



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in INGEGNERIA BIOMEDICA

**ELABORAZIONE ED ANALISI DI SEGNALI
DI MISURA DI TEMPERATURA CUTANEA E
GSR DOPO STRESS FISICO**

**JOINT PROCESSING AND ANALYSIS OF
SKIN TEMPERATURE AND SKIN
CONDUCTANCE MEASUREMENT SIGNALS
FOLLOWING PHYSICAL EXERTION**

Relatore:

Dott.ssa Susanna Spinsante

Tesi di Laurea di:

Federica Cesarini

A.A 2019/2020

Abstract

La pelle rivela molte informazioni sul modo in cui un individuo reagisce a vari tipi di stimoli.

In particolare, la risposta galvanica della pelle (GSR - Galvanic Skin Response) è tra i parametri fisiologici più sensibili e consente di misurare lo stato fisico e psicologico di un individuo, in maniera obiettiva, poiché riflette la variazione della conduttanza elettrica della pelle modulata dal sistema nervoso autonomo. Anche la temperatura cutanea (TC) riflette l'attività del sistema nervoso autonomo e dipende, infatti, dal flusso sanguigno. Solitamente la temperatura cutanea si comporta in maniera differente rispetto alla temperatura corporea, e presenta dei valori più bassi.

In questa tesi, entrambi i parametri fisiologici appena citati sono stati analizzati per la valutazione dello stato di recupero dopo uno stress fisico.

Lo strumento di misura utilizzato nella campagna di raccolta dati è l'Empatica E4, un dispositivo indossabile al polso, simile ad uno smartwatch, che consente di acquisire dati in maniera non-invasiva. Nello specifico, agli otto soggetti coinvolti è stato chiesto di svolgere un'attività fisica con tre diversi livelli di intensità: a riposo, medio e intenso. Le misure di risposta galvanica della pelle e di temperatura superficiale sono state acquisite durante la fase di riposo e durante la fase di recupero, ovvero dopo aver svolto l'attività fisica richiesta. Successivamente, tali dati sono stati importati, elaborati ed analizzati in Matlab. Lo studio è stato condotto sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza, attraverso l'estrazione di caratteristiche opportune.

Dall'analisi nel dominio del tempo, si può affermare che la correlazione tra risposta galvanica della pelle e temperatura della pelle è positiva nel 53.6% delle acquisizioni effettuate a riposo, mentre essa risulta negativa nel 53.6% delle acquisizioni effettuate dopo uno sforzo intenso; il valore della risposta galvanica della pelle aumenta con l'aumentare dello sforzo fisico in tutti i soggetti in esame, a differenza della temperatura cutanea che presenta un comportamento più soggettivo.

Dall'analisi nel dominio della frequenza, si può affermare che con l'aumentare dello sforzo fisico, l'energia spettrale nella banda 0-0.4 Hz aumenta nella GSR e diminuisce nella TC e ciò accade in tutti i soggetti presi in esame.

Ciò che emerge dai risultati è che essi non possono essere del tutto generalizzati a causa

del limitato numero di soggetti coinvolti nelle misure e, quindi, delle acquisizioni analizzate e del fatto che non si tiene conto di alcuni fattori esterni, che influiscono sul valore della risposta galvanica della pelle e della temperatura cutanea. Tuttavia, sono stati riscontrati alcuni risultati promettenti di cui si può tener conto nei futuri sviluppi.

Poiché la fase di recupero dopo uno sforzo fisico è considerata un momento importante nell'attività degli sportivi, tale elaborato si può ritenere un punto di partenza per la sua valutazione obiettiva.

Indice

INDICE	4
INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1: STATO DELL'ARTE	7
1.1 Anatomia e fisiologia della cute e delle ghiandole sudoripare	7
1.2 Risposta galvanica della pelle e temperatura cutanea	8
1.2.1 Componenti del segnale GSR.....	10
1.3 Acquisizione dei dati	12
1.3.1 Acquisizione del segnale GSR.....	12
1.3.2 Acquisizione del segnale TC.....	13
1.4 Elaborazione dei dati	14
1.4.1 Elaborazione del segnale GSR.....	14
1.4.2 Elaborazione del segnale TC.....	16
1.4.3 Caratteristiche selezionate.....	17
CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI	18
2.1 Empatica E4	18
2.2 Acquisizione dei dati	20
2.3 Elaborazione dei dati	22
2.3.1 Analisi nel dominio del tempo.....	22
2.3.2 Analisi nel dominio della frequenza.....	24
CAPITOLO 3: RISULTATI DEI TEST SPERIMENTALI	27
3.1 Risultati nel dominio del tempo	27
3.1.1 Media e deviazione standard.....	30
3.1.2 Massimo assoluto e minimo assoluto.....	34
3.1.3 Coefficiente di correlazione.....	36
3.1.4 Cross-correlazione.....	39
3.2 Risultati nel dominio della frequenza	40
CAPITOLO 4: CONCLUSIONI	47
CAPITOLO 5: LIMITI E FUTURI SVILUPPI	50
BIBLIOGRAFIA	51

Introduzione

Fin dal 1879, la Risposta Galvanica della Pelle (GSR– Galvanic Skin Response) ha una storia nella psicofisiologia, ma, solo negli ultimi anni i ricercatori hanno iniziato ad utilizzare la GSR nei più svariati campi di applicazione [1],[2], ad esempio ricerca psicologica, ricerca clinica, psicoterapia, marketing e neuroscienza del consumatore, test pubblicitari e dei mezzi di comunicazione, test di usabilità e dell'esperienza utente.

La GSR, per definizione, è la variazione della conduttanza elettrica della pelle. Ciò che regola la conduttanza della pelle e quindi il modo in cui essa conduce la corrente applicata è l'attività delle ghiandole sudoripare. Nello specifico, l'aumento della sudorazione consente l'aumento della conduttanza elettrica della pelle, poiché l'elemento principale che costituisce il sudore è l'acqua. Anche la termoregolazione è una funzione primaria della maggior parte delle ghiandole sudoripare, regolate dal Sistema Nervoso Simpatico (SNS) [1]. Grazie al legame che vi è tra il SNS e la GSR, quest'ultima si può ad oggi considerare un parametro fisiologico che consente di valutare la condizione psicologica e fisica dell'uomo, in maniera obiettiva. Infatti, grazie al segnale GSR, si possono determinare: l'affaticamento, il dolore, la sonnolenza, il recupero degli esercizi, l'epilessia, le neuropatie, la depressione e altre condizioni simili [1]. Tuttavia, la GSR è influenzata anche da alcuni fattori esterni (es. il parlare, la mobilità fisica, la temperatura corporea e ambientale [3], gli stimoli audio e video), dei quali bisogna tener conto nel momento in cui si effettua la misurazione del segnale.

La GSR può essere esaminata insieme ad altri parametri fisiologici. Infatti, in questa tesi, oltre la GSR, è stata analizzata la temperatura della pelle.

La temperatura cutanea (TC), considerata periferica, generalmente presenta dei valori più bassi rispetto alla temperatura corporea [4], e dipende dalla temperatura dell'ambiente circostante [5], dal flusso sanguigno e riflette l'attività del sistema nervoso autonomo (SNA) [6].

A livello di attività fisica, il recupero che segue lo svolgimento dell'attività stessa è considerato una variabile importante, ad esempio nello sport per la prescrizione degli esercizi da effettuare prima o durante un allenamento. Secondo la letteratura, il recupero dovrebbe ricevere maggiore attenzione poiché può influenzare l'efficienza, la sicurezza e

l'efficacia finale di un programma di allenamento [7].

Per questo motivo, nel lavoro che segue si è voluto abbinare e confrontare i segnali EDA e TC (entrambi rappresentativi del SNA) per valutare in maniera completa la fase di recupero dopo uno stress fisico di varie intensità.

Inoltre, la GSR e la temperatura della pelle possono essere misurati utilizzando degli strumenti di misura non-invasivi, i quali consentono di effettuare una raccolta continua dei dati. In questo lavoro, i due parametri fisiologici sono stati acquisiti da quattro soggetti maschi e quattro soggetti femmine, con età compresa tra 15 e 59 anni, attraverso un dispositivo di misura non-invasivo e indossabile al polso: l'Empatica E4.

I segnali della GSR e della TC sono stati elaborati mediante appositi algoritmi implementati in Matlab, e il loro studio è stato effettuato sia nel dominio del tempo, che nel dominio della frequenza.

Questa tesi è suddivisa in cinque capitoli principali. Nel primo capitolo vengono riportati lo stato dell'arte e, in particolare, le caratteristiche del segnale GSR e del segnale TC. Nel secondo capitolo sono descritti: il dispositivo di misura che è stato utilizzato durante la raccolta dati (Empatica E4), le caratteristiche della popolazione coinvolta nella campagna di acquisizione dati e le caratteristiche estratte dai segnali, sia nel dominio del tempo, che nel dominio della frequenza. I risultati dei test sperimentali sono presentati nel terzo capitolo, facendo anche un'analisi in base al sesso dei soggetti in esame. Il quarto capitolo fornisce le conclusioni tratte dai risultati ottenuti. Il quinto capitolo discute i limiti che sono stati riscontrati in questo lavoro e ne propone possibili sviluppi futuri.

Capitolo 1: Stato dell'Arte

1.1 Anatomia e Fisiologia della Cute e delle Ghiandole Sudoripare

La cute (o pelle) è l'organo più esteso dell'apparato tegumentario ed è una membrana, dallo spessore variabile, che separa il corpo umano dal mondo esterno. Essa è costituita da tre strati diversi: epidermide, derma e ipoderma (*Figura 1*) [8].

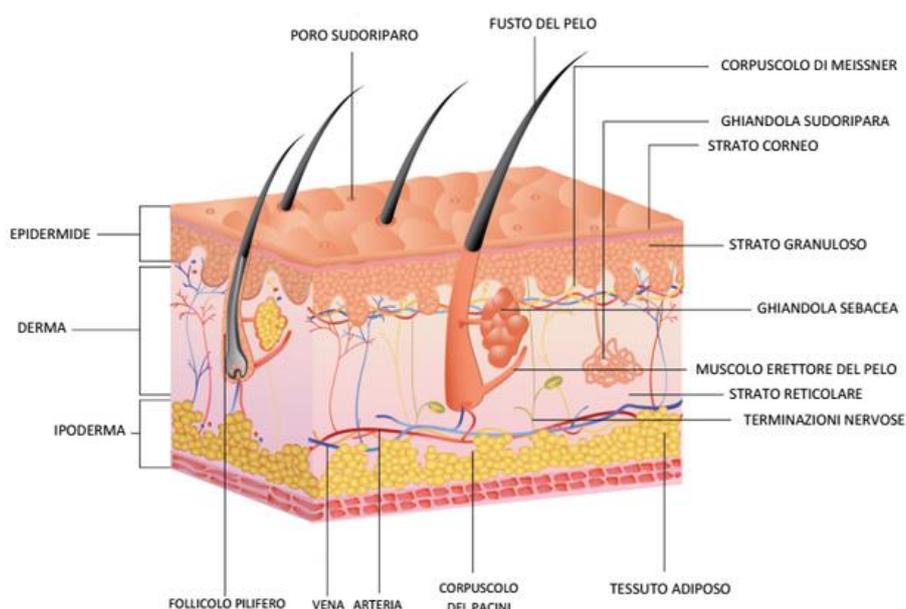


Figura 1. Composizione stratificata della pelle.

L'epidermide è la lamina più esterna e sottile della pelle, composta da tessuto epiteliale e non presenta vasi sanguigni. Il derma o corion, lo strato più spesso della cute, ospita arterie, vene e vasi sanguigni che terminano nella rete capillare. Nel derma è presente la parte secretoria delle ghiandole sudoripare, sottoforma di glomerulo [8]. L'ipoderma è costituito principalmente da tessuto connettivo sciolto e da vasi sanguigni più grandi che forniscono la superficie del corpo. Anch'esso contiene la parte secretoria delle ghiandole sudoripare [9].

La pelle ha diverse e importanti funzioni, in quanto protegge il corpo dagli insulti

meccanici, chimici, termici (infatti è il principale organo con funzione di termoregolazione insieme alle ghiandole sudoripare) e dalle radiazioni ultraviolette, partecipa alla regolazione dell'equilibrio idrosalino, contribuendo a prevenire la disidratazione, costituisce una barriera alla penetrazione di microrganismi e partecipa alla produzione di vitamina D [8].

Le ghiandole sudoripare (definite come annessi cutanei), ed in particolare quelle eccrine, sono ghiandole tubolari semplici a forma di “gomitolo” che producono un secreto, chiamato comunemente sudore, ricco d'acqua e soluti inorganici, con una piccola percentuale di materiali organici tra cui urea, acido urico e creatina. Il secreto viene rilasciato direttamente sulla superficie della cute ed è indispensabile per la termoregolazione. Le zone del corpo in cui le ghiandole eccrine si distribuiscono maggiormente sono: palmo della mano (più di 300 per cm²) e polso (più di 200 per cm²). Le ghiandole sudoripare eccrine sono innervate dalle fibre post-gangliari del sistema nervoso simpatico (SNS) [8], che rappresenta una delle due branche del sistema nervoso autonomo (SNA), oltre al sistema nervoso parasimpatico (SNP). In particolare, il sistema nervoso simpatico è un sistema motorio che regola, oltre le ghiandole, anche la muscolatura liscia e cardiaca. Non è controllabile direttamente dalla volontà della persona poiché opera in maniera automatica grazie all'attività dei centri nervosi superiori, che includono l'ipotalamo e altre strutture del sistema limbico [10]. La regolazione della temperatura corporea è considerata un'attività complessa ed un processo vitale, governato dal sistema nervoso centrale [4] e in particolar modo dall'ipotalamo [10]: la parte anteriore contiene un centro di raffreddamento e un centro di riscaldamento. Nel caso di raffreddamento viene liberata la serotonina e la perdita di calore viene ridotta dalla vasocostrizione cutanea e dalla pilo-erezione, nel caso di riscaldamento vengono liberate noradrenalina o dopamina e in questo caso la perdita di calore è resa maggiore dalla sudorazione e dalla vasodilatazione [10].

1.2 Risposta Galvanica della Pelle e Temperatura Cutanea

L'attività elettrodermica (EDA – ElectroDermal Activity), chiamata anche risposta galvanica cutanea (GSR – Galvanic Skin Response) o conduttanza cutanea (SC – Skin

Conductance), è associata alla variazione della conduttanza elettrica della pelle, la cui unità di misura è il microSiemens (μS). Essa è un indice psicofisiologico sensibile che riflette il livello di eccitazione del sistema nervoso simpatico autonomo, in risposta a stimoli interni (es. emozioni) ed esterni (es. attività fisica). Secondo la letteratura, il segnale GSR può essere utilizzato per valutare lo stato psicofisico di un soggetto in modo obiettivo e ha una vasta gamma di applicazioni [5],[11] (es. la valutazione di affaticamento, dolore, sonnolenza, recupero degli esercizi, diagnosi di epilessia, neuropatie, depressione e così via) [1]. Tra i fattori esterni che influenzano i valori di EDA durante la misurazione, sono riportati il parlare, la mobilità fisica, la variazione della temperatura corporea e ambientale [3], gli stimoli audio e gli stimoli video.

L'attività delle ghiandole sudoripare regola la conduttanza della pelle, favorendo o meno il passaggio di una corrente applicata. L'incremento della sudorazione fa aumentare la conduttanza elettrica della pelle: sebbene il sudore contenga minerali, acido lattico e urea, è principalmente composto da acqua. La termoregolazione è la funzione principale della maggior parte delle ghiandole sudoripare, ma quelle situate sull'arco plantare e sul palmo della mano rispondono maggiormente agli stimoli psicologici, piuttosto che agli stimoli termici. In tali aree è presente un'alta densità di ghiandole eccrine. Pertanto, si ritiene che l'EDA rappresenti una misura quantitativa dell'attività dei sudomotori (fibre simpatiche responsabili per la stimolazione delle ghiandole sudoripare) e, di conseguenza, fornisce una valutazione obiettiva dell'eccitazione. Se pensiamo ai condotti del sudore come resistenze collegate tra loro in parallelo, una maggiore quantità di sudore sulla pelle farà diminuire la loro resistenza. In questo modo la corrente elettrica riesce a fluire più facilmente e il segnale EDA rifletterà le eventuali variazioni della conduttanza elettrica della pelle [1].

Un altro parametro fisiologico, che in alcuni studi è analizzato in parallelo con la GSR, è la temperatura cutanea (TC), la cui unità di misura è il Celsius ($^{\circ}\text{C}$). A tal proposito c'è da fare una distinzione tra temperatura corporea e temperatura periferica. La temperatura corporea si mantiene costante sui 37°C , grazie al sistema di termoregolazione. Essa può variare tra 35.8 e 38.2°C in quanto è necessario un bilanciamento tra produzione di calore e dispersione di calore. Determinare un valore della temperatura corporea che si possa ritenere "normale" è impegnativo, poiché dipende da dove è posizionato lo strumento di misura, dallo strumento di misura stesso e da quale ora del giorno essa viene rilevata. A

riposo, gli organi metabolicamente attivi, come il fegato, producono la maggior parte del calore, invece, durante un esercizio fisico, sono i muscoli scheletrici a generare la maggior parte del calore. Oltretutto, ogni zona del corpo umano è caratterizzata da una temperatura diversa: più alta nel cervello e negli organi della cavità toracica e addominale, più bassa nella pelle. La TC, considerata periferica [4], dipende dalla temperatura dell'ambiente circostante [5], dal flusso sanguigno e riflette l'attività del SNA [6]. Inoltre, la temperatura della pelle varia in maniera diversa rispetto alla temperatura interna, ad esempio l'aumento della temperatura del polso precede il calo della temperatura corporea [5].

1.2.1 Componenti del Segnale GSR

Il segnale GSR, considerato come segnale non periodico, è costituito da due componenti: livello tonico e livello fasico (*Figura 2*). Il livello tonico, noto anche come livello di conduttanza della pelle (SCL), varia lentamente in lunghi periodi e può essere influenzato da fattori interni come lo stato psicologico o le proprietà della pelle (es. idratazione della pelle e spessore della pelle). Nella *Figura 2* il livello tonico è mostrato in giallo e solitamente la sua ampiezza varia tra 2 e 20 μ S. Lo SCL si riferisce alla baseline dell'EDA, e i valori di tale baseline sono altamente variabili tra diversi soggetti e all'interno dello stesso soggetto, infatti l'analisi del solo SCL non è consigliato. La banda di frequenza della componente tonica è concentrata a frequenze basse, infatti varia tra 0 e 0.05 Hz [12]. Al contrario, la frequenza del livello fasico varia tra 0.05 fino ad un massimo di 1–2 Hz. Il livello fasico, noto come risposta di conduttanza cutanea (SCR), mostra delle fluttuazioni veloci (come è indicato nella *Figura 2* in arancione) che sono causate dalla risposta di eccitazione simpatica ad uno stimolo. L'SCR può essere di due tipi: SCR correlato ad un evento (ER-SCR) e SCR non specifico (NC-SCR). ER-SCR indica una risposta che si ha rispetto a qualche stimolo, mentre l'NC-SCR rappresenta i cambiamenti fasici non legati ad alcuno stimolo. Generalmente, nella maggior parte degli studi, i segnali ER-SCR vengono analizzati per catturare la risposta di uno stimolo emotivo [12], in quanto la componente fasica è molto sensibile a tali stimoli [2].

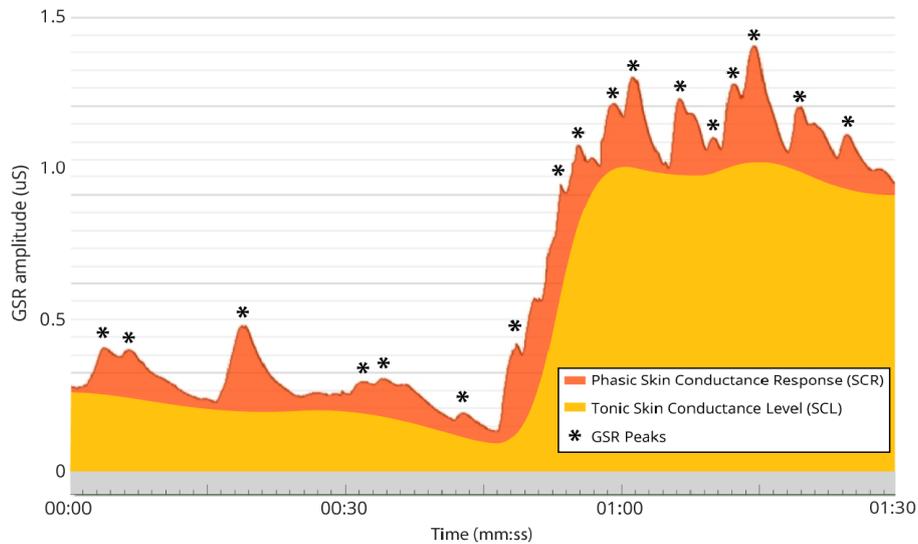


Figura 2. Esempio di Livello Tonico (in giallo) e Livello Fasico (in arancione) del segnale GSR.

Un tipico picco SCR è mostrato nella Figura 3, in cui si possono identificare quattro parametri descrittivi [2]:

1. Tempo di latenza: tempo che intercorre tra l'inizio dello stimolo e l'inizio del picco. Dipende da varie caratteristiche come il posizionamento degli elettrodi e la temperatura, e in genere varia tra 1 e 5 s. L'inizio è generalmente fissato nel punto temporale dove la curva GSR supera un valore minimo prefissato (0.01 o 0.05 μ S). Le variazioni della GSR che si verificano prima di questo periodo sono tipicamente definite come NS-SCRs.
2. Ampiezza del picco: calcolata in corrispondenza dell'inizio del picco (onset) ed il massimo che il picco assume trascorso il tempo di salita e varia tra 0.1 e 1 μ S.
3. Tempo di salita: tempo che intercorre tra l'onset e il massimo valore assunto dal picco.
4. Tempo di recupero: tempo che intercorre tra il picco e la fine del picco. Il tempo di recupero è sempre più lungo rispetto al tempo di salita.

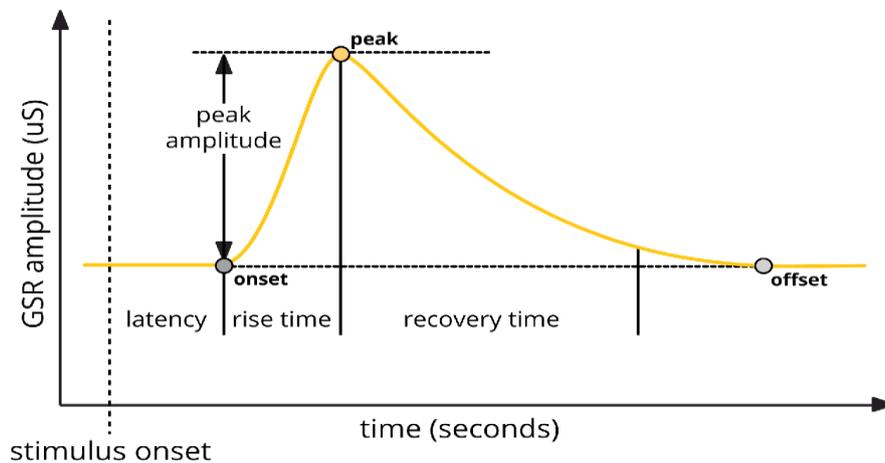


Figura 3. Picco SCR della GSR e i suoi parametri.

1.3 Acquisizione dei dati

1.3.1 Acquisizione del Segnale GSR

Nel corso degli anni, molti metodi di registrazione dell'EDA sono stati sviluppati per vari campi di applicazione da oltre mezzo secolo [13]. Per quanto riguarda la misurazione non invasiva, questa modalità può essere eseguita collegando due elettrodi alla pelle. La superficie del sensore a contatto con la pelle è in Ag/AgCl (Argento/Cloruro di Argento) per ridurre al minimo la polarizzazione e i potenziali di polarizzazione. Sono stati proposti anche elettrodi adesivi al carbonio/sodio ed elettrodi in tessuto in Ag/AgCl. A volte viene applicato un gel con una concentrazione specifica di NaCl (cloruro di sodio) o KCl (cloruro di potassio) tra la pelle e gli elettrodi per ridurre l'impedenza [12].

Ad oggi esistono tre diversi metodi per acquisire l'EDA: senza l'applicazione di una corrente esterna, chiamato metodo endosomatico, il metodo esosomatico a corrente continua (DC) e il metodo esosomatico a corrente alternata (AC) tramite elettrodi sulla pelle [13]. Il metodo endosomatico consiste nel misurare la differenza di potenziale elettrico in assenza di qualsiasi tensione o corrente applicata: un elettrodo viene posizionato su una zona attiva, mentre l'elettrodo di riferimento viene posizionato in una zona relativamente inattiva (es. l'avambraccio). Le risposte elettrodermiche (EDR) endosomatiche (chiamate anche risposte potenziali cutanee o SPR) sono simili e concomitanti con le EDR esosomatiche più comunemente misurate, anche se con una

forma d'onda più complessa [13].

Il metodo esosomatico a DC consiste nel misurare l'EDA come una conduttanza utilizzando elettrodi in Ag/AgCl e un elettrolita di NaCl o KCl. Si applica una piccola tensione (es. 0.5 V) a due elettrodi posizionati sulla superficie intatta del palmo della mano, includendo un piccolo resistore (es. da 200 a 1000 Ω) posto in serie con la pelle. Poiché la resistenza della pelle (SR) è dell'ordine di 100 k Ω o più, il resistore serie è trascurabile. Di conseguenza, applicando la legge di Ohm, il flusso di corrente (I) tra gli elettrodi (e necessariamente attraverso il resistore) è $I = V / R$ dove V è la tensione applicata e R è la resistenza della pelle. Poiché V ha un valore fisso, la corrente è proporzionale a $1 / R$, ovvero alla conduttanza G. Tale metodo ha dominato la letteratura sull'EDA per molti decenni [13].

Il metodo esosomatico in AC per la misura della conduttanza cutanea è stato poco utilizzato finora. Le misurazioni AC possono anche fornire informazioni più approfondite sui processi elettrici che si trovano alla base dell'EDA. La tensione applicata influenza gli elementi capacitivi della pelle (associati alle membrane biologiche), che hanno la capacità di immagazzinare carica elettrica. Pur non essendo disponibili dimostrazioni empiriche a riguardo, la misurazione AC sembra essere migliore alla misurazione DC per quanto riguarda la polarizzazione degli elettrodi e per i possibili effetti della tensione applicata alle membrane biologiche [13].

1.3.2 Acquisizione del Segnale TC

Negli ultimi anni la domanda di dispositivi mobili e non invasivi per il monitoraggio di vari parametri fisiologici, tra cui la temperatura del corpo, è aumentata [14] e vengono sempre più richieste acquisizioni ad alta risoluzione, anche in campo bioingegneristico. A tal proposito, per velocizzare il tempo di acquisizione della temperatura della pelle, sono stati utilizzati sensori a termistore e sensori infrarossi, ritenuti molto affidabili, ma poco esatti e poco precisi [15].

I sensori di temperatura a termistore possono essere classificati in: termistori con coefficiente di temperatura negativa (NTC) e termistori con coefficiente di temperatura positiva (PTC). Il meccanismo di funzionamento di questi sensori si basa sui cambiamenti della resistenza elettrica dei materiali in risposta alla temperatura applicata. Nei termistori PTC il valore della resistenza aumenta all'aumentare della temperatura. I materiali

utilizzati nei termistori PTC sono composti polimerici con un nanomateriale conduttivo. Al contrario, nei termistori NTC il valore della resistenza diminuisce all'aumentare della temperatura. In genere, i materiali utilizzati per lo sviluppo di tali termistori sono i semiconduttori. Sotto uno stimolo termico, la conduttività del semiconduttore aumenta (la resistenza diminuisce) con l'aumento della temperatura a causa dell'aumento del trasporto di carica all'interno del semiconduttore stesso [16].

Il sensore a termistore deve essere posto a contatto della pelle umana e la misurazione viene eseguita partendo dal presupposto che le temperature del termistore e della pelle siano le stesse. Questa soluzione è utile per soggetti in costante movimento o per soggetti che richiedono un monitoraggio continuo della temperatura. Per misurare la temperatura del corpo umano nell'intervallo compreso tra 25 °C e 45 °C, la resistenza del termistore deve cambiare da circa 980 Ω a circa 2250 Ω [15].

I termometri che utilizzano i sensori ad infrarossi, ad esempio il sensore passivo piroelettrico [16], chiamati anche termometri cutanei, permettono di stimare la temperatura di un punto preciso del corpo in modo veloce e non invasivo, posizionando il sensore in prossimità della cute. Essi ci permettono di determinare nel tempo l'andamento della temperatura senza dipendenza da fattori esterni, quali il movimento muscolare e l'ingerimento di liquidi caldi o freddi. D'altro canto, il valore della temperatura risente della temperatura dell'ambiente di misura [17].

Poiché i termometri ad infrarossi determinano la temperatura dell'emissione della radiazione ad infrarosso da una sorgente, assorbendo calore dall'oggetto misurato e raggiungendo l'equilibrio termico con esso, sono in grado di visualizzare la temperatura in meno di cinque secondi [17].

1.4 Elaborazione dei dati

1.4.1 Elaborazione del Segnale GSR

Le informazioni contenute nel segnale GSR possono essere catturate attraverso frequenze inferiori a 10 Hz, poiché esso è solitamente confinato nella banda di frequenza 0-0.5 Hz [18]. Essendo il segnale GSR grezzo affetto da rumore elettrico e da artefatti da movimento, si può utilizzare un filtro passa-basso con una frequenza di taglio molto bassa (meno di 1 Hz) per rimuovere il rumore elettrico dal segnale, e un'ispezione manuale al

filtro passa-basso per rimuovere gli artefatti da movimento[12].

Una volta filtrato il segnale, esso può essere scomposto in SCL e SCR e nel corso degli anni sono stati sviluppati diversi metodi per separare la componente fasica da quella tonica [1].

Alcuni ricercatori hanno proposto un metodo ispirato all'analisi delle risposte dipendenti dal livello di ossigeno nel sangue nella risonanza magnetica funzionale per rilevare e analizzare gli SCR [19]. Il metodo utilizza un modello di convoluzione lineare e l'SCR completo invece del tradizionale approccio con punteggio di picco. Tutte le analisi, che si basano sui modelli EDA, presumono che gli SCR siano generati da un sistema lineare e invariante nel tempo. Queste ipotesi sono state sistematicamente testate ed entrambe validate successivamente [20]. Si è anche utilizzato l'approccio del modello di convoluzione per quantificare l'eccitazione simpatica piuttosto che recuperare l'attività del nervo sudomotorio, come tentato da altri studi [21]. L'ampiezza degli SCR correlati ad un evento viene analizzata per dedurre l'eccitazione simpatica poiché gli SCR sono generati dalla secrezione di sudore avviata dall'attività del nervo sudomotorio. Il modello utilizza l'integrale nel tempo della conduttanza calcolata come misura dell'ampiezza e della frequenza dei *bursts* sudomotori. Questa misura si è rivelata un predittore sensibile dell'eccitazione autonoma. Successivamente, è stato proposto un modello causale dinamico per descrivere il segnale EDA data un'attività nervosa sudomotoria. L'inversione del modello può descrivere l'attività del nervo sudomotorio per il modello definito e l'EDA osservato. Questo metodo non si basa su un dato tempo di stimolo poiché il tempo, la durata e l'ampiezza dell'attività sudomotoria possono essere stimati direttamente dall'EDA [22],[23]. M. Benedek et al. in [24] hanno proposto un metodo di deconvoluzione non negativa per separare l'EDA in componenti toniche e fasiche continue e ottenere risposte compatte discrete. In questo caso, la scomposizione risultante di singoli SCR non sovrapposti consente di misurare i parametri di risposta in modo più preciso. Questo strumento è disponibile in Ledalab toolbox [25]. Un miglioramento delle analisi basate su modelli è stato proposto in Bach et al. in [26]. L'algoritmo fa uso della variabilità della forma dell'SCR tra soggetti e del filtro passa-alto (con frequenza di taglio pari a 0.05 Hz) dell'EDA. Hanno anche scoperto che i modelli non lineari ricostruivano meglio i segnali ma avevano una validità predittiva inferiore rispetto a una funzione di risposta ottimizzata individualmente. Un altro studio ha proposto un modello che descrive

l'EDA come una combinazione lineare della componente tonica, della componente fasica e del rumore (che incorpora l'errore del modello, artefatti e altri errori di misurazione). La componente fasica è data dalla convoluzione tra una funzione di risposta infinita all'impulso e una funzione driver dell'attività nervosa sudomotoria sparsa e non negativa. Sulla base di queste ipotesi, hanno estratto le componenti toniche e fasiche dell'EDA utilizzando un problema di ottimizzazione convessa, che era vincolato dalla non negatività e dalla scarsa attività del nervo sudomotore. L'algoritmo, chiamato cvxEDA, ha mostrato buoni risultati nella scomposizione del segnale EDA in componenti toniche e fasiche anche con diversi livelli di rumore. L'algoritmo è stato ampiamente utilizzato in molte applicazioni e il basso costo computazionale può consentire il suo utilizzo anche nei dispositivi indossabili. I risultati ottenuti suggeriscono che questo approccio ha una maggiore precisione per il rilevamento di SCR rispetto agli strumenti pubblicati in precedenza [27],[28]. Allo stesso modo, un altro gruppo di ricerca ha proposto un approccio con lo scopo di mantenere un equilibrio tra il filtraggio del rumore e il miglioramento delle informazioni pertinenti nei dati EDA. Questo algoritmo ha superato cvxEDA e Ledalab nell'identificazione degli stimoli neurali [29]. Un ulteriore approccio è stato proposto in maniera del tutto automatizzata per la decomposizione tonica / fasica dei dati EDA basato sulla deconvoluzione sparsa non negativa e sulla modellazione multiscale degli SCR. L'algoritmo, denominato SparsEDA, risulta essere più veloce ed efficiente (funziona per qualsiasi frequenza di campionamento e lunghezza del segnale) ed è più interpretabile (la componente fasica ottenuta è altamente sparsa) rispetto a cvxEDA o Ledalab. Il vantaggio principale di SparsEDA è che consente un'estrazione completamente automatizzata di SCR da grandi e piccoli segmenti EDA, funzione fondamentale per le applicazioni indossabili [30].

1.4.2 Elaborazione del Segnale TC

Il rumore di un segnale è un fattore importante che influenza la stabilità delle caratteristiche e l'accuratezza del segnale stesso. Esso genera una riduzione del rapporto segnale/rumore, o addirittura può coprire il segnale originale [6]. Il rumore è causato, per esempio, da errori di trasmissione, errori di sensore o distanza tra pelle ed elettrodi. Per ridurre il rumore che affligge un segnale TC, si può applicare un filtro Butterworth del quarto ordine con una frequenza di taglio pari a 0.25 Hz come è mostrato da J. S. Heinisch

et al. in [31].

1.4.3 Caratteristiche Selezionate

Molte ricerche hanno estratto dai segnali GSR e TC una serie di caratteristiche appartenenti sia al dominio del tempo che al dominio della frequenza. Per quanto riguarda il segnale TC, le caratteristiche nel dominio del tempo più comunemente prese in considerazione sono: il valore massimo, il valore minimo, il valore medio, la deviazione standard, pendenza e intercetta della linea di regressione; le caratteristiche nel dominio della frequenza maggiormente ricavate da un segnale di temperatura della pelle sono la media e la deviazione standard [6],[32]. Spostando l'attenzione sul segnale GSR, si può affermare che le caratteristiche che i ricercatori hanno ricavato più comunemente nel dominio del tempo sono: media, massimo e minimo, deviazione standard, range, media e deviazione standard della derivata prima, media e deviazione standard della derivata seconda, integrale, potenza media normalizzata, radice quadratica media normalizzata, rapporto area-perimetro, rapporto energia perimetro, momento centrale, asimmetria e statistiche della curtosi, media e deviazione standard del livello tonico, media, deviazione standard e numero di picchi del livello fasico. Nel dominio della frequenza, invece, le caratteristiche maggiormente estratte da un segnale GSR sono la media e la deviazione standard, oltre alla potenza calcolata in tre bande differenti, scelte in maniera opportuna [6],[32].

Capitolo 2: Materiali e Metodi

2.1 Empatica E4

Il dispositivo che è stato utilizzato in questo studio per la raccolta dati è l'Empatica E4 (Figura 4): un dispositivo indossabile e non invasivo, che offre la possibilità di acquisire dati fisiologici in tempo reale [33].

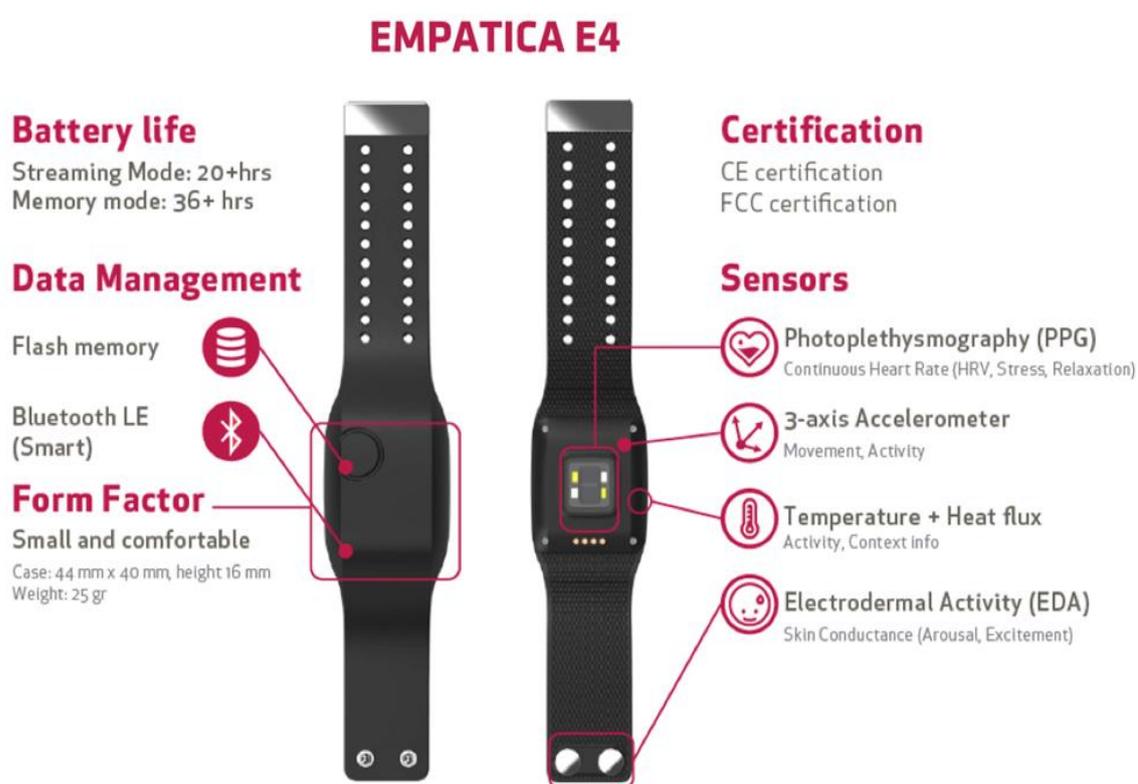


Figura 4. Empatica E4.

Clinicamente validato, presenta la certificazione CE per uso medico nell'Unione Europea. Per questo motivo aziende farmaceutiche, agenzie governative e istituti di ricerca utilizzano l'E4 per raccogliere dati fisiologici rilevanti che consentono lo sviluppo di farmaci, assistenza sanitaria e la validazione di altri dispositivi di misura.

L'E4 è dotato di quattro sensori integrati, progettati per raccogliere dati in alta qualità, quali [33],[34]:

- Sensore fotoplethysmografico (PPG): misura i cambiamenti volumetrici del sangue,

da cui è possibile derivare la frequenza cardiaca grazie all'utilizzo di un LED rosso e un LED verde orientate verso la pelle e assorbite dal sangue (più o meno ossigenato) in maniera diversa; la frequenza di campionamento è di 64 Hz (non personalizzabile); presenta un algoritmo per la rimozione degli artefatti da movimento; tollera qualsiasi condizione di illuminazione esterna e la misura in output ha una risoluzione pari a 0.9 nW/Digit.

- Accelerometro a tre assi: cattura l'attività basata sul movimento con una frequenza di campionamento di 32 Hz (non personalizzabile), il *range* predefinito è $\pm 2g$, ma possono essere selezionati anche *range* di $\pm 4g$ o $\pm 8g$ e la risoluzione è pari a 8 bit per il *range* selezionato.
- Termopila ad infrarossi: registra la TC con una frequenza di campionamento di 4 Hz (non personalizzabile), il *range* per la temperatura della pelle è $-40/115$ °C, la risoluzione è di 0.02 °C con un'accuratezza di ± 0.2 °C.
- Sensore EDA: misura le fluttuazioni di alcune proprietà elettriche della pelle; la frequenza di campionamento è di 4 Hz (non personalizzabile), la risoluzione è uguale a 1 Digit ~ 900 picoSiemens mentre il *range* è pari a 0.01-100 μS , agli elettrodi viene applicata una corrente alternata a 8 Hz con un valore massimo da picco a picco pari a 100 μA .

Altre specifiche tecniche dell'Empatica E4 sono riportate nella *Tabella 1* [33].

Tabella 1. Specifiche tecniche dell'Empatica E4.

Dimensioni	<ul style="list-style-type: none"> • Cassa: 44 x 40 x 16 mm • Cinturino: 110 - 190 mm • Peso: 25 g
Batteria	<ul style="list-style-type: none"> • Modalità Streaming: > 24 ore • Modalità Registrazione: > 32 ore • Tempo di ricarica: < 2 ore
Materiali	<ul style="list-style-type: none"> • Cassa: policarbonato e fibra di vetro • Cinturino: poliuretano • Lenti: policarbonato e silicone
Trasferimento Dati	<ul style="list-style-type: none"> • Bluetooth Low Energy Smart® • USB 2.0
Memoria	<ul style="list-style-type: none"> • Fino a 60 ore di archiviazione dati

Inoltre, l'Empatica E4 è dotato di un pulsante per contrassegnare un evento durante l'acquisizione. L'istante di tempo contrassegnato può essere ricondotto alle serie temporali dei segnali fisiologici registrati grazie ad un orologio interno ad alta precisione che scandisce il clock. Una piccola luce led multicolore indica lo stato del dispositivo [33],[34].

Le modalità operative che caratterizzano il dispositivo sono [34]:

- Modalità registrazione, in cui i segnali vengono temporaneamente salvati nella memoria del dispositivo stesso;
- Modalità streaming, in cui i segnali vengono trasferiti in tempo reale tramite una connessione *Bluetooth Low Energy (BLE)* / *Bluetooth Smart* a un dispositivo associato per la visualizzazione, la registrazione e/o l'analisi in tempo reale. Le connessioni in streaming possono essere stabilite utilizzando le applicazioni Empatica o tramite le API Empatica dai dispositivi mobili iOS e Android supportati.

Tutti i dati acquisiti possono essere scaricati nel formato CSV per poi essere elaborati attraverso applicazioni di terze parti.

In questo studio i file che sono stati utilizzati sono "TEMP.csv" ed "EDA.csv". Entrambi i file contengono nella prima riga il tempo di inizio dell'acquisizione, nella seconda riga è riportata la frequenza di campionamento, e dalla terza riga in poi il segnale misurato.

2.2 Acquisizione dei Dati

I segnali EDA e TC sono stati acquisiti da 8 soggetti sani con differenti fasce di età ((31.4±15.6) anni, sull'intera popolazione), indossando l'Empatica E4 sul polso del braccio dominante. In accordo con la letteratura, il polso è caratterizzato da una quantità di ghiandole eccrine che ci permette di misurare la temperatura superficiale del corpo al variare della sudorazione [11]. Inoltre, sebbene il polso abbia una quantità di ghiandole eccrine inferiore rispetto a quelle del palmo della mano [35], Sano et al. in [5] hanno dimostrato che, in specifiche condizioni, il segnale GSR misurato sul polso risulta più ampio di quello misurato sul palmo.

Sono state esaminate ventotto acquisizioni, di cui nove appartenenti al soggetto F1, due appartenenti al soggetto M3 e due appartenenti al soggetto M4. Per i restati cinque

soggetti sono state analizzate tre acquisizioni ciascuno, come è mostrato nella *Tabella 2*. Quindi, per ciascun soggetto, i dati sono stati acquisiti ripetendo almeno due volte la sessione di acquisizione, la quale comprende un segnale EDA e un segnale TC acquisiti simultaneamente in tre diverse condizioni differenti: a riposo, dopo aver effettuato uno sforzo fisico dalla media intensità e dopo uno sforzo fisico dall'elevata intensità, per un totale di sei segnali per acquisizione. Nello specifico, ad ogni soggetto coinvolto è stato chiesto di svolgere diverse tipologie di attività fisica, scelti in base alle linee guida fornite dal sito web della Mayo Clinic [36]. In base all'entità dello sforzo fisico, il tempo di acquisizione è stato diverso. Le sessioni a riposo sono durate 15 minuti, mentre il soggetto era disteso su un letto e in questo caso i dati misurati ci permettono di conoscere i valori fisiologici di riferimento. Poi, ai soggetti è stato chiesto di eseguire cinque-dieci minuti di esercizio fisico dalla media intensità (camminare o salire le scale). Al termine dell'esercizio, ai soggetti è stato chiesto di sdraiarsi su un letto ed acquisire i segnali per 10 minuti. La stessa procedura è stata eseguita per acquisire segnali di 10 minuti dopo cinque-dieci minuti di attività fisica intensa (correre per le scale o eseguire le ripetizioni di un esercizio fisico faticoso). I dati sono stati acquisiti in una stanza tranquilla, riducendo il più possibile la presenza di stimoli visivi o uditivi. In aggiunta, per ridurre al minimo gli artefatti e il deterioramento della qualità dei segnali, ai soggetti è stato chiesto di non parlare, di respirare normalmente e di limitare i movimenti del corpo. Nella *Tabella 2* sono riportate alcune caratteristiche relative a ciascun soggetto, quali l'età, il sesso (M per maschio ed F per femmina) e il numero delle acquisizioni esaminate.

Tabella 2. Specifiche dei soggetti in esame.

SOGGETTO	ETA' (anni)	N° ACQUISIZIONI
M1	20	3
M2	30	3
M3	52	2
M4	25	2
F1	25	9
F2	59	3
F3	25	3
F4	15	3

2.3 Elaborazione dei Dati

Inizialmente, i dati relativi ai segnali EDA e TC sono stati importati in Matlab e salvati in array di struttura dati chiamati *eda* e *temperature* rispettivamente.

Il processo di pre-elaborazione di questo studio prevede la sola rimozione dei primi e degli ultimi 25 campioni, corrispondenti ad un totale di 12.5 secondi. Lo stesso numero di campioni è stato eliminato in tutti i segnali EDA e nei segnali TC per renderli confrontabili. Così facendo i campioni e/o secondi legati al regime transitorio, soprattutto presenti nei segnali EDA che sono più variabili nel tempo, non sono considerati, in quanto possono interferire negativamente sui risultati. Quindi tutti i segnali presentano la stessa trattazione e sono stati volutamente lasciati grezzi.

Questo studio si è focalizzato sull'analisi nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza di entrambi i segnali, mediante l'utilizzo di algoritmi implementati in Matlab.

2.3.1 Analisi nel dominio del tempo

L'analisi nel dominio del tempo si è basata sull'estrazione di caratteristiche statistiche dai segnali relativi ai due parametri fisiologici presi in esame. In particolare, le metriche sono state definite come segue [37]:

- Massimo assoluto: massimo valore assunto dal segnale.
- Minimo assoluto: minimo valore assunto dal segnale.
- Range: differenza tra massimo assoluto e minimo assoluto del segnale.
- Media: valore centrale di un insieme discreto di numeri, calcolato come la somma dei campioni totali A_i divisa per la lunghezza del segnale (numero di campioni N).

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i$$

- Deviazione standard: misura della dispersione o variazione dalla media del segnale ottenuta come la radice quadrata della varianza.

$$S = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |A_i - \mu|^2}$$

- Coefficiente di correlazione: quantifica la forza della relazione lineare tra due variabili ed è un valore privo di unità di misura. I valori possono variare da -1 a 1, con -1 che rappresenta una correlazione diretta negativa, 0 che non rappresenta alcuna correlazione e 1 che rappresenta una correlazione diretta positiva.
- Cross-correlazione: chiamata anche correlazione incrociata, misura la somiglianza tra un vettore x e le copie traslate (ritardate) di un vettore y in funzione del ritardo.

Per la cross-correlazione, la pre-elaborazione dei segnali EDA e TC ha previsto la normalizzazione e la sottrazione della relativa media.

La *Figura 5* mostra un esempio di segnale EDA e TC acquisiti simultaneamente dal soggetto M1 dopo uno sforzo fisico di media intensità.

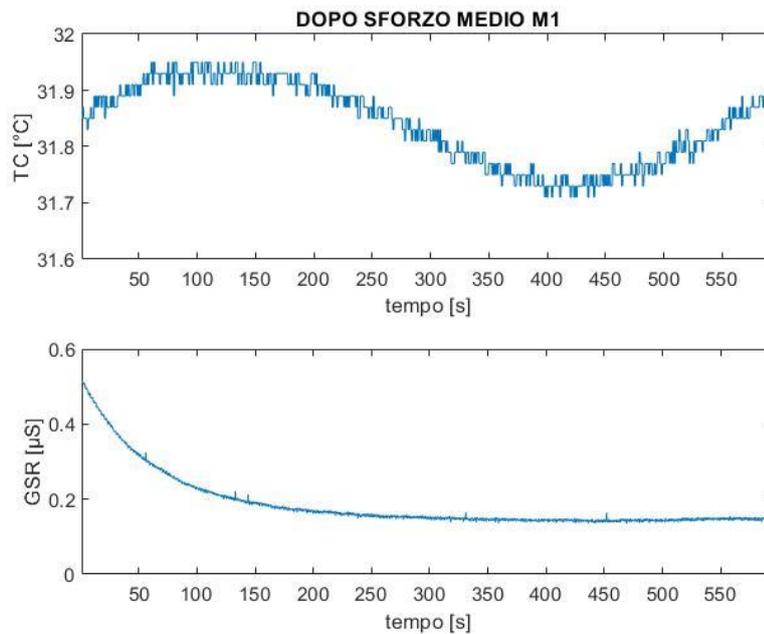


Figura 5. Esempio di segnali EDA (sotto) e TC (sopra) nel dominio del tempo, acquisiti simultaneamente dopo uno sforzo fisico medio.

Osservando la *Figura 5* si può affermare che la TC presenta un andamento ondulatorio, infatti oscilla tra 31.71°C e 31.95°C. Il segnale GSR, invece, decresce rapidamente nei primi 313 secondi passando da 0.4907 μS a 0.1527 μS , per poi oscillare di ± 0.0107 μS rispetto al valore medio 0.1454 μS .

2.3.2 Analisi nel dominio della frequenza

I segnali acquisiti a riposo e dopo uno sforzo fisico intenso sono stati analizzati nel dominio della frequenza, andando ad applicare ai segnali grezzi la funzione Matlab *fft*, acronimo di *Fast Fourier Transform*, che consente di passare dal dominio del tempo al dominio della frequenza. Successivamente è stata calcolata la densità spettrale di potenza (PSD), implementando in Matlab, sia per i segnali TC sia per i segnali EDA, la seguente equazione:

$$\text{PSD_temp} = (1 / (\text{fc} * \text{l_temp})) * \text{modulo_temp} . ^ 2 ;$$
$$\text{PSD_eda} = (1 / (\text{fc} * \text{l_eda})) * \text{modulo_eda} . ^ 2 ;$$

dove fc è la frequenza di campionamento (4Hz) dell'Empatica E4, l_temp/eda indicano la lunghezza del vettore *temperatura* e *EDA* rispettivamente, e modulo_temp/eda indicano il modulo della *Trasformata di Fourier per il vettore temperatura* e *EDA* rispettivamente. I valori ottenuti sono stati poi convertiti in decibel (dB) e alla PSD è stata sottratta la relativa media.

La *Figura 6* rappresenta un esempio di plot nel dominio della frequenza del segnale EDA e TC acquisiti simultaneamente a riposo.

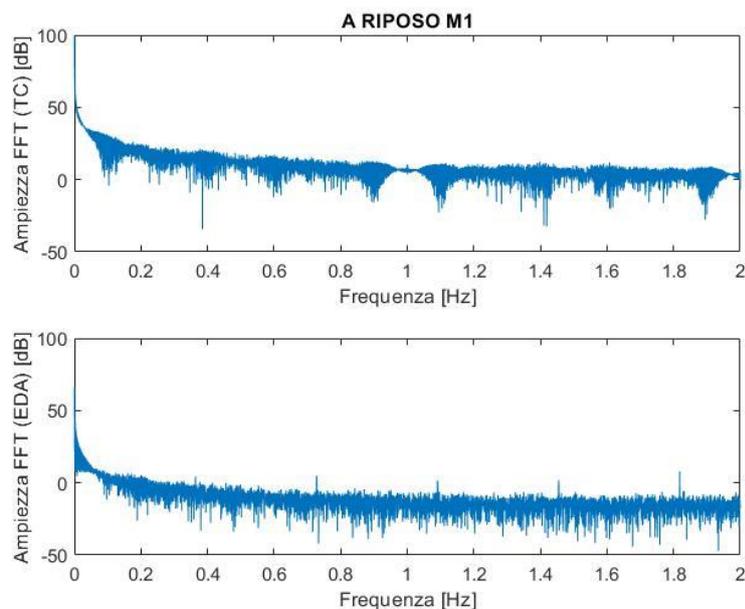


Figura 6. Esempio di plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) a riposo.

Recenti studi hanno dimostrato che il limite in frequenza del segnale EDA è di circa 0.37 Hz [1], che la sotto-banda 0-0.25 Hz (sotto-banda 1) presenta circa il 95% della potenza spettrale, soprattutto in condizioni di riposo, e che la sotto-banda 0.045-0.25 Hz (sotto-banda 2) è caratterizzata da un aumento della potenza spettrale sotto stress fisico [18]. In questo studio il calcolo della potenza spettrale è stato esteso anche ai segnali TC e le tre bande di frequenza che sono state prese in considerazione sono: 0-0.4 Hz (banda totale), 0-0.25 Hz (sotto-banda 1) e 0.045-0.25 Hz (sotto-banda 2).

In particolare, è stata calcolata l'energia come area sottesa alla curva della PSD nelle tre bande di frequenza in esame, utilizzando la funzione Matlab *trapz*.

Come è mostrato nel Capitolo 2, ogni soggetto presenta un numero ben preciso di acquisizioni. Quindi, per poter gestire al meglio la grande quantità di dati, è stata calcolata la media dell'energia tra tutte le acquisizioni relative ad uno stesso soggetto, così da avere quattro valori per soggetto: due relativi alla TC e alla GSR a riposo e altri due relativi ai due parametri fisiologici dopo uno sforzo fisico intenso. Il lavoro è proseguito mettendo in relazione i valori ottenuti nelle due sotto-bande con i valori ottenuti nella banda totale: è stata calcolata la percentuale di energia contenuta nella sotto-banda 1 rispetto alla banda totale e la percentuale di energia contenuta nella sotto-banda 2 rispetto alla banda totale. La seguente figura (*Figura 7*) mostra un esempio di segnale EDA e TC, misurati dal soggetto M1, a riposo, nelle tre bande di interesse. La sotto-banda 1 e la sotto-banda 2 sono rappresentate dalle linee verticali. In particolare, la prima linea è posta a 0.045 Hz, mentre la seconda a 0.25 Hz.

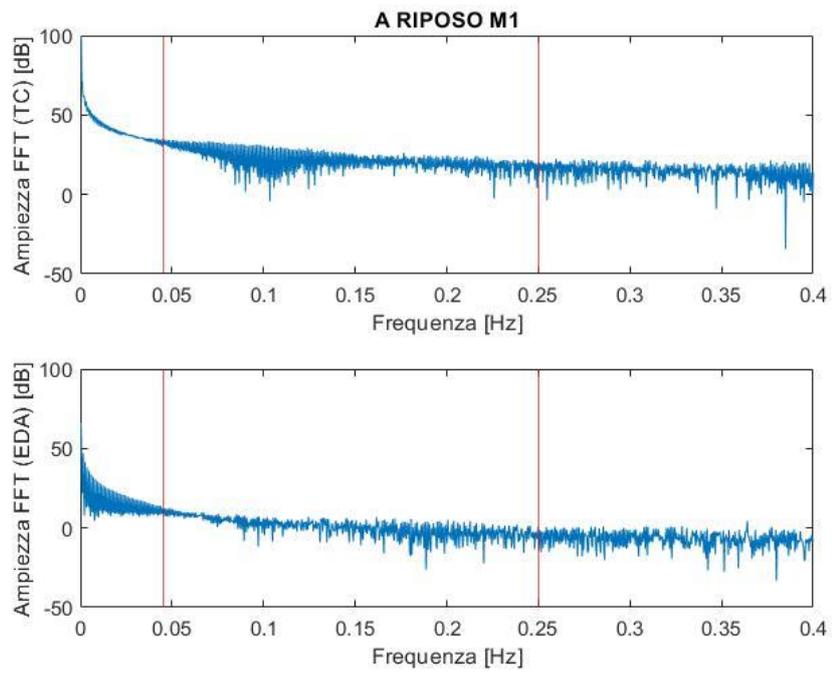


Figura 7. Esempio di plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) rispetto alle bande di frequenza in esame.

Capitolo 3: Risultati dei Test Sperimentali

Questo capitolo descrive i risultati ottenuti dall'analisi nel dominio del tempo e della frequenza sui segnali EDA e TC.

Come specificato nel Capitolo 2, i segnali sono stati acquisiti su 8 soggetti sani (4 maschi e 4 femmine), con un'età compresa tra i 15 e i 59 anni.

Al fine di acquisire i segnali a riposo, dopo uno sforzo fisico dalla media intensità e dopo uno sforzo fisico dall'elevata intensità, è stato utilizzato il dispositivo indossabile non invasivo Empatica E4.

Successivamente i segnali sono stati importati ed elaborati in Matlab.

3.1 Risultati nel Dominio del Tempo

Il primo passo dell'analisi nel dominio del tempo ha previsto un'ispezione visiva di tutti i segnali grezzi. In questa fase si è cercato di osservare l'andamento generale dei segnali, mettendo a confronto i segnali TC e i segnali EDA in base alle tre situazioni in esame.

L'analisi nel dominio del tempo è proseguita con il calcolo della media della deviazione standard, dei massimi e dei minimi assoluti, dei coefficienti di correlazione e della cross-correlazione, i cui risultati sono mostrati nei paragrafi 3.1.1, 3.1.2, 3.1.3 3.1.4 rispettivamente.

Di seguito sono riportate la *Figure 8, 9 e 10* che mostrano esempi di segnali grezzi EDA e TC, nel dettaglio relativi al Soggetto F1, acquisiti a riposo, dopo una sessione di esercizio fisico medio e dopo una sessione di esercizio fisico intenso rispettivamente. In particolare, sull'ascissa è riportato il tempo dell'acquisizione in s, nell'ordinata si ha l'ampiezza del segnale EDA in μS o l'ampiezza del segnale TC in $^{\circ}\text{C}$.

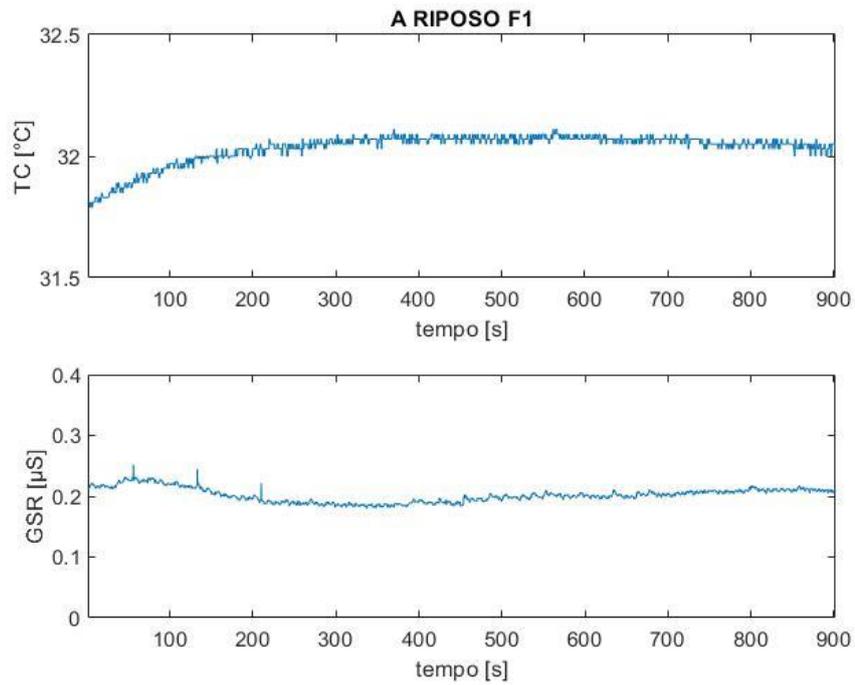


Figura 8. Matlab plot nel dominio del tempo dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) acquisiti simultaneamente a riposo dal Soggetto F1.

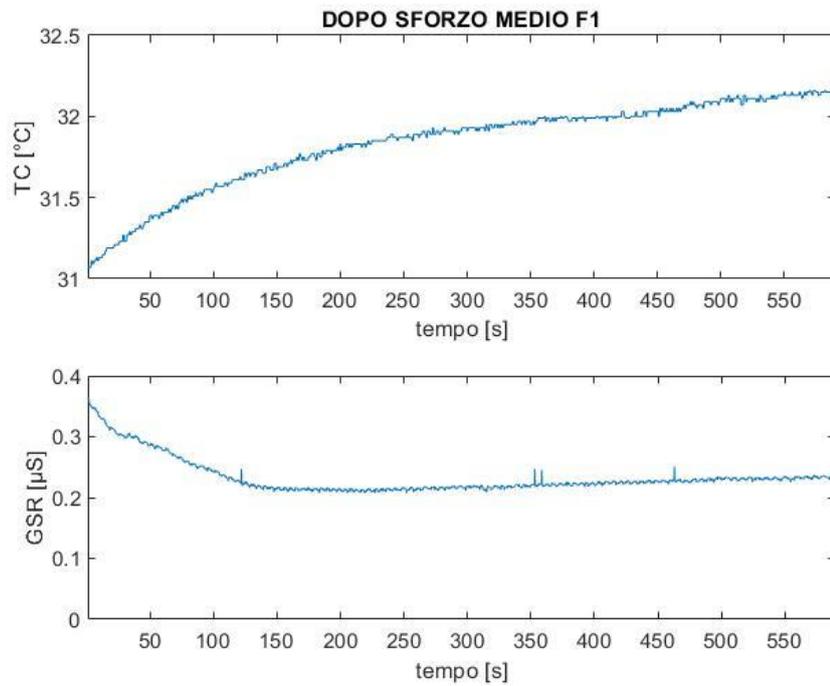


Figura 9. Matlab plot nel dominio del tempo dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) acquisiti simultaneamente dopo uno sforzo fisico medio dal Soggetto F1.

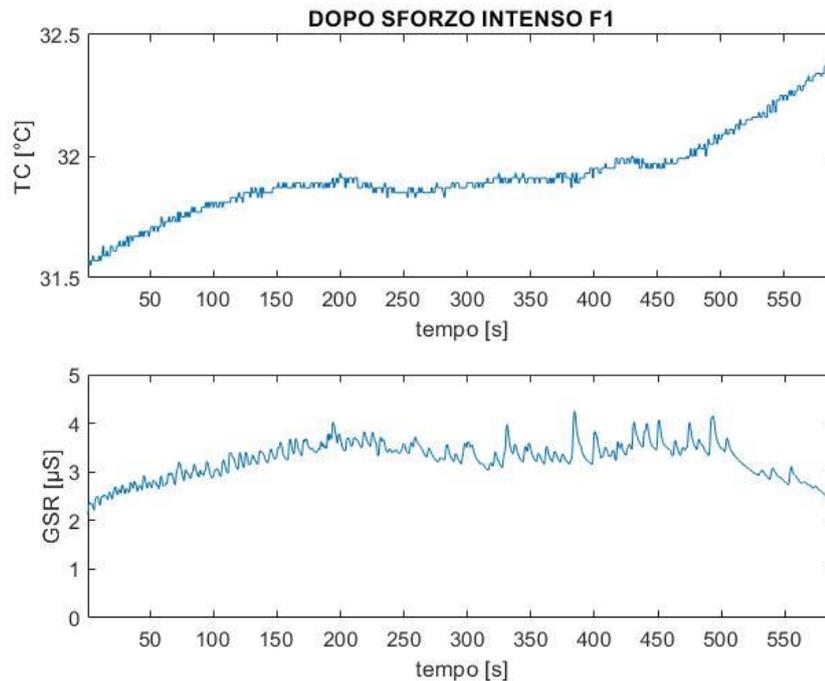


Figura 10. Matlab plot nel dominio del tempo dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) acquisiti simultaneamente dopo uno sforzo fisico intenso dal Soggetto F1.

Nella Figura 8, la TC presenta un lieve incremento, passando da 31.79 °C a 32.05 °C nei primi 250 s, per poi rimanere piuttosto costante (± 0.05 °C) fino alla fine dell'acquisizione. Il segnale della GSR, nei primi 375 s, è caratterizzato sia da un leggero decremento (da 0.2165 μ S a 0.1793 μ S) che dalla presenza di tre picchi. Dai 375 s in poi, il segnale tende a salire fino a 0.2075 μ S in maniera lineare con l'aumentare del tempo.

La TC, registrata "dopo sforzo medio" (Figura 9), aumenta per tutto l'arco di tempo dell'acquisizione del segnale, infatti passa da un minimo di 31.05 °C ad un massimo di 32.16°C. In particolare, nei primi 200 s, la TC presenta l'incremento più importante (da 31.05 °C a 31.80 °C) rispetto al resto del segnale. Nella stessa finestra temporale, la GSR diminuisce drasticamente, passando da 0.3650 μ S a 0.2075 μ S, per poi aumentare di +0.0300 μ S fino alla fine del segnale in maniera lineare. Inoltre, si nota la presenza di quattro picchi lungo tutto il segnale.

Dopo uno sforzo intenso (Figura 10), il segnale della GSR presenta valori di ampiezza più elevati rispetto alle precedenti situazioni. Tutto il segnale è caratterizzato da una serie di picchi, mentre per quanto riguarda il suo andamento, si possono distinguere tre zone diverse. Nei primi 200 s del segnale, abbiamo un aumento del valore dell'attività

elettrodermica della pelle (da 2.2470 μS a 4 μS). Nella parte centrale (tra i 200 e 500 s) l'andamento risulta essere piuttosto costante, ma caratterizzato da picchi con ampiezza, tempo di salita e tempo di recupero nettamente maggiori rispetto al resto del segnale, ma anche rispetto alle precedenti acquisizioni relativi alla GSR. Nella parte finale, infine, il segnale decresce fino ai 2.348 μS . Troviamo tre zone diverse anche nel corrispondente segnale della TC. Nei primi 200 s, la TC del soggetto aumenta passando quindi da 31.55 $^{\circ}\text{C}$ a 31.90 $^{\circ}\text{C}$, per poi rimanere sufficientemente costante (± 0.07 $^{\circ}\text{C}$) tra i 200 s e 450 s. Infine, si ha un ulteriore aumento, lineare all'aumentare del tempo, fino a 32.39 $^{\circ}\text{C}$.

3.1.1 Media e Deviazione Standard

Il calcolo della media e della deviazione standard è stato effettuato su ogni acquisizione e per ciascuna situazione in esame. I risultati sono stati inizialmente riportati all'interno di tabelle, come mostrato nell'esempio di *Tabella 3* che descrive la media e la deviazione standard della prima acquisizione del soggetto M3.

Tabella 3. Media e Deviazione Standard relativi alla prima acquisizione del Soggetto M3.

		Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo Intenso
TC	Media	34.92 $^{\circ}\text{C}$	32.60 $^{\circ}\text{C}$	33.68 $^{\circ}\text{C}$
	Deviazione standard	± 0.07 $^{\circ}\text{C}$	± 0.58 $^{\circ}\text{C}$	± 0.13 $^{\circ}\text{C}$
GSR	Media	1.9147 μS	2.6788 μS	16.4361 μS
	Deviazione standard	± 0.7526 μS	± 1.0566 μS	± 4.2712 μS

Per il soggetto M3, il segnale che presenta la TC media più alta è quello acquisito a riposo ed è anche il segnale che varia meno rispetto al valore medio. Al contrario, la TC media più bassa caratterizza il segnale “dopo sforzo medio” ed è anche il segnale che più varia rispetto al corrispondente valore medio, come si può osservare dalla deviazione standard. Per quanto riguarda la risposta galvanica della pelle, i valori più bassi sono presenti nel segnale “a riposo”, in cui anche la deviazione standard risulta più piccola rispetto agli altri casi, mentre il valore medio più elevato è rilevato nel segnale “dopo sforzo intenso”, insieme alla maggiore deviazione standard.

Successivamente, la stessa analisi è stata effettuata considerando la media dei segnali acquisiti nelle tre diverse situazioni. I risultati sono mostrati nelle *Figure 11 e 12* attraverso degli istogrammi che mettono in relazione l'andamento della TC (in rosso) e della risposta galvanica della pelle (in blu), per ogni soggetto in esame.

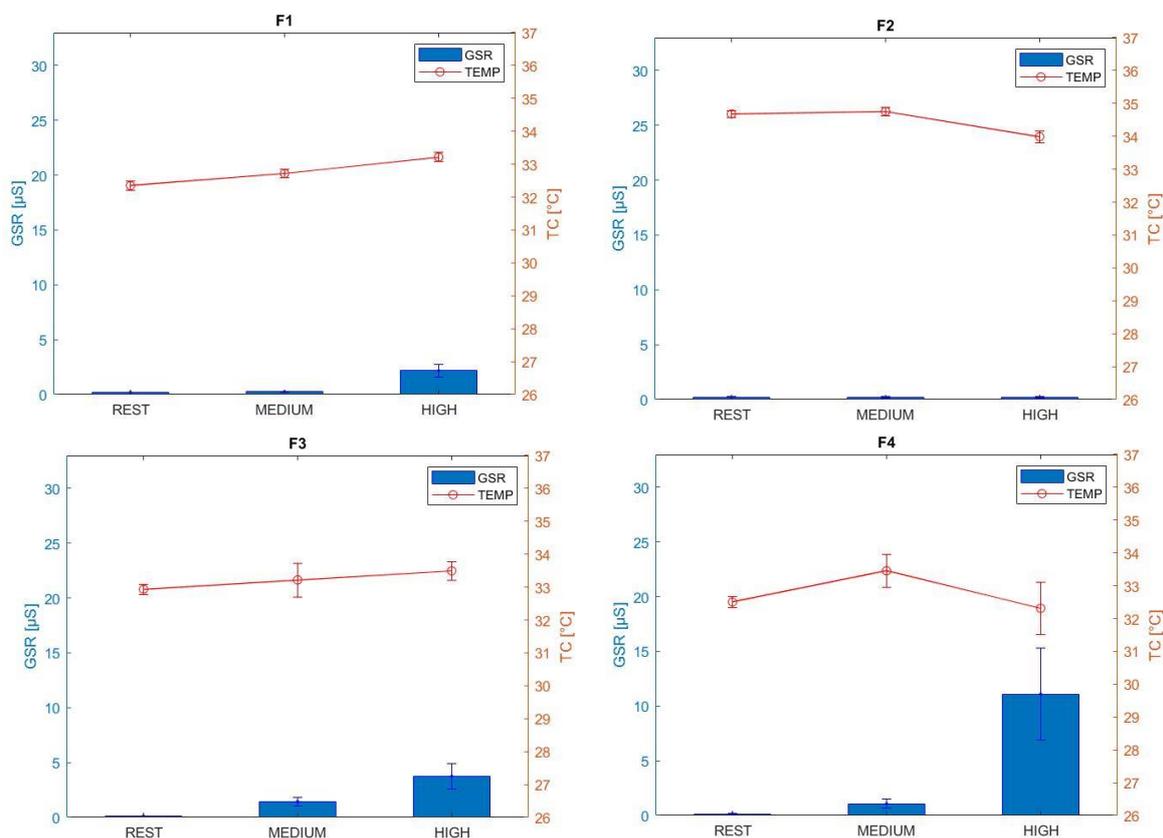


Figura 11. Andamento della TC e della GSR relativi ai soggetti F1, F2, F3 ed F4 nei tre livelli di intensità di attività presi in esame (riposo - rest, sforzo medio - medium e sforzo intenso - high).

Osservando gli istogrammi della *Figura 11*, relativi a tutti i soggetti femmine coinvolte nello studio, si può affermare che il valore della GSR aumenta con l'aumentare dell'intensità dello sforzo fisico (in accordo con la letteratura [11]) in tre casi su quattro (cioè per F1, F3 e F4). Ciò accade, probabilmente, grazie alla presenza di maggior quantità di sudore nella zona in cui è posizionato lo strumento di misura, cioè a livello del polso [11]. Inoltre, i soggetti F1, F3 e F4 presentano un'età inferiore rispetto a F2. Il soggetto F2 è considerato un soggetto *outlier* rispetto agli altri, in quanto presenta dei

valori molto bassi di GSR, soprattutto nei segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso, in cui ci si aspetterebbero valori più elevati di quelli che caratterizzano i segnali acquisiti a riposo; invece per questo soggetto il valore della GSR non presenta grandi variazioni nelle tre situazioni in esame.

Per quanto riguarda la temperatura della pelle vi è un aumento dalla sessione di riposo a dopo uno sforzo fisico medio in quattro soggetti su quattro. In due soggetti su quattro (F2 e F4) la TC decresce passando da *medium* a *high*. Nei due restanti soggetti F1 e F3 la TC si comporta in maniera crescente al variare della condizione di sforzo fisico, presentando lo stesso andamento della GSR.

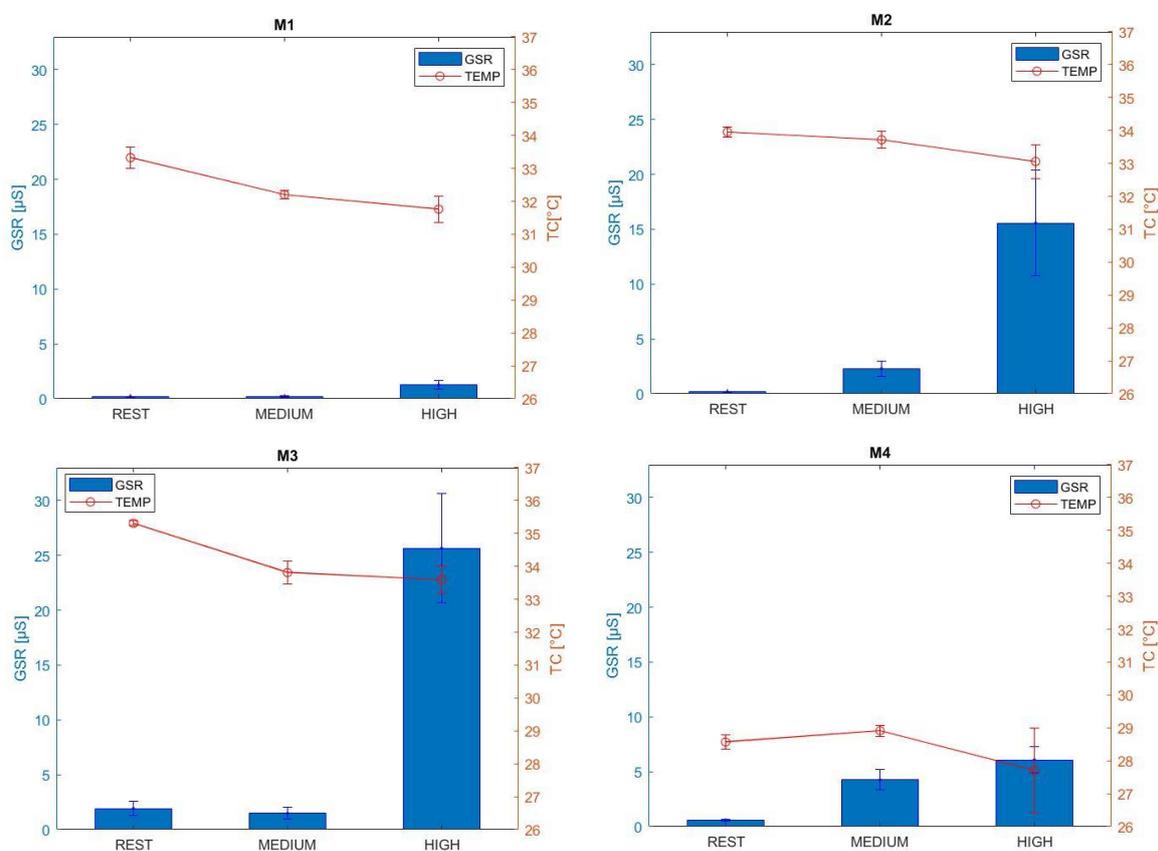


Figura 12. Andamento della TC e della GSR relativi ai soggetti M1, M2, M3 ed M4 nei tre livelli di intensità di attività presi in esame (riposo - rest, sforzo medio - medium e sforzo intenso - high).

Nei soggetti maschi coinvolti nello studio (M1, M2, M3 e M4), la GSR presenta una correlazione positiva con l'aumentare dell'intensità dell'attività fisica, mentre la TC tende

a diminuire. Ad esempio, è evidente come la GSR del soggetto M3 diminuisce passando dalla situazione di riposo a dopo uno sforzo fisico dalla media intensità, mentre la temperatura della pelle del soggetto M4 aumenta passando dalla situazione di riposo a dopo uno sforzo fisico medio. Quest'ultimo soggetto può essere definito *outlier* rispetto agli altri casi, a causa dei bassi valori della temperatura della pelle. Ciò può dipendere dalle caratteristiche della pelle (es. spessore della pelle) in cui è stato posizionato lo strumento di misura.

Diamo ora uno sguardo ai risultati ottenuti dividendo le analisi in base al sesso dei soggetti in esame. La *Figura 13* è composta da due istogrammi: quello di sinistra relativo alla popolazione femminile, quello di destra rappresentante della popolazione maschile.

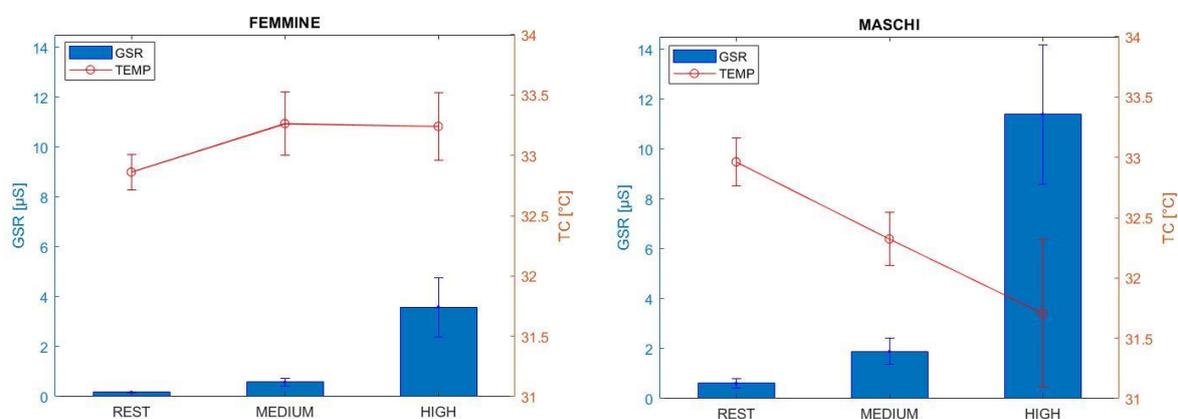


Figura 13. Andamento della TC e della GSR relativi alla popolazione femminile (sinistra) e maschile (destra) nei tre livelli di intensità di attività presi in esame (riposo - rest, sforzo medio - medium e sforzo intenso - high).

Osservando la *Figura 13*, si può confermare che la GSR, presenta una correlazione positiva con l'aumentare dell'intensità dell'attività fisica sia nella popolazione femminile, che nella popolazione maschile.

La TC, invece, presenta un andamento soggettivo rispetto alla GSR. Infatti, nella popolazione maschile decresce con l'aumentare dello sforzo fisico, mentre nella popolazione femminile aumenta passando dalla situazione di riposo a dopo uno sforzo fisico medio e rimane costante da dopo uno sforzo fisico medio a dopo uno sforzo fisico intenso.

Possiamo inoltre notare che l'ampiezza della GSR relativa alla popolazione maschile è maggiore rispetto alla popolazione femminile, al contrario della temperatura della pelle,

i cui valori sono più alti nella popolazione femminile rispetto alla popolazione maschile.

3.1.2 Massimo Assoluto e Minimo Assoluto

Il calcolo del massimo e del minimo assoluto è stato effettuato su ogni segnale EDA e di TC. Tutti i valori sono stati riportati all'interno di tabelle, come è mostrato nella *Tabella 4*, andando ad evidenziare anche il loro posizionamento temporale all'interno di ogni acquisizione.

Tabella 4. Massimo e Minimo Assoluto dei segnali GSR e TC relativi alla prima acquisizione del soggetto M1.

TC	Max	34.29 °C (inizio segnale “a riposo”)
	Min	29.39 °C (inizio segnale “dopo sforzo intenso”)
GSR	Max	4.0928 µS (247 s segnale “dopo sforzo intenso”)
	Min	0.1255 µS (inizio segnale “a riposo”)

La TC più alta è stata registrata a riposo, più precisamente all'inizio del segnale e vale 34.29 °C, in corrispondenza del più basso valore della GSR pari a 0.1255 µS. La TC più bassa, pari a 29.39 °C, è presente all'inizio del segnale registrato dopo uno sforzo fisico intenso. Anche il massimo assoluto della GSR si ha nel segnale acquisito dopo uno sforzo fisico intenso, ma in corrispondenza del 247 s, in cui vale 4.0928 µS.

Andando a valutare in questo modo tutte le acquisizioni a disposizione, i risultati ottenuti sono descritti nella *Tabella 5*.

Tabella 5. Numero di acquisizioni in cui sono stati registrati i massimi e i minimi assoluti, dell'EDA e della TC, in base all'intensità dello sforzo fisico.

	A Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo Intenso
EDA Min	20	6	2
EDA Max	0	3	25
TC Min	6*	8	15*
TC Max	11*	10	9*

I valori si riferiscono al numero acquisizioni (*all'interno di un'acquisizione gli stessi valori della TC minima e della TC massima erano presenti sia “a riposo” che “dopo sforzo intenso”)

Osservando la *Tabella 5* si può affermare che, l'EDA minimo è stata registrato a riposo in venti acquisizioni su ventotto, mentre l'EDA massimo è stato registrato nei segnali

acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso in venticinque acquisizioni su ventotto. Il valore minimo della temperatura della pelle è stato registrato in quindici acquisizioni su ventotto nei segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico dall'elevata intensità, mentre la TC massima presenta una distribuzione omogenea su tutte le tre situazioni in esame.

Quindi, le aspettative riguardo la risposta galvanica della pelle sono state confermate, in quanto nel 71.4% delle acquisizioni il valore minimo è presente nei segnali "a riposo", mentre il valore massimo, caratterizza l'89.3% dei segnali "dopo sforzo intenso".

La temperatura della pelle, invece, presenta un andamento soggettivo: il valore minimo è stato registrato dopo uno sforzo fisico intenso in poco più della metà delle acquisizioni (53.6%), a differenza del valore massimo che, come detto precedentemente, si distribuisce in maniera omogenea nelle tre situazioni in esame.

Inoltre, in corrispondenza dell'EDA massima si è registrata la TC minima in sei acquisizioni su ventotto (in tre soggetti maschi e in un soggetto femmina), ma anche la TC massima in sette acquisizioni su ventotto (in un soggetto maschio e in un soggetto femmina). Invece, in corrispondenza dell'EDA minima si è registrata la TC massima in undici acquisizioni su ventotto (in quattro soggetti maschi e in tre soggetti femmina), ma anche la TC minima in una sola acquisizione di un soggetto femmina.

La *Figura 14* mostra un plot Matlab del segnale relativo alla TC e del segnale relativo alla risposta galvanica della pelle, acquisiti simultaneamente dopo che il soggetto F2 ha effettuato uno sforzo fisico dalla media intensità. Tale figura rappresenta un esempio in cui in corrispondenza della TC massima si ha l'EDA minima.

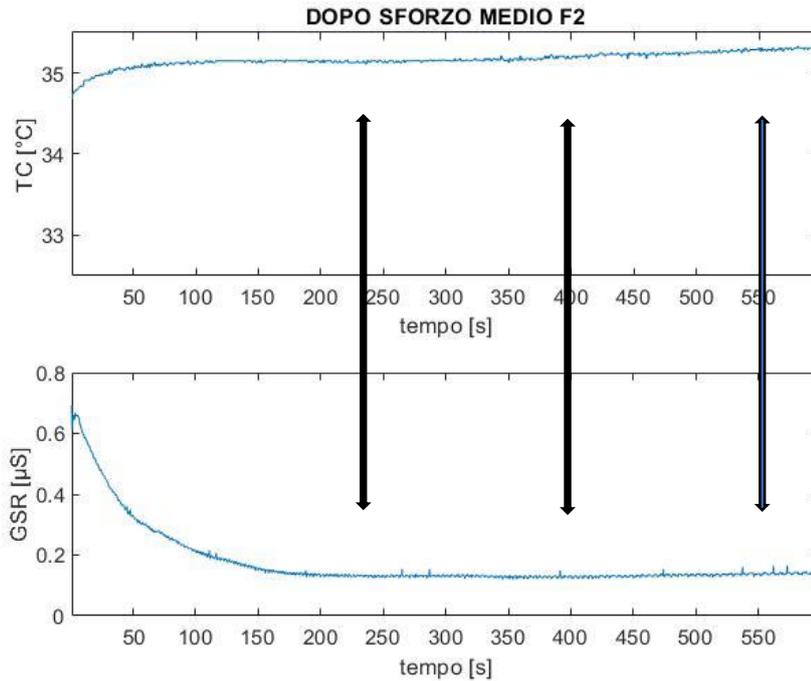


Figura 14. Esempio di segnali EDA e TC in cui in corrispondenza del massimo valore della TC si ha il più basso valore della GSR.

3.1.3 Coefficiente di Correlazione

Per effettuare un'analisi statistica più approfondita e individuare la relazione esistente tra il segnale della temperatura della pelle e il segnale della GSR, sono stati calcolati i coefficienti di correlazione. Essendo registrazioni piuttosto lunghe, per ogni condizione di acquisizione (riposo, dopo uno sforzo fisico medio e dopo uno sforzo fisico intenso), lo studio è stato effettuato sia su tutta la lunghezza dei segnali, sia sulla prima metà e sia sulla seconda metà degli stessi. Così facendo si sono ottenuti 9 coefficienti di correlazione per ciascuna acquisizione di ciascun soggetto, come mostrato nella seguente tabella (Tabella 6).

Tabella 6. Coefficienti di correlazione relativi alla prima acquisizione del soggetto F3.

	A Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo Intenso
Totale	-0.9451	-0.9163	0.5206
1^a metà	-0.9529	-0.9765	0.8968
2^a metà	0.4398	-0.9328	-0.9621

Dalla Tabella 6 si nota che il segnale registrato a riposo è caratterizzato da una forte correlazione diretta negativa sia per tutta la lunghezza dell'acquisizione che nella prima metà, al contrario, nella seconda metà si ha una correlazione diretta positiva tra TC e GSR. Il segnale acquisito dopo uno sforzo fisico medio presenta una forte correlazione diretta negativa nelle tre finestre di campionatura in esame. Nel segnale “dopo sforzo intenso”, i due parametri fisiologici sono correlati positivamente per tutta la durata dell'acquisizione e soprattutto nella prima metà, mentre nella seconda parte vi è una forte correlazione diretta negativa.

La funzione Matlab *corrcoef*, oltre alla matrice dei coefficienti di correlazione, restituisce un'ulteriore matrice per verificare l'ipotesi che non vi sia alcuna relazione tra i fenomeni osservati (ipotesi nulla), quindi sulla base di ciò, è stato verificato che le precedenti correlazioni fossero significative.

La *Tabella 7* mostra il numero di acquisizioni in cui si è avuta una correlazione negativa o positiva tra EDA e TC nelle tre situazioni in esame, prendendo in considerazione i coefficienti di correlazione calcolati per tutta la lunghezza dei segnali.

Tabella 7. Numero di acquisizioni basati sul tipo di correlazione e sulle tre situazioni in esame, considerando i segnali EDA e TC in tutta la loro lunghezza.

LUNGHEZZA TOTALE DEI SEGNALI			
	A Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo intenso
Correlazione Negativa	13	15*	15
Correlazione Positiva	15	12*	13

I valori si riferiscono al numero di acquisizioni (* un coefficiente di correlazione è risultato non significativo)

La correlazione tra la risposta galvanica della pelle e la TC è positiva nei segnali a riposo in quindici acquisizioni su ventotto, mentre nei segnali registrati dopo uno sforzo fisico medio e dopo uno sforzo fisico intenso la correlazione tra i due parametri fisiologici è negativa in quindici acquisizioni su ventotto.

La *Tabella 8* mostra il numero di acquisizioni in cui si è avuta una correlazione negativa o positiva tra EDA e TC nelle tre situazioni in esame, prendendo in considerazione i coefficienti di correlazione calcolati nella prima metà dei segnali.

Tabella 8. Numero di acquisizioni basati sul tipo di correlazione e sulle tre situazioni in esame, considerando la prima metà dei segnali EDA e TC.

PRIMA META' DEI SEGNALI			
	A Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo intenso
Correlazione Negativa	13*	13*	6*
Correlazione Positiva	14*	14*	21*

I valori si riferiscono al numero di acquisizioni (* un coefficiente di correlazione è risultato non significativo)

Osservando la *Tabella 8* si può affermare che nei segnali a riposo e nei segnali registrati dopo uno sforzo fisico medio la correlazione tra EDA e TC è positiva in quattordici acquisizioni su ventotto. Nei segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso, invece, si ha una correlazione diretta positiva in ventuno acquisizioni (75%) su ventotto.

La *Tabella 9* mostra il numero di acquisizioni in cui si è avuta una correlazione negativa o positiva tra EDA e TC nelle tre situazioni in esame, prendendo in considerazione i coefficienti di correlazione calcolati nella seconda metà dei segnali.

Tabella 9. Numero di acquisizioni basati sul tipo di correlazione e sulle tre situazioni in esame, considerando la seconda metà dei segnali EDA e TC.

SECONDA META' DEI SEGNALI			
	A Riposo	Dopo Sforzo Medio	Dopo Sforzo intenso
Correlazione Negativa	13	11*	20
Correlazione Positiva	15	14*	8

I valori si riferiscono al numero di acquisizioni (* tre coefficienti di correlazione sono risultati non significativi)

La correlazione tra i due parametri fisiologici in esame risulta essere positiva in quindici acquisizioni su ventotto nei segnali a riposo. Nei segnali registrati dopo uno sforzo fisico medio si ha una correlazione positiva in quattordici acquisizioni su ventotto, mentre nei segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso la correlazione tra la risposta galvanica della pelle e la TC è negativa in venti acquisizioni su ventotto (71.4%).

3.1.4 Cross-correlazione

La valutazione della cross-correlazione tra la temperatura della pelle e la GSR è stata effettuata per ogni acquisizione e per ogni situazione (a riposo, dopo uno sforzo fisico medio e dopo uno sforzo fisico intenso).

Come descritto nel Capitolo 2, ciascun segnale è stato prima normalizzato e successivamente è stata sottratta la relativa media.

Un esempio di risultati ottenuti dalla correlazione incrociata è rappresentato dalla *Figura 15*, relativa alla prima acquisizione del soggetto F3. Sull'asse delle ascisse sono riportati i ritardi, mentre sull'asse delle ordinate è riportata l'ampiezza delle curve. La curva azzurra descrive la cross-correlazione tra EDA e TC a riposo, la curva rossa descrive la cross-correlazione tra EDA e TC dopo la sessione di esercizio fisico medio e la curva gialla descrive la cross-correlazione tra EDA e TC dopo una sessione di esercizio fisico intenso.

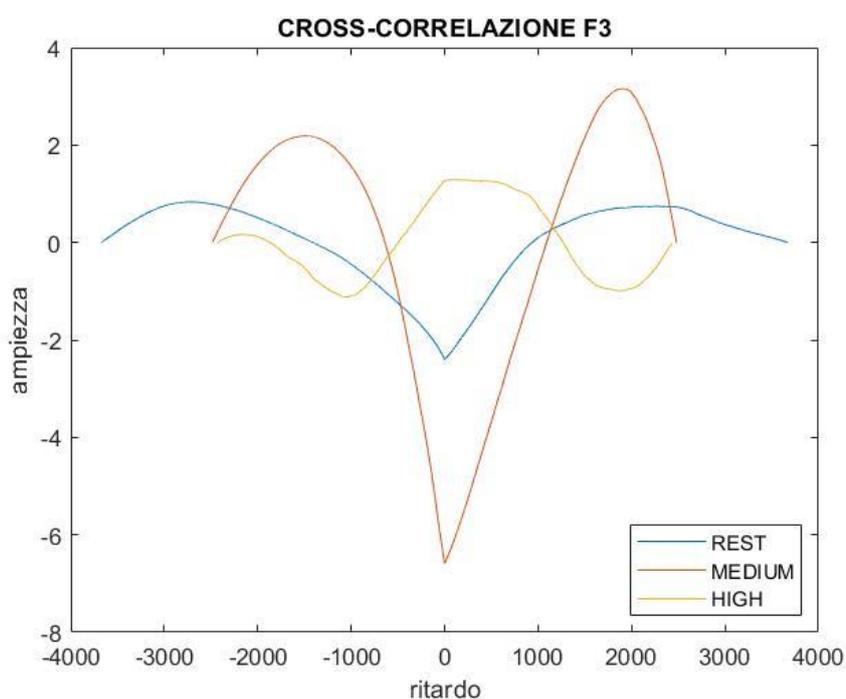


Figura 15. Curve della correlazione incrociata relativa alla prima acquisizione del soggetto F3 nelle tre situazioni in esame: a riposo (rest) in azzurro, sforzo medio (medium) in rosso e sforzo intenso (high) in giallo.

Confrontando i risultati della cross-correlazione presenti nella *Figura 15* e i coefficienti di correlazione calcolati su tutta la lunghezza dei segnali (*Tabella 7*) della prima

acquisizione del soggetto F3, si può osservare che in corrispondenza del ritardo zero (nel quale il segnale TC ed il segnale della GSR sono perfettamente allineati) la curva che descrive i segnali acquisiti a riposo presenta un picco negativo che coincide con la correlazione diretta negativa tra i due parametri fisiologici che abbiamo ottenuto dal calcolo dei coefficienti di correlazione nella stessa situazione in esame (riferimento al paragrafo precedente 3.1.3). Lo stesso risultato vale anche per la curva relativa ai segnali registrati dopo uno sforzo fisico medio. La curva relativa ai segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso, nel ritardo zero presenta un picco dal valore positivo, infatti la correlazione presente nella *Tabella 7* relativa alla stessa situazione in esame è positiva. Quindi, i risultati ottenuti dai coefficienti di correlazione calcolati per tutta la lunghezza dei segnali si possono estendere ai risultati della correlazione incrociata, in particolare per quanto riguarda i picchi corrispondenti al ritardo zero.

3.2 Risultati nel Dominio della Frequenza

L'analisi in frequenza è stata svolta sui segnali acquisiti a riposo e su quelli acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso, poiché se confrontiamo i risultati dell'analisi nel dominio del tempo, tali segnali sono quelli che presentano maggiori differenze.

Ricordiamo che per il nostro strumento di misura, Empatica E4, la frequenza di campionamento per i segnali GSR e TC è 4 Hz. Il passaggio dal dominio del tempo al dominio della frequenza avviene dopo aver calcolato la trasformata di Fourier in tutti i segnali; dopo di che è stata calcolata la media tra le acquisizioni per ogni soggetto, sia per i segnali TC e sia per i segnali EDA.

Un esempio di segnale ottenuto per l'analisi dei dati in frequenza è riportato nelle seguenti figure (*Figure 16 e 17*). Nello specifico, lungo l'asse x si hanno le frequenze in Hz e lungo l'asse y si hanno le ampiezze in dB. La *Figura 16* è relativa ai segnali acquisiti a riposo del soggetto F3, mentre la *Figura 17* rappresenta i segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso del soggetto F3.

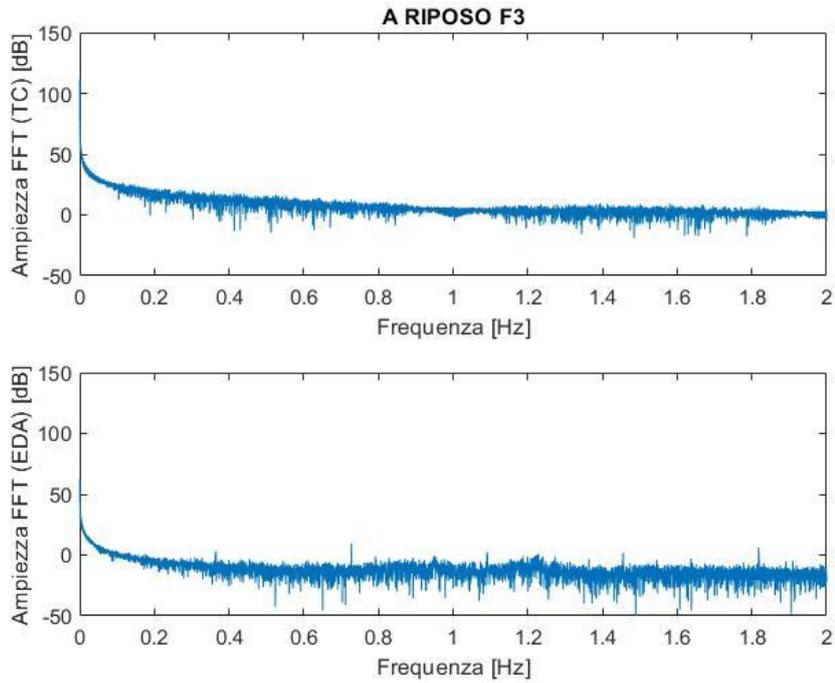


Figura 16. Matlab plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) acquisiti simultaneamente a riposo dal Soggetto F3.

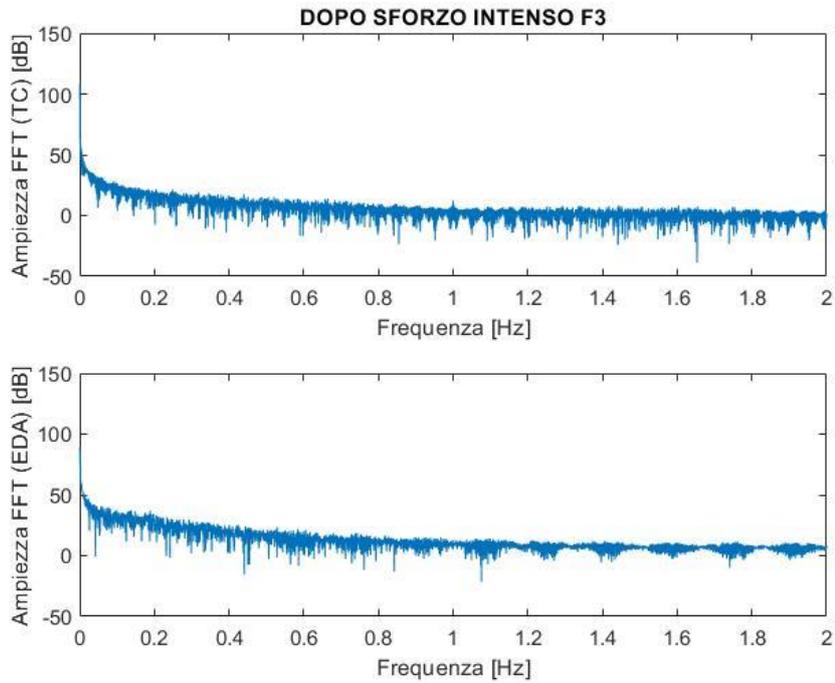


Figura 17. Matlab plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) acquisiti simultaneamente dopo uno sforzo fisico intenso dal Soggetto F3.

Come specificato nel Capitolo 2, l'analisi in frequenza ha previsto il calcolo dell'energia spettrale come area sottesa dalla curva della PSD, sia nei segnali EDA che TC acquisiti a riposo e dopo uno sforzo fisico intenso, nelle tre specifiche bande di frequenza: 0-0.4 Hz (denominata banda totale), 0-0.25 Hz (denominata sotto-banda 1) e 0.045-0.25 Hz (denominata sotto-banda 2).

La *Figura 18* e la *Figura 19* rappresentano i segnali EDA e TC a riposo e dopo una sessione di esercizio fisico intenso, misurati dal soggetto F3 nelle tre bande di interesse. La sotto-banda 1 e la sotto-banda 2 sono rappresentate dalle linee verticali. In particolare, la prima linea è posta a 0.045 Hz, mentre la seconda a 0.25 Hz.

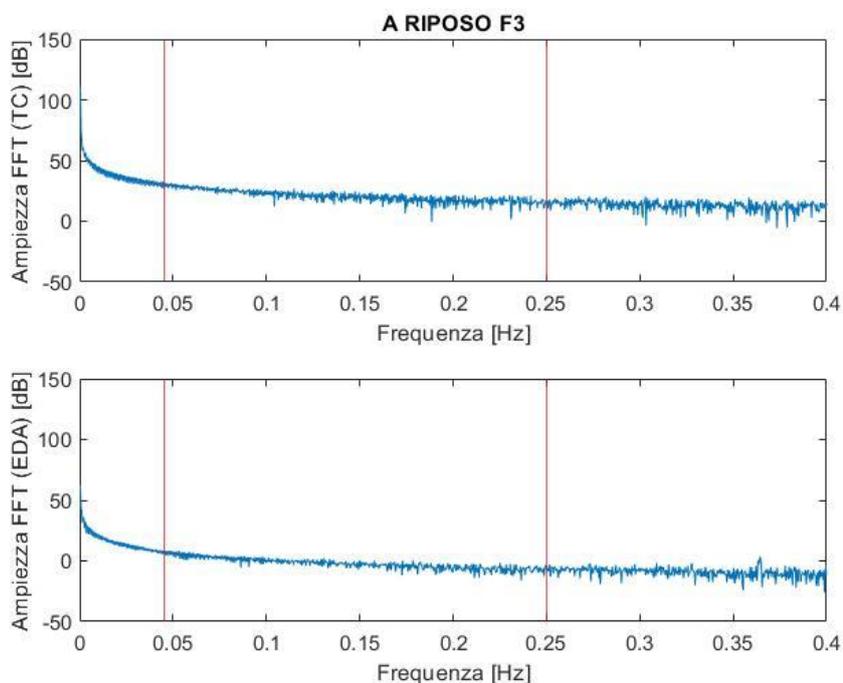


Figura 18. Matlab plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) del soggetto F3 a riposo, rispetto alle tre bande di frequenza in esame.

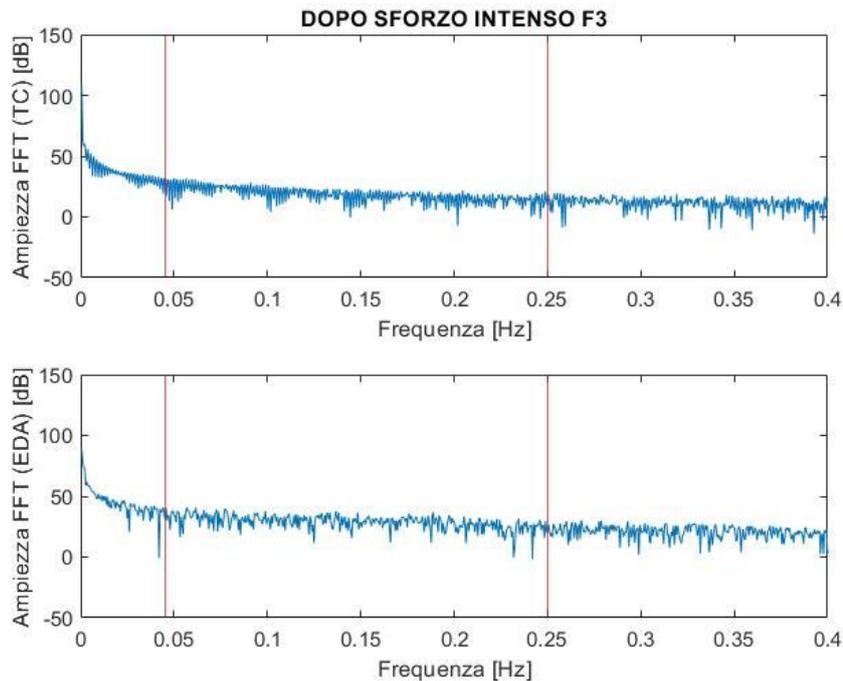


Figura 19. Matlab plot nel dominio della frequenza dei segnali EDA (sotto) e TC (sopra) del soggetto F3 dopo uno sforzo fisico intenso, rispetto alle tre bande di frequenza in esame.

I valori dell'energia media calcolata nella banda totale, sia per la temperatura della pelle che per la GSR nelle due situazioni in esame del Soggetto F3, sono riportati come esempio nella seguente tabella (Tabella 10).

Tabella 10. Valori dell'energia spettrale calcolata nella banda totale del soggetto F3.

	A Riposo	Dopo sforzo Intenso
TC	14.3 dB·Hz	13.0 dB·Hz
EDA	9.6 dB·Hz	26.1 dB·Hz

In tutti gli otto soggetti in esame, l'energia spettrale corrispondente alla temperatura della pelle nella banda totale è maggiore nei segnali acquisiti a riposo rispetto all'energia spettrale calcolata nei segnali registrati dopo uno sforzo fisico intenso; al contrario dell'energia spettrale dell'EDA che è minore nei segnali a riposo rispetto ai segnali acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso.

Lo studio è proseguito andando a calcolare la percentuale dell'energia spettrale nelle due sotto-bande di interesse, rapportata all'energia della banda totale corrispondente. I risultati ottenuti sui segnali EDA e TC a riposo sono riportati nella Figura 20.

L'istogramma blu rappresenta la percentuale dell'energia calcolata nella sotto-banda 1 (0-0.25 Hz) alla banda totale (0-0.4 Hz) e la relativa deviazione standard, l'istogramma arancione mostra la percentuale dell'energia calcolata nella sotto-banda 2 (0.045-0.25 Hz) rispetto alla banda totale e la relativa deviazione standard.

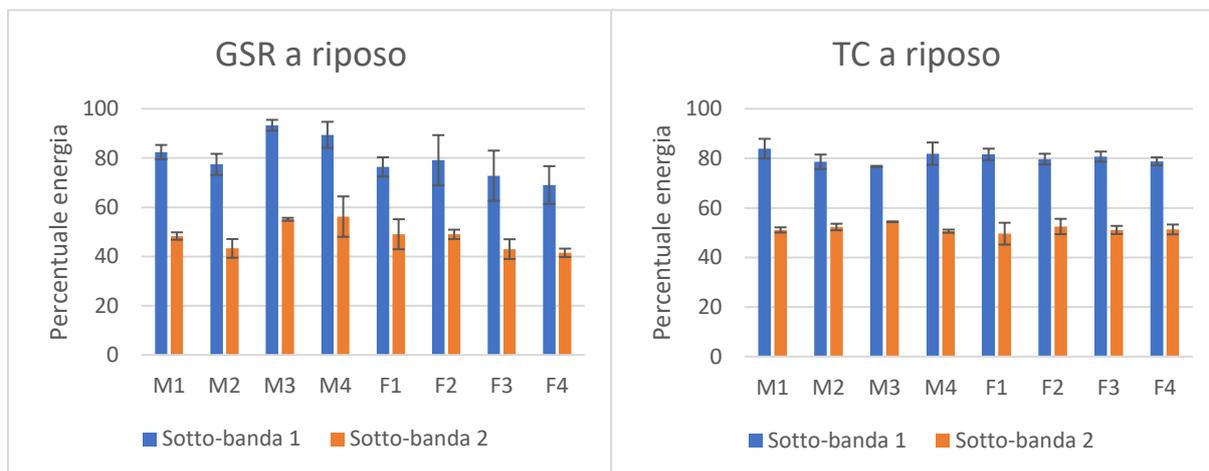


Figura 20. Percentuali dell'energia media calcolata nella sotto-banda 1 (0-0.25 Hz) rispetto alla banda totale (0-0.4 Hz) (in blu) e nella sotto-banda 2 (0.045-0.25 Hz) rispetto alla banda totale (in arancione) relativi ai segnali della GSR (destra) e della TC (sinistra) a riposo.

Per un'analisi su tutta la popolazione coinvolta, è stata effettuata la media tra tutti i soggetti in esame. Le percentuali ottenute nelle due sotto-bande e per i due parametri fisiologici sono state inserite nella *Tabella 11*.

Tabella 11. Percentuale dell'energia spettrale media tra gli otto soggetti in esame.

A RIPOSO		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(80±5.8)%	(48,2±3.5)%
TC	(80.2±2.5)%	(51.6±1.8)%

Dalla *Tabella 11* si evince che per la GSR nella sotto-banda 1 è presente l'(80±5.8)% di energia spettrale e che nella sotto-banda 2 si ha il (48.2±3.5)% di energia spettrale.

Per la temperatura della pelle, nella sotto-banda 1 si ha l'(80.2±2.5)% di energia, mentre nella sotto-banda 2 si ha il (51.6±1.8)% di energia.

La *Tabella 12* e *13* mostrano le percentuali dell'energia spettrale media relative alla sessione di riposo, della popolazione maschile e femminile rispettivamente.

Tabella 12. Percentuale dell'energia spettrale media nella popolazione maschile.

A RIPOSO (M)		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(85.7±3.7)%	(50.7±3.5)%
TC	(80.3±2.3)%	(52.1±0.8)%

Tabella 13. Percentuale dell'energia spettrale media nella popolazione femminile.

A RIPOSO (F)		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(74.3±8)%	(45.6±3.4)%
TC	(80.2±2)%	(51.1±2.8)%

Osservando i valori presenti nella *Tabella 12* e *13* si può affermare che le percentuali della popolazione maschile, a riposo, risultano essere più elevate rispetto alle percentuali della popolazione femminile.

Di seguito sono riportati i risultati raggiunti dallo lo stesso tipo di analisi effettuata, in questo caso, per i segnali acquisiti dopo aver eseguito un esercizio di sforzo intenso.

La *Figura 21* mostra le percentuali ottenute dal calcolo dell'energia spettrale media nella sotto-banda 1 (0-0.25 Hz) (in blu) e nella sotto-banda 2 (0.045-0.25 Hz) (in arancione) rispetto alla banda totale (0-0.4 Hz), nei segnali della GSR e della TC acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso.

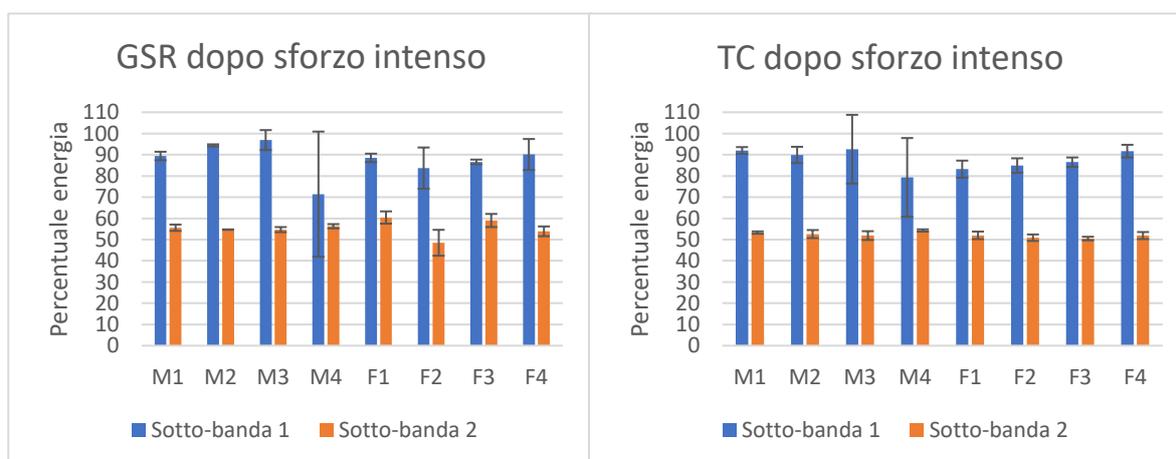


Figura 21. Percentuali dell'energia calcolata nella sotto-banda 1 rispetto alla banda totale (in blu) e nella sotto-banda 2 rispetto alla banda totale (in arancione) relativi ai segnali della GSR (destra) e della TC (sinistra) acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso.

Facendo la media tra tutti i soggetti in esame, le percentuali ottenute nelle due sotto-bande e per i due parametri fisiologici in esame sono state inserite nella *Tabella 14*.

Tabella 14. Percentuale dell'energia spettrale media tra gli otto soggetti in esame.

DOPO SFORZO INTENSO		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(87.6±7.1)%	(55.4±2.3)%
TC	(87.6±6.6)%	(52.2±1.4)%

Per la GSR nella sotto-banda 1 è presente l'(87.6±7.1)% dell'energia spettrale, mentre nella sotto-banda 2 si ha il (55.4±2.3)% dell'energia spettrale.

Per la temperatura della pelle nella sotto-banda 1 si ha l'(87.6±6.6)% di energia, mentre nella sotto-banda 2 è presente il (52.2±1.4)% di energia spettrale.

La *Tabella 15* e *16* mostrano le percentuali dell'energia spettrale media relative alla sessione di esercizio fisico intenso della popolazione maschile e femminile rispettivamente.

Tabella 15. Percentuale dell'energia spettrale media nella popolazione maschile.

DOPO SFORZO INTENSO (M)		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(88±9.2)%	(55.3±1)%
TC	(88.5±10)%	(53±1.3)%

Tabella 16. Percentuale dell'energia spettrale media nella popolazione femminile.

DOPO SFORZO INTENSO (F)		
	Sotto-banda 1	Sotto-banda 2
GSR	(87.2±5)%	(53±1.3)%
TC	(86.6±3.2)%	(51.3±1.5)%

Osservando i valori presenti nella *Tabella 15* e *16* si può affermare che le percentuali della popolazione maschile risultano, anche nel caso dopo sforzo intenso, essere più elevate rispetto alle percentuali della popolazione femminile.

Capitolo 4: Conclusioni

In questa tesi sono stati messi in relazione i segnali della GSR e della temperatura della pelle per la valutazione dello stato di recupero dopo uno stress fisico di varie intensità, confrontando anche i risultati ottenuti in base al sesso dei soggetti coinvolti.

Dall'analisi nel dominio del tempo si evince che a riposo la temperatura della pelle e la GSR presentano una correlazione diretta positiva in quindici acquisizioni su ventotto (53.6% delle acquisizioni), mentre dopo uno sforzo di media ed elevata intensità, i due parametri fisiologici sono correlati negativamente in quindici acquisizioni su ventotto (53.6% delle acquisizioni). Infatti, durante la situazione di recupero la TC tende ad aumentare, a differenza della GSR che invece diminuisce fino a raggiungere la linea di base, con tempi di recupero sufficientemente lunghi [11], ma ciò accade in poco più del 50% dei soggetti in esame come già detto.

Nella prima metà dei segnali GSR e TC si ha una correlazione positiva in quattordici acquisizioni su ventotto (50% delle acquisizioni) a riposo e dopo uno sforzo fisico di media intensità e in ventuno acquisizioni su ventotto (75% delle acquisizioni) dopo uno sforzo fisico intenso. Nella seconda metà dei suddetti segnali, i due parametri fisiologici in esame presentano una correlazione positiva in quindici acquisizioni su ventotto (53.6% delle acquisizioni) a riposo e in quattordici acquisizioni su ventotto (50% delle acquisizioni) dopo uno sforzo fisico medio. La correlazione tra GSR e TC è negativa in venti acquisizioni su ventotto (71.4% delle acquisizioni) dopo uno sforzo fisico intenso. Per quanto riguarda i valori della GSR, essi tendono ad essere più elevati nella popolazione maschile rispetto a quella femminile, a differenza dei valori della temperatura della pelle, che risultano essere più bassi nella popolazione maschile rispetto a quella femminile. Inoltre, il valore della GSR aumenta con l'aumentare dell'intensità dell'attività fisica in tutta la popolazione in esame. L'andamento della temperatura della pelle, invece, si può considerare soggettivo: nella popolazione maschile la TC diminuisce di 1.25°C (che coincide con il range di valori) passando dalla situazione di riposo a dopo aver effettuato uno sforzo fisico intenso, mentre nella popolazione femminile aumenta di 0.40 °C (che coincide con il range di valori) passando dalla situazione di riposo a dopo

uno sforzo fisico medio, per poi presentare lo stesso valore dopo uno sforzo fisico intenso. Dall'analisi nel dominio della frequenza si evince che la TC non presenta lo stesso comportamento della GSR in termini di energia. Con l'aumentare dello sforzo fisico, l'energia spettrale nella banda totale (0-0.4 Hz) aumenta nella GSR e diminuisce nella TC.

Nel calcolo della percentuale dell'energia nella sotto-banda 1 (0-0.25 Hz) e nella sotto-banda 2 (0.045-0.25 Hz), invece, i nostri parametri fisiologici in esame presentano lo stesso comportamento. In accordo con la letteratura, in cui la maggior parte dell'energia spettrale si trova nel range 0-0.25 Hz [18], la percentuale di energia raggiunta nella sotto-banda 1 (0-0.25 Hz) e nella situazione di riposo è di poco superiore all'80% per entrambi i parametri fisiologici, mentre dopo uno sforzo fisico intenso la percentuale supera l'87% per entrambi i parametri fisiologici. Nella sotto-banda 2 (0.045-0.25 Hz) è presente la maggior parte dell'energia spettrale sia per la temperatura della pelle che per l'EDA. Infatti, i risultati ottenuti nella sotto-banda 2 superano la soglia del 50% relativa ai valori della sotto-banda 1.

Facendo una distinzione tra popolazione femminile e maschile, si può affermare che nella popolazione maschile i valori delle percentuali sono risultati più elevati rispetto a quelli della popolazione femminile in tutti i casi presi in esame.

In conclusione, sebbene l'equilibrio del calore corporeo venga mantenuto dalla secrezione e dall'evaporazione del sudore [11], si potrebbe pensare che ci sia un legame tra la TC e la GSR, ma non sempre è così [5].

I cambiamenti dell'EDA non sono sempre correlati o causati da cambiamenti della TC. Infatti, il valore medio della GSR aumenta con l'aumentare dell'intensità dello sforzo fisico in tutta la popolazione in esame, anche se il valor medio della temperatura della pelle diminuisce nella popolazione maschile e aumenta nella popolazione femminile con l'aumentare dello sforzo fisico.

Un altro esempio si ha dai risultati ottenuti dal calcolo dei coefficienti di correlazione, poiché in poco più del 50% delle acquisizioni si ha una correlazione positiva tra GSR e TC a riposo e una correlazione diretta negativa tra GSR e TC dopo uno sforzo fisico medio e intenso. A causa della bassa percentuale ottenuta, non si può affermare con assoluta certezza la correlazione tra i due parametri fisiologici nelle tre condizioni in

esame.

Dei risultati più netti si sono ottenuti nei segnali GSR e TC acquisiti dopo uno sforzo fisico intenso, in quanto nella prima metà di tali segnali si è ottenuta una correlazione diretta positiva nel 75% delle acquisizioni, mentre nella seconda metà la correlazione tra GSR e TC è negativa nel 71.4% delle acquisizioni.

Quindi, anche secondo la letteratura, la GSR dipende molto dalla presenza di sudore sulla pelle, ma i suoi cambiamenti rapidi non dipendono solamente dalla temperatura della pelle [5]. A tal proposito, si ricorda che la GSR rispecchia anche lo stato emotivo del soggetto nel momento dell'acquisizione dati. Per l'appunto, la sfida più grande è quella di sviluppare algoritmi che consentono di individuare lo stato emotivo del soggetto durante attività di vario genere [31].

Capitolo 5: Limiti e Futuri Sviluppi

Uno dei più grandi limiti che è stato riscontrato in questo lavoro è il limitato numero di soggetti che è stato coinvolto nella campagna di acquisizione dati, e conseguentemente il numero di acquisizioni analizzate. Ciò comporta che i risultati ottenuti non possono essere del tutto generalizzati. Tuttavia, tale elaborato, può essere considerato un punto di partenza. In futuro, lo studio condotto sulla GSR e sulla TC si può estendere ad una popolazione più vasta, così da rendere i risultati più affidabili e precisi.

Un ulteriore limite è dato dal fatto che la resistenza fisica è un fattore soggettivo: in natura esistono i limiti fisiologici, per cui ogni soggetto ha una tollerabilità diversa alla fatica. Risulta difficoltoso, pertanto, definire quanto uno sforzo fisico possa essere ritenuto di intensità bassa, media o alta per un determinato individuo. Tale tipo di informazione, in fase sperimentale, potrebbe risultare importante per poter comprendere al meglio il comportamento della GSR e della TC.

Inoltre, come già affermato nei capitoli precedenti, la GSR e la TC sono segnali fisiologici che possono variare sia in base allo stato psicologico del soggetto che in base al valore della temperatura dell'ambiente circostante, quindi nei futuri lavori sarebbe opportuno aggiungere questo tipo di informazioni.

Infine, i valori della GSR e della TC dipendono anche dal momento del giorno in cui vengono acquisiti. A tal proposito si potrebbe condurre uno studio che tenga conto anche delle differenti fasce d'orario.

L'analisi della GSR e della TC può segnare un punto di svolta nella valutazione dello stato di recupero dopo un esercizio fisico, grazie anche allo sviluppo di dispositivi di misura non-invasivi, come il bracciale Empatica E4, che consentono di effettuare acquisizioni continue di alcuni parametri vitali. La fase di recupero nel mondo dello sport viene sottovalutata, malgrado rivesta un ruolo molto importante, poiché da essa dipende la buona riuscita di un allenamento.

Bibliografia

- [1] Posada-Quintero, H. F., & Chon, K. H. (2020). Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing: A Systematic Review. *Sensors*, 20(2), 479. doi:10.3390/s20020479.
- [2] <https://imotions.com/blog/galvanic-skin-response/>.
- [3] Khan, T. H., Villanueva, I., Vicioso, P., & Husman, J. (2019). Exploring relationships between electrodermal activity, skin temperature, and performance during. 2019 IEEE Frontiers in Education Conference (FIE). doi:10.1109/fie43999.2019.9028625.
- [4] Vinkers, Christiaan & Penning, Renske & Ebbens, Marieke & Hellhammer, Juliane & Verster, J.C. & Kalkman, Cor & Olivier, B.. (2010). Stress-Induced Hyperthermia in Translational Stress Research. *Open Pharmacology Journal*. 4. 10.2174/1874143601004010030.
- [5] Sano, A., Picard, R. W., & Stickgold, R. (2014). Quantitative analysis of wrist electrodermal activity during sleep. *International Journal of Psychophysiology*, 94(3), 382–389. doi:10.1016/j.ijpsycho.2014.09.011.
- [6] Zhao, B., Wang, Z., Yu, Z., & Guo, B. (2018). EmotionSense: Emotion Recognition Based on Wearable Wristband. 2018 IEEE SmartWorld, Ubiquitous Intelligence & Computing, Advanced & Trusted Computing, Scalable Computing & Communications, Cloud & Big Data Computing, Internet of People and Smart City Innovation (SmartWorld/SCALCOM/UIC/ATC/CBDCOM/IOP/SCI). doi:10.1109/smartworld.2018.00091.
- [7] De Salles, B. F., Simão, R., Miranda, F., da Silva Novaes, J., Lemos, A., & Willardson, J. M. (2009). Rest Interval between Sets in Strength Training. *Sports Medicine*, 39(9), 765–777. doi:10.2165/11315230-000000000-00000.
- [8] Autori vari. *Anatomia Dell'Uomo - Seconda Edizione*. Edi Ermes, editori.
- [9] Boucsein, Wolfram. *Electrodermal Activity*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [10] Matthew N., Levy; Bruce M., Koeppen; Bruce A., Stanton. *Principi di fisiologia di Berne & Levy – Quarta Edizione*. Elsevier Masson, editori.
- [11] Ji, X., Li, H., Lu, Z., Wang, Z., & Chai, X. (2019). Research on the Electrodermal Activity during Walking and Running. 2019 4th International Conference on Control and Robotics Engineering (ICCRE). doi:10.1109/iccre.2019.8724244.
- [12] Topoglu, Yigit, et al. *Electrodermal Activity in Ambulatory Settings: A Narrative Review of Literature*. International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Springer, Cham, 2020.
- [13] Boucsein, W., Fowles, D. C., Grimnes, S., Ben-Shakhar, G., Roth, W. T., Dawson, M. E., Filion, D. L., & Society for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures (2012). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 49(8), 1017–1034. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01384.x>.
- [14] Narczyk, P., Siwec, K., & Pleskacz, W. A. (2016). Precision human body temperature measurement based on thermistor sensor. 2016 IEEE 19th International Symposium on Design and Diagnostics of Electronic Circuits & Systems (DDECS). doi:10.1109/ddecs.2016.7482451.

- [15] Cuadras, A., & Casas, O. (n.d.). High resolution temperature measurement. *Proceedings of IEEE Sensors*, 2004. doi:10.1109/icsens.2004.1426437.
- [16] Jeon, S., Lim, S.-C., Trung, T. Q., Jung, M., & Lee, N.-E. (2019). Flexible Multimodal Sensors for Electronic Skin: Principle, Materials, Device, Array Architecture, and Data Acquisition Method. *Proceedings of the IEEE*, 1–19. doi:10.1109/jproc.2019.2930808.
- [17] <https://salute.regione.emilia-romagna.it/normativa-e-documentazione/rapporti/archivio/dossier-dispositivi-medici-per-la-misurazione-della-temperatura-corporea-regione-emilia-romagna-2009>.
- [18] Posada-Quintero, H. F., Reljin, N., Mills, C., Mills, I., Florian, J. P., VanHeest, J. L., & Chon, K. H. (2018). Time-varying analysis of electrodermal activity during exercise. *PLOS ONE*, 13(6), e0198328. doi:10.1371/journal.pone.0198328.
- [19] Bach, D. R., Flandin, G., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2009). Time-series analysis for rapid event-related skin conductance responses. *Journal of Neuroscience Methods*, 184(2), 224–234. doi:10.1016/j.jneumeth.2009.08.005.
- [20] Bach, D. R., Flandin, G., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2010). Modelling event-related skin conductance responses. *International Journal of Psychophysiology*, 75(3), 349–356. doi:10.1016/j.ijpsycho.2010.01.005.
- [21] Bach, D. R., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2010). Analytic measures for quantification of arousal from spontaneous skin conductance fluctuations. *International Journal of Psychophysiology*, 76(1), 52–55. doi:10.1016/j.ijpsycho.2010.01.011.
- [22] Bach, D. R., Daunizeau, J., Kuehlzow, N., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2011). Dynamic causal modeling of spontaneous fluctuations in skin conductance. *Psychophysiology*, 48(2), 252–257. doi:10.1111/j.1469-8986.2010.01052.x.
- [23] Bach, D. R., Daunizeau, J., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2010). Dynamic causal modelling of anticipatory skin conductance responses. *Biological Psychology*, 85(1), 163–170. doi:10.1016/j.biopsycho.2010.06.007.
- [24] Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010). Decomposition of skin conductance data by means of nonnegative deconvolution. *Psychophysiology*. doi:10.1111/j.1469-8986.2009.00972.x.
- [25] <http://www.ledalab.de/>.
- [26] Bach, D. R., Friston, K. J., & Dolan, R. J. (2013). An improved algorithm for model-based analysis of evoked skin conductance responses. *Biological Psychology*, 94(3), 490–497. doi:10.1016/j.biopsycho.2013.09.010.
- [27] Greco, A., Valenza, G., Lanata, A., Scilingo, E. P., & Citi, L. (2016). cvxEDA: A Convex Optimization Approach to Electrodermal Activity Processing. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 63(4), 797–804. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2474131>.
- [28] <https://github.com/lciti/cvxEDA>.
- [29] Amin, M. R., & Faghih, R. T. (2019). Sparse Deconvolution of Electrodermal Activity via Continuous-Time System Identification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1–1. doi:10.1109/tbme.2019.2892352.

- [30] F. Hernando-Gallego, D. Luengo and A. Artés-Rodríguez. (2018). Feature Extraction of Galvanic Skin Responses by Nonnegative Sparse Deconvolution, in IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 22, no. 5, pp. 1385-1394. doi: 10.1109/JBHI.2017.2780252.
- [31] J. S. Heinisch, I. Hübener and K. David. (2018). The Impact of Physical Activities on the Physiological Response to Emotions. IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops), Athens, 2018, pp. 824-829, doi: 10.1109/PERCOMW.2018.8480086.
- [32] D. Bautista-Salinas, J. R. González, I. Méndez and O. M. Mozos, "Monitoring and Prediction of Mood in Elderly People during Daily Life Activities," 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Berlin, Germany, 2019, pp. 6930-6934, doi: 10.1109/EMBC.2019.8857847.
- [33] <https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>.
- [34] https://box.empatica.com/documentation/20141119_E4_TechSpecs.pdf.
- [35] Dawson ME, Schell AM, Filion DL. *Il sistema elettrodermico*. In: Cacioppo T, LGT, GGB, editori. Manuale di psicofisiologia. Cambridge University Press; 2007.
- [36] <https://www.mayoclinic.org/healthy-lifestyle/fitness/in-depth/exercise-intensity/art-20046887>.
- [37] <https://it.mathworks.com/help/matlab/>.