



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**La percezione del suono tridimensionale ed i suoi
effetti sul corpo umano attraverso la misura di
parametri fisiologici**

**The perception of three-dimensional sound and its
effects on the human body through the
measurement of physiological parameters**

Tesi di laurea di:

VALERIA DEL RE

Relatore:

Prof. STEFANIA CECCHI

Correlatore

Prof. SUSANNA SPINSANTE

*A mamma e papà senza i quali tutto questo non sarebbe stato possibile.
A mia nonna e mia zia che non hanno mai smesso di credere in me.
A mio fratello, al mio ragazzo e ad i miei amici, per tutto il supporto dato.
A me, per la tenacia e la determinazione.
Grazie.*

Abstract

Questo studio è focalizzato sull'analisi della percezione di stimoli sonori di tipo tridimensionale, da parte dell'orecchio umano, e la loro influenza sui parametri che vanno a caratterizzare fisiologicamente l'organismo. In particolare, si è visto come e se, questa tipologia di stimolo influenza i parametri vitali relativi a: frequenza cardiaca, temperatura superficiale della pelle ed attività elettrodermica.

Poiché l'idea di un sistema audio tridimensionale si basa sulla modalità di percezione umana del suono, è necessaria una buona conoscenza dell'anatomia dell'apparecchio uditivo umano e del modo in cui il cervello elabora i segnali che riceve in ingresso per ricavarne poi le informazioni utili alla localizzazione del suono. Un altro aspetto da tenere in considerazione è la natura dell'onda sonora e come questa si propaga nello spazio.

La scelta di approfondire questo studio nasce principalmente da una curiosità personale riguardo il rapporto che si crea tra l'essere umano e i suoni che lo circondano, ad esempio il rumore della pioggia o la propria canzone preferita. In particolare, durante i primi anni della mia infanzia ricordo che alcune canzoni suscitavano in me sensazioni ed immagini figurate. Un caso specifico che ho potuto ricollegare, a questo proposito, è riferito alla canzone strumentale "Marooned" del gruppo rock inglese "Pink Floyd", la quale ha sempre suscitato in me un senso di pace e rilassamento paragonabile al ritrovarsi soli in un'isola deserta. Alcuni anni dopo, attraverso la conoscenza della lingua inglese, ho potuto riscontrare che il titolo tradotto in italiano significasse naufragio e che, pertanto, gli artisti erano riusciti a comunicare, mediante un linguaggio non verbale, esattamente la sensazione voluta.

A tal proposito, lo scopo di questo elaborato è quello di cercare una correlazione (se c'è) tra uno stimolo uditivo, che simula un ascolto di tipo tridimensionale in un ambiente reale (ad esempio, una canzone o il rumore del vento tra gli alberi), e ciò che avviene a livello fisiologico, ovvero come il sistema nervoso reagisce a questo determinato stimolo sonoro. Per fare ciò, quindi, le tracce selezionate per l'ascolto, sono state elaborate in modo tale da andare a modificare virtualmente la posizione della sorgente sonora durante la riproduzione ed i partecipanti al test hanno poi potuto esprimere un giudizio a riguardo, usando una scheda di valutazione di tipo comparativo.

Per questo motivo sono state preparate delle tracce audio di vario genere (alcune tratte da brani musicali, altre estratte da suoni udibili in natura), processandole in maniera tale che queste simulassero un ascolto tridimensionale; successivamente sono stati effettuati delle acquisizioni su un piccolo campione formato da 10 soggetti volontari, acquisendo i parametri fisiologici di cui sopra, grazie al dispositivo indossabile Empatica E4.

L'elaborato è stato suddiviso in sette capitoli. In particolare nel primo vengono trattati in maniera approfondita il concetto di suono, la sua modalità di propagazione e la percezione di questo mediante l'orecchio umano, questo in particolare servirà per introdurre poi il concetto di audio tridimensionale e gli algoritmi caratteristici per l'elaborazione di segnali digitali per la creazione di ambienti virtuali. Nel secondo capitolo, invece vengono spiegati dettagliatamente i parametri fisiologici presi in considerazione durante questa ricerca, ovvero segnale di attività elettrodermica, frequenza cardiaca e temperatura superficiale della cute. Il terzo ed il quarto capitolo dell'elaborato sono incentrati invece sulla spiegazione rispettivamente del dispositivo indossabile E4 di Empatica, con cui è stato possibile registrare i segnali relativi ai parametri fisiologici e degli ambienti di lavoro usati per elaborare i segnali digitali (audio) in ambienti virtuali. Il quinto capitolo contiene una descrizione dettagliata riguardo la procedura di elaborazione delle tracce presentate durante il test e sulle modalità di acquisizione e di svolgimento del test comparativo sul campione di 10 partecipanti. Mentre, gli ultimi due capitoli, si concentrano sulla spiegazione dei metodi usati per l'elaborazione dei dati ottenuti durante la fase di *testing* ed in seguito ci sarà una breve discussione di quanto ne emerge.

Sommario

CAPITOLO 1	10
SISTEMA AUDIO TRIDIMENSIONALE	10
1.1 DEFINIZIONE, PROPAGAZIONE E PERCEZIONE UMANA DEL SUONO.....	10
1.2 ALGORITMI PER LA CREAZIONE DI AUDIO TRIDIMENSIONALI.....	12
1.2.1 HEAD-RELATED TRANSFER FUNCTION (HRTF).....	12
1.2.2 SINTESI BINAURALE	14
CAPITOLO 2	17
PARAMETRI FISIOLGICI.....	17
2.1 ATTIVITÀ ELETTRODERMICA, FREQUENZA CARDIACA E TEMPERATURA SUPERFICIALE DELLA CUTE	17
2.1.1 RISPOSTA GALVANICA DELLA PELLE	17
2.1.2 FREQUENZA CARDIACA	18
2.1.3 TEMPERATURA CUTANEA DELLA PELLE.....	20
CAPITOLO 3	21
DISPOSITIVO PER L'ACQUISIZIONE DEI PARAMETRI FISIOLGICI: EMPATICA E4	21
3.1 SENSORE DI RILEVAMENTO ATTIVITÀ ELETTRODERMICA (EDA).....	22
3.2 SENSORE FOTOPLETISMOGRAFICO.....	22
3.3 SENSORE DI RILEVAMENTO TEMPERATURA SUPERFICIALE DELLA PELLE	23
CAPITOLO 4	25
STRUMENTI PER L'ELABORAZIONE DI TRACCE AUDIO TRIDIMENSIONALI	25
4.1 NU-TECH.....	25
4.2 ANAGLYPH.....	27
CAPITOLO 5	29
PREPARAZIONE ED ESECUZIONE DEL TEST	29
5.1 PREPARAZIONE DELLE TRACCE AUDIO E DELLE SCHEDE DI VALUTAZIONE	29
5.2 PROCEDURA DI ACQUISIZIONE DATI	33
CAPITOLO 6	35
ELABORAZIONE DEI DATI.....	35
6.1 DEFINIZIONE DEI SEGNALI: CON STIMOLO E SENZA STIMOLO.....	35
6.2 NUMERO DI PICCHI NEL SEGNALE EDA	36
6.3 FREQUENZA CARDIACA E TEMPERATURA MEDIA, MASSIMA E MINIMA	39
CAPITOLO 7	42
RISULTATI E DISCUSSIONI	42
7.1 CONFRONTI INTRA-SOGGETTO	42
7.2 CONFRONTI INTER-SOGGETTI	46
CONCLUSIONI	52
BIBLIOGRAFIA	54

Capitolo 1

Sistema audio tridimensionale

Un sistema audio tridimensionale ha la particolarità di far sì che il suono sia percepito, generalmente attraverso delle cuffie o degli altoparlanti, all'orecchio dell'ascoltatore, come proveniente da più posizioni (diverse) nello spazio tridimensionale che lo circonda. A differenza di quello che accade per gli attuali impianti stereo *home theater*, che si basano solamente sull'utilizzo di più altoparlanti, posizionati in angoli diversi della stanza ed orientati in maniera tale che l'ascoltatore sia situato nel mezzo, e che non riescono a fornire un ascolto tridimensionale, nei sistemi audio 3D si cerca di simulare questo tipo di esperienza uditiva attraverso vari processi di elaborazione dei segnali digitali (*Digital Signal Processing*, DSP), i quali ci consentono di ricreare il suono, sia in cuffia che utilizzando degli altoparlanti, in maniera virtuale, facendo sì che l'ascoltatore lo percepisca come se fosse presente in un ambiente reale.

1.1 Definizione, propagazione e percezione umana del suono

Prima di entrare nel dettaglio del funzionamento di un sistema audio tridimensionale, occorre descrivere accuratamente il meccanismo attraverso cui l'essere umano riesce a distinguere ed associare al suono udito una determinata posizione.

Quello che l'uomo percepisce come 'suono' non è altro, in realtà, che il prodotto di un corpo messo in oscillazione, ovvero una vibrazione che si propaga nel mezzo sotto forma di onda. Ad esempio, il suono di una chitarra è il prodotto della vibrazione delle corde che si propaga nell'aria (sotto forma di onda sonora, con una frequenza caratteristica) e giunge all'orecchio dell'ascoltatore. Allo stesso modo funzionano le corde vocali, l'uomo riesce ad emettere dei suoni, e quindi a parlare, modulando le vibrazioni: quando parliamo, l'aria esce dai polmoni e fa vibrare le corde vocali, la vibrazione produce una variazione di pressione dell'aria generando delle onde sonore che si propagano fino alle orecchie di chi ascolta.

Dando una definizione più tecnica [1] possiamo dire che il suono è la causa delle sensazioni acustiche, che consiste in vibrazioni che si propagano in un mezzo, per lo più l'aria, che possono essere trasmesse dalle vibrazioni di un corpo adiacente, che identifichiamo in quella che chiamiamo sorgente sonora, e che a loro volta eccitano l'orecchio, generalmente per azione diretta sul timpano attraverso l'aria presente nel condotto uditivo. Quando un oggetto si trova in

oscillazione, questo trasmette le proprie vibrazioni alle particelle che compongono il mezzo circostante. In questo modo si attua un meccanismo di spinta e compressione delle particelle; in pratica si osserva che quando l'oggetto vibra, la vibrazione spinge le particelle del mezzo che lo contiene, che quindi si comprimono mettendosi in movimento. A loro volta ciascuna di queste andrà a spingere altre particelle adiacenti, consentendo così la diffusione del suono.

L'aria è il mezzo di diffusione del suono più comune; mezzo all'interno della quale il suono si propaga con una velocità di circa 346 m/s ad una temperatura di 25 °C, questa velocità tende a diminuire con il diminuire della temperatura, infatti ad una temperatura di circa 0 °C la velocità del suono scende a 331 m/s. L'oggetto, quindi, oscillando, spinge e comprime l'aria ad esso adiacente, in questo modo la zona compressa si allontana dalla sorgente. Quando questa zona, comunemente chiamata 'area di compressione' torna al suo stato di equilibrio, si crea una zona a bassa pressione che viene chiamata 'area di rarefazione'. L'alternarsi delle due zone, compressione e rarefazione, consente all'onda sonora di propagarsi attraverso il mezzo. Le onde generate da questa vibrazione, quindi, si propagano nel mezzo fino a raggiungere l'orecchio. In questa sede le vibrazioni vengono raccolte attraverso il padiglione auricolare, anche noto come orecchio esterno (in viola nella Figura 1), e convogliate al timpano, che si mette in vibrazione in maniera proporzionale alla intensità del suono. In questo modo vengono messi in moto gli ossicini sottostanti (il martello, l'incudine, la staffa) che sono contenuti in una cavità detta cassa del timpano. La vibrazione della staffa va ad indurre il movimento dei liquidi contenuti nella chiocciola e li spinge all'interno della scala timpanica, comunemente chiamato orecchio interno (in azzurro nella Figura 1). Qui avviene la trasduzione del segnale sonoro (sotto forma di vibrazione) in impulso elettrico grazie ad alcune cellule presenti nella scala timpanica. A questo punto il segnale elettrico viaggia attraverso il nervo acustico e raggiunge il cervello, dove viene

riconosciuto ed elaborato [2]. In questo modo, diversi fattori come il ritardo di percezione tra un orecchio e l'altro, e l'attenuazione dell'onda dovuta all'oscuramento della testa ed alla forma stessa dell'orecchio umano, fanno sì che il soggetto riesca a determinare la posizione della

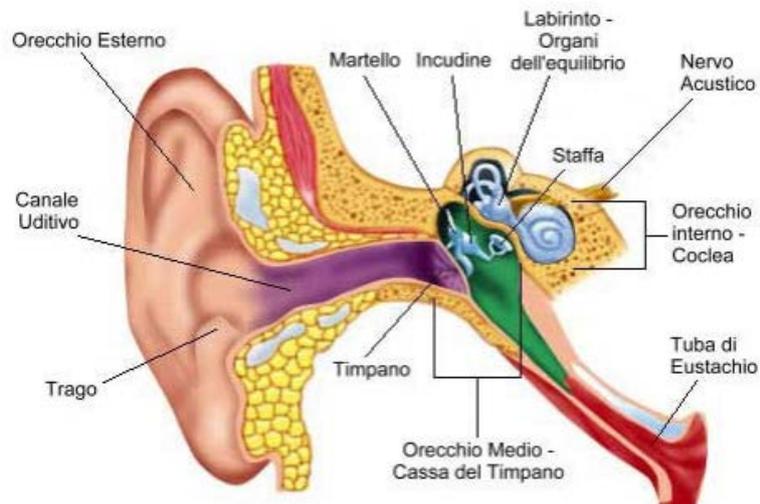


Figura 1: Anatomia dell'orecchio

sorgente sonora [3]. Infatti, se la sorgente sonora viene posizionata alla destra dell'ascoltatore, allora il suono giungerà prima all'orecchio destro e successivamente, con qualche millisecondo di ritardo, all'orecchio sinistro. Questa differenza prende il nome di *Interaural Time Difference* (da qui in avanti indicata come ITD) ed insieme al parametro di *Interaural Level Difference* (ILD), ovvero la differenza di intensità con cui il suono giunge alle orecchie, rappresentano i principali parametri necessari per la determinazione della provenienza del suono [4].

1.2 Algoritmi per la creazione di audio tridimensionali

Per comprendere al meglio il meccanismo di elaborazione dei segnali audio tridimensionali usati anche dai software moderni, occorre spiegare brevemente alcuni concetti fondamentali relativi all'argomento. In questa sezione dell'elaborato, infatti, andremo a definire e descrivere le *Head-Related Transfer Function* (HRTF) ed il processo di sintesi binaurale.

1.2.1 Head-Related Transfer Function (HRTF)

Il sistema uditivo umano consente di determinare la provenienza del suono (ad esempio se questo proviene da davanti piuttosto che da dietro) ma anche di stimare l'altezza della sorgente sonora.

Quando l'onda sonora viene generata dalla sorgente, questa si propaga nel mezzo, e nel suo percorso, fino a raggiungere le orecchie dell'ascoltatore, andrà ad impattare contro un ostacolo:

la testa. La conformazione della testa umana (naso, bocca, consistenza ossea, ecc.) provoca delle modifiche sui segnali sonori che giungono nei timpani. Ogni ostacolo incontrato, quindi andrà a modificare il suono, in fase e frequenza. In questo modo, in base al tipo di modifica applicata (relativa al tipo di ostacolo incontrato), il cervello umano sarà capace di stabilire se il suono risulta provenire dal basso piuttosto che dall'alto o da davanti piuttosto che da dietro. In sostanza il cervello umano è capace di analizzare lo spettro sonoro che giunge alle orecchie e, grazie a questo, riesce a individuare la posizione della sorgente di provenienza del suono stesso. Questo è possibile perché, come detto in precedenza, ogni caratteristica della testa umana va a modificare in modo diverso lo spettro sonoro, ad esempio il naso (che indica un suono proveniente dalla posizione frontale) modificherà il suono in maniera diversa rispetto ai capelli (che indica un suono proveniente da dietro la testa).

L'*Head-Related Transfer Function*, (HRTF) non è altro che la funzione di trasferimento della nostra testa, ovvero la risposta in fase ed in frequenza della nostra testa in relazione agli stimoli sonori. In parole più semplici l'HRTF ci indica come la testa umana modifica i suoni prima che questi giungano all'interno dell'orecchio, nel timpano (Figura 2).

In pratica tutte le informazioni necessarie per la localizzazione delle sorgenti sonore, ovvero

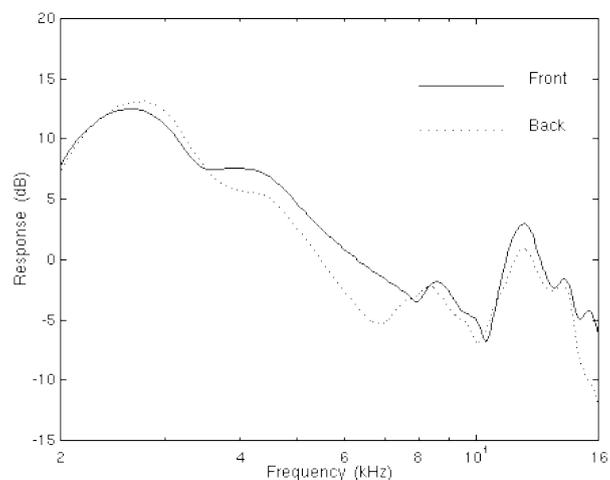


Figure 2: Esempio HRTF frontale e posteriore
[\(https://lmkprod.com/it/guida-audio-cosa-e-hrtf-spiegazione-rapida/\)](https://lmkprod.com/it/guida-audio-cosa-e-hrtf-spiegazione-rapida/)

le *Interaural Level Difference* (ILD), *Interaural Time Difference* (ITD) e i segnali spettrali monoaurali, sono contenute nelle HRTF.

Ogni essere umano ha una conformazione fisica propria, per questo motivo le HRTF (che devono essere necessariamente due, una per ogni orecchio) non saranno mai identiche tra due soggetti differenti. Tuttavia, poiché in linea generale l'anatomia della testa risulta essere la stessa per ogni individuo, vi è una somiglianza, tra tutte le HRTF, che consente al cervello umano di

decifrare in maniera abbastanza efficiente anche i segnali elaborati con HRTF di soggetti differenti [5].

1.2.2 Sintesi Binaurale

La sintesi binaurale sfrutta le HRTF, descritte nel precedente paragrafo, per simulare una scena sonora di tipo immersivo, ovvero una scena in cui l'ascoltatore percepisce il suono come proveniente da più direzioni contemporaneamente, questo è possibile convogliando ciascun segnale sorgente con la coppia di HRFT che corrispondono alla direzione della sorgente presa in considerazione.

Inizialmente le simulazioni binaurali erano per lo più di tipo statico; infatti, si considerava che la testa dell'ascoltatore rimanesse ferma e non cambiasse orientazione durante la fase di ascolto. In realtà i movimenti della testa risultano essere importanti, come si è visto in seguito, ai fini della localizzazione del suono. Questo ha fatto sì che si passasse ad un approccio di tipo dinamico di sintesi: in questo modo le risposte all'impulso venivano scambiate tenendo in considerazione oltre che la posizione, dell'ascoltatore, anche l'orientamento della testa in tempo reale alla sorgente sonora [6]. Questo particolare effetto, in realtà è più facilmente realizzabile con l'utilizzo (da parte dell'ascoltatore) delle cuffie, ma è altresì ricostruibile mediante l'utilizzo di altoparlanti.

Una tra le implementazioni di uno spazializzatore binaurale più semplice è quella realizzata dal 'M.I.T. Media Laboratory Perceptual Computing Section Technical'. Sfrutta delle HRTF



Figura 3: manichino KEMAR

misurate usando un manichino 'Knwoles Electronics Mannequin for Acoustic Research' (KEMAR) mostrato in figura 3, ovvero un manichino dotato di due microfoni Ethymotic ER-11 di elevata qualità [7] posizionati nelle orecchie.

Le HRTF, prese con una frequenza di campionamento di 44,1 kHz, vengono quindi misurate in un intervallo che va da -40° a $+90^\circ$ di elevazione, con un incremento di 10° , mentre

considerando il piano orizzontale, ovvero quello ad elevazione 0° , i gradi azimutali sono misurati con un intervallo di 5° per misura. In questo modo vengono misurate circa 710 direzioni diverse. Questa densità di campionamento viene scelta così elevata per far sì che la risoluzione sia approssimativamente in accordo con quella dell'orecchio umano.

Le HRTF sono equalizzate rispetto ad un campo diffuso di riferimento per evitare che tutti i fattori che non variano in base alla direzione vadano a creare dei fenomeni di disturbo o di doppia risonanza come accade ad esempio con il canale uditivo dell'ascoltatore, il quale, in realtà, viene già incluso nella misura del KEMAR e non andrebbe considerato una seconda volta.

Per equalizzare le HRTF si procede nel seguente modo: come prima cosa si forma la media di tutti i campi diffusi delle HRTF $\|H_{DF}\|^2 = \frac{1}{N} \sum_{i,k} |H_{\theta_i, \phi_k}|^2$ dove H_{θ_i, ϕ_k} è il valore dell'HRTF per l'angolo di elevazione ϕ_k e l'angolo azimutale θ_i . Quindi il valore di $\|H_{DF}\|^2$ rappresenta lo spettro di potenza che risulterebbe da un campo sonoro spazialmente diffuso di eccitazione del rumore bianco. Successivamente le HRTF sono equalizzate mediante l'uso di un filtro a fase minima, in cui l'ampiezza di quest'ultimo è pari all'inversa del valore di $\|H_{\theta_i, \phi_k}\|$, per cui la media delle HRTF equalizzate risulta essere piatta.

Per creare uno spazializzatore in tempo reale è stato inizialmente effettuato un primo tentativo utilizzando delle HRTF misurate con frequenza di campionamento a 44,1 kHz (come descritto sopra). Un secondo tentativo di sintesi è stato realizzato con delle HRTF con frequenza di campionamento ridotta a 32 kHz. Per fare questo in realtà è stato necessario il ri-campionamento delle HRTF alla frequenza desiderata. Le HRTF ri-campionate ed equalizzate sono state ritagliate in più di 128 punti, uno ogni 4msec circa, in modo tale che questi fossero sufficienti per catturare la risposta della testa, incluso il ritardo inter-aurale, ovvero la differenza di tempo trascorso da quando il segnale giunge all'orecchio più vicino alla sorgente e quando giunge all'orecchio opposto.

Il meccanismo di funzionamento dello spazializzatore è semplice: un segnale singolo mono canale viene filtrato con una coppia di HRTF che producono un'uscita stereo (bi-canale). Per fare questo si usano le HRTF con i valori più vicini agli angoli azimutale e di elevazione desiderati. Questa convoluzione viene eseguita usando un filtraggio a blocchi chiamato Overlap and Save basato sull'utilizzo della trasformata di Fourier (FFT).

Dal momento che la risposta all'impulso in ingresso è lunga 128 punti, la convoluzione viene effettuata in blocchi da 128 punti utilizzando FFT da 256 punti, in questo modo per ogni blocco da 4msec di campione viene calcolata la trasformata diretta, successivamente vengono calcolati i due multipli spettrali e le due FFT per andare a comporre due blocchi di campione da 128 punti ciascuno, in uscita.

L'algoritmo di sintesi binaurale appena descritto, risulta essere importante, poiché è alla base del funzionamento di alcuni dei software esistenti per l'elaborazione di segnali audio tridimensionali.

Capitolo 2

Parametri fisiologici

Le funzionalità dell'organismo possono essere descritte attraverso quelli che vengono chiamati 'parametri vitali'. In particolar modo, questi possono risultare importanti nel corso di una qualsiasi indagine medica perché forniscono informazioni primarie sulle condizioni di salute della persona in esame.

Tali parametri fisiologici cambiano al variare dello stato di salute della persona, ma anche delle condizioni di acquisizione. Ad esempio, la frequenza cardiaca di un soggetto a riposo è diversa rispetto a quella che si può misurare se lo stesso soggetto viene osservato quando è in movimento o più in generale in condizioni di sforzo fisico, infatti generalmente la prima risulta essere più bassa. Oltre alla frequenza cardiaca citata sopra, altri parametri vitali importanti per la descrizione dello stato di salute dell'individuo preso in esame sono: temperatura corporea, frequenza respiratoria, pressione arteriosa e saturazione sanguigna.

Ai fini di questa ricerca, tra tutti i parametri sopra elencati, ne sono stati presi in considerazione solamente due: frequenza cardiaca e temperatura superficiale della pelle. La prima è stata scelta perché l'attività cardiaca risulta essere un ottimo indicatore della risposta dell'organismo in seguito ad uno stimolo, mentre la seconda è stata scelta per poter osservare la presenza di eventuali variazioni significative.

Tuttavia nel corso dello studio si è preso in considerazione anche un terzo parametro, non considerato vitale, ma altresì importante: l'attività elettrodermica della pelle.

2.1 Attività elettrodermica, frequenza cardiaca e temperatura superficiale della cute

2.1.1 Risposta galvanica della pelle

Il primo parametro preso in esame nel corso di questo studio è quello relativo alla risposta galvanica della pelle (in inglese *Galvanic Skin Response*, GSR) o più comunemente nota come attività elettrodermica (*Electrodermal Activity*, EDA). La risposta GSR è una misura dell'attività delle ghiandole sudoripare sotto-cutanee, osservata in funzione delle variazioni di conduttanza della pelle al passaggio di corrente elettrica [8].

La sudorazione del corpo umano è regolata dal Sistema Nervoso Autonomo (ANS), in particolare dal suo ramo Simpatico, per questo l'attività delle ghiandole sudoripare può essere collegata ad alcuni stati mentali ed emozionali, come stress, coinvolgimento e stanchezza. Infatti, una maggiore attivazione del Sistema Nervoso Simpatico produce un aumento della sudorazione e di conseguenza un incremento della conduttanza elettrica cutanea (SC) che, se misurata in determinate condizioni, può essere ricollegata ad un particolare stato emotivo o ad una particolare sensazione del soggetto preso in esame.

Per la misurazione dei valori relativi a questo parametro, si procede posizionando degli elettrodi vicini tra loro, tipicamente sul palmo di una mano o di un piede, poiché in questa zona vi è una maggiore concentrazione di ghiandole sudoripare ($>2000 \text{ cm}^{-2}$). Si continua, quindi, facendo circolare una piccola corrente elettrica alternata tra i due elettrodi, conoscendo poi il valore di tensione si può facilmente ricavare la misura della resistenza della cute, ricordando la prima legge di Ohm per cui $R = V/I$ [Ω] (n.d.r: per ricavare la conduttanza della pelle si ricorda la relazione $SC = 1/R$ [Ω^{-1}]).

Esistono due componenti che definiscono l'attività elettrodermica [9] analizzabili in termini di conduttanza elettrica e sono la componente tonica e fasica. La prima serve a fornire un'idea generale dello stato di attività del sistema nervoso simpatico. La seconda invece, risulta essere di maggiore interesse per questa ricerca, perché indica le risposte innescate prevalentemente da stimoli di tipo diverso, come ad esempio stimoli sonori piuttosto che luminosi. In particolare, la componente fasica risulta essere una veloce variazione del segnale EDA, ed è identificata da un "picco" che compare in seguito ad uno stimolo; infatti, viene definita come 'Risposta di Conduttanza Cutanea Specifica' (in inglese *Skin Conductance Response*, SCR). Questo picco è rapido ed è generato da stimoli interni/esterni di tipo emozionale, come ad esempio paura o felicità, oppure sensoriale e generalmente si verifica tra 1.5 s e 6.5 s dopo lo stimolo. Il tempo necessario per registrare queste variazioni in realtà dipende da fattori differenti, come ad esempio il livello di idratazione della pelle del soggetto in esame o la diversa reattività, tra palmo destro (se ad esempio gli elettrodi per la misurazione sono posti in sede palmare) piuttosto che sinistro, o viceversa.

2.1.2 Frequenza cardiaca

Il secondo parametro in esame è la frequenza cardiaca (FC) dell'organismo. La frequenza cardiaca [10] o heart rate (HR) è il numero di battiti che il cuore compie al minuto e viene misurata in battiti al minuto (da qui in avanti saranno indicati come bpm).

Valori di FC normali, in condizione di riposo per soggetti sani (vedi tabella 1), oscillano tra circa 60 bpm e 100 bpm [11], valori superiori a 100 bpm indicano tachicardia nel soggetto preso in esame, e al contrario, valori inferiori a 60-50 bpm indicano bradicardia; entrambe però sono casi estremi che non verranno trattati in questo elaborato.

Tabella 1: Valori di FC a riposo in soggetti sani di diversa età

Età	Valori FC a riposo
Neonato	[90-180] bpm
Bambino	[80-100] bpm
Adolescente	[70-120] bpm
Anziano	[60-90] bpm

Risultano essere interessanti, però, le variazioni di piccola entità della frequenza cardiaca in quanto questa è modulata dall'interazione tra il Sistema Nervoso Simpatico (in particolare Orto-Simpatico) e il Sistema Nervoso Parasimpatico, che agiscono entrambi a livello del nodo seno-atriale all'interno della cavità cardiaca. Il primo agisce sul nodo seno-atriale attraverso il 'nervo accelerante' o 'accelerance nerve' rilasciando norepinefrina ed andando ad accelerare la frequenza cardiaca, mentre il secondo agisce sullo stesso sito mediante il nervo vago, il quale liberando acetilcolina va a rallentare la frequenza cardiaca. Le attività che possono provocare queste variazioni in un organismo sono molteplici e dipendono da più fattori, come ad esempio lo stress, il sonno, l'assunzione di sostanze psicotrope (medicinali o sostanze stupefacenti), stimoli esterni (es. video o audio) o più semplicemente lo sforzo fisico. Quello che risulta essere interessante per questa ricerca è, in realtà, la relazione tra la variazione di FC e lo stato emotivo del soggetto in esame, in relazione ad alcuni stimoli esterni di tipo sonoro.

La misura della frequenza cardiaca non dipende dal sito di misurazione, sia che questo si trovi in posizione centrale o periferica, tuttavia generalmente si preferisce acquisire questo dato in prossimità del polso, attraverso l'arteria radiale, o sul collo mediante le arterie carotidi perché è più semplice rilevare e contare il numero di battiti.

2.1.3 Temperatura cutanea della pelle

Il terzo ed ultimo parametro in esame è quello relativo alla temperatura superficiale della pelle, che oscilla tra 28 °C (ad esempio sulla punta delle dita) a 36.5 °C (temperatura ascellare), entrambe possono variare in base alla sede di misurazione e alle condizioni esterne.

L'uomo ha la capacità di mantenere più o meno costante la propria temperatura, entro determinati limiti, anche in condizioni di variazioni termiche relative al mondo esterno. Lo scambio di calore tra corpi, o tra corpo e ambiente, come noto dalla fisica, avviene principalmente grazie a tre meccanismi: conduzione, convezione e irraggiamento. Questi si traducono sul corpo umano manifestandosi attraverso meccanismi fisiologici come ad esempio la sudorazione e la respirazione. Alcuni dei fattori di produzione di calore, con conseguente aumento di temperatura, sono il metabolismo basale, l'attività muscolare e lo stress emotivo.

Capitolo 3

Dispositivo per l'acquisizione dei parametri fisiologici: Empatica E4

Nel corso di questa ricerca, al fine di acquisire i dati relativi ai parametri fisiologici descritti nel paragrafo precedente, è stato fondamentale l'utilizzo del dispositivo E4 di Empatica, mostrato in Figura 10. Questo è un dispositivo indossabile al polso, equipaggiato di 4 sensori: elettrodi in argento per la misura di EDA, foto-pletismografico per ricavare il segnale PPG da cui è possibile ricavare anche il segnale relativo alla frequenza cardiaca, termometro (termopila) ad infrarossi



Figura 10: Bracciale Empatica E4
(<https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/202581999-E4-wristband->

per la temperatura cutanea ed un accelerometro per misurare l'accelerazione lungo i tre assi cartesiani X, Y e Z relativi al polso dell'individuo che lo indossa.

La scelta di questo dispositivo per l'acquisizione di dati, piuttosto che un altro, è motivata dal fatto che oltre a risultare facilmente indossabile, piccolo e compatto, consente la misura simultanea di più parametri (fisiologici e non), e consente l'acquisizione dei dati in due modalità. La prima, acquisizione streaming, consente la visualizzazione dei dati in tempo reale sfruttando la connessione Bluetooth 4.0 (*Bluetooth Low Energy* – BLE) con un dispositivo mobile come cellulare o computer portatile; la seconda invece, sfrutta una memoria flash presente all'interno del dispositivo per la registrazione dei dati. In entrambi i casi i dati acquisiti potranno essere scaricati da un Cloud [12] ed elaborati in un secondo momento.

Nei prossimi paragrafi saranno descritti brevemente i meccanismi di funzionamento dei sensori sopra citati ad eccezione dell'accelerometro, poiché non risulta essere d'interesse ai fini della ricerca condotta.

3.1 Sensore di rilevamento attività elettrodermica (EDA)

Il dispositivo indossabile Empatica E4 è dotato di una scheda periferica per la parte circuitale addetta alla misurazione del segnale EDA. Il sensore è principalmente composto da due elettrodi, rivestiti in argento (Ag) mostrati in Figura 11, i quali, una volta indossato il dispositivo, si troveranno a diretto contatto con la zona ventrale del polso. La scelta dell'argento come materiale di rivestimento per gli elettrodi risiede nelle proprietà del materiale stesso: è un buon conduttore di corrente, oltre che ipoallergenico e durevole.



Figura 11: Sensore per acquisizione EDA (<https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>)

Il sensore per la rilevazione dell'attività elettrodermica misura la conduttanza elettrica cutanea in un intervallo che va dagli $0.01 \mu S$ (dove per S si intende l'unità di misura 'Siemens' e $1 S = 1/\Omega$) ai $100 \mu S$, con frequenza di campionamento di 4 Hz e risoluzione di circa 900 pS, ovvero 1 Digit.

3.2 Sensore fotopletismografico

Il secondo sensore di cui il dispositivo Empatica E4 è equipaggiato è il sensore fotopletismografico (indicato anche con la sigla PPG), mostrato in Figura 12, utilizzato per la rilevazione dell'attività cardiaca. Questo sensore lavora sfruttando le proprietà intrinseche della luce, andando ad illuminare la pelle nella zona in cui viene posizionato e misurando la quantità di luce che viene riflessa.

Si compone di quattro diodi emettitori, due dei quali a luce verde ed altri due a luce rossa, e di due fotodiodi per un totale di circa 14 mm² di area fotosensibile. E' caratterizzato da un frequenza di campionamento di 64 Hz e una risoluzione di 0.9 nW/Digit.

Nell'organismo umano è presente una sostanza, l'Ossi-Emoglobina, che ha la capacità di assorbire luce a determinate lunghezze d'onda. Questa sostanza è strettamente correlata al ciclo cardiaco in quanto una variazione di concentrazione di Ossi-Emoglobina nel flusso sanguigno implica una variazione di volume del sangue all'interno di un vaso. Per questo motivo, maggiore sarà la concentrazione di Ossi-Emoglobina nel sangue e maggiore sarà la luce assorbita dal PPG.

Questo sensore misura la variazione di intensità della luce e ci restituisce il segnale *Blood Volume Pulse* (BVP) da cui è facilmente deducibile il numero di battiti per minuto (bpm) del



Figure 12: sensore foto-pletismografo
(<https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>)

soggetto in esame, e di conseguenza si può ricavare in maniera semplice la frequenza cardiaca.

3.3 Sensore di rilevamento temperatura superficiale della pelle

Per la misura della temperatura superficiale della cute si usa un termometro (termopila) ottico a infrarossi (mostrato in Figura 13). Questo sensore consente la misurazione della temperatura anche senza contatto diretto con la pelle. Il suo funzionamento si basa sull'ipotesi che qualunque corpo, ad una qualsiasi temperatura purché maggiore dello zero assoluto (circa -273.5°C o 0°K), emette radiazioni infrarosse, cioè radiazioni con lunghezza d'onda compresa tra i 770 nm e 1 mm (che corrisponde alla banda infrarossa). Nel caso del dispositivo E4 di Empatica, questo sensore si trova in prossimità del fotoplethysmografo e dunque è posto a contatto con la pelle, che ha valore di emissività di circa 0.98 (il massimo valore di emissività è 1 ed è tipico di un corpo nero), con lo scopo di ridurre distorsioni e rumore durante la misurazione. Il sensore è capace di misurare anche la temperatura ambiente, in questo modo il segnale di temperatura che viene registrato in realtà sarà dato dalla differenza tra la temperatura ambiente e quella della pelle che in condizioni

normali risulta essere costante. Nel momento in cui si verificano fenomeni che comportano l'aumento o la diminuzione della temperatura superficiale, questa differenza va ad incrementare o a diminuire ed in questo modo si ottiene una misurazione più precisa. Questo sensore ha una risoluzione pari a 0.02 °C, in un intervallo di temperatura per la pelle umana di [-40 °C; 115 °C] e per la temperatura dell'ambiente circostante nell' intervallo [-40 °C; 85 °C]. Lavora con un'accuratezza di ± 0.20 °C e una frequenza di campionamento di 4 Hz non modificabile.



Figure 13: Sensore ottico infrarossi
(<https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/202581999-E4-wristband-technical-specifications>)

Capitolo 4

Strumenti per l’elaborazione di tracce audio tridimensionali

Ai fini di questo studio, i due strumenti usati per l’elaborazione dei segnali audio presentati ai partecipanti dell’esperimento, sono stati “*Anaglyph*”, un plug-in *Virtual Station Technology* (VST) per la spazializzazione binaurale e “NU-Tech”, ovvero un software *Digital Audio Workstation* (DAW), compatibile con il plug-in citato prima. Nel corso dei prossimi paragrafi sarà illustrato il funzionamento di entrambi.

4.1 NU-Tech

Il software “NU-Tech” è un ambiente di lavoro che permette, agli utenti, di testare, progettare e modificare in tempo reale le applicazioni. Questa piattaforma risulta essere molto facile da utilizzare perché lavora tramite meccanismi di programmazione ad oggetti, attraverso quelli che vengono chiamati NUTS (NU-Tech Satellites), che rappresentano singoli pacchetti di istruzioni scritti in linguaggio C++.

L'interfaccia grafica con cui si presenta l'ambiente di lavoro è mostrata in Figura 4.

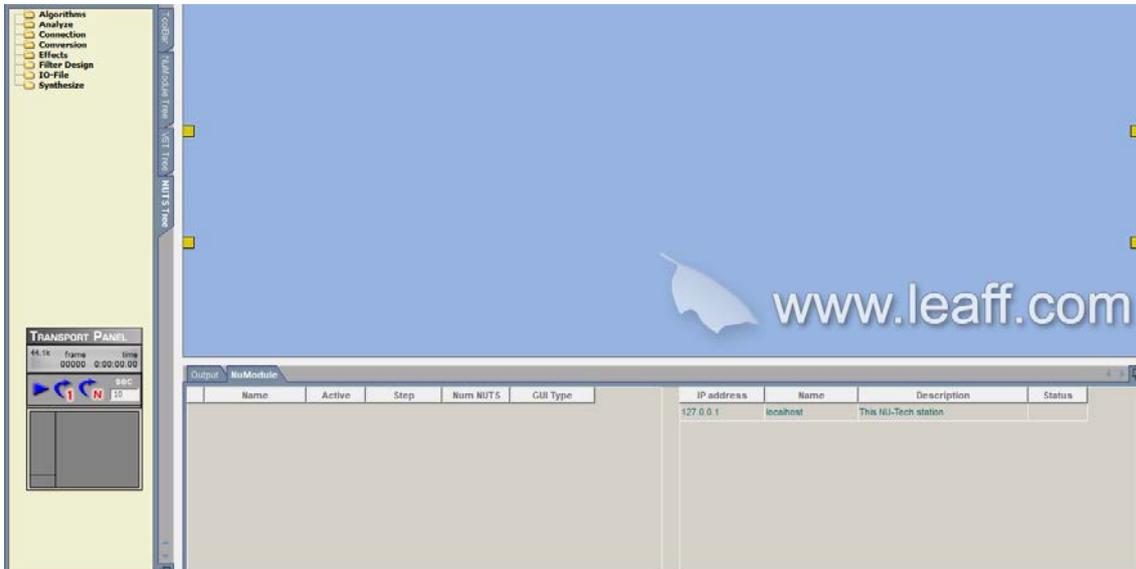


Figura 4: Ambiente di lavoro NU-Tech

I NUTS [13], di maggiore interesse ed utilizzo per il processo di elaborazione delle tracce audio, ai fini di questa ricerca, sono:

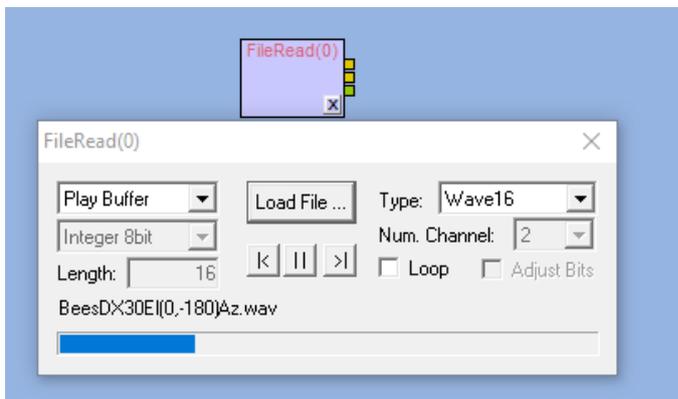
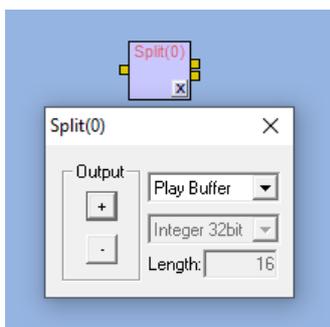


Figura 5: NUTS File Read

progressiva situata nella parte inferiore della finestra delle

impostazioni.

- *FileRead*: (Figura 5) per la lettura di file con estensione di tipo .WAV e .RAW. I dati da leggere vengono trasmessi a un buffer la cui dimensione dipende dal valore Frame Size. La posizione di lettura all'interno del file può essere modificata cliccando sulla barra



- *Split*: (Figura 6) questo NUTS consente di duplicare il segnale in ingresso per ogni pin in uscita. Risulta molto utile qualora si abbia in ingresso una traccia mono-canale e la si voglia rendere in uscita in maniera stereo o multi-canale.

Figura 6: NUTS split

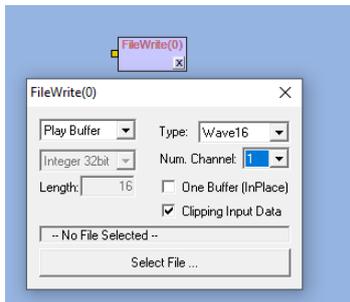


Figura 7: NUTS File Write

- *FileWrite*: (Figura 7) viene usato per scrivere nuovi dati (i dati ottenuti dopo l'elaborazione della traccia audio ad esempio) su file con estensione di tipo .WAV o .RAW. L'utente può selezionare, attraverso la casella indicata come 'Num. Channel', il numero di canali in ingresso da salvare. Tutti i dati possono essere rinominati e salvati su cartelle a discrezione dell'utente.

In figura 8 viene mostrato come si presenta un collegamento tra NUTS, e si mostra anche il NUTS relativo all'Anaglyph, che verrà spiegato nel dettaglio nel prossimo paragrafo.

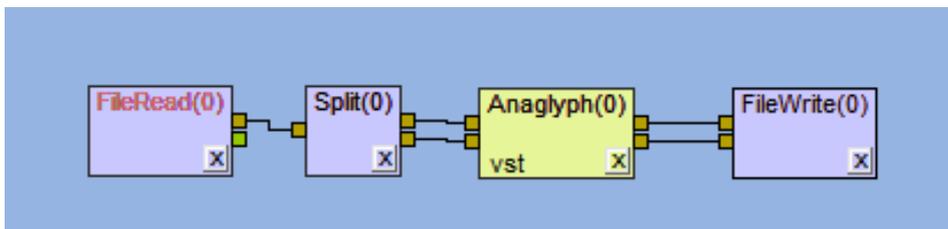


Figura 8: Collegamento tra NUTS

4.2 Anaglyph

L'Anaglyph [14] è un plug-in Virtual Studio Technology (VST) compatibile con la maggior parte dei Digital Audio Workstation (DAW). In generale un VST sfrutta il *Digital Signal Processing* (DSP) per implementare degli algoritmi di elaborazione sonora. In pratica l'Anaglyph è un programma non autonomo che va ad interagire con un altro programma (come ad esempio il NU-Tech descritto in precedenza) in modo tale da andarne ad ampliare le funzionalità originarie.

Nasce con lo scopo di simulare il rendering in tempo reale di un ingresso audio di tipo mono-canale e tramutarlo in un'uscita stereo binaurale a 2 canali. In sostanza questo programma risulta essere molto utile ai fini della sintesi binaurale descritta in precedenza.

Anaglyph è implementato in C++, utilizza il JUCE framework per la compilazione multiplatforma, il design Graphical User Interface (GUI) mostrato in Figura 1 e le caratteristiche standard VST come ad esempio l'automatizzazione, i pre-set, Input/Output management, ecc. I parametri usati per l'elaborazione delle tracce audio ai fini dello studio eseguito, che possiamo vedere evidenziati in Figura 9, sono:

- GAIN: è il guadagno generale che viene applicato al segnale sonoro in ingresso;
- GAIN STUDIO: è il guadagno applicato all'algoritmo di spazializzazione.
- WET MIX: è la percentuale (%) di spazializzazione applicata;
- ELEVATION: indica il grado di elevazione (misurato in °) della sorgente sonora;
- AZIMUTH: indica i gradi azimutali (misurato in °) della sorgente sonora;
- DISTANCE: indica la distanza (misurata in m) della sorgente sonora dal modello della testa.

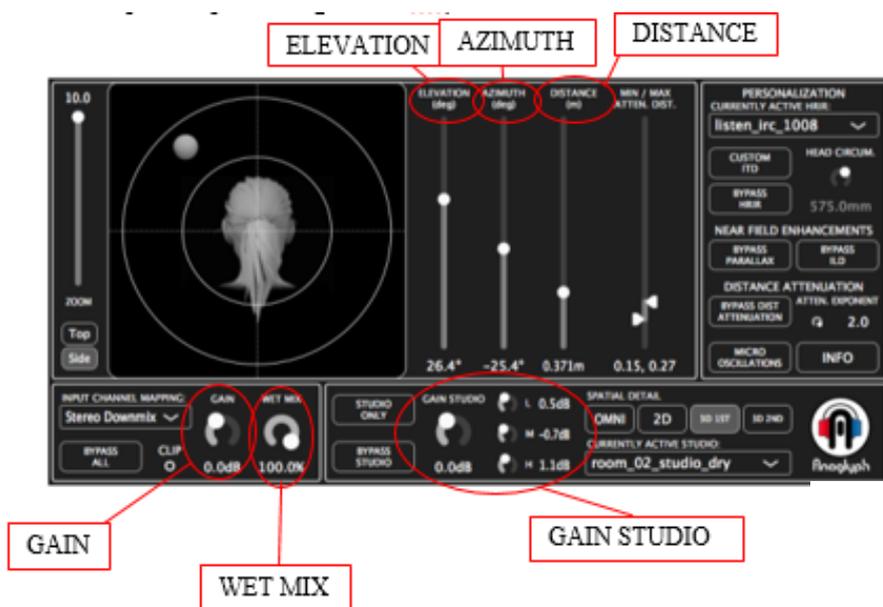


Figura 9: Anaglyph interfaccia GUI

Capitolo 5

Preparazione ed esecuzione del test

In questa sezione dell'elaborato verrà fornita una spiegazione dettagliata del processo di preparazione delle tracce audio utilizzate ai fini dell'esperimento e della fase di acquisizione dei dati necessari ai fini della ricerca eseguita su un piccolo campione di partecipanti.

Mediante il processo di elaborazione dei segnali sonori, si è fatto sì che la traccia originale fosse spazializzata, ovvero simulasse un ascolto tridimensionale, andando quindi a ricreare la percezione del suono in un ambiente reale.

5.1 Preparazione delle tracce audio e delle schede di valutazione

In questa prima fase di preparazione per il test ci si è concentrati maggiormente sul processamento delle tracce audio prima che fossero proposte ai partecipanti del test comparativo. In particolare si è partiti da un totale di undici tracce audio scelte casualmente tra i diversi generi musicali o tra alcuni suoni udibili in natura o nella quotidianità (vedi Figura 14) e vi è stata una prima fase di ascolto.

Dopo aver verificato la frequenza di campionamento di ciascuna traccia presa singolarmente, si è passati a processare quest'ultima attraverso il NU-Tech (vedi paragrafo 1.3.1). E' stato

- Classic (mono, 48kHz);
- Jazz (mono, 48kHz);
- Pop (mono, 48kHz);
- Rock (mono, 48kHz);
- Soul (mono, 48kHz);
- Music Dist (stereo, 48kHz);
- Music (stereo, 48kHz);
- Noise (stereo, 44.1kHz);
- Rain (stereo, 44.1kHz);
- Snoring (stereo, 44.1kHz);
- Bees (stereo, 32kHz);

Figura 14: Elenco tracce audio

necessario impostare l'ambiente di lavoro sul sample rate corretto affinché la traccia processata non subisse alterazioni (ad esempio rallentamenti o distorsioni) rispetto a quella originale. Una volta verificato che la frequenza di campionamento sul NU-Tech coincidesse con quella della traccia, il file audio originale è stato caricato e letto all'interno dell'ambiente di lavoro NU-Tech. Per le tracce mono-canale è stato necessario utilizzare un pacchetto di istruzioni (vedi "Split", paragrafo 1.3.1) grazie al quale è stato possibile ottenere in uscita un segnale di tipo stereo, necessario per procedere con l'elaborazione attraverso il plug-in Anaglyph (vedi paragrafo 1.3.2).

Il segnale in uscita è stato raccolto dall'ultimo blocco di istruzioni utilizzato, ovvero il 'FileWrite', attraverso cui è stato possibile scrivere il segnale audio processato su una cartella apposita. Il blocco di istruzioni relativo al plug-in rappresenta il punto fondamentale del processo di elaborazione dei segnali audio. Ciascuna delle undici tracce è stata elaborata secondo questo schema (n.d.r. per i dettagli relativi ai parametri citati fare riferimento al paragrafo 1.3.2):

- si è impostato il valore di distanza della sorgente sonora a 0,150 m dalla testa fittizia rappresentata sulla finestra di lavoro del plug-in;
- ogni traccia è stata processata su tre valori differenti di angoli di elevazione della sorgente sonora, ovvero -30° , 0° e $+30^\circ$. In questo modo per ciascuna delle undici tracce sono state ottenute tre tracce differenti per elevazione della sorgente
- ogni traccia, per ogni elevazione tenuta fissa, è stata processata facendo scorrere l'indicatore relativo al valore di angolo azimutale in base alla posizione, destra o sinistra, in cui collocare il suono e al movimento da compiere, dalla posizione frontale a quella posteriore e viceversa. In particolare nel caso di suono posizionato a sinistra, l'angolo azimutale viene fatto variare da -180° a 0° per il movimento da dietro ad avanti e da 0° a -180° per quello da avanti a dietro, allo stesso modo per il suono posizionato a destra, l'angolo viene fatto variare da 0° a 180° per il movimento da avanti a dietro e da 180° a 0° per il contrario (Figura 15). In questo modo, ad ogni

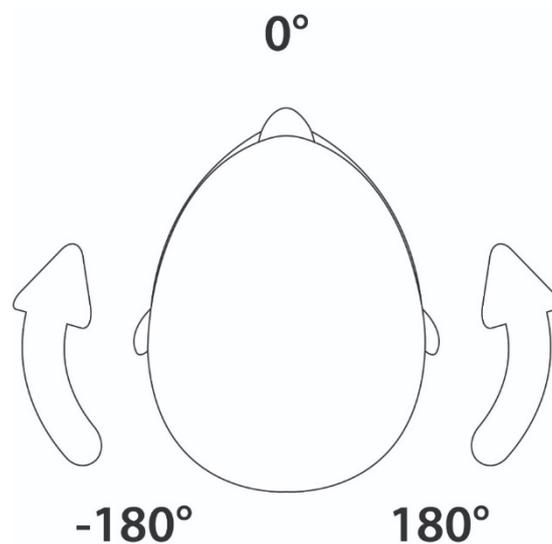


Figura 15: Schema angoli azimutali

traccia, per ogni valore di elevazione, corrispondono quattro ulteriori tracce

elaborate, ciascuna con una posizione ed un movimento diverso, per un totale di dodici tracce ottenute a partire da una originale (Figura 16).

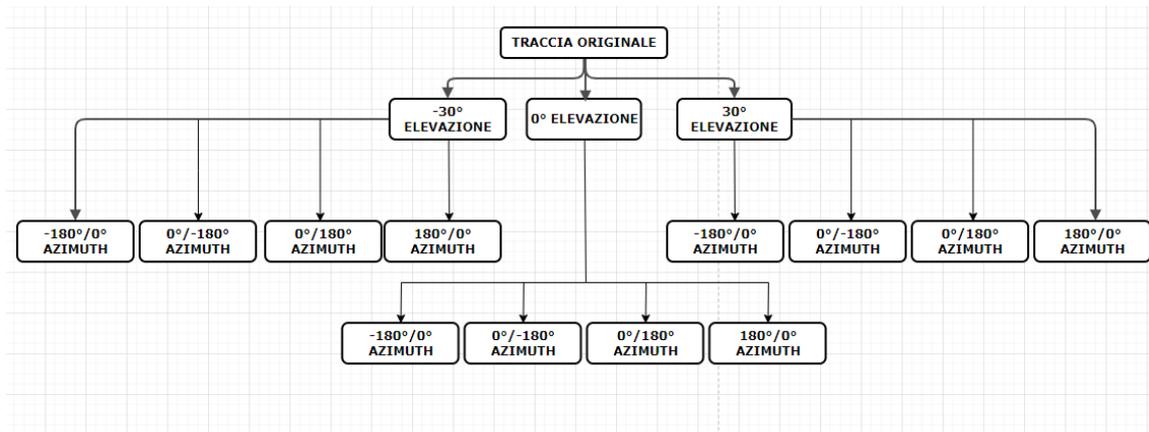


Figura 16: Diagramma ad albero elaborazione tracce

Alla fine di questo processo di elaborazione si sono ottenute quindi 11x12 tracce elaborate, ovvero 132 tracce, ciascuna diversa dall'altra.

Per concludere di questa fase di preparazione dei segnali audio digitali sono state scelte 6 tracce (vedi Figura 17) tra le 132 disponibili.

➤ Traccia 1: «Music»

- Elevazione 30°; movimento Avanti→Dietro (0°→180°) a destra;
- Elevazione 0°; movimento Dietro→Avanti (-180°→0°) a sinistra;
- Elevazione -30°; movimento Dietro→Avanti (180°→0°) a destra;

➤ Traccia 2: «Bees»

- Elevazione 30°; movimento Dietro→Avanti (180°→0°) a destra;
- Elevazione 0°; movimento Avanti→Dietro (0°→-180°) a sinistra;
- Elevazione -30°; movimento Dietro→Avanti (-180°→0°) a sinistra;

Figura 17: Elenco tracce selezionate

L'ultimo step necessario prima di poter proseguire con l'acquisizione dei dati è stata la definizione delle scheda di valutazione (nel corso dell'elaborato verrà anche indicata come questionario) seguendo la normativa in vigore per i test di tipo comparativo riguardanti la qualità del suono [15]. E' stata realizzata, quindi, una scheda di valutazione per ciascuna delle due tracce selezionate ("Music" e "Bees"). Nel questionario si chiedeva all'ascoltatore di dare un giudizio

(da -3 a +3) alle tracce elaborate confrontate con quelle originali, in relazione a tre parametri differenti: presenza di disturbi, trasparenza e impressione globale (Figura 18).

TRACCIA: Bees		
Presenza di rumore o di disturbi		
Ascolto 1	Ascolto 2	Ascolto 3
3 → Molto meglio	3 → Molto meglio	3 → Molto meglio
2 → Meglio	2 → Meglio	2 → Meglio
1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio
0 → Uguale	0 → Uguale	0 → Uguale
-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio
-2 → Peggio	-2 → Peggio	-2 → Peggio
-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio
Trasparenza		
Ascolto 1	Ascolto 2	Ascolto 3
3 → Molto meglio	3 → Molto meglio	3 → Molto meglio
2 → Meglio	2 → Meglio	2 → Meglio
1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio
0 → Uguale	0 → Uguale	0 → Uguale
-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio
-2 → Peggio	-2 → Peggio	-2 → Peggio
-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio
Impressione Globale		
Ascolto 1	Ascolto 2	Ascolto 3
3 → Molto meglio	3 → Molto meglio	3 → Molto meglio
2 → Meglio	2 → Meglio	2 → Meglio
1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio	1 → Leggermente meglio
0 → Uguale	0 → Uguale	0 → Uguale
-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio	-1 → Leggermente peggio
-2 → Peggio	-2 → Peggio	-2 → Peggio
-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio	-3 → Molto peggio

Figura 18: Esempio scheda di valutazione traccia "Bees"

Nel caso del parametro relativo alla presenza di disturbi, si chiedeva all'ascoltatore, di dare un giudizio in base alla presenza o meno di rumori di fondo, alterazioni o distorsioni. Il secondo parametro riguardava la percezione dei dettagli del segnale sonoro ascoltato, ovvero se la traccia risultasse chiara o meno, se si riuscisse a distinguerne i dettagli o meno. L'ultimo parametro, quello relativo all'impressione globale, chiedeva all'ascoltatore di indicare, attraverso il numero corrispondente, il grado di gradimento complessivo della traccia spazializzata rispetto a quella originale.

Terminata anche la preparazione della scheda mostrata sopra, si è passati alla fase di acquisizione dei dati mediante l'ascolto delle tracce elaborate e lo svolgimento del test comparativo da parte dei soggetti coinvolti.

5.2 Procedura di acquisizione dati

Per l'acquisizione dei dati è stato testato un piccolo campione di soggetti (sani) volontari composto da 10 persone di cui 4 femmine, 6 maschi, con età media pari 31 anni (± 12), altezza media pari a 1.693 m ($\pm 0,11$ m) e peso medio pari a 74.8 kg (± 12.15 kg). Tutti i test sono stati condotti in una stanza in condizioni di scarsa illuminazione, in assenza di rumori e stimoli esterni, come ad esempio altre persone o dispositivi elettronici (telefono cellulare, tablet, smartwatch ecc.) in modo da garantire che i dati registrati fossero frutto solo dello stimolo sonoro ascoltato e non di stimoli esterni di altro tipo.

Per la riproduzione delle tracce selezionate è stato utilizzato il software "foobar2000 v1.6.8", scelto poiché garantisce il riconoscimento automatico della frequenza di campionamento della traccia e durante la riproduzione non va, dunque, ad alterarne il segnale. Per la ricezione del segnale, a tutti i partecipanti, sono state fornite delle cuffie, modello K52 prodotte dalla AKG by Harman mentre per l'acquisizione dei parametri fisiologici i partecipanti hanno indossato il dispositivo E4 di Empatica, posizionato sul braccio non dominante, per tutta la durata del test (circa un'ora) (n.d.r. per le caratteristiche del dispositivo vedi paragrafo 2.3). ###

Come prima cosa, a ciascuno dei partecipanti, è stato spiegato il procedimento di acquisizione ed il meccanismo di compilazione del questionario per la valutazione comparativa delle tracce proposte. In particolare, con lo scopo di fornire a tutti la stessa spiegazione e la stessa quantità di informazioni, è stata stilata una breve introduzione all'esperimento (riportata di seguito), letta prima di procedere con l'acquisizione dei dati.

“L'esperimento si compone di sei singoli test, ciascuno dalla durata di circa 10/11 minuti. Ogni test si ripeterà con la stessa modalità. Al soggetto partecipante sarà fornito un braccialetto da indossare al polso (n.d.r. non dominante) necessario per l'acquisizione dei valori relativi all'attività elettrodermica, alla frequenza cardiaca ed alla temperatura cutanea superficiale. Per tutta la durata del test, ciascun partecipante dovrà rimanere ad occhi chiusi, in una posizione comoda (sdraiato/a o steso/a) ed evitare qualsiasi movimento. Ogni test si compone di tre fasi. Ci sarà una prima fase, della durata di circa 5 minuti, di acquisizione dei segnali attraverso il dispositivo indossabile E4 di Empatica in condizioni di totale riposo, al termine dei quali saranno fatte partire due tracce audio, la prima originale e la seconda modificata. Anche durante questa fase di ascolto il braccialetto sarà attivo e quindi continuerà ad acquisire dati. In corrispondenza

dell'inizio della prima traccia ed al termine della seconda dovrà essere premuto il pulsante presente sul bracciale, questa seconda fase avrà una durata di circa 1/2 minuti, al termine dei quali sarà mostrato un questionario che dovrà essere compilato durante gli ultimi minuti del test. Il questionario richiede dei giudizi qualitativi, relativi alla seconda traccia ascoltata rispetto a quella originale, che vanno da 'molto peggio' (-3) a 'molto meglio' (+3) riguardo a tre parametri differenti, ovvero 'disturbi', 'trasparenza' e 'impressione globale'. Da quando termina la seconda traccia saranno acquisiti segnali relativi ai parametri fisiologici nominati prima per altri 4 minuti circa. Al termine della terza fase, il braccialetto sarà spento e a questo punto ti sarà comunicato che il test è concluso. Tutta questa procedura sarà eseguita per 6 volte, per una durata totale dell'esperimento di circa 1 ora e 15 minuti."

Dopo aver letto l'introduzione, i soggetti sono stati sottoposti al test nei tempi e nelle modalità sopra descritte. Una volta terminati i test relativi a ciascun partecipante, i dati sono stati scaricati dal cloud di Empatica in maniera tale da poter essere elaborati e successivamente analizzati.

Capitolo 6

Elaborazione dei dati

I dati ottenuti mediante l'acquisizione con il dispositivo indossabile Empatica E4 sono stati scaricati dal Cloud E4 Connect ed elaborati sfruttando degli algoritmi sviluppati nell'ambiente di lavoro MATLAB, che verranno descritti in maniera dettagliata nei paragrafi successivi.

6.1 Definizione dei segnali: con stimolo e senza stimolo

La prima fase di elaborazione dei segnali prevedeva il taglio dei segnali originali (Figura 19). Infatti, ciascun segnale EDA, *heart rate* (HR) e temperatura (TEMP), è stato diviso in due parti: in presenza di stimolo sonoro (n. d. r. da qui in poi indicato anche come CS – Con Stimolo) e in assenza di stimolo sonoro (n.d.r. da qui in poi indicato anche come SS – Senza Stimolo).

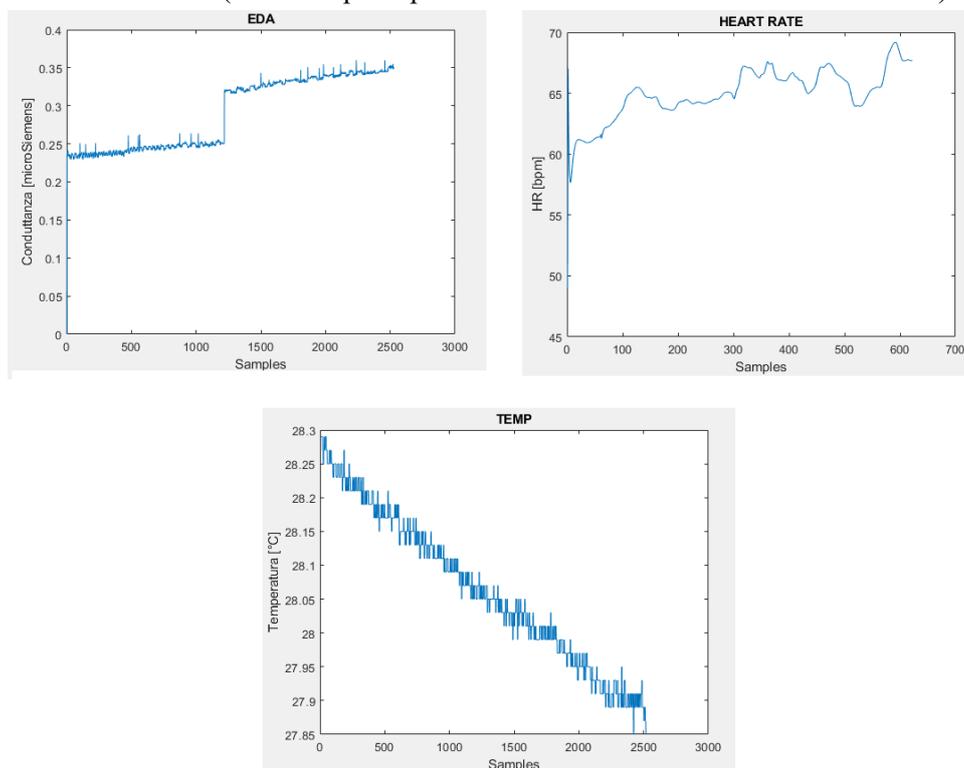


Figura 19: Segnali EDA, HR e TEMP originali di un partecipante

Per prima cosa si è provveduto al caricamento dei dati, relativi ai segnali fisiologici sopra citati, e dei file *.tags* relativi agli istanti di tempo in cui il pulsante sul dispositivo indossabile

Empatica E4 è stato premuto. In questo modo i segnali grezzi sono stati separati (Figura 20), facendo riferimento agli istanti dei *tags*, ed i dati relativi sono stati salvati su file di tipo .csv separati.

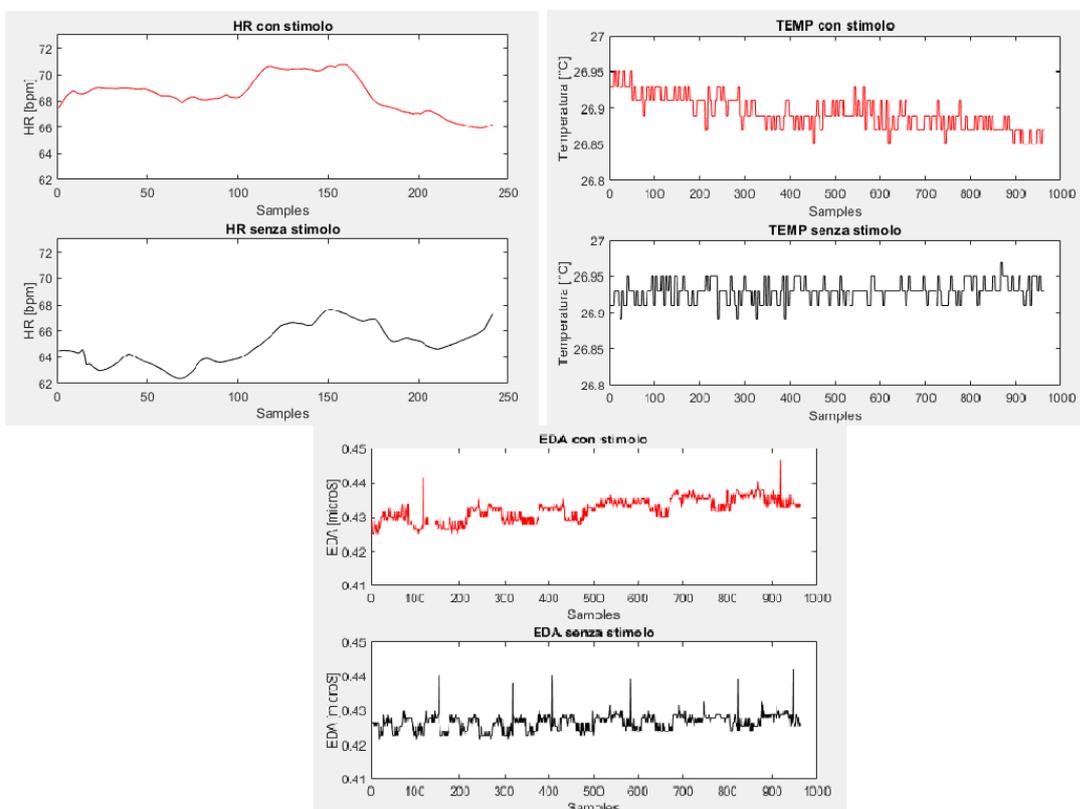


Figura 20: Segnali EDA, HR e TEMP separati (con e senza stimolo) di un partecipante

6.2 Numero di picchi nel segnale EDA

Come accennato nel paragrafo 2.1.1, la ricerca di picchi all'interno del segnale è importante poiché, essendo caratteristici della componente fasica [9] del segnale ed andando a caratterizzare quella che chiamiamo Risposta di Conduttanza Specifica (SCR), rappresentano nel miglior modo possibile la risposta dell'organismo in relazione allo stimolo esterno (in questo caso di tipo sonoro).

Per la ricerca dei picchi (Figura 21) nel segnale di attività elettrodermica è stato usato il codice descritto dalla Pocket Guide [16].

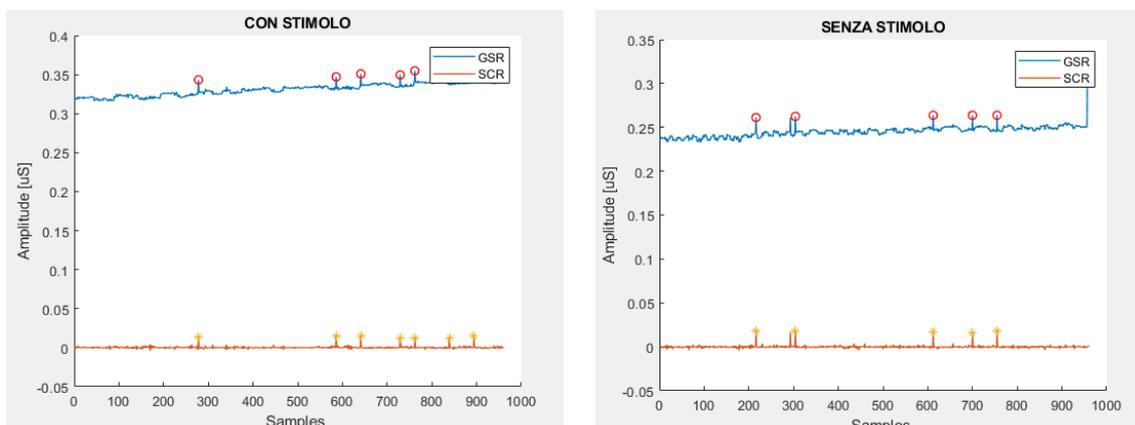


Figura 21: Picchi nel segnale EDA esempio di un partecipante

L'algoritmo si sviluppa in tre fasi distinte:

- 1- Il primo step prevede il caricamento dei dati relativi ai segnali di EDA con stimolo (CS) e senza stimolo (SS).
- 2- Il secondo step prevede la creazione di due vettori ('onset' e 'offset') necessari per l'individuazione della posizione dei picchi nel segnale. Questi vettori vanno ad individuare

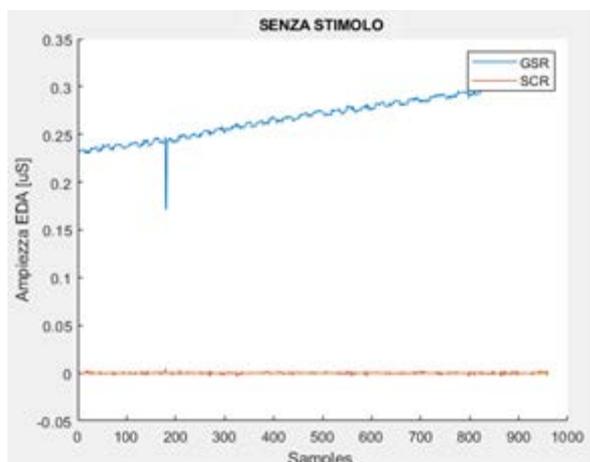


Figura 22: Esempio GSR con assenza di picchi

gli istanti di tempo relativi al segnale, in cui rispettivamente si registra un valore superiore e inferiore alla soglia di 0,01 μ S. Se in questa fase il codice restituisce un errore durante la compilazione significa che non è stata registrata la presenza di picchi nel segnale GSR (Figura 22). Una verifica di questa condizione si può effettuare andando a "plottare" il grafico relativo ai dati GSR e controllando in maniera visiva che effettivamente non ci sia la presenza di picchi, quindi il segnale non supera mai la soglia di 0,01 μ S.

- 3- Il terzo step prevede l'utilizzo dei due vettori formati precedentemente, per la creazione di una matrice in cui ogni riga conterrà nella prima colonna l'onset e nella seconda l'offset,

in questo modo quindi ogni riga della matrice andrà a rappresentare un intervallo in cui è presente un picco di segnale. Si predispone una variabile che avrà la funzione di un indice, servirà quindi a scorrere i due vettori, ed una variabile Booleana per cui 'true=1' e 'false=0' per passare dal vettore di *onset* a quello di *offset*. Dopodiché, attraverso una serie di cicli "For" concatenati a cicli "If, while", se è verificata la condizione per cui il valore del vettore *onset* alla posizione indicata dall'indice è nullo e il valore dell'indice è minore della lunghezza minima tra il vettore *onset* e *offset* e finché il valore i-esimo del vettore *onset* è nullo allora si avvanza di posizione scorrendo sul vettore *onset*. Quando si registra un valore di *onset* diverso da zero allora questo viene memorizzato nella prima colonna della matrice. A questo punto la variabile Booleana, definita in precedenza, cambia valore ed in questo modo si passa a scorrere il vettore di *offset*. In questa condizione si innesca il secondo "If" concatenato, tale che, finché sono valide le condizioni per cui il valore del vettore *offset* nella posizione indicata dall'indice è nullo e il valore dell'indice è minore della lunghezza minima tra il vettore *onset* e *offset*, allora finché il valore di *offset* è nullo si scorre il vettore stesso, quando viene registrata alla posizione i-esima un valore di *offset* diverso da zero allora l'indice è memorizzato nella seconda colonna della matrice. Quando per ultimo valore viene trovato un *offset/onset* corrispondente all'ultimo campione del segnale, nell'ultima riga della matrice creata appare una riga che ha valori di *onset* e di *offset* uguali e di conseguenza a questo punto la matrice degli intervalli è stata definita. L'ultimo passo per la ricerca dei picchi nel segnale è la creazione della matrice che contiene nelle colonne i valori di ogni intervallo, si avrà quindi una matrice di n colonne, tante quante sono le coppie di intervalli definiti con la matrice precedente, in cui ciascuna colonna contiene i valori di conduttanza elettrica della pelle registrata nell'intervallo. Viene poi calcolato su ciascuna colonna il massimo, valore che poi viene inserito nel file dati finali. Viene poi calcolato il valore di ampiezza del picco come differenza tra il valore

del picco stesso ed il valore corrispondente all'istante di *onset*, tutti questi dati sono poi registrati su un file di tipo .xls (Figura 23).

	A	B	C
1	Pos_Peak: Max_Peaks[uS]		
2	278	0,34317	
3	586	0,34701	
4	641	0,35085	
5	729	0,34957	
6	762	0,35469	
7	839	0,35085	
8	894	0,35469	
9			

Figura 23: Esempio file .xls picchi EDA di un soggetto

Questo algoritmo è stato quindi applicato a tutti i segnali EDA registrati, per ciascuna traccia ascoltata durante i test di ognuno dei partecipanti, per la parte di segnale con stimolo e per quella senza stimolo.

6.3 Frequenza cardiaca e temperatura media, massima e minima

Anche per il calcolo dei valori di frequenza cardiaca media, massima e minima sono stati usati una serie di algoritmi scritti sull'ambiente di lavoro MATLAB. Dopo aver caricato il file contenente i dati grezzi relativi al segnale HR (precedentemente diviso in segnale CS e SS), attraverso due cicli "For" concatenati si vanno a creare delle finestre temporali della durata di 60 secondi (1 minuto) all'interno delle quali viene calcolato il valore medio, il quale viene poi posizionato sul sessantesimo campione che si riferisce ai 60 secondi precedenti. Si va così a creare un vettore riga contenente i valori medi di ogni campione di HR. A questo punto attraverso delle funzioni MATLAB ('mean', 'std', 'min' e 'max') si possono calcolare rispettivamente la media, la deviazione standard, il minimo ed il massimo su tutti gli HR della sessione (Figura 24).

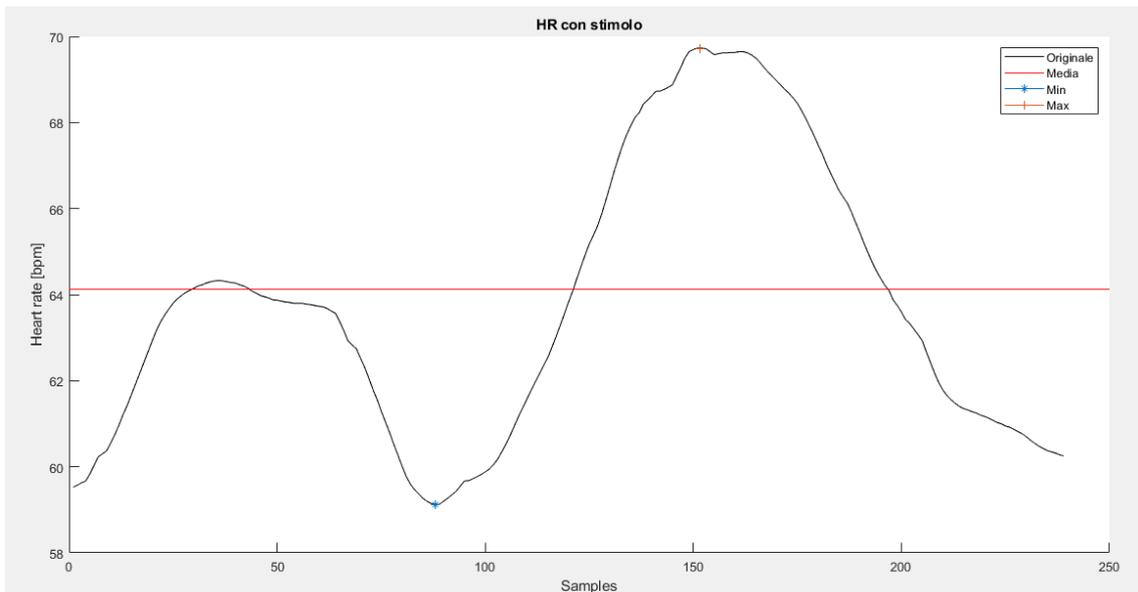


Figura 24: Esempio segnale HR senza stimolo, segnale medio, valore massimo e minimo di un soggetto.

I dati ricavati sono memorizzati su un file di tipo .xls (Figura 25).

	A	B	C	D	E
1	Mean_HR	std_HR [b]	min_HR[b]	max_HR [bpm]	
2	66,37077	0,188599	66,21344	66,57984	
3					

Figura 25: Esempio dati HR con stimolo

Questo algoritmo è stato quindi applicato a tutti i segnali HR registrati, per ciascuna traccia ascoltata durante i test di ognuno dei partecipanti, per la parte di segnale con stimolo e per la parte senza stimolo.

Allo stesso modo, per ricavare i valori di temperatura media, temperatura massima e temperatura minima sono state utilizzate le stesse funzioni nominate per i valori di HR, della libreria di MATLAB. Dopo aver caricato i dati grezzi relativi alla temperatura in presenza di stimolo, e senza, sono stati ricavati, quindi, i valori di temperatura media, massima e minima e la deviazione standard (Figura 26). Anche in questo caso, i dati sono stati memorizzati in un unico file .xls (Figura 27). Questo algoritmo è stato quindi applicato a tutti i segnali TEMP registrati, per ciascuna traccia ascoltata durante i test di ognuno dei partecipanti.

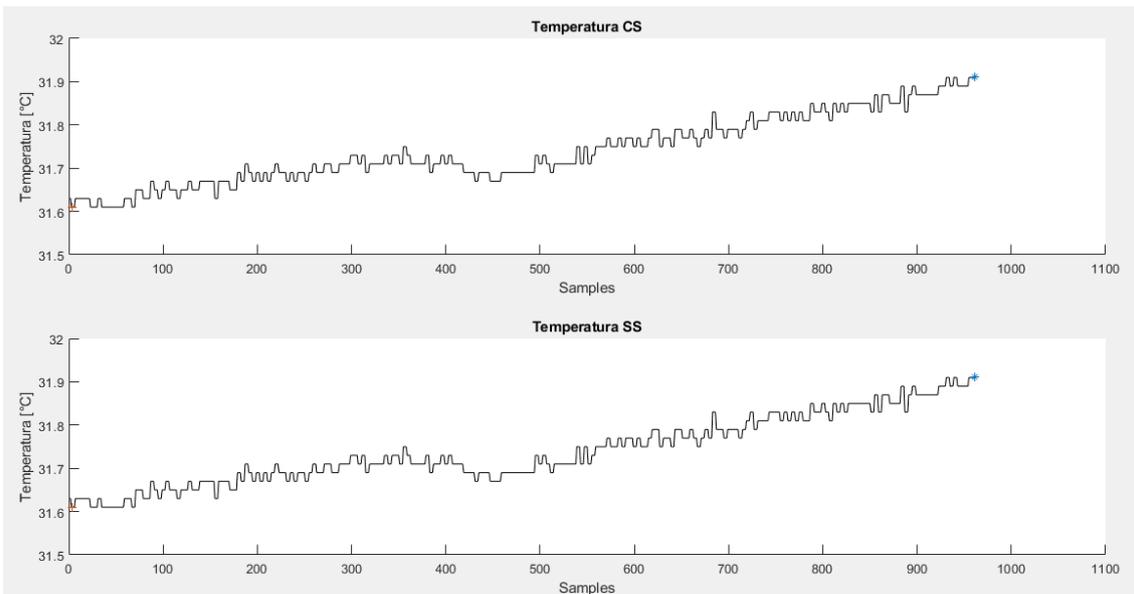


Figura 26: Esempio dati TEMP di un soggetto.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	TEMP_Me	TEMP_De	TEMP_Ma	TEMP_Mir	TEMP_Me	Temp_De	TEMP_Ma	TEMP_Min_SS	
2	27,99807	0,04256	28,09	27,91	28,1402	0,046638	28,23	28,05	
3									
*									

Figura 27: Esempio file dati TEMP con stimolo e senza.

Capitolo 7

Risultati e discussioni

I risultati ottenuti mediante le procedure di elaborazione descritte nel capito precedente sono stati utilizzati per effettuare dei confronti relativi al comportamento fisiologico dello stesso soggetto (analisi intra-soggetto) durante tutta la fase di ascolto di tutte e sei le tracce, ma anche per confrontare i dati relativi al comportamento fisiologico di tutti i partecipanti (analisi inter-soggetti) in relazione ad ogni traccia ascoltata durante la fase di esecuzione del test comparativo. Ogni valutazione è stata fatta calcolando il valore medio registrato ed il valore di deviazione standard. La deviazione standard è un parametro che ci indica quanto ciascuno dei valori considerati si discosta dalla media, quindi la variabilità del dato.

7.1 Confronti intra-soggetto

Dall'analisi dei risultati ricavati effettuando un confronto intra-soggetto, considerando quindi una media (e la relativa deviazione standard) dei parametri relativi a tutte e sei le tracce presentate durante il test comparativo, è emerso che per quanto riguarda il segnale EDA, per il 60% dei partecipanti, si registra una differenza tra la media del segnale con stimolo e la media di segnale senza stimolo, minore di $0,01 \mu\text{S}$. In figura 28 e in figura 29 vengono mostrati i dati, relativi a due partecipanti differenti, come esempio di quanto detto in precedenza.

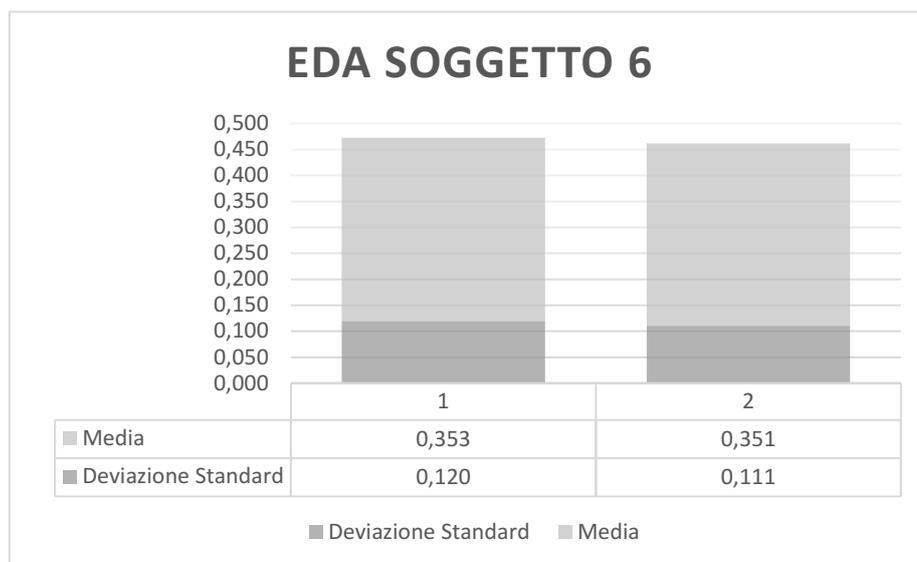


Figura 28: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di differenza di media minore di $0,01 \mu\text{S}$.

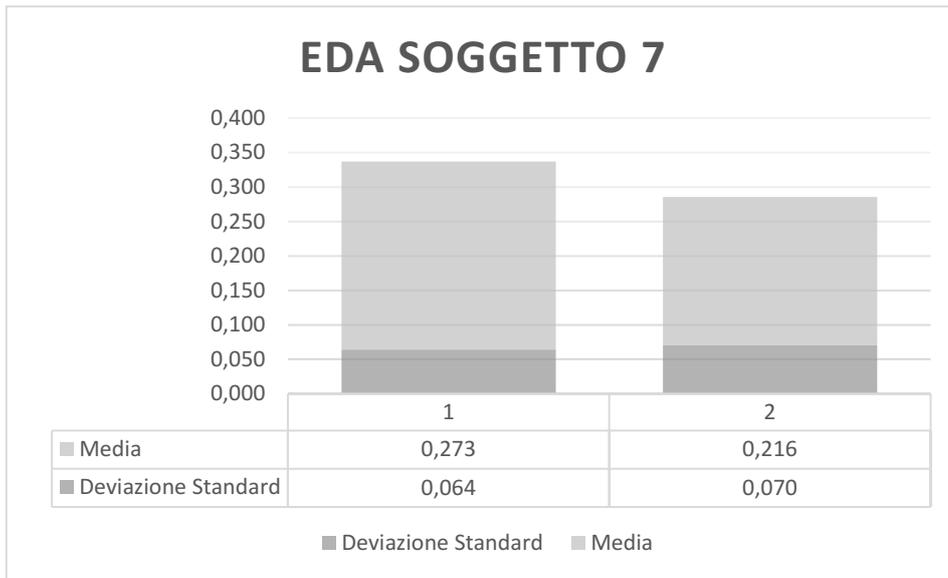


Figura 29: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di differenza di media maggiore a $0.01 \mu S$.

Considerando, invece, la quantità di picchi registrati, si può osservare che in media il numero di picchi risulta essere maggiore in presenza di stimolo per 4 partecipanti (2 femmine e 2 maschi) su 10 (Figura 30-31).

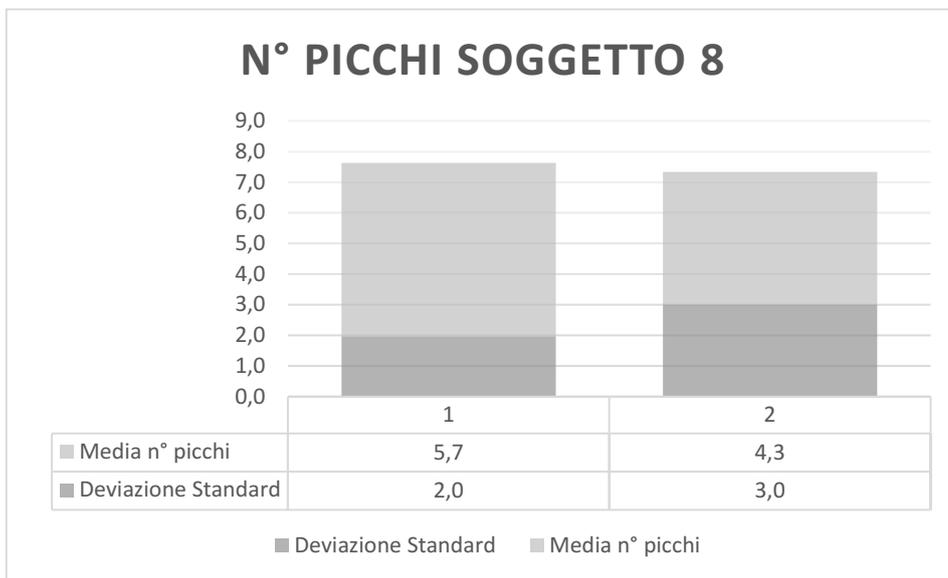


Figura 30: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di (media) n° picchi maggiore nel segnale con stimolo.

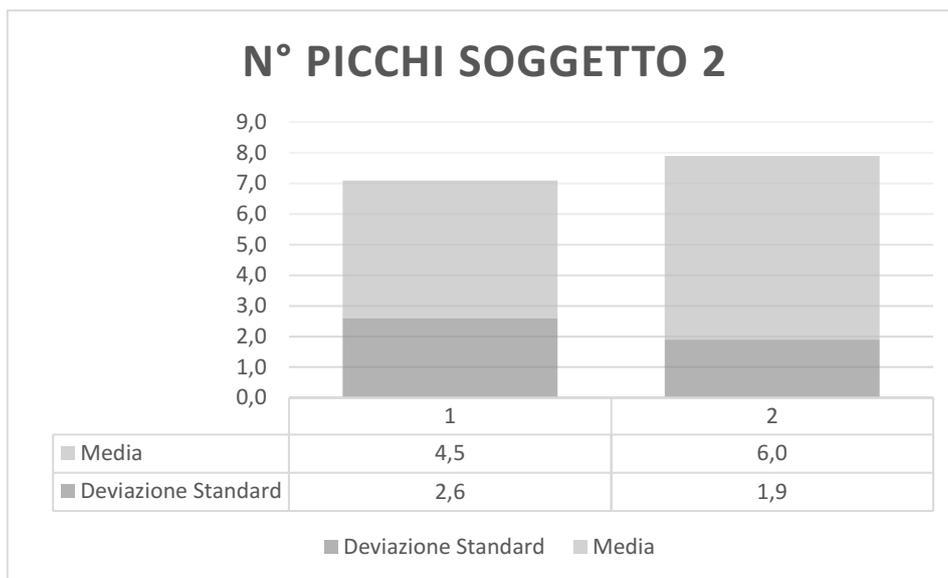


Figura 31: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di (media) n° picchi maggiore nel segnale senza stimolo.

Nel caso, invece, del parametro relativo alla frequenza cardiaca (o *heart rate*) si è registrato, nell'80% della popolazione testata, che la frequenza cardiaca media, in presenza di stimolo, subisce un aumento, che varia tra 1 bpm e 2.5 bpm (un esempio è riportato in Figura 32), rispetto

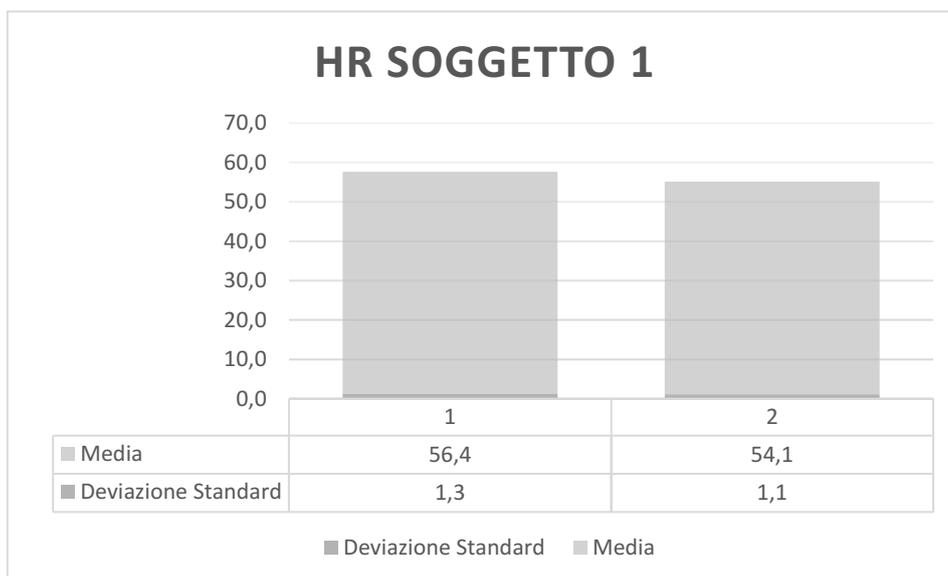


Figura 32: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui la frequenza cardiaca risulta mostrare una variazione maggiore di circa 2,5 bpm.

ai valori registrati in assenza di stimolo sonoro. Nel caso del restante 20% di popolazione invece, si osserva che, al contrario la frequenza cardiaca ha una bassa variazione; si registra, infatti, una differenza tra la media della frequenza cardiaca in presenza di stimolo e la frequenza media in assenza di stimolo, che varia tra 0.1 bpm e 0.3 bpm (un esempio è riportato in Figura 33).

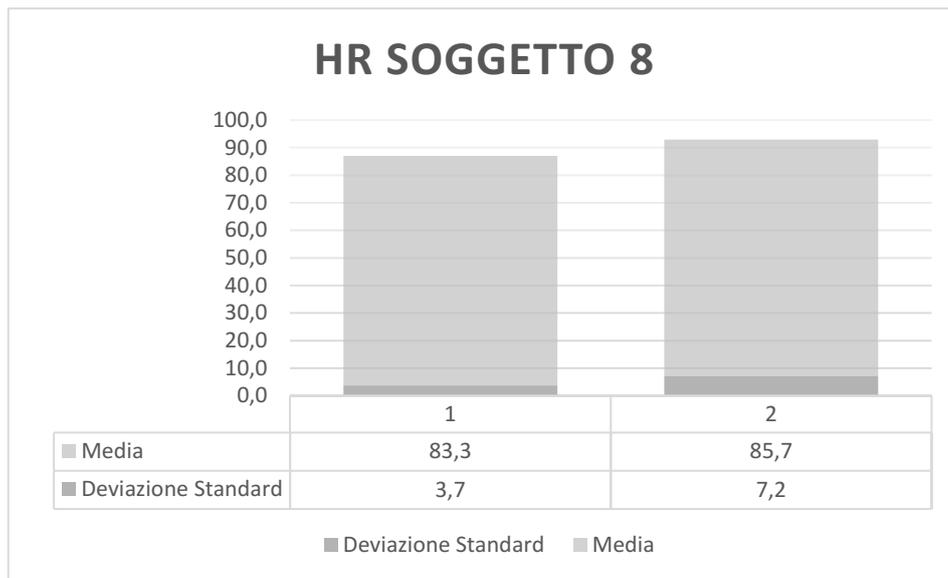


Figura 33: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui la frequenza cardiaca risulta essere maggiore nella fase di registrazione senza stimolo.

Andando ad analizzare invece l'ultimo parametro preso in esame, ovvero la temperatura superficiale cutanea, non sono emerse grandi variazioni dipendentemente dalla presenza o meno di stimolo, nella quasi totalità della popolazione (circa il 90%). Tuttavia, in questo caso occorre tenere conto dei valori di deviazione standard (che va ad indicare quanto i singoli valori registrati si discostano dalla media calcolata) poiché sono risultati essere elevati in circa il 50% della popolazione (Figura 34-35), questo significa che in realtà il singolo valore registrato presenta una maggiore variazione rispetto alla media.

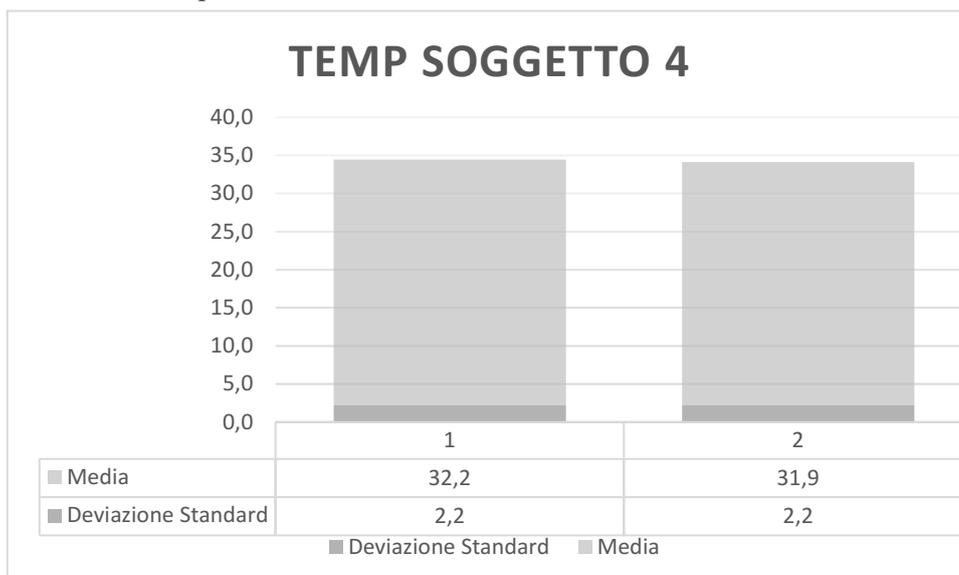


Figura 34: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui la temperatura non varia in maniera significativa ma il valore di deviazione standard risulta essere elevato

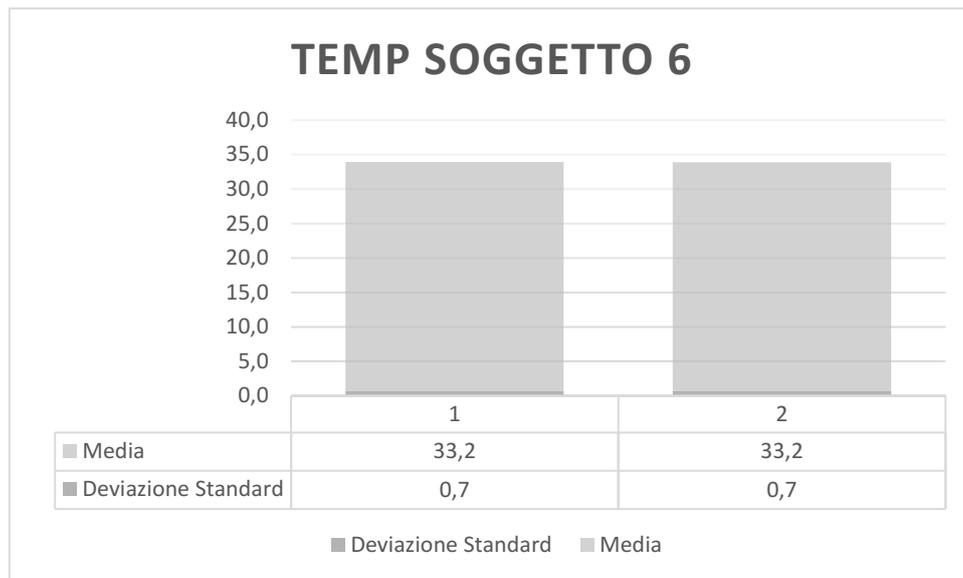


Figura 35: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui la temperatura non varia ed il valore di deviazione standard risulta essere contenuto.

7.2 Confronti inter-soggetti

Il secondo tipo di confronto effettuato durante l'analisi dei risultati è stato fatto prendendo in esame, per ogni segnale, i valori registrati di tutti i partecipanti durante l'ascolto di una stessa traccia. In particolare, per il segnale di attività elettrodermica della pelle si osserva che in 4 tracce su 6 (le tracce 'Music' a tutte e tre le elevazioni proposte e la traccia 'Bees' a -30° di elevazione), tutti i partecipanti hanno mostrato un aumento del valore medio dell'ampiezza dei picchi di segnale, con una variazione compresa tra 0.01 μS e 0.08 μS , in presenza dello stimolo acustico (un esempio è riportato in Figura 36 per la traccia *Music*). Osservando, invece, i risultati relativi alla traccia 'Bees' a 0° elevazione (Figura 37) si nota che generalmente tutti i partecipanti hanno avuto un comportamento inverso, ovvero la media dell'attività elettrodermica della pelle

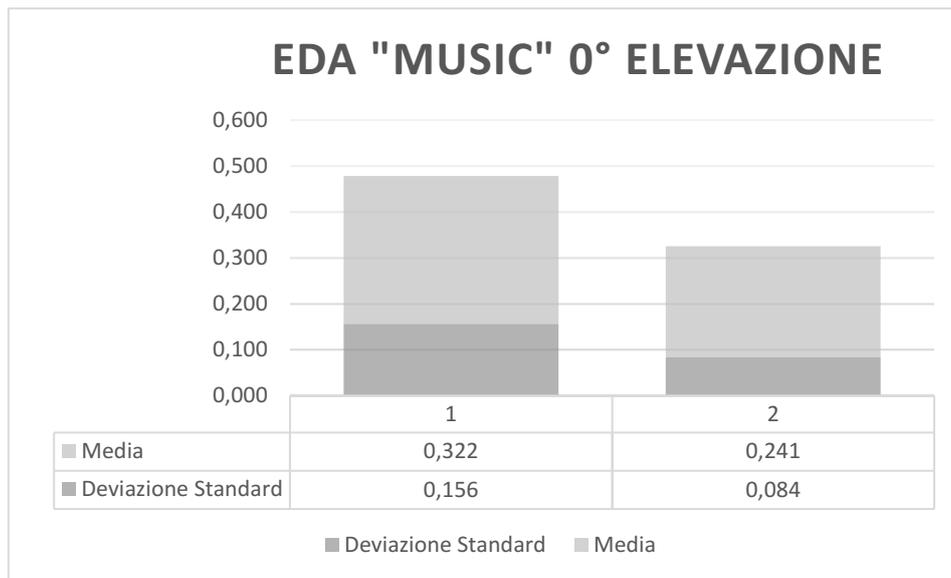


Figura 36: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui il segnale di EDA è maggiore in presenza di stimolo.

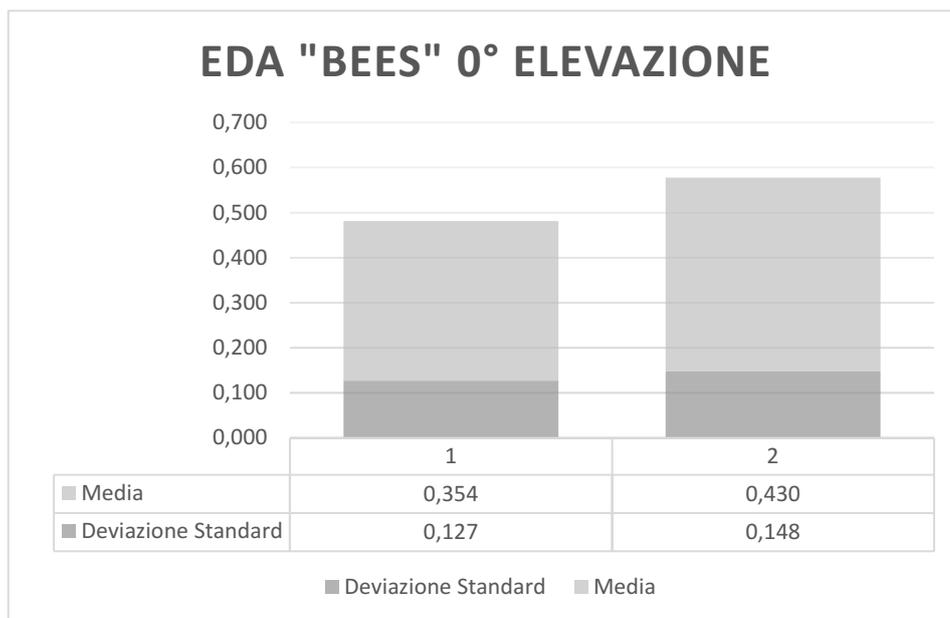


Figura 37: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui il segnale di EDA è maggiore in assenza di stimolo.

registrata risulta essere maggiore nella fase di acquisizione dei dati in assenza di stimolo, con una differenza di segnale pari a 0.076 μ S.

Un'altra particolarità emerge per la traccia 'Bees' a 30° di elevazione (Figura 38), infatti, in questo caso viene evidenziata una piccolissima differenza (non rilevabile dallo strumento) (approssimativamente pari 0.002 μ S) confrontando i dati relativi alla parte di segnale con stimolo e quelli senza stimolo.

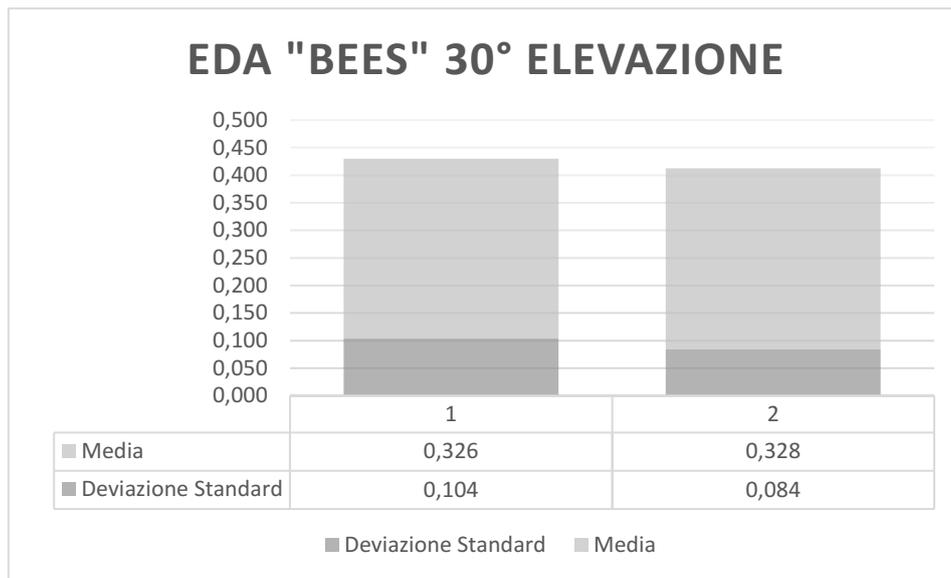


Figura 38: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui il segnale di EDA non varia indipendentemente dalla presenza o meno dello stimolo.

Confrontando, poi la media della quantità di picchi presenti per ogni traccia emerge che in 3 tracce su 6 (*'Music'* a -30° e 0° di elevazione, *'Bees'* a -30° di elevazione) la media del numero di picchi presenti nel segnale in presenza di stimolo è maggiore di quella relativa al segnale in assenza di stimolo (Figura 39-40).

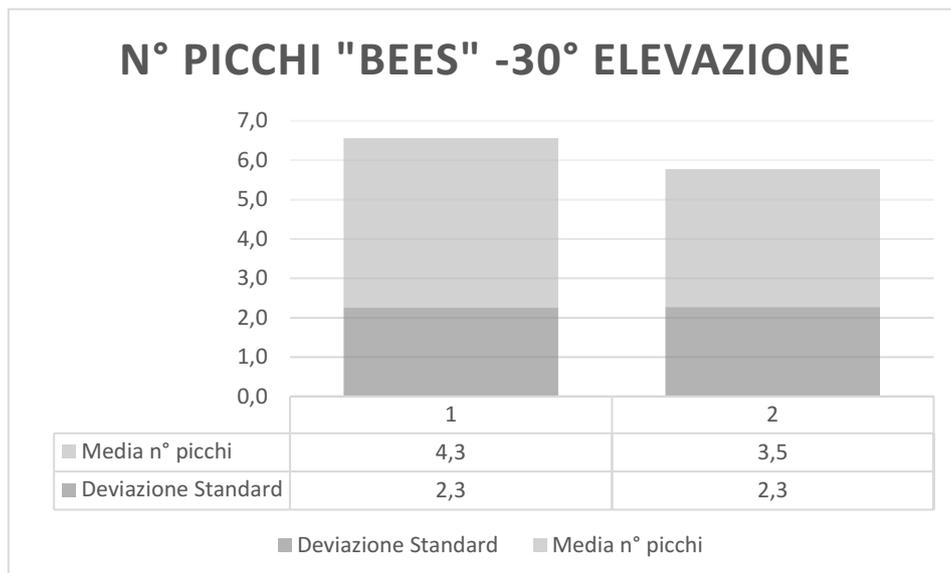


Figura 39: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di media n° picchi maggiore in presenza di stimolo.

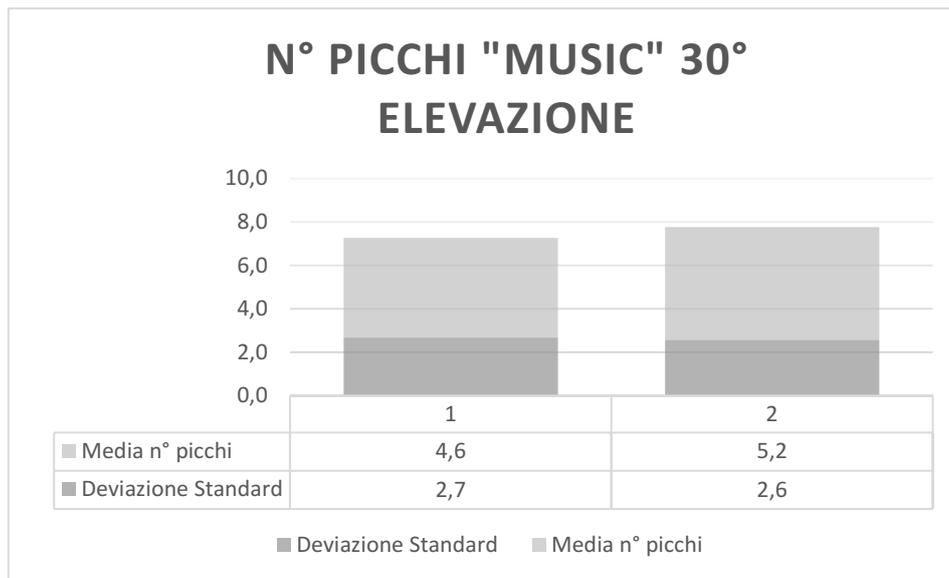


Figura 40: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di media n° picchi maggiore in assenza di stimolo.

Analizzando i valori di HR, è emerso che in 4 tracce su 6 (tracce 'Music' e 'Bees' entrambe sia ad elevazione -30° sia a 30°) si è registrato un aumento del valore medio del segnale di frequenza cardiaca nella fase di acquisizione in presenza di stimolo rispetto ai dati ottenuti in assenza di riproduzione della traccia stessa (Figura 41).

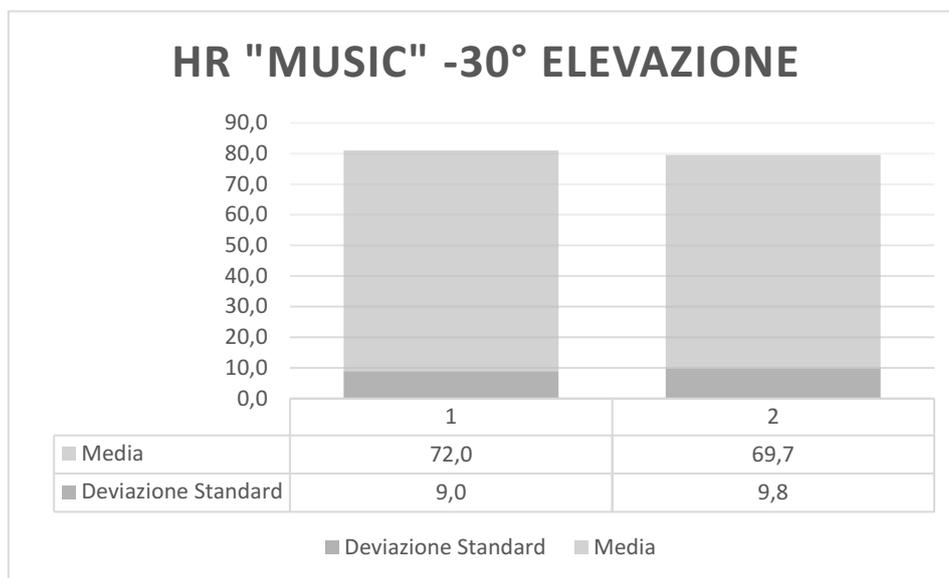


Figura 41: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui il segnale HR in presenza di stimolo è maggiore.

Per quanto riguarda le restanti 2 tracce ('Music' a 0° di elevazione e 'Bees' a 0° di elevazione) non è stata osservata una grande variazione (nel primo caso di 0.27 bpm e nel secondo di 0.36 bpm) del valore medio di segnale HR (Figura 42), indipendentemente dalla presenza o meno dello stimolo acustico.

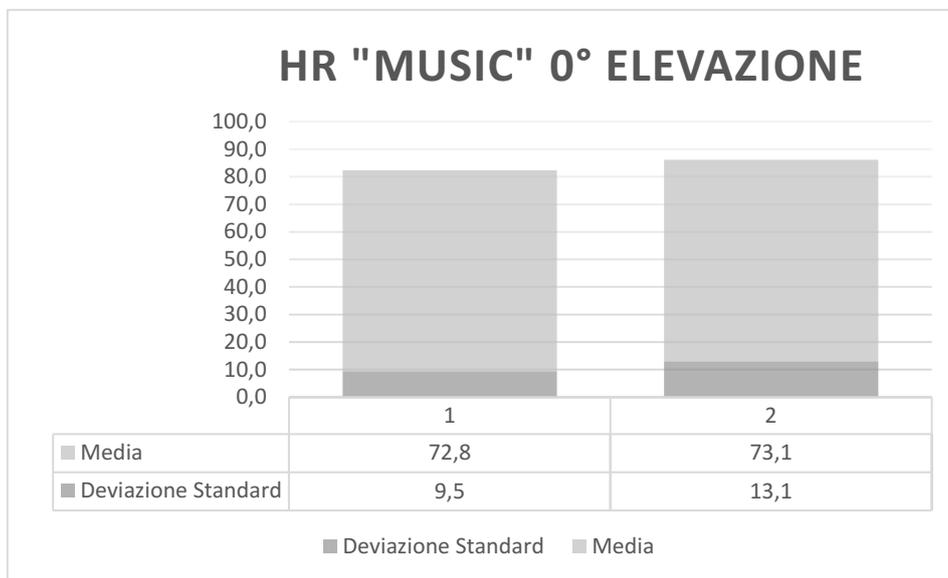


Figura 42: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura il caso in cui il segnale HR in assenza di stimolo è maggiore.

Analizzando, quindi l'ultimo parametro relativo alla temperatura superficiale della cute, si osserva che per 2 tracce su 6 (tracce 'Bees' a 0° di elevazione e 'Musc' a -30° di elevazione), non è stata registrata una variazione del valore medio della temperatura significativa (nel primo caso 0.01 e nulla nel secondo caso), dipendentemente dalla presenza o meno dello stimolo sonoro (Figura 43).

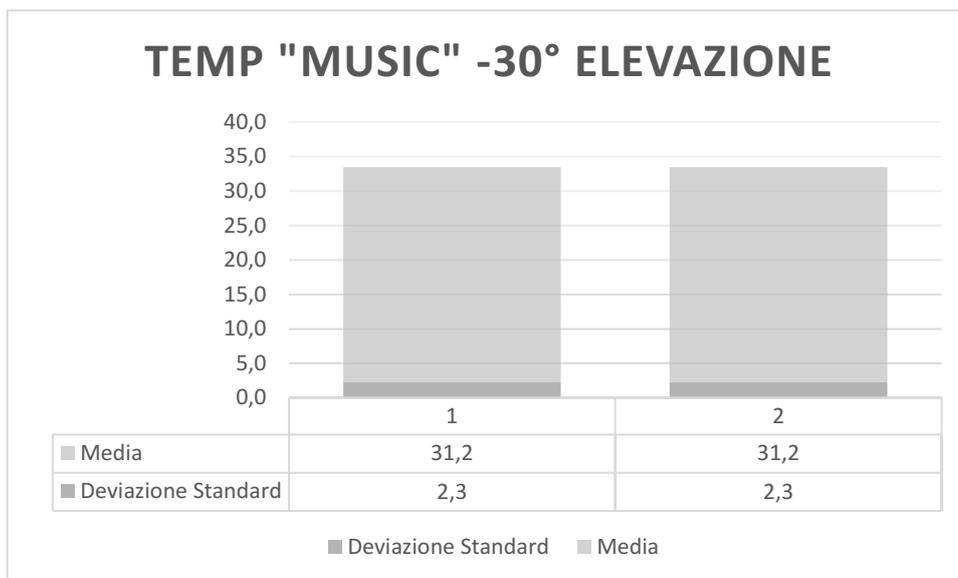


Figura 43: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di segnale TEMP con variazione nulla tra segnale in presenza di stimolo e senza.

Per quanto riguarda le restanti 4 tracce, invece, si è registrata una variazione del valore medio di segnale compresa tra 0.1 °C e 0.2 °C, in Figura 44 viene mostrato un esempio.

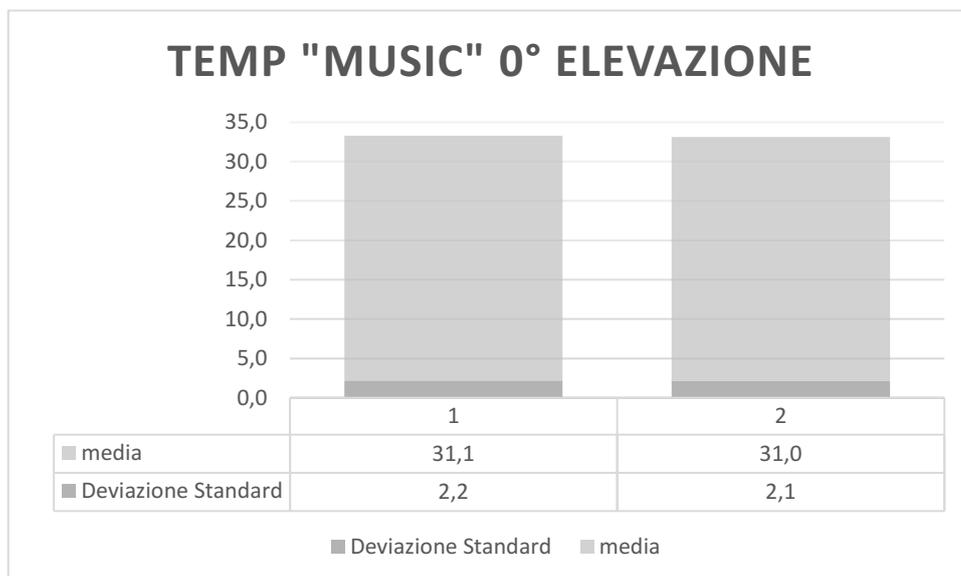


Figura 44: La colonna 1 indica i valori relativi al segnale con stimolo mentre la colonna 2 indica i valori relativi al segnale in assenza di stimolo. Si mostra in figura un esempio di segnale TEMP con variazione pari a 0.1 °C tra segnale senza stimolo e segnale con stimolo.

Per l'analisi dei dati relativi ai segnali di temperatura però occorre tenere conto del valore di deviazione standard che risulta essere elevato per ciascuna traccia, in particolare per i segnali in presenza di stimolo varia tra 2.2 °C e 2.7 °C, mentre per i segnali in assenza di stimolo varia tra 2.1 °C e 2.6 °C.

Conclusioni

Questo studio si prefiggeva come obiettivo quello di riscontrare eventuali correlazioni tra uno stimolo sonoro di tipo tridimensionale e la risposta nervosa dell'organismo attraverso le variazioni dei parametri fisiologici. Per fare ciò, infatti, alcuni soggetti sono stati testati per la misurazione dei parametri descritti in precedenza, sia durante la fase di riposo, quindi in assenza di stimolo, che in presenza di esso.

Pertanto dalle analisi effettuate in questo lavoro, facendo un confronto dei dati per ogni partecipante, considerando tutte e sei le tracce presentate durante le fasi di ascolto dei test comparativi, emerge che, contrariamente a quanto aspettato, la media del numero di picchi presenti nella parte di segnale con stimolo rispetto al segnale registrato in assenza di stimolo, risulta essere minore per circa il 60% della popolazione testata. Tuttavia, (anche se non è solitamente un dato rilevante) per circa il 90% dei partecipanti al test si può evidenziare che l'ampiezza media dei picchi che si registrano nella parte di segnale con stimolo, risulta essere maggiore rispetto al corrispettivo segnale senza stimolo, in alcuni casi questo dato è più evidente, mentre in altri lo è meno. Quindi, a causa dello scarso numero (in media) di picchi presenti nella parte di segnale con stimolo, verrebbe da pensare che la presenza delle tracce audio non abbia influito sullo stato emozionale dei partecipanti, però andando ad osservare i risultati ottenuti per il segnale di FC, si osserva che nella totalità (100 %) dei casi si manifesta un aumento della frequenza cardiaca in presenza dello stimolo. Questo significa che, seppur in maniera non così evidente, lo stimolo sonoro (in media) influisce sulla risposta nervosa dell'organismo, andando a provocare un aumento della frequenza cardiaca ed un aumento dell'attività delle ghiandole sudoripare sotto cutanee (che si manifesta, in questo caso, non tanto con l'aumento del numero di picchi nel segnale ma con l'aumento dell'ampiezza dei picchi stessi).

Invece, il parametro relativo alla temperatura superficiale della cute, non fornisce indicazioni generalizzabili, in quanto i valori di temperatura registrati per ogni partecipante, sia per la parte di segnale in presenza di stimolo che quelli in assenza di stimolo, presentano un valore di deviazione standard elevato (varia, nei partecipanti, tra 0.5 °C e 2.5°) e quindi una variabilità dei dati tale per cui occorrerebbe analizzare i risultati di ogni partecipante preso singolarmente.

Confrontando, invece, i dati di tutti i partecipanti in relazione ad ogni traccia presentata durante la fase di ascolto dei test comparativi, emerge che, per la traccia '*Music*' e per la traccia '*Bees*' a -30° di elevazione (con sorgente sonora posizionata sotto l'asse immaginario passante orizzontalmente per le orecchie) il numero medio di picchi e l'ampiezza media dei picchi presenti

nel segnale con stimolo è maggiore in entrambe i casi rispetto alla parte di segnale senza stimolo. Allo stesso modo, se andiamo ad osservare il segnale medio, relativo alla frequenza cardiaca di tutti i partecipanti, in corrispondenza dell'ascolto di queste due tracce (*Music* e *Bees* a -30° di elevazione) possiamo notare in entrambe i casi un incremento della frequenza cardiaca nel segnale in presenza dello stimolo. Questo conferma i risultati ottenuti dal segnale di EDA e indica che durante l'ascolto delle due tracce nominate prima, tutti i partecipanti hanno reagito allo stimolo, caratterizzato dalla sorgente sonora posizionata a -30° di elevazione, aumentando l'attività delle ghiandole sudoripare e la frequenza cardiaca, in maniera più significativa rispetto alle altre posizioni di elevazione.

Infatti, i risultati relativi alle tracce *Music* e *Bees* alle elevazioni di 30° e 0° mostrano un aumento della frequenza cardiaca nel segnale in presenza di stimolo, e quindi confermano il fatto che l'organismo risponda agli stimoli sonori andando ad agire anche sul battito cardiaco (generalmente provocandone un aumento), ma non danno informazioni utili riguardo la relazione tra la risposta nervosa e la posizione della sorgente sonora o il tipo di suono ascoltato (musica o api).

In conclusione, quindi, i risultati ottenuti da questa ricerca confermano gli studi precedenti riguardo alle modalità di risposta dell'organismo umano (in particolare dell'attività cerebrale e nervosa) in relazione agli stimoli esterni (in questo caso uno stimolo di tipo sonoro), ma non forniscono indicazioni utili riguardanti il diverso tipo (in posizione e genere) di stimolo fornito ai partecipanti.

Bibliografia

- [1] "SUONO." Treccani.it. Web. 10 Novembre 2021.
- [2] Salvinelli, Fabrizio. "Anatomia dell'orecchio Archives - Prof. Fabrizio Salvinelli". Prof. Fabrizio Salvinelli, 20 set. 2011, www.fabriziosalvinelli.it/category/orecchio/anatomiaorecchio. Ultimo accesso il 23 nov. 2021.
- [3] Gardner, William G. "3D audio and acoustic environment modeling." Wave Arts, Inc 99 (1999).
- [4] Vonderschen, Katrin, and Hermann Wagner. "Detecting interaural time differences and remodeling their representation." *Trends in neurosciences* 37.5 (2014): 289-300.
- [5] Li, Song, and Jürgen Peissig. "Measurement of head-related transfer functions: A review." *Applied Sciences* 10.14 (2020): 5014.
- [6] Brinkmann, Fabian, Alexander Lindau, and Stefan Weinzierl. "On the authenticity of individual dynamic binaural synthesis." *The Journal of the Acoustical Society of America* 142.4 (2017): 1784-1795.
- [7] Gardner, William G., and Keith D. Martin. "HRTF measurements of a KEMAR." *The Journal of the Acoustical Society of America* 97.6 (1995): 3907-3908.
- [8] Critchley H., Nagai Y. (2013) Attività elettrodermica (EDA). In: Gellman MD, Turner JR (a cura di) *Enciclopedia di medicina comportamentale*. Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1005-9_13
- [9] Braithwaite, Jason J., et al. "A guide for analysing electrodermal activity (EDA) & skin conductance responses (SCRs) for psychological experiments." *Psychophysiology* 49.1 (2013): 1017-1034.
- [10] Ginty AT (2013) Frequenza cardiaca. In: Gellman MD, Turner JR (a cura di) *Enciclopedia di medicina comportamentale*. Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1005-9_863

[11] Murray, Bob, et al. Emergency Care: International Edition. Pearson Education, Limited, 2008.

[12] "E4 wristband | Real-time physiological signals | Wearable PPG, EDA, Temperature, Motion sensors". Empatica, www.empatica.com/en-eu/research/e4. Ultimo accesso il 13 nov. 2021.

[13] NU-Tech Home Page, www.nu-tech-dsp.com/nutsmanual/index.html. Ultimo accesso il 10 nov. 2021

[14] D. Poirier-Quinot and B. F.G. Katz, "The Anaglyph binaural audio engine," Proc. Audio Eng. Soc., pp. 9591:1–8, May 2018

[15] ITU-R BS.1284-1, "General methods for the subjective assessment of sound quality", 2019.

[16] Galvanic Skin Response (GSR): The Complete Pocket Guide. (s.d.). Imotions. <https://imotions.com/blog/galvanic-skin-response/>