante, in rari casi, potrebbe suscitare agitazione o noia aumentando l'indice di stress.

Dal segnale IBI possiamo dedurre anche il legame tra la frequenza cardiaca e lo stress, ovvero che una media del segnale IBI bassa implica una frequenza cardiaca alta e ciò è correlato ad uno stress più elevato, riscontrabile nei valori di indice di stress che sono stati trovati.

Come abbiamo già detto il segnale IBI mostra più affidabilità del segnale EDA. Infatti, quest'ultimo presenta meno linearità nell'identificazione dello stress, dato che i picchi, che evidenziano lo stress, non sono coerenti, a livello di istanti temporali, con lo stimolo uditivo.

In particolare, i picchi si presentano in ritardo rispetto allo stimolo con una media e una deviazione standard di $81,21 \pm 55,34$ s. Questo valore corrisponde all'intervallo temporale tra la fine dello stimolo e il primo picco dopo lo stimolo.

Abbiamo calcolato questo valore anche per i singoli casi di stimoli audio e quello unpleasant, come ci aspettiamo per la tipologia di suono oggettivamente più "stressante" fra quelli imposti, presenta il valore più basso con un tempo medio di 51,36 s. Perciò è quello che ha impatto maggiore sugli

individui in relazione allo stress.

L'instabilità del segnale EDA è visibile anche osservando la presenza di picchi nella fase di acquisizione prima dello stimolo, picchi che sono giustificabili dall'emozione di ansia che coglie la persona in procinto di sottoporsi allo stimolo audio.

Sarebbe interessante riproporre questo studio ad una popolazione più ampia in modo da avere conferme sull'affidabilità del segnale IBI e valutare quanto il segnale EDA dipenda da emozioni esterne allo stimolo e quanto dall'inter-variabilità tra soggetti. Al fine di migliorare la qualità dei risultati e di conseguenza il riconoscimento delle emozioni, è opportuno affiancare altri segnali fisiologici, come proposto in altri studi in letteratura, così da trovare maggiori conferme su quanto già da noi concluso.

RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

- [1] Diane Mourenas, Mihai Zorila, Erwin Meinders. "Analysis of physiological signals for recognition of stress". October 2018.
- [2] Anwar, Yumna. (2019). "Bipolar Disorder Predictive Model: A Study to Analyze and Predict Emotional Change Using Physiological Signals". University of Minnesota Digital Conservancy, <http://hdl.handle.net/11299/206714>.
- [3] Camila L.B.Maia, Elizabeth S.Furtado "Using psychophysiological measures to estimate dimensions of emotion in hedonic experiences". Computers & Electrical Engineering. Volume 71, October 2018, Pages 431-439.
- [4] J. Kim and E. André, "Emotion recognition based on physiological changes in music listening," in IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 30, no. 12, pp. 2067-2083, Dec. 2008, doi: 10.1109/TPAMI.2008.26.
- [5] Visnovcova, Z., Calkovska, A., & Tonhajzerova, I. (2013). Heart Rate Variability and Electrodermal Activity as Noninvasive Indices of Sympathovagal Balance in Response to Stress, *Acta Medica Martiniana*, 13(1), 5-13. doi: <https://doi.org/10.2478/acm-2013-0006>.
- [6] Martin Gjoreski, Mitja Luštrek, Matjaž Gams, Hristijan Gjoreski. "Monitoring stress with a wrist device using context". Journal of Biomedical Informatics, Volume 73, 2017, Pages 159-170, ISSN 1532-0464, <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2017.08.006>.
- [7] Kim HG, Cheon EJ, Bai DS, Lee YH, Koo BH. "Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature". *Psychiatry Investig.* 2018;15(3):235-245. doi:10.30773/pi.2017.08.17.
- [8] Christine Lætitia Lisetti, Fatma Nasoz. "Using Noninvasive Wearable Computers to Recognize Human Emotions from Physiological Signals". September 2004. DOI: 10.1155/S1110865704406192.
- [9] Stephanie Cheung, Elizabeth Han, Azadeh Kushki, Evdokia Anagnostou and Elaine Biddiss. "Biomusic: An Auditory Interface for Detecting Physiological Indicators of Anxiety in Children". 2016 Aug 30;10:401. doi: 10.3389/fnins.2016.00401.
- [10] Cowley, Benjamin U., and Jari Torniainen. "A Short Review and Primer on Electrodermal Activity in Human Computer Interaction Applications." arXiv preprint arXiv:1608.06986, 2016.
- [11] "ANATOMIA DELL'UOMO". 2006 Edi.Ermes.
- [12] Ghiasi, S., Greco, A., Barbieri, R. *et al.* "Assessing Autonomic Function from Electrodermal

- Activity and Heart Rate Variability During Cold-Pressor Test and Emotional Challenge”. *Sci Rep* 10, 5406 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-62225-2>.
- [13] Zangróniz R, Martínez-Rodrigo A, Pastor JM, López MT, Fernández-Caballero A. “Electrodermal Activity Sensor for Classification of Calm/Distress Condition”. *Sensors (Basel)*. 2017;17(10):2324. Published 2017 Oct 12. doi:10.3390/s17102324.
- [14] Boucsein, Wolfram. “Electrodermal Activity”. Springer Science & Business Media, 2012. DOI 10.1007/978-1-4614-1126-0.
- [15] Christopoulos, George I. et al. "The Body and The Brain: Measuring Skin Conductance Responses to Understand the Emotional Experience." *Organizational Research Methods*, vol 22, no. 1, 2016: pp. 394-420.
- [16] Society for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures, et al. "Publication Recommendations for Electrodermal Measurements." *Psychophysiology*, vol 49, no. 8, 2012: pp. 1017-1034.
- [17] Posada-Quintero HF, Rood R, Yeonsik Noh, Burnham K, Pennace J, Chon KH. “Novel dry electrodes for recording electrodermal activity”. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2016. DOI:10.1109/EMBC.2016.7592021.
- [18] Topoglu, Yigit, et al. "Electrodermal Activity in Ambulatory Settings: A Narrative Review of Literature." *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*. Springer, Cham, 2019.
- [19] "EDA / GSR Pocket Guide - Imotions". Imotions, <https://imotions.com/guides/eda-gsr/>.
- [20] Ayata, Deger, et al. "Emotion Recognition Via Galvanic Skin Response: Comparison of Machine Learning Algorithms and Feature Extraction Methods." *Istanbul University Journal of Electrical & Electronics Engineering*, vol 17, no. 1, 2017: pp. 3147-3156.
- [21] Al Machot, Fadi et al. "A Deep-Learning Model for Subject-Independent Human Emotion Recognition Using Electrodermal Activity Sensors." *Sensors*, vol 19, no. 7, 2019: p. 1659.
- [22] Zhe Liu, Anbang Xu, Yufan Guo, Jalal Mahmud, Haibin Liu, Rama Akkiraju. “Seemo: A Computational Approach to See Emotions”. 2018. DOI: 10.1145/3173574.3173938.
- [23] “E4 data - IBI expected signal”. <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/360030058011-E4-data-IBI-expected-signal>.
- [24] E4 data - BVP expected signal. <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/360029719792-E4-data-BVP-expected-signal>.
- [25] Utilizing the PPG/BVP signal. <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/204954639-Utilizing-the-PPG-BVP-signal>.
- [26] Elisabeth André Laila Dybkjær Wolfgang Minker Paul Heisterkamp (Eds.). “Affective Dialogue

Systems Tutorial and Research Workshop". ADS 2004 Kloster Irsee, Germany, June 14-16, 2004 Proceedings.

[27] Mimma Nardelli, Gaetano Valenza, Member, IEEE, Alberto Greco, Antonio Lanata, Member, IEEE, and Enzo Pasquale Scilingo, Member, IEEE. "Recognizing Emotions Induced by Affective Sounds through Heart Rate Variability". IEEE Transactions on Affective Computing (Volume: 6 , Issue: 4 , Oct.-Dec. 1 2015). Page(s): 385 – 394. DOI: 10.1109/TAFFC.2015.2432810.

[28] Jonghwa Kim, Member, IEEE, and Elisabeth Andre. "Emotion Recognition Based on Physiological Changes in Music Listening". IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (Volume: 30 , Issue: 12 , Dec. 2008). Page(s): 2067 – 2083. DOI: 10.1109/TPAMI.2008.26.

[29] Atefeh Goshvarpour, Ataollah Abbasi, Ateke Goshvarpour. "An accurate emotion recognitionsystem using ECG and GSR signals and matvhing pursuit method". Biomedical Journal Volume 40, Issue 6, December 2017, Pages 355-368. <https://doi.org/10.1016/j.bj.2017.11.001>.

[30] Alberto Greco, Member, IEEE, Gaetano Valenza, Member, IEEE, Luca Citi, Member, IEEE, and Enzo Pasquale Scilingo, Member, IEEE. "Arousal and Valence Recognition of Affective Sounds Based on Electrodermal Activity". IEEE Sensors Journal. Volume: 17, Issue: 3, Feb.1, 1 2017. pages 716 – 725.

[31] Lin Shu, Jinyan Xie, Mingyue Yang, Ziyi Li, Zhenqi Li, Dan Liao, Xiangmin Xu and Xinyi Yang. "A Review of Emotion Recognition Using Physiological Signals". June 2018. DOI: 10.3390/s18072074.

[32] Bradley, Magargaret M. and Peter J. Lang. "The International Affective Digitized Sounds (2nd Ediotion; IADS-2), Affective Ratings of Sounds and Instruction Manual Center for the Study of Emotion and Attention, 2007.

[33] Yang, Wanlu, et al. "Affective Auditory Stimulus Database: An Expanded Version of The International Affective Digitized Sounds (IADS-E)." Behavior Research Methods, vol 50, no. 4, 2018: pp. 1415-1429.

[34] E4 Wristband User's Manual. Empatica, Milano, Italy, 2015.

[35] 2014.https://box.empatica.com/documentation/20141119_E4_TechSpecs.pdf. Empatica E4 Revision 001. 19 NOV.

[36] Garbarino, Maurizio, et al. "Empatica E3 - A Wearable Wireless Multi-Sensor Device for Real-Time Computerized Biofeedback and Data Acquisition." 2014 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare-Transforming Healthcare Through Innovations in Mobile and Wireless Technologies (MOBIHEALTH). IEEE, 2014.

[37] "E4 Get Started Guide - Start Acquiring Physiological Signals". Empatica

<https://www.empatica.com/get-started-e4>.

[38] http://math.loyola.edu/~loberbro/matlab/Beginners_guide_to_MATLAB.pdf.

[39] Mika P. Tarvainen, Ph.D. Jukka Lipponen, PhD Juha-Pekka Niskanen, PhLic Perttu O. Rantaho, MSc. "KUBIOS USER'S GUIDE". June 26, 2020.

[40] Posada-Quintero, Hugo F., et al. "Electrodermal Activity Is Sensitive to Cognitive Stress Under Water." *Frontiers in Physiology*, vol 8, 2018: p. 1128.

[41] <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/201608896-Data-export-and-formatting-from-E4-connect->.

[42] Roman M. Baevsky, Anna G. Chernikova. "Heart rate variability analysis: physiological foundations and main methods". Institute of Biomedical Problems of the Russian Academy of Sciences Russia, 123007, Moscow, Khoroshevskoye sh. 76°.

[43] Irene Senna, Angelo Maravita, Nadia Bolognini, Cesare V. Parise. "The Marble-Hand Illusion". March 12, 2014. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091688>.