



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Studio degli effetti della percezione sonora umana mediante analisi della conduttanza cutanea

Study of human sound perception effects by skin conductance analysis

Candidato:
Leonardo Isidori

Relatore:
Prof. Stefania Cecchi

Correlatore:
Prof. Susanna Spinsante

Anno Accademico 2023-2024



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Studio degli effetti della percezione sonora umana mediante analisi della conduttanza cutanea

Study of human sound perception effects by skin conductance analysis

Candidato:
Leonardo Isidori

Relatore:
Prof. Stefania Cecchi

Correlatore:
Prof. Susanna Spinsante

Anno Accademico 2023-2024

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA
Via Brezze Bianche – 60131 Ancona (AN), Italy

Indice

Abstract	1
1 Introduzione	3
1.1 Stato dell'arte	3
2 Il suono e la sua valutazione fisiologica	5
2.1 Parametri misurabili del suono	5
2.2 Tipi di suono e di rumore	9
2.2.1 Studio dei segnali acustici	9
2.2.2 Analisi in frequenza del suono	10
2.2.3 Tono, suono e rumore	11
2.2.4 Il rumore stazionario, il rumore intermittente e il rumore impulsivo	12
2.2.5 Il contenuto armonico dei rumori	13
2.3 La percezione umana del suono	15
2.3.1 L'orecchio umano	15
2.3.2 Sensazione sonora	15
2.4 Gli effetti del suono sull'essere umano	18
2.4.1 Gli effetti uditivi	18
2.4.2 Gli effetti extra-uditivi	19
2.5 Risposta galvanica della pelle	22
2.5.1 Anatomia e fisiologia della pelle e delle ghiandole sudoripare	23
3 Test sperimentali: materiali e metodi	25
3.1 Dispositivo di misurazione	25
3.2 Soggetti	27
3.3 Schede di autovalutazione	28
3.4 Protocollo di misura	29
4 Analisi e risultati dei segnali biometrici	31
4.1 Analisi dell'attività elettrodermica della pelle	31
4.1.1 Analisi del segnale GRS	32
4.1.2 Analisi spettrale del segnale GRS	33
4.2 Risposte ottenute con la valutazione personale	37

Indice

5 Conclusioni, limitazioni e sviluppi futuri	41
5.1 Conclusioni	41
5.2 Limitazioni	42
5.3 Sviluppi futuri	43
Bibliografia	47

Abstract

Questa tesi esplora in modo approfondito gli effetti della percezione sonora umana mediante l'analisi della conduttanza cutanea. La ricerca si basa sull'utilizzo del braccialetto Empatica E4, un dispositivo avanzato in grado di monitorare vari segnali fisiologici, tra cui l'attività elettrodermica (EDA). Lo studio ha coinvolto una popolazione di venti soggetti sani, equamente suddivisi tra uomini e donne, con un'età media di 23,55 anni. I partecipanti sono stati esposti a due diverse tracce audio, selezionate per le loro caratteristiche sonore distintive e la capacità di evocare diverse risposte emotive. L'obiettivo principale della ricerca è stato quello di analizzare le risposte fisiologiche dei soggetti agli stimoli acustici attraverso la misurazione della conduttanza cutanea, un indicatore della reattività del sistema nervoso simpatico. I dati raccolti sono stati analizzati per identificare eventuali differenze significative nelle risposte fisiologiche tra le due tracce audio. Inoltre, sono state condotte valutazioni soggettive utilizzando la scala Self-Assessment Manikin (SAM), che ha permesso di ottenere una misura delle emozioni percepite dai partecipanti in termini di valenza, intensità e dominanza. I risultati hanno rivelato differenze significative tra le risposte fisiologiche alle due tracce audio. In particolare, la seconda traccia, caratterizzata da un'intensità emotiva percepita più elevata, ha provocato una risposta fisiologica più marcata rispetto alla prima traccia. Le valutazioni soggettive hanno ulteriormente supportato questi risultati, indicando che la Traccia 1 (musiche africane) è stata percepita come più positiva e controllabile rispetto alla Traccia 2 (musiche tribali). Nonostante alcune limitazioni, tra cui la dimensione relativamente ridotta del campione e la varietà limitata delle tracce audio utilizzate, questo studio offre importanti spunti per future ricerche nel campo della psicofisiologia e dell'affective computing. I risultati suggeriscono la possibilità di sviluppare metodi più sofisticati per l'analisi delle risposte fisiologiche agli stimoli sonori, nonché l'opportunità di combinare i dati della conduttanza cutanea con altri biomarcatori per una comprensione più completa e dettagliata delle reazioni emotive umane. In conclusione, questa tesi contribuisce alla comprensione dei meccanismi fisiologici alla base della percezione sonora e offre nuove prospettive per l'applicazione pratica di queste conoscenze, ad esempio, nel design di ambienti sonori che promuovano il benessere psicologico o nella creazione di dispositivi indossabili per il monitoraggio continuo delle emozioni.

Struttura della tesi

La tesi è organizzata in cinque capitoli principali:

- **Capitolo 1:** riporta un'analisi dello stato dell'arte.
- **Capitolo 2:** presenta le caratteristiche di un'onda acustica, i tipi di suono, la sua percezione da parte dell'uomo e i suoi effetti.
- **Capitolo 3:** fornisce informazioni sul dispositivo utilizzato, i soggetti coinvolti nell'esperimento e la sua esecuzione.
- **Capitolo 4:** mostra i risultati ottenuti dall'analisi dei segnali acquisiti e relativi alle due stimolazioni acustiche.
- **Capitolo 5:** presenta una discussione dei risultati ottenuti, le possibili limitazioni e alcuni sviluppi futuri.

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Stato dell'arte

Le emozioni giocano un ruolo chiave nella vita umana. Inizialmente, venivano valutate utilizzando autovalutazioni, espressioni facciali e analisi del linguaggio. Tuttavia, questi metodi non sono completamente affidabili per rilevare i cambiamenti emotivi delle persone [1]. Negli ultimi decenni, i ricercatori hanno cercato di sviluppare metodi per riconoscere automaticamente l'eccitazione emotiva degli individui, a partire da cambiamenti fisiologici causati da stimoli [2]. Le emozioni interagiscono direttamente con il sistema nervoso autonomo, che innerva le parti del corpo che funzionano indipendentemente dalla nostra volontà, producendo variazioni dei parametri fisiologici quali la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria e la secrezione di sudore. Questi cambiamenti fisiologici sono considerati affidabili per esaminare gli stati psicologici ed emotivi dei soggetti. Tra i segnali fisiologici, la Galvanic Skin Response (GSR) e il Blood Volume Pressure (BVP) sono i segnali biomedici più interessanti per misurare il grado di attivazione affettivo-emotiva delle persone durante l'esposizione a uno o più stimoli. Il BVP è un indice biometrico che misura la variazione della pressione del sangue nelle arterie e nei capillari, quindi direttamente correlato all'attività cardiaca. Infatti, è stato utilizzato per risalire al tacogramma e valutare la variabilità della frequenza cardiaca. D'altra parte, il segnale GSR riflette i lievi cambiamenti nelle proprietà elettriche della pelle [3]. La variabilità della frequenza cardiaca e le fluttuazioni delle proprietà elettriche della pelle possono essere misurate utilizzando due elettrodi posizionati su specifiche regioni della superficie cutanea. Il recente sviluppo dei dispositivi indossabili ha reso possibile l'acquisizione di questi due segnali anche al di fuori degli ambienti di laboratorio, aprendo nuove possibilità per la ricerca e l'applicazione pratica nel monitoraggio delle emozioni. In uno studio specifico, si è dimostrato che le risposte della conduttanza cutanea (SCR) sono sensibili alle emozioni indotte dalla musica [4]. In particolare, le emozioni come la paura e la felicità, che sono più stimolanti, hanno prodotto risposte SCR maggiori rispetto a emozioni più rilassanti come la tristezza e la tranquillità. Un altro studio ha esplorato l'uso della conduttanza cutanea e del diametro pupillare per valutare l'elicitazione emotiva attraverso immagini e suoni [5], ma anche per effetto di silenzi musicali [6]. La dimensione dell'arousal, nel contesto della percezione del suono e delle emozioni,

si riferisce al livello di attivazione fisiologica e psicologica di un individuo in risposta a uno stimolo. Questo concetto è spesso utilizzato insieme alla dimensione della valenza (che misura se un'emozione è positiva o negativa) per descrivere le emozioni su una mappa bidimensionale. I risultati hanno dimostrato che la conduttanza cutanea aiuta a discriminare le emozioni lungo la dimensione dell'arousal, mentre il diametro pupillare può discriminare diversi stati emotivi sia lungo le dimensioni della valenza che dell'arousal [7]. Queste scoperte evidenziano l'importanza dei segnali fisiologici per il riconoscimento e la valutazione delle emozioni, sottolineando come le variazioni nella conduttanza cutanea e nel diametro pupillare possano fornire indizi affidabili sulle risposte emotive degli individui. La combinazione di questi segnali con tecnologie indossabili potrebbe offrire nuovi strumenti per il monitoraggio continuo e non invasivo delle emozioni nella vita quotidiana [8]. I test di ascolto soggettivo rappresentano un metodo fondamentale per valutare le prestazioni degli algoritmi audio e dei sistemi di riproduzione sonora. Tuttavia, tali test sono costosi e complessi, e la loro affidabilità può essere compromessa da diverse variabili di disturbo, come l'ambiguità del linguaggio e i bias contestuali. Riguardo ciò, uno studio ha analizzato la correlazione tra la valutazione soggettiva della qualità del suono percepito e la reazione emotiva provocata da specifici stimoli sonori [9]. Anche i cambiamenti della resistenza cutanea, noti come risposta galvanica della pelle (GSR), consentono di rilevare le reazioni fisiologiche di un soggetto a vari stimoli, siano essi fisici, emotivi o cognitivi. Questo è possibile grazie all'utilizzo di un dispositivo portatile a basso costo progettato per uso sperimentale, in grado di acquisire i valori di resistenza cutanea e convertirli facilmente in valori di conduttanza cutanea. I risultati analizzati in precedente studio suggeriscono che la reazione ai suoni percepiti come sgradevoli è chiaramente identificabile mentre sono necessarie ulteriori ricerche per gli stimoli acustici considerati piacevoli [10].

Capitolo 2

Il suono e la sua valutazione fisiologica

L'acustica è la scienza che studia la generazione, propagazione e ricezione delle onde acustiche nei mezzi elastici, come solidi, liquidi e gas. Le onde acustiche sono movimenti oscillatori creati da una sorgente vibrante, che trasmettono energia alle particelle vicine, permettendo la propagazione dell'onda. Quando queste onde sono percepibili dall'orecchio umano, sono chiamate suoni. Poiché il suono è un'onda meccanica, necessita di un mezzo fisico per propagarsi, quindi non può trasmettersi nel vuoto [11].

2.1 Parametri misurabili del suono

Nel caso di monodirezionalità, condizione semplificativa, i fenomeni ondulatori, quindi anche il suono, hanno la funzione $f(t)$ di una generica sinusoidale del tipo:

$$f(t) = A \cdot \sin(t + \phi) + c \quad (2.1)$$

Dove:

- A è l'ampiezza dell'onda,
- ϕ è la fase,
- c è lo shift verticale.

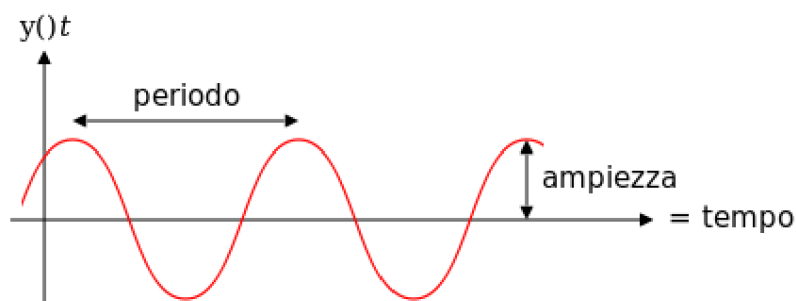


Figura 2.1: Esempio di andamento sinusoidale monodirezionale di un'onda[11]

Le grandezze fisiche che vanno a descrivere un'onda sono[11]:

- **L'ampiezza, A :** è una misura della distanza massima dalla posizione di equilibrio raggiunta dalle particelle del mezzo in cui si propaga l'onda. In altre parole, è la distanza verticale massima tra il punto più alto (cresta) o il punto più basso (ventre) dell'onda e la posizione di equilibrio.
- **La velocità del suono, v :** è la velocità con cui un'onda sonora si propaga attraverso un mezzo. Questa velocità dipende dalle proprietà del mezzo, come la densità e la temperatura. La velocità del suono è maggiore nei solidi, intermedia nei liquidi e minore nei gas.

Tabella 2.1: Esempi di valori della velocità di propagazione del suono in diversi mezzi trasmissivi[11]

Mezzo di trasmissione	v (m/s)
Aria (secca, 15° C)	341
Acqua di mare	1460
Marmo	3800
Mattoni	3650
Vetro	5000
Ferro	5000
Sughero	500
Gomma elastica	30-70

- **Lunghezza d'onda (λ) e frequenza (f):** La lunghezza d'onda è la distanza tra due punti consecutivi che si trovano nella stessa fase dell'onda, come due creste o due ventri. Si misura in metri (m) e rappresenta la distanza che l'onda copre in un ciclo completo. Mentre la frequenza è il numero di cicli di un'onda che passano attraverso un punto in un secondo. Si misura in Hertz (Hz), dove 1 Hz corrisponde a un ciclo per secondo. La relazione tra la lunghezza d'onda (λ), la frequenza (f) e la velocità di propagazione dell'onda (v) è data dalla formula:

$$\lambda f = c \quad (2.2)$$

dove:

- λ , lunghezza d'onda [m];
 - f , frequenza [Hz o s^{-1}];
 - c , velocità del suono [$\frac{m}{s}$].
- **Periodo, T :** se la frequenza (f) rappresenta il numero di cicli di un'onda che si ripetono nell'unità di tempo, allora il periodo (T) è il tempo necessario per completare un ciclo completo dell'onda. In altre parole, il periodo è l'inverso della frequenza. Nel Sistema Internazionale (SI), l'unità di misura del periodo

è il secondo [s]. L'espressione analitica che lega il periodo alla frequenza è la seguente:

$$T = \frac{1}{f} \quad [s] \quad (2.3)$$

dove:

- T , periodo [s];
- f , frequenza [Hz o s^{-1}].

- **Potenza sonora, P_W** : la potenza sonora rappresenta la quantità di energia irradiata da una sorgente sonora nell'unità di tempo. Essa è emessa da una sorgente e irradiata nel mezzo elastico, come l'aria, attraverso una determinata superficie S , o fronte d'onda, come lavoro dovuto al prodotto della forza di pressione p per la velocità di spostamento delle particelle v . Nel Sistema Internazionale (SI), la potenza sonora è espressa in watt [W]. L'espressione analitica più generale è:

$$P_W = v \cdot p \cdot S \quad [W] \quad (2.4)$$

Per una sorgente che irradia uniformemente in tutte le direzioni ed in un mezzo isotropo, il fronte d'onda S è pari alla superficie di una sfera alla distanza r dalla sorgente. In questo caso, la potenza sonora sarà dunque pari a:

$$P_W = v \cdot p \cdot 4\pi r^2 \quad [W] \quad (2.5)$$

Nella realtà, le sorgenti sonore irradiano con potenze estremamente variabili che vanno dal valore della voce umana a livello di conversazione, pari a circa $10^{-6} W$, al rumore di un aereo, pari a $10^4 W$. Per compattare questa ampia scala di variabilità, la potenza sonora è spesso espressa in scala logaritmica.

- **Intensità sonora, I** : se la potenza sonora (P_W) rappresenta l'energia irradiata nell'unità di tempo, l'intensità sonora (I), una grandezza vettoriale, rappresenta l'energia per unità di superficie. Considerando un'onda sonora che si propaga dalla sorgente, poiché la potenza emessa è costante, questa si distribuisce su superfici sempre più ampie. Pertanto, nel caso di onde sferiche e in un mezzo di propagazione isotropo ed omogeneo, l'intensità sonora è data da:

$$I = \frac{P_W}{4\pi r^2} \quad \left[\frac{W}{m^2} \right] \quad (2.6)$$

dove:

- I , intensità sonora;

- P_W , potenza sonora;
- r , raggio della sfera.

Da questa formula si deduce che l'intensità sonora per una sorgente sferica è inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente e direttamente proporzionale alla potenza sonora.

- **Decibel, (dB):** è un'unità di misura logaritmica utilizzata per esprimere il rapporto tra due quantità, spesso potenze o intensità. È particolarmente utile in acustica per quantificare i livelli sonori, poiché il nostro orecchio percepisce i suoni in modo logaritmico piuttosto che lineare.

Il livello di potenza sonora (L_W) è una misura della potenza sonora (P_W) espressa in decibel rispetto a una potenza di riferimento (P_{W0}). La formula è:

$$L_W = 10 \log_{10} \left(\frac{P_W}{P_{W0}} \right) \quad [dB] \quad (2.7)$$

dove:

- P_W è la potenza sonora misurata;
- P_{W0} è la potenza di riferimento, generalmente fissata a $10^{-12} W$.

Il livello di intensità sonora (L_I) è una misura dell'intensità sonora (I) espressa in decibel rispetto a un'intensità di riferimento (I_0). La formula è:

$$L_I = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad [dB] \quad (2.8)$$

dove:

- I è l'intensità sonora misurata;
- I_0 è l'intensità di riferimento, generalmente fissata a $10^{-12} W/m^2$, che corrisponde alla soglia dell'udito umano.

Il livello di pressione sonora (L_p) è una misura della pressione sonora (p) espressa in decibel rispetto a una pressione di riferimento (p_0). La formula è:

$$L_p = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{p_0} \right) \quad [dB] \quad (2.9)$$

dove:

- p è la pressione sonora misurata;
- p_0 è la pressione di riferimento, generalmente fissata a $20 \mu Pa$, che corrisponde alla soglia dell'udito umano.

Tabella 2.2: Corrispondenza tra decibel e pressione sonora[11]

Livello di pressione [dB]	Pressione [μ Pa]	Esempi
140	200000000	Soglia del dolore
110	6324555	Discoteca
100	2000000	Tipografia
90	632455	Cartiera
80	200000	Betoniera a 15 m
70	63245	Traffico urbano
60	20000	Uffici
50	63245	Residenza urbana
40	2000	Biblioteca
30	632	Abitazione di notte
20	200	
10	63	
0	20	Soglia dell'udibile

2.2 Tipi di suono e di rumore

I fenomeni acustici possono essere suddivisi in due categorie principali: suoni e rumori, distinti principalmente dalla natura del loro spettro acustico. Il rumore ha un'onda sonora con pressione irregolare e frequenze che oscillano in modo variegato. Il rumore è caratterizzato da una mancanza di periodicità e spesso contiene una vasta gamma di frequenze diverse. Tradizionalmente, il rumore è stato considerato indesiderato e sgradevole. Tuttavia, questa percezione è soggettiva e varia da persona a persona. Il suono, invece ha un'onda sonora con pressione ad intensità periodica, comportandosi in modo regolare per un certo intervallo di tempo. La periodicità è la caratteristica chiave che distingue il suono dal rumore. La differenza fondamentale tra suono e rumore risiede nella periodicità. Mentre il suono ha una struttura regolare e prevedibile, il rumore è caotico e imprevedibile[11]. Tradizionalmente, il rumore è stato visto come un fenomeno indesiderato. Tuttavia, la percezione del rumore sta cambiando, con il riconoscimento del suo ruolo in vari ambiti. Applicazioni di misurazione il rumore è utilizzato come strumento diagnostico in diverse tecnologie e in ascolto e terapia dove studi hanno dimostrato che alcuni tipi di rumore possono avere effetti benefici sul corpo umano. Il "rumore piacevole" può stimolare la produzione di adrenalina e endorfine, neurotrasmettitori che agiscono come anestetici e antidolorifici naturali[12].

2.2.1 Studio dei segnali acustici

Lo studio dei segnali acustici si concentra sull'analisi, la misurazione e l'elaborazione delle onde sonore, suddividendosi principalmente in due categorie: suoni e rumori. Questa classificazione si basa sulla natura del loro spettro acustico e

sulle caratteristiche delle onde sonore. I suoni sono onde sonore con una pressione che varia in modo periodico e regolare nel tempo. Questa periodicità consente di prevedere l'andamento del suono e di descriverlo matematicamente con funzioni sinusoidali. I suoni possono essere ulteriormente classificati in: toni puri e suoni complessi, dove i toni puri sono onde sonore semplici rappresentabili con una singola frequenza sinusoidale. Un esempio tipico è il suono prodotto da un diapason. Mentre i suoni complessi sono combinazioni di toni puri che formano onde periodiche ma non necessariamente sinusoidali. Questi suoni sono più rappresentativi delle onde sonore reali come per esempio il suono di uno strumento musicale. Gli spettri sonori sono rappresentazioni grafiche delle frequenze presenti in un segnale di rumore, e si ottengono utilizzando strumenti come analizzatori di spettro. Questi spettri possono essere a bande di ottava o a terzi d'ottava, che raggruppano le frequenze in intervalli specifici.

2.2.2 Analisi in frequenza del suono

L'analisi in frequenza del suono è una tecnica utilizzata per decomporre un segnale acustico nelle sue componenti fondamentali in termini di frequenza. Questa tecnica permette di comprendere meglio la struttura del suono, identificare le componenti armoniche, e applicare filtri o altre elaborazioni. La trasformata di Fourier è lo strumento matematico principale utilizzato nell'analisi in frequenza. Essa trasforma un segnale dal dominio del tempo al dominio delle frequenze, permettendo di visualizzare quali frequenze compongono il segnale e con quale ampiezza[11].

Applicazione dell'analisi in frequenza

- **Identificazione delle Componenti Armoniche:** L'analisi in frequenza permette di identificare le componenti armoniche di un segnale acustico, ovvero le frequenze e le loro ampiezze. Questo è utile, ad esempio, per analizzare il timbro degli strumenti musicali.
- **Elaborazione del Suono:** Attraverso l'uso di filtri, è possibile modificare il segnale acustico per attenuare o amplificare specifiche frequenze.
- **Diagnostica e Misurazione:** L'analisi frequenziale consente di verificare la risposta in frequenza di microfoni, altoparlanti e altri dispositivi.
- **Compressione Audio:** Tecniche come l'MP3 utilizzano l'analisi frequenziale per ridurre la quantità di dati necessari per rappresentare un segnale audio, eliminando le frequenze non udibili dall'orecchio umano.
- **Acustica Ambientale e Architettonica:** L'analisi delle frequenze è cruciale per progettare spazi con buona acustica e ottimizzare la diffusione del suono.

2.2.3 Tono, suono e rumore

Le differenze tra tono, suono e rumore si basano sullo spettro.

- **Tono puro:** è un'oscillazione acustica semplice, rappresentata da un'unica frequenza sinusoidale nel dominio del tempo. Nel dominio della frequenza, si presenta come un picco singolo (Figura 2.2). Un esempio è il tono emesso da un diapason.

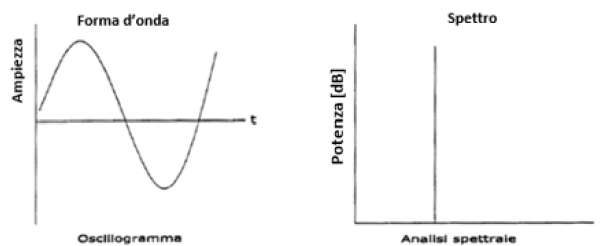


Figura 2.2: Esempio di tono puro, a sinistra rappresentazione nel dominio del tempo, a destra nel dominio della frequenza[13]

- **Suono:** è composto da un tono base e da toni armonici superiori, che sono multipli interi della frequenza base. Questi toni armonici conferiscono al suono il suo timbro caratteristico. Nel dominio del tempo, il suono appare come un'onda complessa con varie oscillazioni. Nel dominio della frequenza, si osservano picchi multipli, corrispondenti ai toni armonici. Esempi includono i suoni prodotti da strumenti come il violino o gli strumenti a fiato (Figura 2.3).

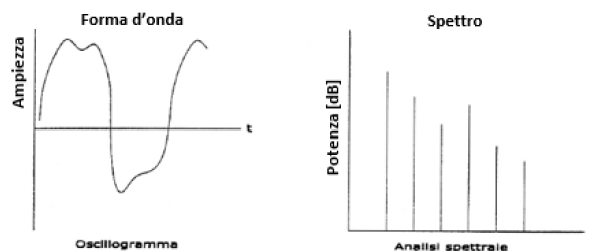


Figura 2.3: Esempio di suono, a sinistra rappresentazione nel dominio del tempo, a destra nel dominio della frequenza[13]

- **Rumore:** è un fenomeno sonoro, composto da numerose frequenze disarmoniche che non sono in relazione fra loro. Nel dominio del tempo, il rumore appare come un'onda irregolare non periodica nel tempo [14]. Nel dominio della frequenza, si manifesta con una distribuzione di energia su un'ampia gamma di frequenze,(Figura 2.4). Esempi di rumore includono il fruscio del vento o il rumore di fondo in un ambiente rumoroso.

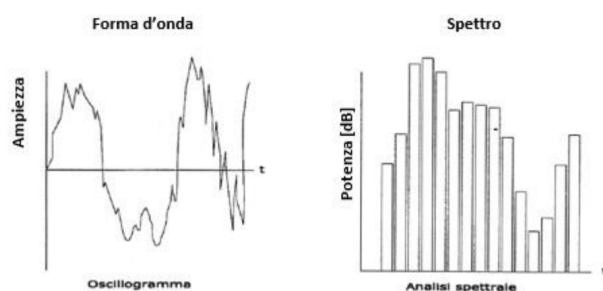


Figura 2.4: Esempio di rumore, a sinistra rappresentazione nel dominio del tempo, a destra nel dominio della frequenza[13]

2.2.4 Il rumore stazionario, il rumore intermittente e il rumore impulsivo

Esistono principalmente tre tipologie di rumore: il rumore stazionario, il rumore intermittente e il rumore impulsivo. La differenza tra queste tipologie risiede principalmente nel decorso temporale del segnale sonoro.

- **Il rumore stazionario** si distingue per il suo estendersi su un arco temporale più lungo, con un livello sonoro che rimane pressoché costante, salvo trascurabili fluttuazioni (Figura 2.5). Questo tipo di rumore può essere generato da sorgenti come il vento, le risacche d'acqua o gli apparecchi radio e televisivi in assenza di segnale. La costanza del livello sonoro rende il rumore stazionario meno disturbante rispetto al rumore impulsivo.

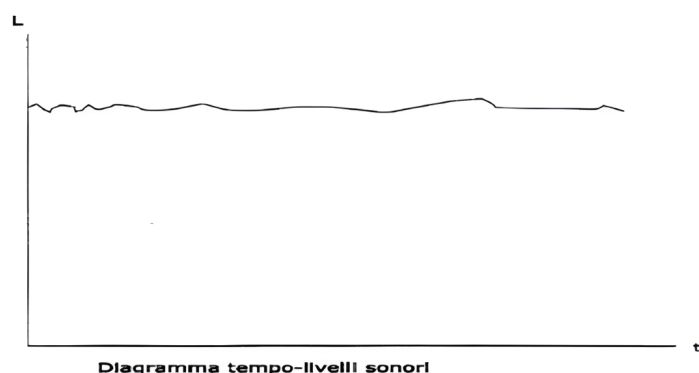


Figura 2.5: Rappresentazione di rumore stazionario nel dominio del tempo[13]

- **Il rumore intermittente** è una variante del rumore stazionario, caratterizzata da un'alternanza di fasi di rumore, ciascuna con un livello e uno spettro acustico differenti (Figura 2.6). Questo tipo di rumore può verificarsi, ad esempio, dall'esercizio alternato di più macchine o dalle diverse condizioni di funzionamento di una stessa macchina. La natura intermittente di questo rumore può renderne più complessa la gestione rispetto al rumore stazionario continuo.

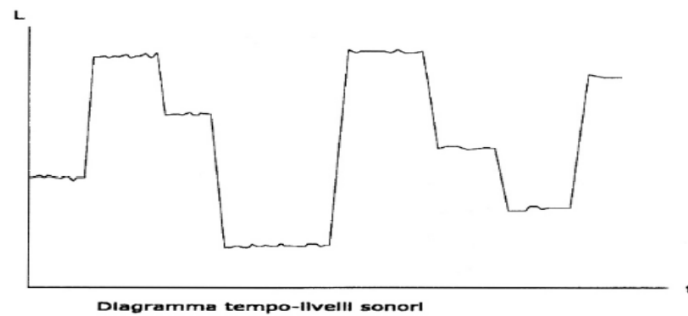


Figura 2.6: Rappresentazione di rumore alternato nel dominio del tempo[13]

- **Il rumore impulsivo** è caratterizzato da variazioni di pressione molto rapide in un arco temporale estremamente ristretto, dell'ordine dei millisecondi. Questo tipo di rumore è spesso percepito come particolarmente disturbante a causa della sua natura improvvisa e intensa (Figura 2.7). Esempi comuni di rumore impulsivo includono i colpi di martello, gli spari e le esplosioni.

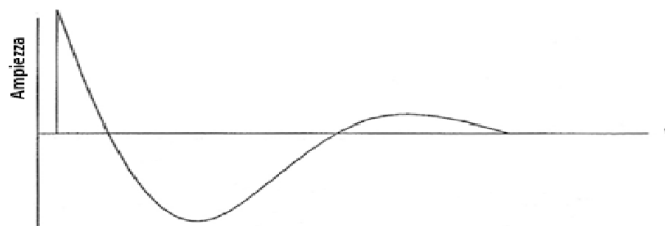


Figura 2.7: Rappresentazione di rumore impulsivo nel dominio del tempo[13]

2.2.5 Il contenuto armonico dei rumori

Il concetto di "colore" è utilizzato per classificare i vari tipi di rumore stazionario, associandoli ai colori dello spettro visibile a causa delle somiglianze tra gli spettri di frequenza del rumore e le radiazioni elettromagnetiche percepite dall'occhio umano. I principali rumori colorati sono:

- **Rumore bianco** ha uno spettro di ampiezza costante che copre idealmente un ampio intervallo di frequenze [11]. In pratica, nessun sistema reale può generare uno spettro uniforme da zero a infinito, quindi il rumore bianco si riferisce generalmente a un intervallo di frequenze limitato. È simile a un fruscio, come quello di un vecchio televisore a tubo catodico non sintonizzato. Il nome "bianco" deriva dall'analogia con la luce bianca, composta da tutte le frequenze visibili. Le applicazioni del rumore bianco includono: favorire il sonno profondo, mascherare il rumore di fondo in ambienti interni, favorire il rilassamento [15].

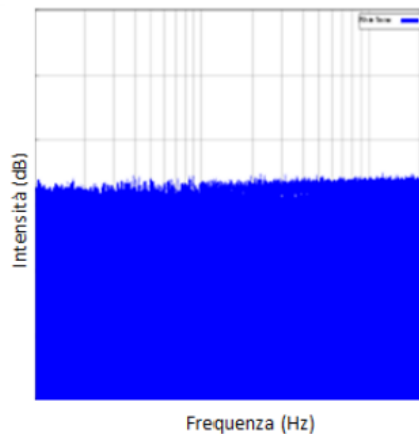


Figura 2.8: Spettro in frequenza del rumore bianco[15]

- **Rumore rosa** è caratterizzato da una maggiore potenza alle frequenze basse rispetto a quelle alte. È presente in natura, come nelle cascate e nelle onde dell'oceano, e può essere creato artificialmente filtrando il rumore bianco con un filtro passa-basso. Le applicazioni del rumore rosa includono: favorire la concentrazione e il rilassamento, migliorare l'acustica negli ambienti di registrazione, rinvigorendo il suono a basse frequenze.

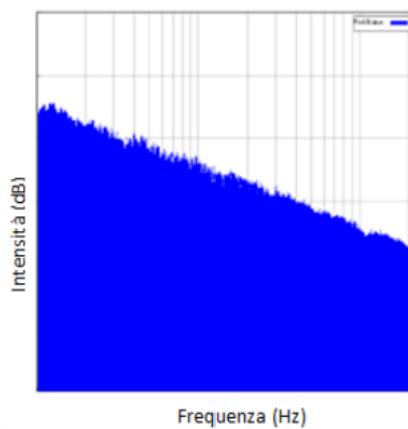


Figura 2.9: Spettro in frequenza del rumore rosa[15]

- **Rumore marrone** presenta un'accentuazione ancora maggiore, rispetto al rumore rosa, delle componenti a bassa frequenza. È chiamato anche rumore browniano, poiché l'onda aumenta e diminuisce in maniera del tutto casuale, proprio come nel moto browniano, moto disordinato e casuale delle particelle in un fluido; il suono generato, appare simile a quello del tuono o di una cascata.

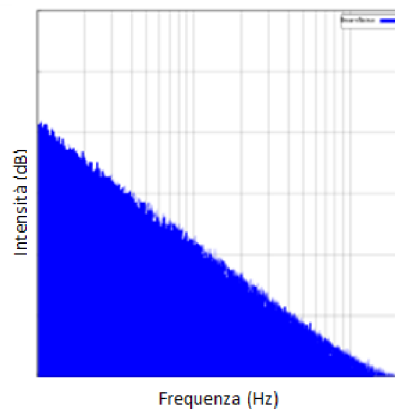


Figura 2.10: Spettro in frequenza del rumore marrone [15]

2.3 La percezione umana del suono

2.3.1 L'orecchio umano

L'apparato uditivo umano è un sistema complesso suddiviso in tre parti principali: l'orecchio esterno, l'orecchio medio e l'orecchio interno. Ciascuna di queste componenti svolge funzioni specifiche e fondamentali per la percezione del suono. L'orecchio esterno è costituito dal padiglione auricolare e dal condotto uditivo esterno. La funzione principale del padiglione auricolare è quella di raccogliere e orientare le onde sonore provenienti dall'ambiente esterno verso l'orecchio medio. Inoltre, l'orecchio esterno fornisce una protezione meccanica per l'orecchio medio. L'orecchio medio è composto da una membrana chiamata timpano e dalla cassa timpanica. Il timpano vibra in risposta alle onde sonore e queste vibrazioni vengono trasmesse a tre piccoli ossicini: il martello, l'incudine e la staffa. Questi ossicini, noti collettivamente come la catena ossiculare, amplificano e trasmettono le vibrazioni sonore all'orecchio interno. L'orecchio medio, quindi, funge da amplificatore meccanico, adattando le vibrazioni dell'aria per l'ambiente liquido dell'orecchio interno. L'orecchio interno ospita la coclea, una struttura a spirale essenziale per la conversione delle vibrazioni meccaniche in segnali elettrici. La coclea è costituita da una serie di cavità scavate nell'osso temporale e contiene cellule sensoriali note come cellule ciliate. Quando le vibrazioni sonore raggiungono la coclea, le cellule ciliate si muovono, generando impulsi elettrici. Questi impulsi vengono trasmessi tramite il nervo uditivo al talamo e poi alla corteccia cerebrale, dove vengono elaborati e interpretati come suoni[16].

2.3.2 Sensazione sonora

La valutazione soggettiva del suono da parte dell'uomo è influenzata dall'ampia gamma di pressioni e frequenze che l'orecchio umano è in grado di percepire. Questa gamma di sensibilità acustica è delimitata da due soglie: la soglia di udibilità e la soglia del dolore [11].

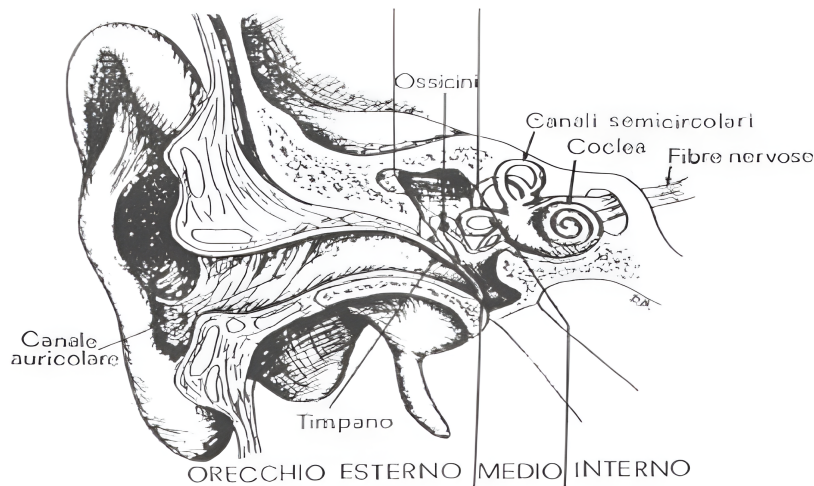


Figura 2.11: Orecchio umano[16]

Campo di Udibilità

L'orecchio umano è sensibile a un range di frequenze noto come campo di udibilità, che va da 20 Hz a 20.000 Hz. Tuttavia, la percezione non è uniforme attraverso questo spettro:

- **Frequenze Basse:** Il limite inferiore è di circa 20 Hz. I suoni in questa gamma sono percepiti più come vibrazioni che come suoni distinti.
- **Frequenze Alte:** Il limite superiore è intorno ai 20.000 Hz. Con l'età, la sensibilità alle alte frequenze tende a diminuire.

Risposta dell'Udito a Diverse Frequenze

L'unità di misura di queste curve è il phon che viene utilizzata per esprimere il livello di sonorità percepita dall'orecchio umano. Si tratta di una misura soggettiva che considera la sensibilità dell'udito umano alle varie frequenze sonore. La risposta del sistema uditivo umano non è uguale a tutte le frequenze. Due suoni di uguale intensità ma di frequenze diverse possono essere percepiti con diverse sensazioni di volume [11]. Questo fenomeno è rappresentato dalle curve isofoniche, ottenute sperimentalmente, che mostrano:

- **Curve di Uguale Sensazione Sonora:** Indicano il livello di pressione sonora necessario per percepire suoni di diverse frequenze come ugualmente forti.
- **Area di Udibilità:** Si estende tra la soglia di udibilità e la soglia del dolore, mostrando il range di intensità a frequenze percepibili dall'orecchio umano.

Diagramma di Sensibilità Acustica

Le curve di Fletcher-Munson, o curve di loudness uguale, mostrano come l'orecchio umano percepisce diverse frequenze a vari livelli di intensità sonora. A bassi volumi, siamo più sensibili alle frequenze medie (circa 2-5 kHz) e meno a quelle molto basse e alte. All'aumentare del volume, la percezione delle frequenze diventa più uniforme. Queste curve sono fondamentali nell'ingegneria del suono per garantire una riproduzione audio bilanciata a diversi livelli di volume [11]. Il diagramma di sensibilità acustica, ottenuto attraverso studi sperimentali, evidenzia due principali curve:

1. **Soglia di Udibilità:** La linea che rappresenta la minima intensità sonora necessaria per percepire un suono alle varie frequenze (curva tratteggiata in Figura 2.12). Varia a seconda delle frequenze, risultando più sensibile nelle frequenze medie (tra 2.000 e 5.000 Hz).
2. **Soglia del Dolore:** La linea che indica l'intensità alla quale il suono diventa insopportabile e potenzialmente dannoso per l'udito anche con esposizioni brevi. (curva a 110 phons in Figura 2.12).

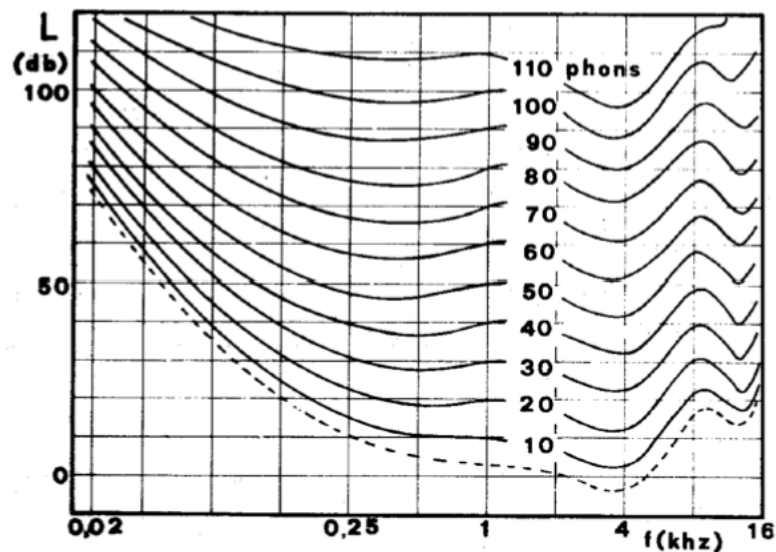


Figura 2.12: Curve isofoniche (audiogramma normale di Fletcher - Munson)[11]

Tra queste due soglie si trova l'area dei suoni udibili dall'uomo, che varia notevolmente in base alla frequenza del suono. Questo diagramma è fondamentale per comprendere le limitazioni e le capacità dell'udito umano, nonché per progettare dispositivi e ambienti acustici che rispettino queste caratteristiche fisiologiche.

2.4 Gli effetti del suono sull'essere umano

L'inquinamento acustico ha raggiunto livelli tali da influire significativamente sulla salute umana. L'esposizione a fonti di rumore può provocare danni fisici o psichici, talvolta permanenti. I disturbi causati dal rumore sono spesso insidiosi e indiretti, con uno dei principali effetti negativi rappresentato dall'aumento dei livelli di stress, che a lungo termine può comportare gravi conseguenze per l'organismo. L'impatto del rumore sull'organismo dipende da diversi fattori: livello di pressione sonora che dipende dall'intensità del suono, tempo di esposizione che va ad indicare la durata del contatto con la fonte di rumore e la frequenza del rumore. L'impatto del rumore può manifestarsi in tre forme principali: danno che dà alterazioni fisiche o psichiche permanenti, disturbo che provoca alterazioni temporanee del benessere e fastidio che crea una sensazione di disagio o irritazione. L'esposizione prolungata al rumore può provocare effetti socio-comportamentali complessi e sottili, che vanno oltre la semplice sensazione di disturbo. Tra questi effetti si annoverano: cambiamenti nelle normali azioni quotidiane e mutamenti caratteriali, come aumento dell'aggressività, scortesia, disimpegno, scarsa partecipazione sociale e depressione. La legislazione italiana in materia di acustica ambientale è complessa e articolata. La Legge quadro sull'inquinamento acustico, n. 447 del 26 ottobre 1995, stabilisce i principi fondamentali per la tutela dell'ambiente esterno e abitativo dall'inquinamento acustico. Essa definisce le competenze di Stato, Regioni, Province e Comuni e fornisce linee guida per la predisposizione dei piani di risanamento acustico e per le valutazioni di impatto acustico. Poiché è una legge quadro, essa fissa solo i principi generali, demandando ad altri organi dello Stato l'emanazione di provvedimenti legislativi specifici. I decreti attuativi coprono vari argomenti, tra cui: requisiti acustici delle sorgenti sonore e degli edifici e fissazione dei valori limite di emissione, immissione, attenzione e qualità. Questi provvedimenti mirano a regolare e controllare l'inquinamento acustico, proteggendo così la salute e il benessere della popolazione.

2.4.1 Gli effetti uditivi

Gli effetti del rumore sull'apparato uditivo sono definiti effetti di tipo specifico, poiché riguardano direttamente l'organo dell'udito. Questi danni possono essere:

- **Quantificabili:** mediante esami audiometrici.
- **Reversibili:** se la lesione è funzionale.
- **Irreversibili:** se la lesione è organica, come nel caso della distruzione delle cellule ciliate.
- **Non evolutivi:** si manifestano quando l'esposizione al rumore viene interrotta, e il danno all'udito, pur essendo presente, non progredisce ulteriormente.

Il danno all'apparato uditivo può manifestarsi in due forme principali:

Tabella 2.3: Danni provocati dal rumore nei vari apparati [11].

Apparato	Sintomi	Evoluzione	Soglia in dB(A)
Uditivo	- Fischi e ronzii persistenti	Sordità	> 80
Cardio-Vascolare	- Accelerazione ritmo cardiaco - Aumento pressione arteriosa	Aterosclerosi	> 75
Cerebrale	- Distaccamento	Turbe psichiche	> 95
Digerente	- Disturbi digestivi - Bruciori di stomaco	Gastrite, Ulcera	< 95
Dell'equilibrio	- Vertigine e nausea		> 110
Respiratorio	- Tachipnea - Diminuzione volume corrente		95
Visivo			> 75

- **Acuto:** causato da rumori impulsivi di alta intensità in un breve periodo. Questo può comportare la rottura del timpano e/o la dislocazione degli ossicini (martello, incudine e staffa).
- **Cronico:** derivante da esposizioni prolungate a rumori stazionari. Anche rumori meno intensi, se prolungati, possono provocare danni degenerativi alle cellule ciliate. Il numero di cellule danneggiate o distrutte aumenta con l'intensità e la durata del rumore, portando progressivamente a una perdita uditiva.

Una lesione acuta, spesso monolaterale (colpisce l'orecchio più esposto), si manifesta con [17]: dolore lacerante all'orecchio, senso di stordimento, ipoacusia (riduzione della capacità uditiva) fino alla completa sordità, acufeni (rumori interni percepiti come fischi o ronzii), sensazione di orecchio pieno, vertigini. In molti casi, i sintomi possono regredire e, nei casi più fortunati, il recupero può essere completo. Tuttavia, spesso permangono postumi dovuti a danni alle strutture nervose, con persistenti acufeni e deficit uditivi [11]

2.4.2 Gli effetti extra-uditivi

Gli effetti patologici sull'apparato uditivo sono ben conosciuti, ma quelli extra-uditivi del rumore sono meno studiati. Quando si valutano le conseguenze di una stimolazione acustica, bisogna considerare che il sistema uditivo può essere inteso come un sistema di avvertimento. Questo sistema segnala ai centri superiori e utilizza il sistema nervoso autonomo per predisporre l'individuo alla risposta, mediata dalla frequenza cardiaca, dalla vasomotilità, dall'attività muscolare, dal surrene, ecc., con il fenomeno dell'adattamento. La risposta può variare in relazione al tipo di stimolo:

breve, intenso, improvviso oppure atteso e cronico. Per quanto riguarda gli effetti dell'esposizione a diverse intensità del rumore, è stata proposta una scala di lesività:

- **Rumore > 35 dB:** Non provoca disturbi, raramente dà fastidio.
- **Rumore > 35 dB e < 65 dB:** Causa fastidio e molestia, può disturbare sonno e riposo e determinare altri effetti extra-uditivi.
- **Rumore d'intensità > 65 dB e < 85 dB:** Induce affaticamento e disturbo, può provocare reazioni di allarme, effetti psichici e neurovegetativi.
- **Rumore d'intensità > 85 dB e < 115 dB:** Causa effetti uditivi, psichici e sugli organi bersaglio.
- **Rumore d'intensità > 115 dB e < 130 dB:** Molto pericoloso, provoca accentuati effetti uditivi ed evidenti effetti sugli organi bersaglio.
- **Rumore > 130 dB:** Impossibile da sopportare, induce immediata o rapida insorgenza di danno uditivo, nausea, vertigini e disturbi dell'equilibrio.

I principali apparati che risentono degli effetti del rumore sono:

- **Apparato Cardiovascolare**

Il sistema cardiovascolare sembra essere il più influenzato dal rumore. Numerose evidenze scientifiche dimostrano che l'esposizione ripetuta e prolungata al rumore si associa a una maggiore incidenza di morbilità cardiovascolare. Dall'analisi della letteratura emerge una notevole quantità di lavori sulla possibile relazione tra il rumore e le alterazioni della frequenza cardiaca[18][19][20]. Alcuni studi hanno riscontrato che il rumore provoca un aumento della frequenza cardiaca. Tuttavia, in letteratura sono presenti anche autori che hanno osservato una riduzione di questo parametro, e altri che non hanno rilevato alcuna modificazione della frequenza cardiaca in risposta all'esposizione cronica al rumore[21][22]. Alcuni autori sostengono che la frequenza cardiaca non sia un indicatore affidabile per l'esposizione cronica al rumore, poiché i meccanismi omeostatici possono garantire risposte simili tra individui più o meno esposti. Diversi studi hanno esplorato il legame tra danno uditivo e ipertensione arteriosa; si ipotizza che il rumore, a seconda dell'intensità, della durata dell'esposizione, del tipo e della suscettibilità individuale, possa avere effetti differenti con soglie diverse sia per l'apparato colpito (cardiovascolare e/o uditivo) che per il tipo e/o l'entità del danno (ipertensione e/o deficit audiometrici). Numerosi studi in letteratura scientifica hanno indagato la possibile correlazione tra esposizione al rumore e l'insorgenza di patologie cardiovascolari e infarto del miocardio[22][23]. Tuttavia, nonostante questi studi, l'evidenza epidemiologica rimane limitata a causa della predisposizione genetica e dell'influenza significativa dello stile di vita individuale. Il meccanismo attraverso il quale il rumore influisce sull'apparato cardiovascolare non è ancora completamente compreso e documentato.

- **Apparato Respiratorio**

L'esposizione al rumore può causare un aumento della frequenza respiratoria e una diminuzione del volume corrente, con variazioni che dipendono da persona a persona. Inoltre, può provocare laringopatie a causa della riduzione del controllo audiofonico dovuta all'effetto mascherante del rumore sulle comunicazioni verbali, nonché rinopatie di tipo vasomotorio.[18].

- **Sistema Nervoso Centrale (SNC)**

Le reazioni del sistema nervoso centrale e autonomo (parte del sistema nervoso periferico) all'esposizione al rumore sono varie e complesse. L'annoyance è una delle risposte più comuni e ben documentate all'esposizione cronica al rumore, manifestandosi come disagio quando ci si trova di fronte a uno stimolo non gradito, anche se non particolarmente intenso[23][24]. Le reazioni di annoyance dipendono spesso dal grado di interferenza del rumore con le attività quotidiane e dalla capacità dell'individuo di adattare il proprio comportamento in risposta al rumore. L'essere umano, infatti, non è un ricettore passivo del rumore, ma interagisce attivamente per ridurre o eliminare i suoi effetti negativi. Un'esposizione prolungata a rumori di alta intensità può causare alterazioni psicomotorie, riduzione dei tempi di reazione a stimoli acustici e visivi, e deficit cognitivi, soprattutto per quanto riguarda la memoria[25]. Uno studio di Tomei del 2006 [26] ha evidenziato anche alterazioni delle capacità cognitive e attentive, valutate attraverso la registrazione elettroencefalografica dei potenziali evocati evento-correlati. Gli autori hanno esaminato anche il profilo neuro-psicologico e lo stato emotivo, concludendo che lo stress dovuto al rumore può avere effetti cronici sulle capacità cognitive, in particolare sull'attenzione e sulle abilità di ragionamento, anche in assenza di danni uditivi.

2.5 Risposta galvanica della pelle

Il sistema nervoso autonomo (SNA) è una parte del sistema nervoso periferico che collega il tronco cerebrale e il midollo spinale agli organi interni, regolando parametri fisiologici come pressione sanguigna, frequenza cardiaca e respiratoria, livello di sudorazione e temperatura corporea. Questi parametri sono utilizzati per misurare lo stress [27]. Il SNA è involontariamente modulato da stimoli esterni e stati emotivi, e la misura di parametri fisiologici ad esso legati è usata in psicofisiologia e affective computing come indicatori di eccitazione psicologica. Il SNA è composto da due sezioni principali: il sistema nervoso simpatico che viene attivato in condizioni di stress o emergenza, mentre il sistema nervoso parasimpatico è predominante durante il riposo e contrasta il sistema simpatico. La variazione di fattori fisiologici come la conduttanza cutanea è utilizzata comunemente per quantificare lo stress o l'eccitazione psicologica. La risposta galvanica della pelle, nota anche come Galvanic Skin Response (GSR), conduttanza cutanea (Skin Conductance, SC) o attività elettrodermica (ElectroDermal Activity, EDA), rappresenta la capacità della pelle di condurre elettricità nel tempo. Questa capacità può variare in base ai cambiamenti nella produzione di sudore e nella concentrazione di liquidi nei dotti sudoripari. Poiché le ghiandole sudoripare eccrine sono innervate dal sistema nervoso simpatico, la quantità di sudore e, di conseguenza, la conduttività cutanea, variano in risposta all'attività del sistema nervoso autonomo (SNA). Ciò rende la SC una misura efficace per valutare l'attivazione del sistema nervoso simpatico e le reazioni agli stimoli. Una risposta tipica a uno stimolo si manifesta attraverso la presenza di picchi nella conduttività (Figura 2.13), il cui numero varia da individuo a individuo in base al loro livello di reattività. L'analisi della SC fornisce una misura diretta del livello di eccitazione e coinvolgimento emotivo del soggetto. Da ciascun segnale vengono estratti quattro parametri significativi (Figura 2.13):

- **Latenza (latency)**: la distanza temporale tra lo stimolo e l'inizio del picco, definito come il punto in cui la curva GSR supera il valore di ampiezza minimo ($0,01 \mu S$).
- **Ampiezza di picco (peak amplitude)**: la differenza di ampiezza tra l'inizio e il massimo del picco.
- **Tempo di salita (rise time)**: la differenza di tempo tra l'inizio e il massimo del picco.
- **Tempo di recupero (recovery time)**: la durata dal picco al recupero totale.

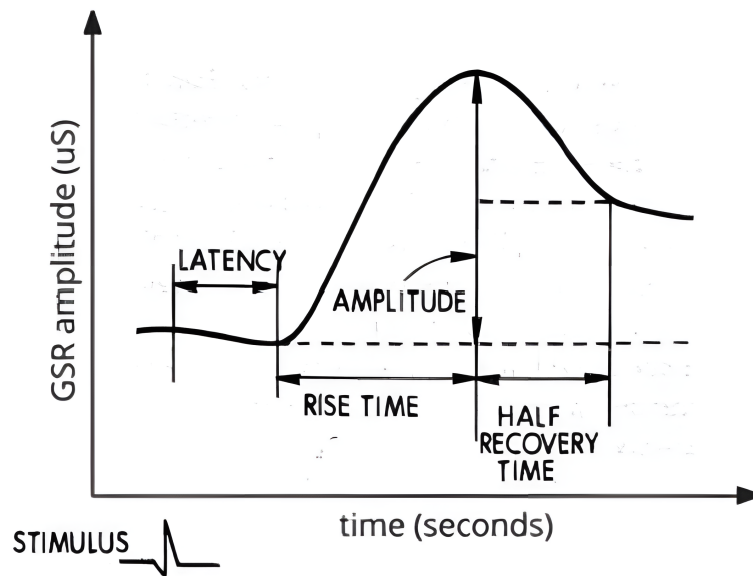


Figura 2.13: Risposta galvanica cutanea in seguito a stimoli significativi[28]

2.5.1 Anatomia e fisiologia della pelle e delle ghiandole sudoripare

La pelle è il rivestimento esterno del corpo umano ed è costituita da un insieme complesso di strutture. Essa si compone di tre strati principali, disposti dal più esterno al più interno: l'epidermide, il derma e l'ipoderma.

Epidermide: Questo è lo strato più superficiale della pelle e si trova a diretto contatto con l'ambiente esterno. La sua funzione principale è protettiva. L'epidermide è priva di vasi sanguigni e riceve nutrimento dal derma, con cui è connessa tramite invaginazioni dello strato basale. È composta da diversi strati cellulari, che vanno dallo strato germinativo, situato più internamente, fino allo strato corneo, che è a diretto contatto con l'ambiente esterno.

Derma: Il derma è un tessuto connettivo ricco di fibre collagene ed elastiche, ed è altamente vascolarizzato. Al suo interno si trovano ghiandole sudoripare, ghiandole sebacee e bulbi piliferi. Le ghiandole sudoripare sono ghiandole esocrine, il che significa che secernono il loro prodotto all'esterno del corpo. Esse svolgono un ruolo cruciale nella regolazione della temperatura corporea attraverso l'emissione di sudore, ma hanno anche altre funzioni. Esistono due tipi principali di ghiandole sudoripare: ghiandole sudoripare apocrine e ghiandole sudoripare eccrine. Ghiandole sudoripare apocrine: queste ghiandole si trovano in specifiche aree del corpo come ascelle, areole mammarie, regione inguinale e perineale. Nell'essere umano, la loro funzione principale è meno pronunciata rispetto agli animali, dove l'odore prodotto stimola l'interesse sessuale. Ghiandole sudoripare eccrine: presenti su quasi tutta la superficie cutanea, queste ghiandole producono un sudore praticamente inodore che, evaporando, impedisce un eccessivo aumento della temperatura corporea. Le ghiandole eccrine producono costantemente piccolissime quantità di sudore, che

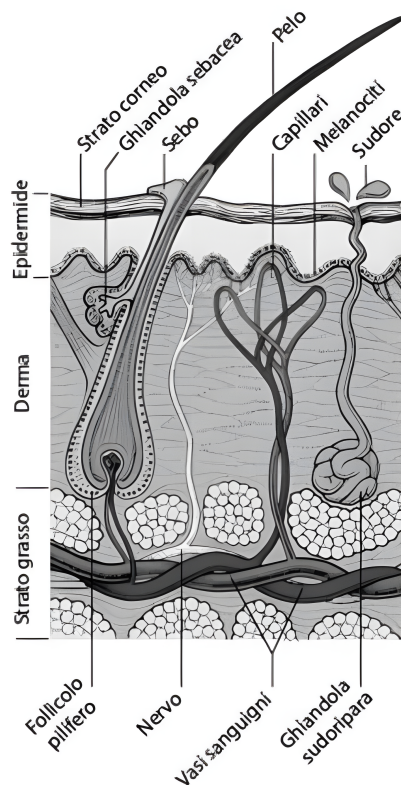


Figura 2.14: Sezione verticale della pelle[16]

vengono rilasciate attraverso un dotto escretorio sulla superficie dell'epidermide. Questo sudore evapora immediatamente, rendendolo generalmente impercettibile, fenomeno noto come traspirazione cutanea. Quando la produzione di sudore aumenta, diventa visibile sulla pelle. Le ghiandole sudoripare eccrine sono innervate da diverse fibre simpatiche. Sebbene siano principalmente coinvolte nella termoregolazione, esistono altri tipi di sudorazione, classificati in base agli stimoli che li provocano. Tutti questi tipi di sudorazione utilizzano lo stesso neurone simpatico, anche se i meccanismi di eccitazione del sistema nervoso centrale (SNC) variano leggermente. Tra questi, la sudorazione emotiva è particolarmente interessante nell'analisi della risposta galvanica della pelle (GSR)[20]. In questo tipo di sudorazione, l'aumento dell'attività delle ghiandole sudoripare è correlato a stati psicologici ed emotivi, in risposta a stimoli esterni o interni. Questo fenomeno è particolarmente evidente nelle aree con alta densità di ghiandole sudoripare, come i palmi delle mani e le piante dei piedi[20].

Ipoderma: Conosciuto anche come tessuto adiposo sottocutaneo, l'ipoderma si trova al di sotto del derma e svolge una funzione di stabilizzazione dell'apparato tegumentario (pelle e annessi) rispetto agli organi sottostanti. Questo strato è ben innervato e vascolarizzato, ed è caratterizzato da una ricca presenza di tessuto connettivo lasso. All'interno di questa rete di tessuto connettivo si trovano cellule adipose, che sono piene di lipidi di riserva.

Capitolo 3

Test sperimentali: materiali e metodi

3.1 Dispositivo di misurazione

Il braccialetto Empatica E4 è un dispositivo medico di classe 2, conforme alla direttiva 93/42/CEE. Di dimensioni $44 \times 40 \times 16$ mm e con un peso di 23 g, questo dispositivo da polso è dotato di quattro sensori (Figura 3.1):

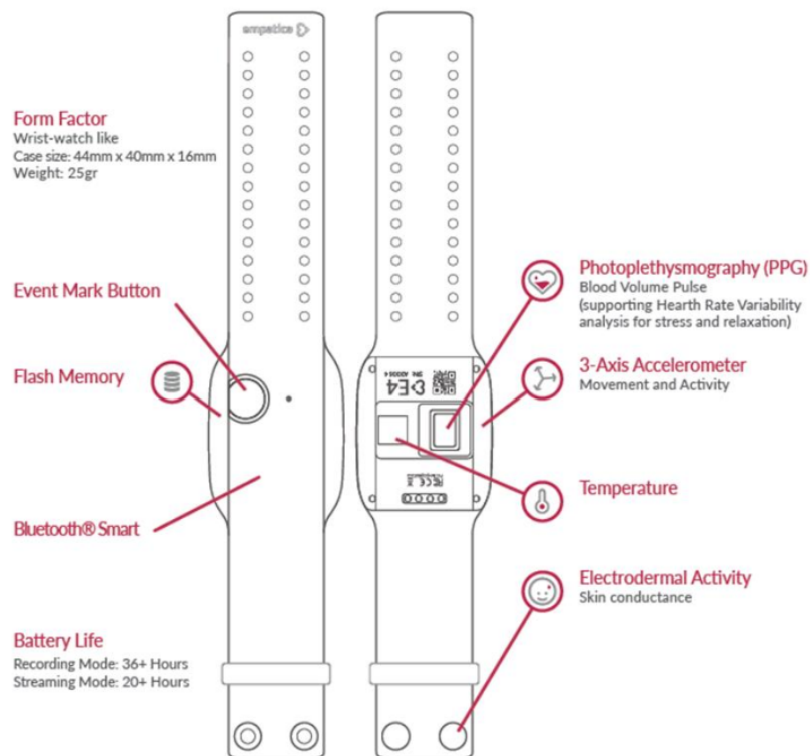


Figura 3.1: Braccialetto Empatica E4[29]

- **Sensore PPG**: situato nella parte inferiore del dispositivo, questo sensore utilizza due LED verdi e due LED rossi per registrare la BVP dal polso. La luce verde cattura le principali informazioni relative all'onda pulsatile del battito cardiaco, mentre quella rossa riduce gli artefatti da movimento grazie a un algoritmo incorporato che sfrutta i dati dell'accelerometro. Questo permette

di ottenere IBI accurati da un segnale PPG privo di rumore. La frequenza di campionamento è di 64 Hz.

- **Sensore EDA:** composto da due elettrodi in acciaio inossidabile rivestito in argento, ciascuno con un diametro di 8 mm, utilizza corrente alternata a 8 Hz per misurare la conduttanza cutanea del polso. La frequenza di campionamento è di 4 Hz.
- **Termopila a infrarossi:** misura la temperatura cutanea con una frequenza di campionamento di 4 Hz.
- **Accelerometro a tre assi:** registra l'attività basata sul movimento con una frequenza di campionamento di 32 Hz

Il braccialetto E4 offre due principali modalità operative: Realtime Streaming e In-memory Recording, con una capacità di memorizzazione di circa 60 ore. In entrambe le modalità, è possibile utilizzare un pulsante (Event Mark Button) sul dispositivo per contrassegnare eventi durante la registrazione.

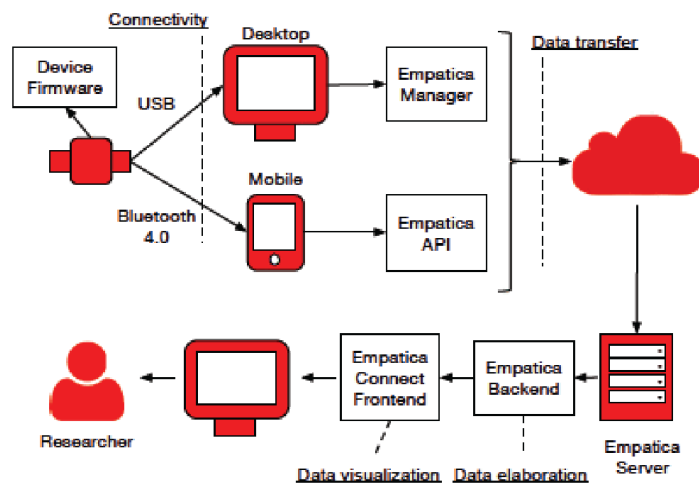


Figura 3.2: Panoramica dell'architettura software dell'Empatica E4[29]

In questo studio, è stata utilizzata la modalità di registrazione. Al termine di ogni sessione di acquisizione, il braccialetto veniva collegato al computer tramite USB per caricare i dati sul cloud Empatica. I dati raccolti da tutti i sensori erano quindi disponibili per il download come file CSV (Comma Separated Values) e visualizzabili tramite un'interfaccia grafica.

3.2 Soggetti

Lo studio è stato condotto su una popolazione di 20 soggetti sani, composta equamente da 10 uomini e 10 donne, con un range di età che va dai 22 ai 26 anni, con un'età media di $23,55 \pm 1,36$ anni (media \pm deviazione standard). Prima di partecipare all'esperimento, ogni soggetto ha fornito un consenso informato esplicito, ottenuto dopo una dettagliata spiegazione delle procedure sperimentali.

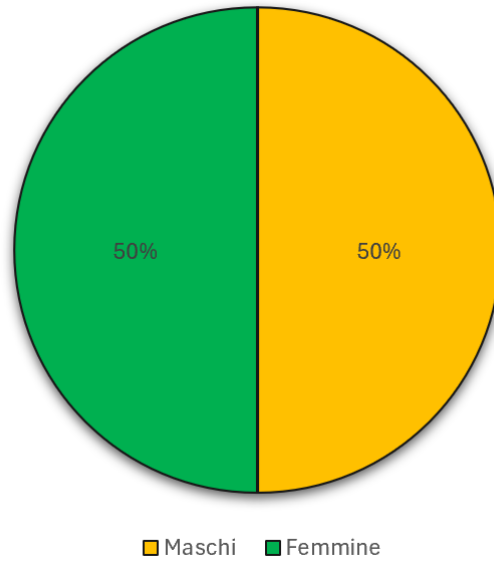


Figura 3.3: Percentuali di maschi e di femmine nella popolazione di prova

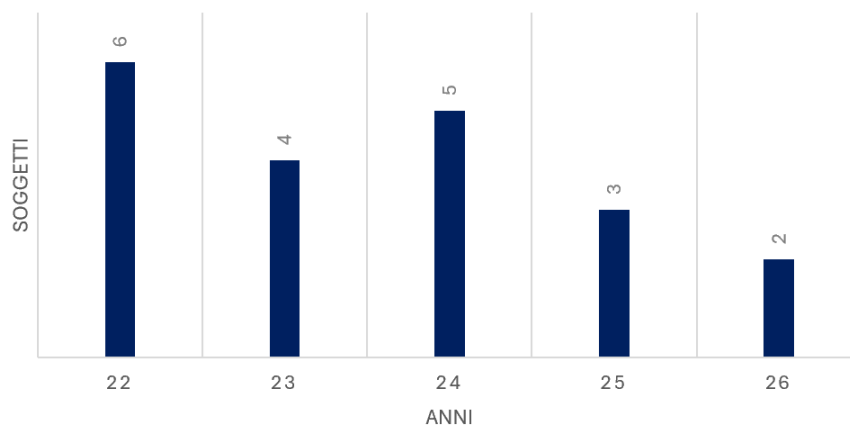


Figura 3.4: Distribuzione per età dei soggetti selezionati

3.3 Schede di autovalutazione

Un aspetto importante all'interno di questo studio, è certamente dato dall'utilizzo di una scala in grado di definire i parametri essenziali affinché l'utente possa descrivere le proprie reazioni ed emozioni date dagli stimoli acustici. La scala utilizzata è la scala S.A.M. (Self-Assessment Manikin) è una tecnica di valutazione non verbale ideata per misurare i valori di valenza, dominanza ed eccitazione associati alla reazione affettiva a una vasta gamma di stimoli. Questo sistema di valutazione è stato sviluppato verso la metà degli anni '90 dalla Prof.ssa Margaret Bradley del dipartimento di Psicologia dell'Università della Florida e dal Prof. Peter Bradley, anch'egli del dipartimento di Psicologia Clinica della stessa università. La scala S.A.M. si distingue per l'uso di illustrazioni al posto di parole testuali per esprimere i valori delle dimensioni affettive. Per ciascuna dimensione, sono state create cinque figure: la valenza emotiva è rappresentata da una figura sorridente che gradualmente diventa sempre più infelice; l'attivazione è illustrata da una figura eccitata che diventa progressivamente più rilassata; la dominanza riflette il controllo che una persona percepisce di avere sulla situazione e sull'emozione che sta vivendo. Il range della scala S.A.M. va da 1 a 9, permettendo una valutazione dettagliata e sfumata delle emozioni. Nella sua versione originale, gli utenti esprimono la loro valutazione ponendo una X su una delle cinque illustrazioni o tra di esse, offrendo così una misura continua delle loro risposte affettive (Figura 3.5).

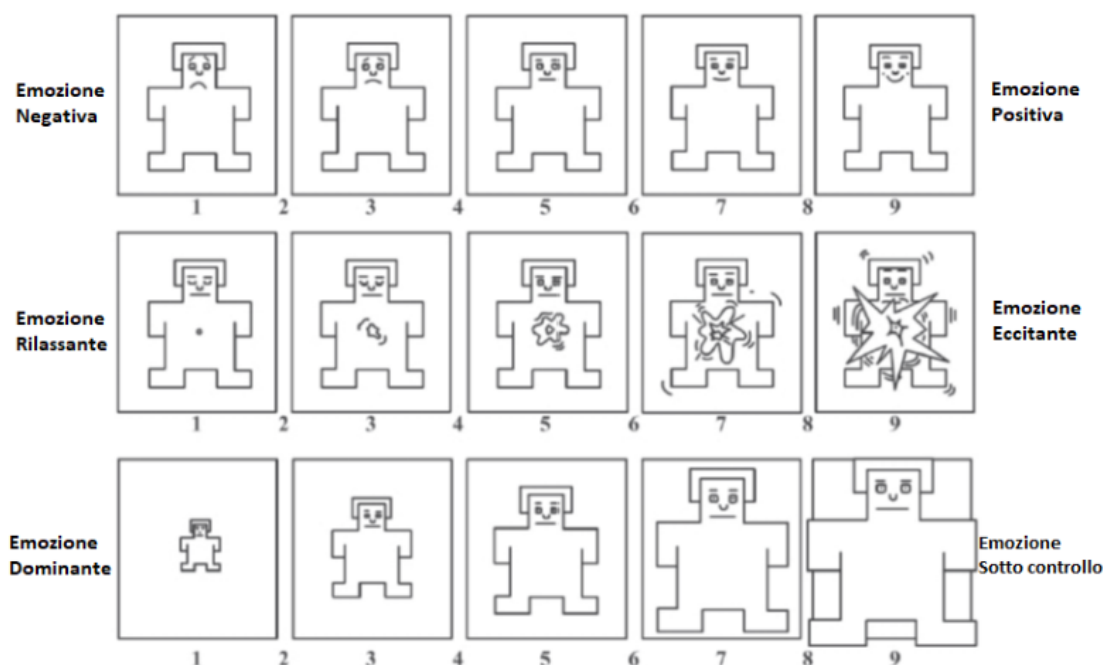


Figura 3.5: Scala SAM [30]

Questa tecnica di valutazione non verbale è particolarmente utile in contesti dove

l'uso del linguaggio può essere limitante o inappropriato, come nelle ricerche che coinvolgono bambini, persone con difficoltà di comunicazione verbale o in studi interculturali dove le traduzioni potrebbero alterare il significato delle risposte. La S.A.M. è quindi un potente strumento per la ricerca psicologica, permettendo di ottenere dati precisi sulle reazioni emotive in modo semplice e intuitivo [30].

3.4 Protocollo di misura

In questo studio, gli esperimenti sono stati condotti in una stanza tranquilla per evitare stimolazioni indesiderate e distrazioni. Prima di iniziare il test, ai partecipanti è stato spiegato l'intero protocollo e mostrato il questionario basato sulla scala S.A.M. mostrandogli anche la scala S.A.M. grafica come quella in Figura 3.5. Ogni partecipante è stato messo in una posizione comoda per far sì che si trovasse il più a suo agio possibile. Successivamente, è stato fatto indossare il braccialetto E4 intorno al polso della mano non dominante, in modo che fosse stretto ma senza causare disagio. Il dispositivo è stato posizionato sopra l'articolazione del polso con i sensori allineati con il medio e l'anulare. Dopo aver indossato il braccialetto E4 e la cuffia sonora, ai partecipanti è stato chiesto di evitare di muoversi e parlare, e di tenere gli occhi chiusi per minimizzare gli artefatti, eccetto quando dovevano compilare il questionario al termine di ogni stimolazione acustica. Dopo la compilazione, dovevano ritornare alle condizioni precedenti. A ogni soggetto sono state proposte le due tracce audio nello stesso ordine per ottenere risposte il più simili possibile tra tutti i partecipanti e misurare i cambiamenti fisiologici sotto stimolazione acustica. Le tracce audio comprendevano: la prima traccia musiche africane e la seconda traccia musiche tribali. La durata complessiva di ogni sessione di acquisizione è di circa 10 minuti: 3 minuti in condizione di riposo pre-stimolo, 2 minuti di ascolto della prima traccia, compilazione del questionario della prima traccia basato sulla scala S.A.M., 3 minuti di riposo, 2 minuti di ascolto della seconda traccia e compilazione del questionario sulla seconda traccia basato sulla scala S.A.M. Il pulsante segna-evento del braccialetto è stato premuto all'inizio e alla fine di entrambe le tracce per semplificare l'analisi dei dati.

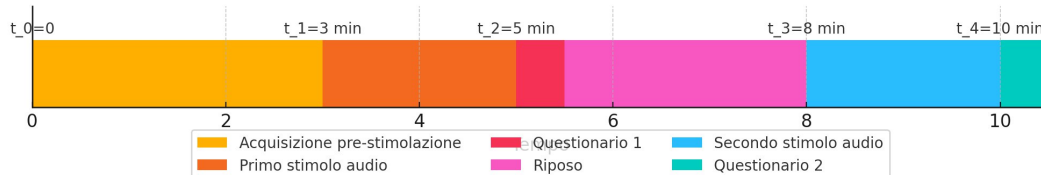


Figura 3.6: Linea temporale dell'acquisizioni

Capitolo 4

Analisi e risultati dei segnali biometrici

I segnali sono stati acquisiti utilizzando il braccialetto Empatica E4, seguendo il protocollo precedentemente descritto. I dati sono poi stati elaborati utilizzando Matlab® ed analizzati in modo statistico. I segnali grezzi relativi ad ogni soggetto, ordinati ed etichettati in base allo stimolo acustico, sono stati scaricati dal cloud di Empatica. I dati fisiologici presi in considerazione da questo studio sono i dati derivati dal sensore EDA. Prima dell'analisi dei dati, ogni segnale è stato tagliato in due sottosegnali, così da avere separate le acquisizioni delle due tracce. In questo lavoro sono essenziali i tags (segna eventi) apposti durante l'acquisizione all'inizio e alla fine di entrambe le tracce, sfruttando così il pulsante posto sul dispositivo E4. Le risposte fisiologiche date dall'attività elettrodermica della pelle, generate dai vari soggetti in risposta ai due stimoli acustici sono di seguito analizzate.

4.1 Analisi dell'attività elettrodermica della pelle

L'analisi dei segnali GSR fornisce preziose informazioni fisiologiche sia nel dominio del tempo che in quello della frequenza. In questa ricerca, i dati GSR sono stati esaminati nel dominio della frequenza, seguendo l'approccio adottato da alcuni ricercatori [59][60][61]. In particolare, è stata condotta un'analisi spettrale calcolando la densità spettrale di potenza (PSD) del segnale GSR in specifiche bande di frequenza. Questo metodo è motivato dal fatto che le componenti ad alta frequenza (High Frequency, HF) sono influenzate esclusivamente dal sistema nervoso parasimpatico, mentre quelle a bassa frequenza (Low Frequency, LF) sono influenzate dal sistema simpatico [31]. Pertanto, tale approccio consente una valutazione indiretta dell'attivazione del sistema nervoso autonomo (ANS). Il sistema nervoso parasimpatico promuove il rilassamento, il riposo e l'immagazzinamento di energia, contrastando l'azione del sistema nervoso simpatico, che invece stimola un maggior consumo di energia in situazioni di stress o emergenza. Solitamente, l'azione dei due sistemi è finemente bilanciata, senza una netta prevalenza di uno sull'altro. In questo studio, la densità spettrale di potenza (PSD) è stata espressa su scala logaritmica. Per valutare il contenuto spettrale delle specifiche bande di frequenza del segnale GSR, è stata calcolata l'Area Under the Curve (AUC) della PSD. In particolare, è stata misurata la potenza spettrale nelle bande di frequenza $[0 - 0.25]$ Hz, $[0.25 - 0.40]$ Hz e $[0.40 -$

1.00]Hz. I risultati, espressi in percentuale, sono stati ottenuti confrontando l'AUC del segnale PSD nelle varie bande con l'AUC del segnale PSD nell'intera banda di frequenza (0 – 1.00)Hz. Recentemente, diversi ricercatori hanno analizzato i segnali GSR nel dominio della frequenza, dimostrando che la maggior parte della potenza spettrale del GSR si concentra nell'intervallo 0 – 0.25 Hz, con la massima densità nella banda 0.045 – 0.25 Hz per tutti i soggetti studiati [32][33][34]. Le percentuali presentate nei vari diagrammi di questa sezione indicano la proporzione dei soggetti che hanno mostrato il valore massimo di potenza spettrale nelle diverse bande di frequenza, sia in assenza che in presenza di vari stimoli acustici.

4.1.1 Analisi del segnale GRS

Nella prima parte dello studio, si è analizzato direttamente il segnale ottenuto dal sensore EDA del braccialetto E4. Questo segnale è stato graficato, e ne sono stati calcolati la media e la deviazione standard. L'obiettivo era osservare l'andamento generale del segnale tra le due tracce acustiche e tra i vari soggetti. Qui di seguito sono riportati alcuni tracciati del segnale GRS di entrambe le tracce di alcuni soggetti.

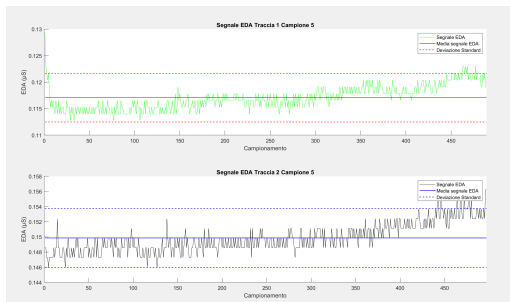


Figura 4.1: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 5.



Figura 4.2: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 6.



Figura 4.3: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 8.

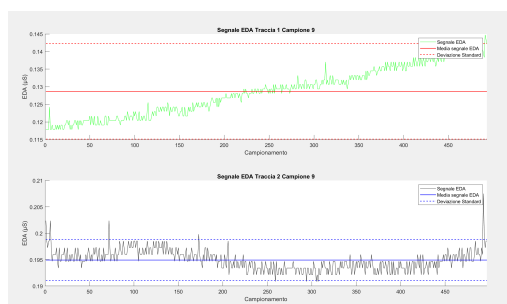


Figura 4.4: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 9.

4.1 Analisi dell'attività elettrodermica della pelle

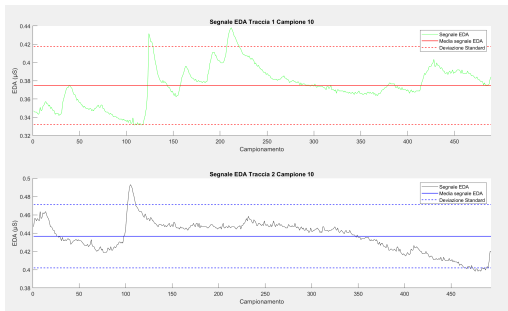


Figura 4.5: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 10.



Figura 4.6: Segnale EDA delle tracce 1 e 2 del soggetto 13.

Andando ad osservare i grafici del segnale EDA, si può notare in generale un aumento del segnale nella seconda traccia, tranne in alcuni casi, come per esempio nel soggetto 8 (figura 4.3).

4.1.2 Analisi spettrale del segnale GRS

Una volta fatto ciò si è proseguito con l'analisi della PSD del segnale GRS, andandone a studiare nello specifico 3 bande di frequenza: $[0 - 0.25]$ Hz, $[0.25 - 0.40]$ Hz e $[0.40 - 1.00]$ Hz.

Dove la Figura 4.7, e la Figura 4.8, mostrano i valori delle tre bande prima citate, in scala logaritmica, di tutta la popolazione campionata. Facendo così vedere gli andamenti dei vari soggetti.

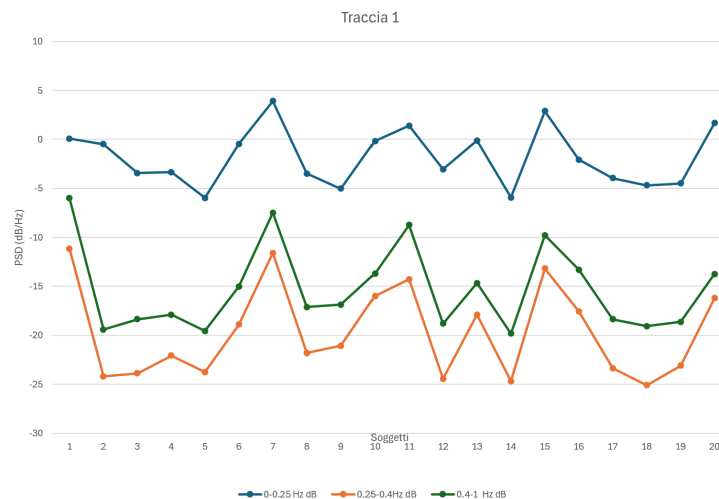


Figura 4.7: Confronto tra i singoli campionamenti alle diverse fasce di frequenza della prima traccia

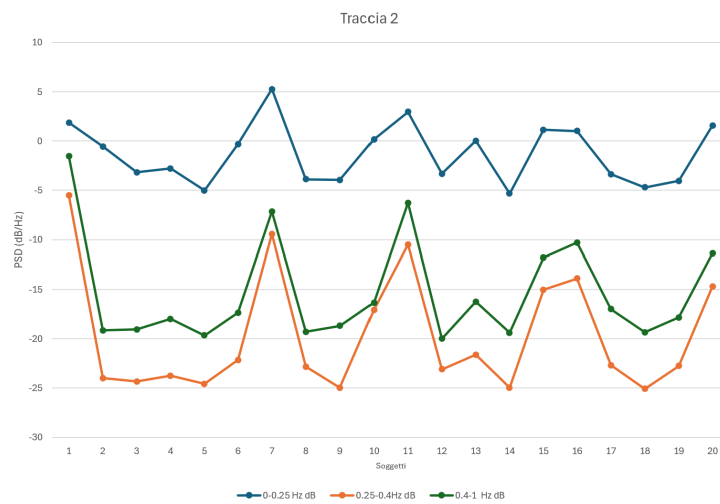


Figura 4.8: Confronto tra i singoli campionamenti alle diverse fasce di frequenza della seconda traccia

Nelle seguenti figure vengono comparati i valori delle singole bande per entrambe le tracce, così da avere: Figura 4.9 la fascia $[0 - 0.25]$ Hz, Figura 4.10 la fascia $[0.25 - 0.40]$ Hz, Figura 4.11 la fascia $[0.40 - 1.00]$ Hz. Nelle seguenti figure vengono comparati i valori delle singole bande per entrambe le tracce, così da avere un confronto diretto tra i valori. Infine nella Tabella 4.1 si ha un confronto dei valori di media delle varie bande.

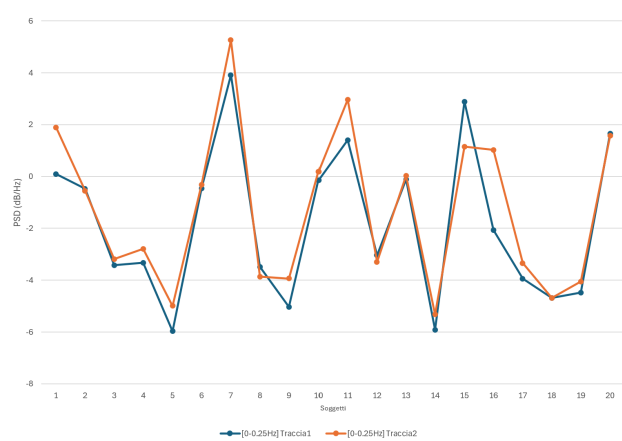


Figura 4.9: Confronto della banda $[0 - 0.25]$ Hz delle due tracce

4.1 Analisi dell'attività elettrodermica della pelle

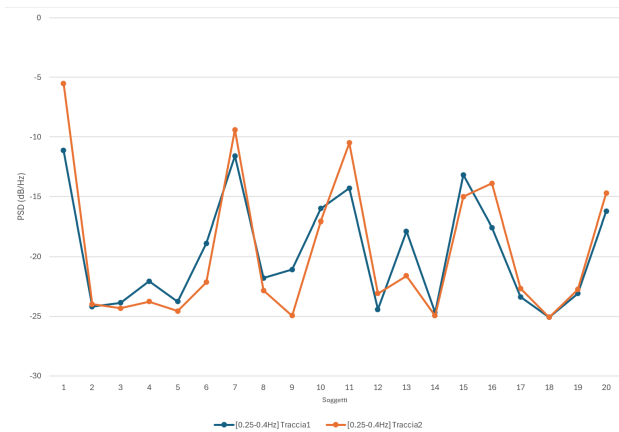


Figura 4.10: Confronto della banda [0.25 - 0.40]Hz delle due tracce

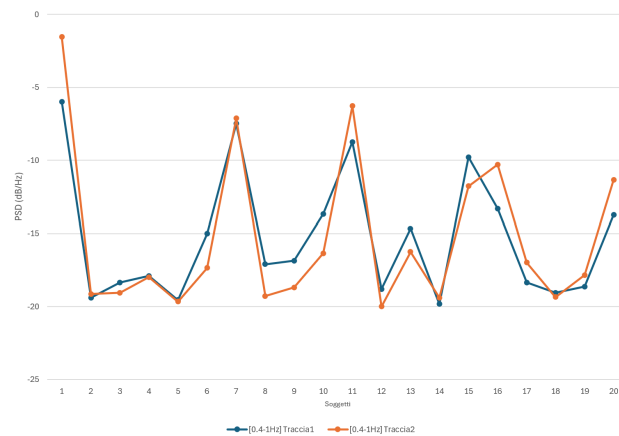


Figura 4.11: Confronto della banda [0.40 - 1.00]Hz delle due tracce

Tabella 4.1: Confronto tra i valori in media delle bande tra le due tracce.

	Traccia 1 [dB/Hz]	Traccia 2 [dB/Hz]
Range 0 - 0.25 Hz	- 0.858	- 0.259
Range 0.25 - 0.40 Hz	- 17.220	- 14.754
Range 0.40 - 1.00 Hz	- 12.907	- 11.041

Dalla Tabella 4.1 si può notare un aumento medio dei valori del segnale EDA tra la traccia 1 e la traccia 2. Nel primo intervallo [0 - 0.25]Hz l'aumento è minore, di soli 0.6 dB. Nel terzo intervallo [0.40 - 1.00]Hz si osserva un aumento maggiore, di quasi 2 dB. Infine, nel secondo intervallo [0.25 - 0.40]Hz si registra un aumento di circa 3 dB, il che indica un raddoppio del segnale nella seconda traccia. I valori di PSD sono maggiormente negativi nella banda 0.25-0.4 Hz rispetto alle altre due bande, suggerendo che questa banda di frequenza potrebbe essere meno influente sull'attività elettrodermica. Le oscillazioni e i picchi nei grafici indicano che ci sono

Capitolo 4 Analisi e risultati dei segnali biometrici

differenze individuali significative nella risposta EDA tra i soggetti. Tuttavia, le risposte sono consistenti tra le due tracce acustiche.

4.2 Risposte ottenute con la valutazione personale

Si è deciso di richiedere ai partecipanti di valutare le proprie sensazioni utilizzando la scala SAM, al fine di fornire un riscontro ai cambiamenti fisiologici ottenuti dal segnale EDA, registrati tramite l'utilizzo del braccialetto Empatica. Per questo motivo, al termine di ogni stimolazione acustica, ai soggetti coinvolti nell'esperimento è stato chiesto di valutare la sensazione prodotta dal suono ascoltato.

Analisi dei punteggi SAM assegnati dai soggetti

La scala S.A.M. fornisce un modello di valutazione non verbale per definire le sensazioni e le reazioni prodotte dal suono ascoltato, utilizzando le dimensioni di valenza, eccitazione e dominanza. La valenza rappresenta un livello di piacere che va dal negativo al positivo. L'eccitazione varia da bassa ad alta e indica il livello psicologico e fisiologico di attivazione. La dominanza rappresenta i cambiamenti nel controllo delle emozioni, con i cambiamenti nelle dimensioni del manichino che variano da una figura piccola a una grande. I soggetti dovevano dare un punteggio compreso tra 1 e 9 ad ogni dimensione della scala; coerentemente con la categorizzazione effettuata, sono stati considerati bassi i valori di attivazione e valenza minori o uguali a 4, neutrali quelli compresi tra 4 e 6 e alti quelli maggiori o uguali a 6 [35]. I punteggi della scala SAM assegnati dai soggetti sono riportati sotto, dove nella Figura 4.12 vengono riportati dominanza, valenza e intensità della traccia 1, nella Figura 4.13 vengono riportati dominanza, valenza e intensità della traccia 2.

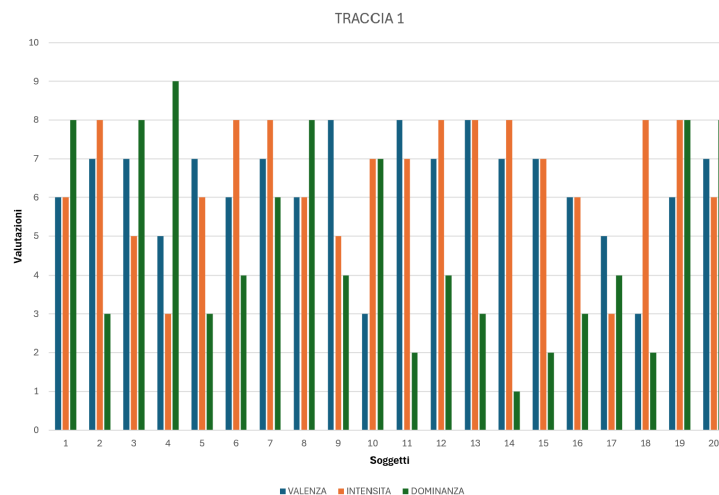


Figura 4.12: Valori di valenza, dominanza e intensità dei soggetti alla traccia 1

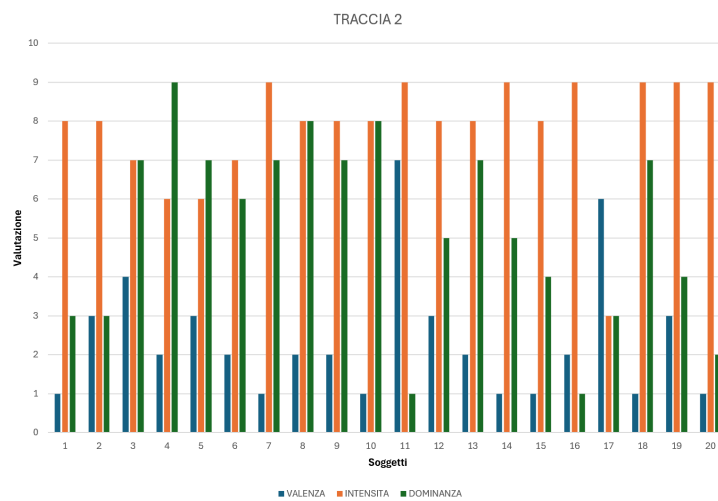


Figura 4.13: Valori di valenza, dominanza e intensità dei soggetti alla traccia 2

Andandoli a confrontare nello specifico abbiamo: nella Figura 4.14 il confronto tra i valori riportati di valenza tra le due tracce, nella Figura 4.15 il confronto tra i valori riportati di intensità tra le due tracce, nella Figura 4.16 il confronto tra i valori riportati di dominanza tra le due tracce. I punteggi medi di valenza, intensità e dominanza e la relativa deviazione standard, attribuiti dai soggetti dopo la stimolazione acustica delle due clip audio, sono riportati sotto nella Tabella 4.2.

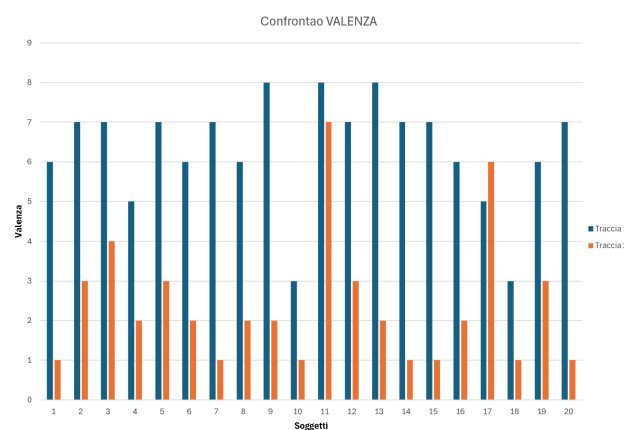


Figura 4.14: Confronto dei valori di valenza tra le due tracce

4.2 Risposte ottenute con la valutazione personale

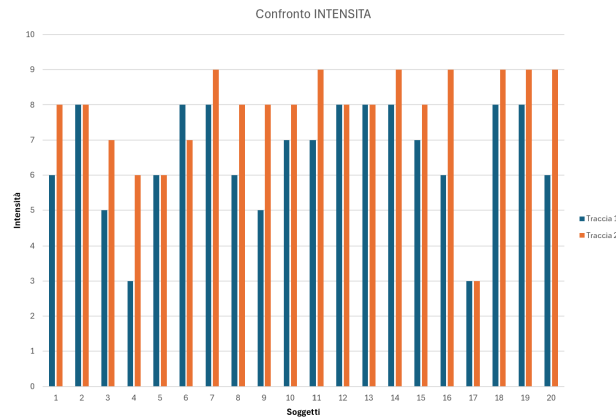


Figura 4.15: Confronto dei valori di intensità tra le due tracce

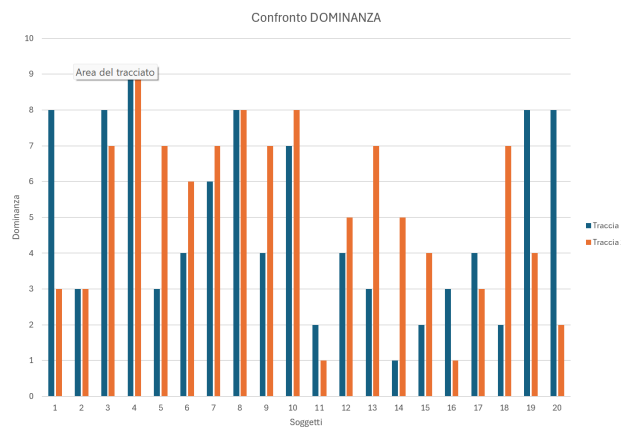


Figura 4.16: Confronto dei valori di dominanza tra le due tracce

Tabella 4.2: Confronto tra i valori in media e deviazione standard di valenza, intensità e dominanza tra le due tracce.

	Valenza	Intensità	Dominanza
Traccia 1	6.30 ± 1.42	6.55 ± 1.61	4.58 ± 2.60
Traccia 2	2.40 ± 1.67	7.80 ± 1.47	5.20 ± 2.44

Si possono fare alcune osservazioni a riguardo:

- **Valenza:** La valenza mostra variazioni significative tra i soggetti. Per la maggior parte dei soggetti, Traccia 1 ha valori di valenza più alti rispetto a Traccia 2, suggerendo che Traccia 1 è stata percepita dai soggetti come più positiva.
- **Intensità:** L'intensità delle risposte mostra che Traccia 2 tende ad avere valori leggermente più alti di intensità rispetto a Traccia 1 per molti soggetti, indicando una percezione di maggiore intensità emotiva.

- **Dominanza:** La dominanza presenta fluttuazioni tra i soggetti, ma Traccia 1 sembra generalmente avere valori di dominanza più alti rispetto a Traccia 2, suggerendo una percezione di maggiore controllo o padronanza con Traccia 1.

Capitolo 5

Conclusioni, limitazioni e sviluppi futuri

5.1 Conclusioni

In questa tesi, abbiamo esplorato le risposte fisiologiche e soggettive degli individui a stimoli acustici utilizzando il braccialetto Empatica E4 per monitorare l'attività elettrodermica della pelle (EDA) e la scala Self-Assessment Manikin (SAM) per raccogliere le valutazioni delle sensazioni personali. L'analisi è stata condotta su due tracce audio con caratteristiche sonore distinte, presentate a un gruppo di venti soggetti. I risultati principali possono essere riassunti come segue:

- **Valutazione EDA:** i segnali EDA hanno mostrato un aumento medio dei valori tra Traccia 1 e Traccia 2. Nel primo intervallo di frequenza [0 - 0.25]Hz, l'aumento è stato di 0.6 dB, nel secondo intervallo [0.25 - 0.40]Hz di circa 3 dB e nel terzo intervallo [0.40 - 1.00]Hz di quasi 2 dB. Questi dati suggeriscono una risposta fisiologica differente tra le due tracce, con un incremento più marcato nella seconda traccia.
- **Valutazione SAM:** le valutazioni SAM hanno rivelato differenze significative in termini di valenza, intensità e dominanza tra le due tracce. In particolare, Traccia 1 è stata percepita come più positiva (valenza) e controllabile (dominanza) rispetto a Traccia 2, mentre quest'ultima ha mostrato valori più elevati di intensità emotiva.

Questo determina che, nel campione analizzato, la risposta ai due stimoli acustici è maggiore nella seconda traccia, con una percezione maggiormente negativa. Ciò può essere attribuito al fatto che la seconda traccia, essendo composta da musica indigena, risulta meno conforme ai nostri standard di piacevolezza e di gusto.

5.2 Limitazioni

Il presente studio presenta alcune limitazioni che devono essere considerate:

- **Campione limitato:** la dimensione del campione di venti soggetti potrebbe non essere rappresentativa di una popolazione più ampia. Future ricerche potrebbero beneficiare di un numero maggiore di partecipanti per garantire risultati più generalizzabili e con una fascia di età più ampia.
- **Varietà delle tracce audio:** sono state utilizzate solo due tracce audio specifiche. L'inclusione di una gamma più ampia di stimoli sonori potrebbe fornire una visione più completa delle reazioni fisiologiche e soggettive.
- **Condizioni di test controllate:** sebbene si sia cercato di mantenere un ambiente di test controllato, fattori esterni non monitorati potrebbero aver influenzato le risposte dei partecipanti. Miglioramenti nel controllo ambientale potrebbero migliorare la precisione dei risultati.
- **Risposte soggettive:** le valutazioni SAM sono intrinsecamente soggettive e possono essere influenzate da variabili personali e di contesto non completamente controllabili.

5.3 Sviluppi futuri

Alla luce delle conclusioni e delle limitazioni sopra descritte, suggeriamo i seguenti sviluppi futuri per approfondire e migliorare le ricerche in questo campo:

- **Aumento del campione:** espandere la dimensione del campione includendo soggetti di diverse età, background culturali e condizioni fisiche per ottenere dati più rappresentativi.
- **Diversificazione degli stimoli:** utilizzare una varietà più ampia di tracce audio, comprese diverse tipologie di musica, rumori ambientali e suoni sintetici, per studiare una gamma più ampia di risposte fisiologiche e soggettive.
- **Integrazione con altri dati biometrici:** combinare l'analisi dell'EDA con altri dati biometrici come la frequenza cardiaca, la variabilità della frequenza cardiaca e le risposte elettroencefalografiche per una comprensione più completa delle reazioni fisiologiche agli stimoli sonori.
- **Analisi longitudinale:** condurre studi longitudinali per esaminare come le risposte fisiologiche e soggettive ai suoni possano variare nel tempo e in diverse condizioni di vita quotidiana.
- **Tecniche di analisi avanzate:** applicare tecniche di machine learning e intelligenza artificiale per analizzare i dati raccolti, al fine di identificare pattern complessi e migliorare la predittività delle reazioni agli stimoli sonori.

In conclusione, questo studio ha fornito una prima esplorazione delle reazioni fisiologiche e soggettive agli stimoli acustici, evidenziando differenze significative tra le tracce audio esaminate. Nonostante le limitazioni, i risultati ottenuti offrono spunti preziosi per futuri approfondimenti e applicazioni in ambiti quali la psicofisiologia e l'affective computing.

Bibliografia

- [1] Ayataa, 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*, 17(1):3147–3156, 2017.
- [2] A. Ann Varghese, J.P. Cherian, and J.J. Kizhakkethottam. Overview on emotion recognition system. In *2015 International Conference on Soft-Computing and Networks Security (ICSNS)*, pages 1–5, 2015.
- [3] B. Cowley and J. Torniainen. *A short review and primer on electrodermal activity in human computer interaction applications*. 08 2016.
- [4] Y. Topoglu, J. Watson, R. Suri, and H. Ayaz. *Electrodermal Activity in Ambulatory Settings: A Narrative Review of Literature*, pages 91–102. 01 2020.
- [5] S. Khalfa, I. Peretz, J.P. Blondin, and R. Manon. Event-related skin conductance responses to musical emotions in humans. *Neuroscience Letters*, 328(2):145–149, 2002.
- [6] S. Lui and D. Grunberg. Using skin conductance to evaluate the effect of music silence to relieve and intensify arousal. In *2017 International Conference on Orange Technologies (ICOT)*, pages 91–94, 2017.
- [7] E. Maria Polo, Andrea F., M. Mollura, R. Barbieri, A. Paglialonga, and L. Mainardi. Analysis of the skin conductance and pupil signals for evaluation of emotional elicitation by images and sounds. In *2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, pages 1968–1971, 2022.
- [8] G. Iadarola, A. Poli, and S. Spinsante. Analysis of galvanic skin response to acoustic stimuli by wearable devices. In *2021 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pages 1–6, 2021.
- [9] A. Poli, S. Cecchi, Spinsante S., A. Terenzi, and F. Bettarelli. a preliminary study on the correlation between subjective sound quality perception and physiological parameters. *journal of the audio engineering society*, (10495), may 2021.
- [10] V. Bruschi, N. Dourou, G. Iadarola, A. Poli, S. Spinsante, and S. Cecchi. Skin conductance under acoustic stimulation: Analysis by a portable device. In

Bibliografia

- S. Spinsante, G. Iadarola, A. Paglialonga, and F. Tramarin, editors, *IoT Technologies for HealthCare*, pages 62–78, Cham, 2023. Springer Nature Switzerland.
- [11] G. Cammarata. *Acustica Applicata*. Catania, 2016.
- [12] Stanchina M., Abu-Hijleh M., Chaudhry B., Carlisle C., and Millman R. The influence of white noise on sleep in subjects exposed to icu noise. *Sleep medicine*, 6:423–8, 10 2005.
- [13] Termolan. Nozioni fondamentali di acustica.
- [14] SIRA. Agenti fisici.
- [15] J Spencer, D. Moran, Lee A, and D. Talbert. White noise and sleep induction. *Archives of disease in childhood*, 65:135–7, 02 1990.
- [16] K.S. Saladin and R. De Caro. *Anatomia umana*. Piccin-Nuova Libreria, 2021.
- [17] B. Berglund, T. Lindvall, D.H. Schwela, World Health Organization. Occupational, and Environmental Health Team. Guidelines for community noise. pages This document is the outcome of the WHO–expert task force meeting held in London, United Kingdom, in April 1999. It bases on the document entitled "Community noise" that was prepared for the World Health Organization and published in 1995 by the Stockholm University and Karolinska Institute, 1999.
- [18] P. Volpino, F. Tomei, C. Valle, E. Tomao, M.V. Rosati, M. Ciarrocca, S. De Sio, B. C., R. Vigliarolo, and F. Fedele. Respiratory and cardiovascular function at rest and during exercise testing in a healthy working population: Effects of outdoor traffic air pollution. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 54:475–82, 11 2004.
- [19] H. Davies, K. Teschke, S. Kennedy, M. Hodgson, C. Hertzman, and P. Demers. Occupational exposure to noise and mortality from acute myocardial infarction. *Epidemiology (Cambridge, Mass.)*, 16:25–32, 02 2005.
- [20] A Singh, R Rai, M Bhatia, and H Nayar. Effect of chronic and acute exposure to noise on physiological functions in man. *International archives of occupational and environmental health*, 50:169–74, 02 1982.
- [21] J. Byers and K.A. Smyth. Effect of a music intervention on noise annoyance, heart rate, and blood pressure in cardiac surgery patients. *American journal of critical care : an official publication, American Association of Critical-Care Nurses*, 6:183–91, 06 1997.
- [22] F. Tomei, B. Papaleo, T. Baccolo, E. Tomao, P. Alfi, and S. Fantini. [chronic noise exposure and the cardiovascular system in aircraft pilots]. *La Medicina del lavoro*, 87:394–410, 09 1996.

- [23] W. Babisch, H. Ising, and J. Gallacher. Health status as a potential effect modifier of the relation between noise annoyance and incidence of ischaemic heart disease. *Occupational and environmental medicine*, 60:739–45, 11 2003.
- [24] W. Passchier-Vermeer and W. Passchier. Noise exposure and public health. *Environmental health perspectives*, 108 Suppl 1:123–31, 04 2000.
- [25] L.M. Gomes, A.J. Martinho Pimta, and N.A. Castelo Branco. Effects of occupational exposure to low frequency noise on cognition. *Aviation, space, and environmental medicine*, 70:A115–8, 03 1999.
- [26] G. Tomei, F. Tecchio, F. Zappasodi, M Ercolani, F. Moffa, P. Chioventa, and M. Ciarrocca. [exposure to traffic noise and effects on attention]. *Annali di igiene : medicina preventiva e di comunità*, 18:507–19, 11 2006.
- [27] N. Sharma and T. Gedeon. Objective measures, sensors and computational techniques for stress recognition and classification: A survey. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 108, 08 2012.
- [28] Guides and product information. <https://imotions.com/guides/eda-gsr/>.
- [29] Empatica. E4 wristband user’s manual, 2015. Milano, Italy.
- [30] M. Bradley and P. Lang. Measuring emotion: The self-assessment manikin and the semantic differential. *Journal of behavior therapy and experimental psychiatry*, 25:49–59, 04 1994.
- [31] T. Cardiology. Heart rate variability. standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur. Heart J*, 17:354–381, 01 1996.
- [32] H. Posada-Quintero, J. Florian, A. Orjuela-Cañón, and K. Chon. Electrodermal activity is sensitive to cognitive stress under water. *Frontiers in Physiology*, 8, 01 2018.
- [33] H. Posada-Quintero, J. Florian, A. Orjuela-Cañón, T. Corrales, S. Charleston-Villalobos, and K. Chon. Power spectral density analysis of electrodermal activity for sympathetic function assessment. *Annals of Biomedical Engineering*, 44, 04 2016.
- [34] H. Posada-Quintero, J. Florian, A. Orjuela-Cañón, and K. Chon. Highly sensitive index of sympathetic activity based on time-frequency spectral analysis of electrodermal activity. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 311:ajpregu.00180.2016, 07 2016.
- [35] M.M. Bradley and P.J. Lang. The international affective digitized sounds: affective ratings of sounds and instruction manual (technical report no. b-3). university of florida. *NIMH Center for the Study of Emotion and Attention, Gainesville, FL*, 30, 2007.