



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Elettronica

**Studio e validazione sperimentale di
elettrodi da integrare al volante per il
monitoraggio del guidatore**

**Study and experimental validation of
electrodes embedded into steering wheel
for driver's monitoring**

Tesi di laurea di:

TOMMASO SUSINI

Relatore:

Prof. SUSANNA SPINSANTE

Correlatore

Dott. Ing. GIANLUCA CIATTAGLIA

Anno Accademico 2025-2026

*A chi crede che la curiosità sia il primo passo
verso ogni innovazione*

*A chi ha pensato di non farcela, ma ha trovato
ogni volta la forza di continuare.*

Abstract

L'attività elettrodermica rappresenta uno dei principali parametri fisiologici utilizzati per il monitoraggio dello stato psicofisico dell'individuo, poiché strettamente correlata all'attivazione del sistema nervoso autonomo. Grazie alla sua sensibilità nei confronti di condizioni di stress, affaticamento, attenzione ed emozioni, essa trova applicazione in numerosi ambiti, tra cui il settore biomedico, la psicofisiologia e i sistemi di monitoraggio del conducente.

L'obiettivo di questa tesi è stato quello di studiare differenti metodologie di acquisizione della conduttanza cutanea e valutarne il comportamento in diverse condizioni sperimentali. A tale scopo sono stati analizzati e confrontati differenti sistemi di misura, tra cui il sensore Grove - GSR sensor, un sensore per segnale cardiaco a contatto, e un ulteriore sensore sviluppato mediante piastre in rame collegate a una scheda Arduino Uno Rev3 SMD. Le acquisizioni sono state successivamente elaborate mediante MATLAB al fine di analizzare l'andamento dei segnali e identificare le principali variazioni della risposta elettrodermica.

La sperimentazione ha previsto prove effettuate su diversi soggetti, comprendenti acquisizioni in differenti momenti della giornata, prima e dopo uno sforzo mentale e prima e dopo uno sforzo fisico e durante una simulazione di guida. I risultati ottenuti hanno evidenziato come tutti i sistemi analizzati siano in grado di acquisire segnali stabili e coerenti, mostrando inoltre la sensibilità della conduttanza cutanea alle variazioni dello stato psicofisico del soggetto. In particolare, il sensore con piastre in rame ha dimostrato prestazioni comparabili a quelle dei sensori commerciali, senza evidenziare variazioni significative dovute alle diverse dimensioni delle superfici di contatto utilizzate.

Il confronto finale tra il sensore sviluppato e il sistema ProComp ha confermato la validità dell'attività elettrodermica come parametro di monitoraggio in applicazioni legate alla guida. I risultati mostrano come soluzioni hardware e software semplici, economiche e facilmente integrabili possano rappresentare una base di studio e ricerca per future applicazioni dedicate al monitoraggio dello stato del conducente e all'aumento della sicurezza stradale.

Abstract

Electrodermal Activity (EDA) is one of the main physiological parameters used to monitor an individual's psychophysical state, as it is closely related to the activation of the autonomic nervous system. Due to its sensitivity to conditions such as stress, fatigue, attention, and emotions, it has found applications in several fields, including biomedical engineering, psychophysiology, and driver monitoring systems.

The aim of this thesis was to investigate different methods for acquiring skin conductance and to evaluate their performance under various experimental conditions. To this end, different measurement systems were analyzed and compared, including the Grove GSR Sensor, a contact-based heart rate sensor, and an additional sensor developed using copper plates connected to an Arduino Uno Rev3 SMD board. The acquired signals were subsequently processed using MATLAB to analyze their behavior and identify the main variations in the electrodermal response.

The experimental activity involved several subjects and included measurements performed at different times of the day, before and after a mental task, before and after physical exercise, and during a driving simulation. The results showed that all the analyzed systems were capable of acquiring stable and consistent signals, while highlighting the sensitivity of skin conductance to changes in the subject's psychophysical state. In particular, the copper plate sensor demonstrated performance comparable to that of commercial sensors, without showing significant variations due to the different contact surface dimensions adopted.

The final comparison between the developed sensor and the ProComp system confirmed the validity of electrodermal activity as a monitoring parameter for driving-related applications. The results demonstrate that simple, low-cost, and easily integrable hardware and software solutions can provide a solid foundation for future research and the development of driver monitoring systems aimed at improving road safety.

Indice

INDICE.....	7
INTRODUZIONE	10
CAPITOLO 1.....	12
ATTIVITÀ ELETTRODERMICA E TECNICHE DI MONITORAGGIO DEL GUIDATORE	12
1.1 SICUREZZA NELLE STRADE.....	12
1.1.1 Incidentalità stradale	12
1.1.2 Fattore umano nella sicurezza stradale	14
1.2 BASI FISIOLOGICHE DEL MONITORAGGIO E DELLE MISURAZIONI	15
1.2.1 Sistema nervoso autonomo.....	15
1.2.2 Conduttanza cutanea e attività elettrodermica	17
1.2.3 Tecniche di misurazione.....	19
1.3 STATO DELL'ARTE DELLA MISURA DELL'EDA.....	24
1.3.1 Posizionamento degli elettrodi	24
1.3.2 Tipologie di elettrodi.....	30
CAPITOLO 2.....	33
MATERIALI E STRUMENTI UTILIZZATI	33
2.1 COMPONENTI HARDWARE	33
2.1.1 Arduino.....	33
2.1.2 Grove - GSR Sensor	35
2.1.3 Sensore cardiaco a contatto	36
2.1.4 Sensore con elettrodi in rame.....	37
2.1.5 ProComp	38
2.1.6 Simulatore di guida	40
2.2 COMPONENTI SOFTWARE	41
2.2.1 Arduino IDE	41
2.2.2 CoolTerm	42
2.2.3 MATLAB.....	43
2.2.4 BioGraph Infiniti.....	44
CAPITOLO 3.....	45
PROVE SPERIMENTALI	45
3.1 ACQUISIZIONE CON GROVE - GSR SENSOR.....	45
3.2 ACQUISIZIONE CON SENSORE CARDIACO A CONTATTO.....	48
3.3 ACQUISIZIONE CON SENSORE CON ELETTRODI IN RAME	50
3.4 ACQUISIZIONE E ANALISI DEL SEGNALE ELETTRODERMICO IN DIFFERENTI CONDIZIONI SPERIMENTALI	52
3.4.1 Misurazioni in differenti orari della giornata.....	60
3.4.2 Misurazioni prima e dopo uno sforzo mentale	60
3.4.3 Misurazioni prima e dopo uno sforzo fisico	60
3.5 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ELETTRODERMICO DURANTE LA SIMULAZIONE DI GUIDA	62
CAPITOLO 4.....	64

RISULTATI	64
4.1 RISULTATI DELL'ACQUISIZIONE CON GROVE - GSR SENSOR	64
4.1.1 <i>Grafici dei segnali acquisiti</i>	65
4.1.2 <i>Analisi dei segnali</i>	68
4.2 RISULTATI DELL'ACQUISIZIONE CON SENSORE CARDIACO A CONTATTO	69
4.2.1 <i>Grafici dei segnali acquisiti</i>	69
4.2.2 <i>Analisi dei segnali</i>	72
4.3 RISULTATI DELL'ACQUISIZIONE CON ELETTRODI REALIZZATI CON PIASTRE IN RAME	73
4.3.1 <i>Piastre in rame da 15 cm</i>	74
4.3.2 <i>Piastre in rame da 7.5 cm</i>	75
4.3.3 <i>Piastre in rame da 3.75 cm</i>	76
4.3.4 <i>Analisi dei risultati</i>	77
4.4 ANALISI DELLE MISURAZIONI IN DIFFERENTI CONDIZIONI SPERIMENTALI	78
4.4.1 <i>Misurazioni in differenti orari della giornata</i>	79
4.4.2 <i>Misurazioni prima e dopo uno sforzo mentale</i>	83
4.4.3 <i>Misurazioni prima e dopo uno sforzo fisico</i>	85
4.4.4 <i>Analisi dei risultati</i>	88
4.5 RISULTATI DELLE ACQUISIZIONI DURANTE LA SIMULAZIONE DI GUIDA	90
4.5.1 <i>Grafici rappresentativi delle acquisizioni</i>	91
4.5.2 <i>Analisi dei risultati</i>	97
CAPITOLO 5.....	99
CONCLUSIONI.....	99
BIBLIOGRAFIA	102

Introduzione

L'elettronica rappresenta oggi il cuore pulsante dell'innovazione tecnologica, trovando applicazione in un numero sempre più grande di settori e contribuendo in maniera significativa al miglioramento della qualità della vita e della sicurezza delle persone.

Lo sviluppo di sensori sempre più accurati, sistemi di acquisizione ad elevate prestazioni e tecniche avanzate di elaborazione dei segnali ha reso possibile il monitoraggio continuo di grandezze fisiche e fisiologiche, consentendo la realizzazione di dispositivi in grado di supportare l'uomo in numerosi contesti.

Uno degli aspetti più rilevanti dell'ingegneria elettronica moderna riguarda proprio la possibilità di sviluppare sensori e sistemi con la capacità di acquisire, elaborare e interpretare informazioni e segnali provenienti dall'ambiente circostante o direttamente dall'individuo.

Tali tecnologie trovano applicazione in ambito industriale, automobilistico, aerospaziale e biomedico, dove lo studio e il monitoraggio di parametri specifici permette di aumentare l'affidabilità dei sistemi, migliorare le prestazioni e, soprattutto, contribuire alla prevenzione di situazioni potenzialmente pericolose.

In questo contesto assume particolare interesse l'elettronica applicata a sistemi per l'acquisizione di parametri fisiologici che consentono di ottenere informazioni sullo stato psicofisico dell'individuo in maniera non invasiva, con la possibilità di monitorare fenomeni biologici e comportamentali che possono risultare utili in applicazioni orientate alla sicurezza e al benessere dell'uomo.

Tra i diversi parametri fisiologici monitorabili, l'attività elettrodermica rappresenta uno degli indicatori maggiormente utilizzati per la valutazione dello stato di attivazione del sistema nervoso autonomo. Tale parametro è strettamente legato alle variazioni della conduttanza cutanea e risulta influenzato da numerosi fattori fisiologici e psicologici, quali stress, emozioni, attenzione, affaticamento e carico cognitivo. Per questo motivo, negli ultimi anni è stata oggetto di interesse da parte della comunità scientifica, trovando applicazione in numerosi ambiti di ricerca e sviluppo.

Uno dei settori nei quali il monitoraggio dei parametri fisiologici sta assumendo una crescente importanza è quello della sicurezza stradale. Nonostante il continuo sviluppo di

sistemi di assistenza alla guida e di tecnologie di sicurezza attiva e passiva, il fattore umano continua a rappresentare una delle principali cause di incidente stradale. Condizioni quali stanchezza, stress, distrazione o riduzione dell'attenzione possono infatti compromettere le capacità del conducente e aumentare il rischio di errore durante la guida. In tale scenario, la possibilità di monitorare in tempo reale alcuni parametri fisiologici del guidatore rappresenta una prospettiva particolarmente interessante per lo sviluppo di sistemi intelligenti in grado di supportare il conducente e contribuire alla riduzione degli incidenti.

Alla luce di queste considerazioni, il presente lavoro di tesi si inserisce nell'ambito dello sviluppo e della caratterizzazione di sistemi e misure elettroniche per l'acquisizione di segnali fisiologici, con particolare attenzione all'attività elettrodermica. L'obiettivo principale è stato quello di analizzare differenti soluzioni hardware e software per la misura della conduttanza cutanea, valutandone il comportamento in diverse condizioni sperimentali e verificandone la possibile applicazione in un contesto di guida.

La sperimentazione è stata articolata in diverse fasi, comprendenti il confronto tra differenti sensori, lo studio dell'influenza delle dimensioni degli elettrodi, l'analisi delle variazioni della conduttanza cutanea in differenti condizioni psicofisiche e, infine, l'applicazione del sistema in una simulazione di guida. Attraverso tali prove è stato possibile valutare sia le prestazioni dei sistemi sviluppati sia la sensibilità dell'attività elettrodermica alle variazioni dello stato del soggetto.

La tesi è organizzata in cinque capitoli; nel Capitolo 1 vengono introdotti i principali concetti teorici relativi all'attività elettrodermica e ai parametri fisiologici di interesse, il Capitolo 2 descrive la strumentazione hardware e software utilizzata nello studio, nel Capitolo 3 vengono illustrate le procedure sperimentali adottate e le prove effettuate, il Capitolo 4 riporta i risultati ottenuti con le relative analisi. Infine, il Capitolo 5 presenta le conclusioni del lavoro svolto e i possibili sviluppi futuri.

Capitolo 1

Attività elettrodermica e tecniche di monitoraggio del guidatore

1.1 Sicurezza nelle strade

1.1.1 Incidentalità stradale

La sicurezza stradale rappresenta uno dei principali temi di interesse nel settore dei trasporti e dell'ingegneria automobilistica. Nonostante i progressi tecnologici introdotti negli ultimi decenni nei veicoli, come i sistemi avanzati di assistenza alla guida, gli incidenti stradali continuano a rappresentare una causa rilevante di mortalità e lesioni. L'analisi delle cause degli incidenti mostra come una parte significativa degli eventi sia legata al comportamento del conducente.

Secondo le stime preliminari pubblicate dall'Istituto Nazionale di Statistica (ISTAT), nel periodo gennaio–giugno 2025 in Italia si sono verificati 82.344 incidenti stradali con lesioni a persone, che hanno causato 1.310 vittime e 111.090 feriti [1].

Rispetto allo stesso periodo dell'anno precedente si osserva una lieve diminuzione del numero di incidenti (-1,3%) e dei feriti (-1,2%), mentre la riduzione delle vittime risulta più significativa (-6,8%) [1].

La Figura 1 mostra le variazioni percentuali del numero di vittime registrate nei primi semestri degli anni successivi rispetto agli anni di riferimento 2001 (confronto con il periodo 2002-2025), 2010 (2011-2025) e 2019 (2020-2025), utilizzati come riferimento nei programmi internazionali per la sicurezza stradale promossi dall'Assemblea Generale delle Nazioni Unite. Dal confronto con il primo semestre del 2001 emerge una progressiva riduzione del numero di vittime nel corso degli ultimi venti anni, che nel primo semestre del 2025 raggiunge una diminuzione complessiva del 60,1%. Tuttavia, se si considera il confronto con il primo semestre del 2019, la riduzione delle vittime nel

2025 risulta pari al 14,6%, evidenziando un progresso più limitato negli ultimi anni. Questo andamento sottolinea la necessità di rafforzare ulteriormente le politiche e le strategie di sicurezza stradale al fine di raggiungere l'obiettivo europeo di riduzione del 50% delle vittime entro il 2030.

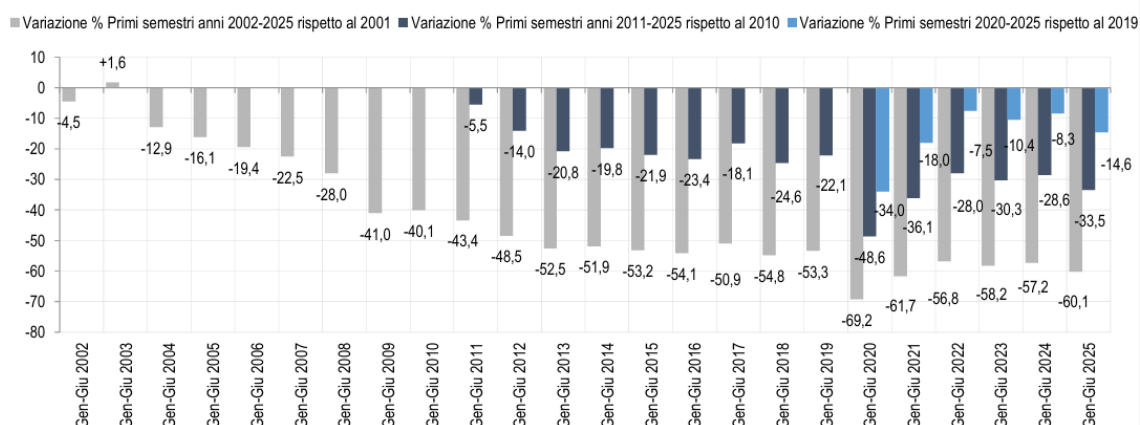


Figura 1: MORTI IN INCIDENTI STRADALI. Periodi gennaio-giugno anni 2002-2024, stima preliminare gennaio-giugno 2025. Variazioni percentuali rispetto agli anni 2001, 2010 e 2019 [1].

Negli ultimi decenni il miglioramento della sicurezza stradale è stato favorito anche dallo sviluppo di tecnologie sempre più avanzate nei veicoli, come i sistemi di assistenza alla guida. Tali sistemi, progettati per supportare il conducente durante la guida e ridurre il rischio di errore umano, rappresentano un elemento importante per l'aumento della sicurezza stradale.

In questo contesto ha particolare rilevanza lo studio dei fattori che influenzano il comportamento del conducente e lo sviluppo di sistemi in grado di monitorarne lo stato durante la guida.

1.1.2 Fattore umano nella sicurezza stradale

Nonostante i progressi tecnologici nel settore automobilistico e l'introduzione di sistemi di sicurezza sempre più avanzati, il comportamento del conducente continua a rappresentare un elemento determinante nella sicurezza stradale. La guida, infatti, non dipende esclusivamente dalle prestazioni del veicolo o dalle condizioni della strada, ma anche dalle capacità cognitive e fisiche del guidatore.

In particolare, condizioni legate allo stato psicofisico del conducente possono influenzare significativamente le capacità di guida.

Analisi statistiche degli incidenti stradali indicano che circa l'87,5% degli incidenti coinvolge fattori legati al comportamento umano. Ciò evidenzia come il conducente rappresenti un elemento centrale nel sistema di sicurezza stradale. Fattori come distrazione, affaticamento, stress o riduzione dell'attenzione possono compromettere i tempi di reazione e la capacità decisionale del guidatore, aumentando il rischio di incidente [2].

Alla luce di queste considerazioni, negli ultimi anni la ricerca nel settore automotive ha dedicato crescente attenzione allo sviluppo di tecnologie in grado di monitorare lo stato del conducente durante la guida. Tali sistemi, comunemente definiti Driver Monitoring Systems (DMS), hanno l'obiettivo di rilevare eventuali condizioni di rischio legate allo stato del guidatore e di supportarlo durante la guida, contribuendo ad aumentare il livello complessivo di sicurezza.

Tra le diverse metodologie di monitoraggio sviluppate, un ruolo rilevante è svolto dalle tecniche basate sulla misurazione di parametri fisiologici, che consentono di ottenere informazioni sullo stato psicofisico del conducente. In questo contesto, l'analisi dell'attività elettrodermica (Electrodermal Activity, EDA) e della conduttanza cutanea rappresenta una possibile soluzione per la valutazione dello stato psicofisico e del livello di attivazione fisiologica del guidatore.

1.2 Basi fisiologiche del monitoraggio e delle misurazioni

Il monitoraggio dello stato psicofisico di un individuo può essere effettuato attraverso l'analisi di diversi parametri fisiologici che riflettono l'attività dei sistemi di regolazione dell'organismo. Tali parametri permettono di ottenere informazioni sul livello di attivazione fisiologica e sulle condizioni di stress o attenzione della persona. Tra i segnali fisiologici utilizzati in questo ambito rientra l'attività elettrodermica, che rappresenta una misura delle variazioni della conduttanza cutanea associate all'attività delle ghiandole sudoripare e all'azione del sistema nervoso autonomo.

1.2.1 Sistema nervoso autonomo

Il sistema nervoso autonomo (SNA) è la parte del sistema nervoso responsabile della regolazione di numerosi processi fisiologici dell'organismo. Questa regolazione avviene in modo involontario, senza il controllo cosciente dell'individuo, e consente al corpo di mantenere l'equilibrio e di adattarsi ai cambiamenti dell'ambiente. Tra le funzioni controllate dal sistema nervoso autonomo rientrano, ad esempio, la frequenza cardiaca, la pressione sanguigna, la respirazione e l'attività delle ghiandole sudoripare.

Il sistema nervoso autonomo si suddivide, come si può vedere in Figura 2, in due componenti principali: il sistema nervoso simpatico e il sistema nervoso parasimpatico, che svolgono funzioni complementari. Il sistema nervoso simpatico è associato alle risposte di attivazione dell'organismo, come quelle che si verificano in condizioni di stress o elevata attenzione, provocando diverse reazioni fisiologiche, tra cui l'aumento della frequenza cardiaca e la stimolazione delle ghiandole sudoripare eccrine. Il sistema nervoso parasimpatico, invece, è coinvolto nei processi di rilassamento e recupero dell'organismo, contribuendo al ripristino delle condizioni di equilibrio.

In particolare, la stimolazione delle ghiandole sudoripare da parte del sistema nervoso simpatico determina la secrezione di sudore sulla superficie della pelle. La presenza di sudore modifica le proprietà elettriche della pelle, causando variazioni della conduttanza

cutanea, che possono essere misurate e costituiscono la base per l'analisi dell'attività elettrodermica.

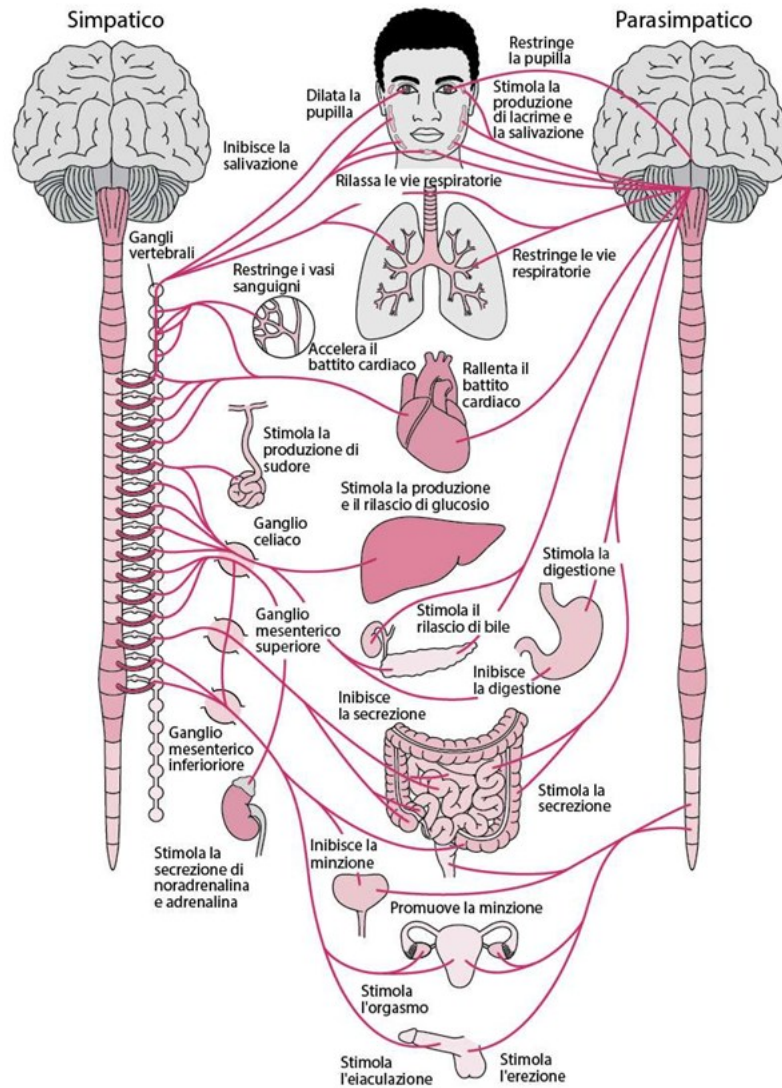


Figura 2: Anatomia del sistema nervoso autonomo [3].

1.2.2 Conduttanza cutanea e attività elettrodermica

Come descritto nel paragrafo precedente, il sistema nervoso autonomo, e in particolare il sistema nervoso simpatico, regola l'attività delle ghiandole sudoripare eccrine presenti nella pelle. Quando il sistema simpatico viene attivato, ad esempio in condizioni di stress, attenzione o stimolazione emotiva, aumenta la secrezione di sudore sulla superficie cutanea. Questo fenomeno determina una variazione delle proprietà elettriche della pelle. Dal punto di vista anatomico, la pelle è costituita principalmente da tre strati: epidermide, derma e ipoderma (Figura 3). Le proprietà elettriche della pelle dipendono in particolare dallo strato corneo dell'epidermide e dall'attività delle ghiandole sudoripare situate nel derma. La presenza e l'attività di queste ghiandole influenzano direttamente la quantità di sudore sulla superficie cutanea e, di conseguenza, la conduttanza elettrica della pelle.

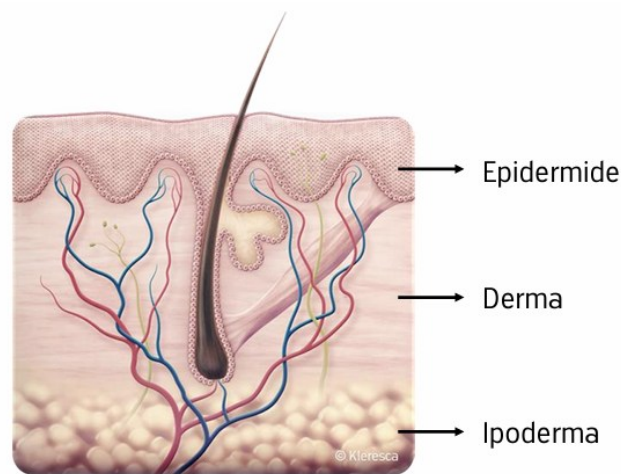


Figura 3: Struttura della pelle umana [4].

La pelle umana presenta infatti una certa resistenza al passaggio della corrente elettrica; tuttavia, la presenza di sudore e di elettroliti sulla superficie cutanea facilita il passaggio della corrente.

La capacità della pelle di condurre corrente elettrica può essere descritta attraverso due grandezze elettriche correlate: la conduttanza cutanea (Skin Conductance, SC) e la resistenza cutanea (Skin Resistance, SR).

La conduttanza cutanea rappresenta la facilità con cui la corrente elettrica attraversa la pelle ed è generalmente espressa in microSiemens (μS), invece, la resistenza cutanea

rappresenta l'opposizione della pelle al passaggio della corrente elettrica ed è espressa in Ohm (Ω).

Dal punto di vista fisico, le due grandezze sono inversamente proporzionali e sono legate dalla relazione:

$$G = \frac{1}{R}$$

dove G rappresenta la conduttanza e R la resistenza.

Quando aumenta il sudore sulla superficie cutanea, la quantità di elettroliti presenti sulla pelle aumenta e la resistenza cutanea diminuisce, mentre la conduttanza cutanea aumenta. Per questo motivo, nelle applicazioni moderne di monitoraggio fisiologico viene generalmente utilizzata la conduttanza cutanea come parametro principale per l'analisi.

Le variazioni della conduttanza cutanea nel tempo costituiscono il segnale noto come attività elettrodermica, utilizzato per valutare il livello di attivazione fisiologica dell'individuo. In letteratura questo fenomeno è stato storicamente indicato con il termine Galvanic Skin Response (GSR); tuttavia, il termine EDA è oggi quello maggiormente utilizzato in ambito scientifico per descrivere le variazioni delle proprietà elettriche della pelle associate all'attività delle ghiandole sudoripare.

La conduttanza cutanea viene generalmente misurata mediante elettrodi applicati sulla superficie della pelle, tra i quali viene fatta circolare una piccola corrente elettrica, permettendo di rilevare le variazioni della conducibilità elettrica cutanea nel tempo. Le zone più utilizzate per questa misura sono quelle con una maggiore concentrazione di ghiandole sudoripare eccrine, come palmi delle mani, dita e piante dei piedi, poiché consentono di ottenere segnali più sensibili.

Le tecniche e la strumentazione impiegate per la misurazione della conduttanza cutanea verranno descritte più nel dettaglio nei capitoli successivi.

1.2.3 Tecniche di misurazione

La misurazione dell'attività elettrodermica viene generalmente effettuata tramite l'utilizzo di elettrodi, ovvero dispositivi conduttivi che permettono di stabilire un contatto elettrico tra lo strumento di misura e la superficie della pelle. Sono dispositivi che consentono sia l'applicazione di un segnale elettrico sia la rilevazione della risposta del tessuto biologico. La misura può essere effettuata applicando una piccola tensione elettrica e ponendo gli elettrodi sulla superficie della pelle e osservando la risposta elettrica del tessuto. In questo modo è possibile analizzare le variazioni delle proprietà elettriche cutanee, come la conduttanza della pelle, associate all'attività elettrodermica. Dal punto di vista fisico ed elettrico, come illustrato nella Figura 4, tratta dallo studio citato sotto, la pelle può essere visualizzata come una struttura multilivello composta da diversi strati caratterizzati da proprietà elettriche differenti. Nei modelli utilizzati negli studi di bioimpedenza si considerano generalmente tre principali livelli: lo strato corneo (stratum corneum, SC), la pelle vitale (viable skin, VS), costituita da epidermide e derma, e il tessuto adiposo sottocutaneo (adipose tissue, AT) [5].

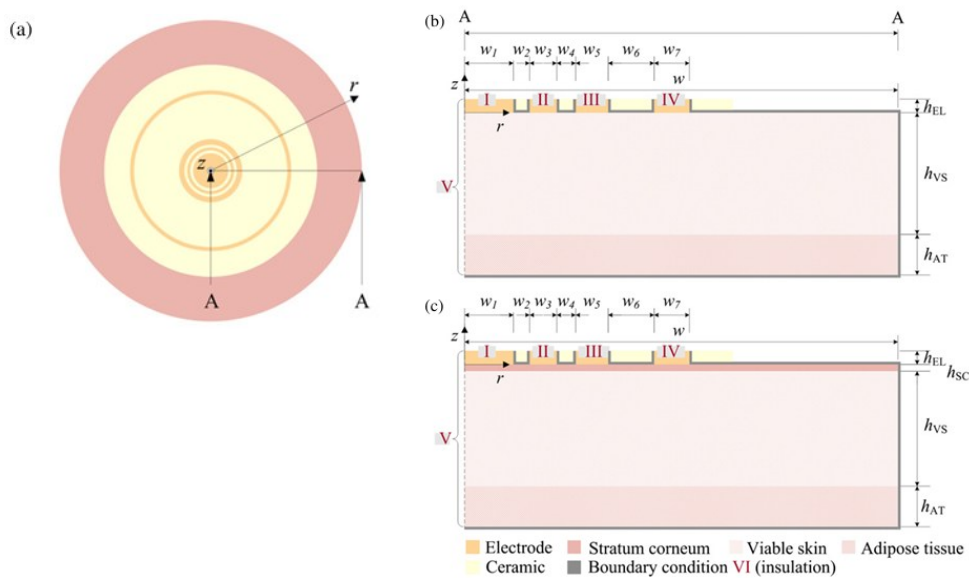


Figura 4: Modello schematico della pelle utilizzato negli studi di bioimpedenza e configurazione degli elettrodi per la misura dell'impedenza cutanea: (a) vista dall'alto della sonda circolare; (b) sezione del modello senza strato corneo; (c) sezione del modello con strato corneo. Gli strati rappresentati sono lo strato corneo (SC), la pelle vitale (VS) e il tessuto adiposo sottocutaneo (AT).

Fonte: adattato da Birgersson et al. [5].

La figura mostra il modello utilizzato per simulare la misura dell'impedenza della pelle tramite elettrodi superficiali. Nella sottofigura (a) è rappresentata la vista dall'alto della sonda, caratterizzata da una geometria circolare. Il modello utilizza coordinate cilindriche, indicate con r per la direzione radiale e z per la direzione verticale, sfruttando la simmetria della struttura per ridurre la complessità del modello.

Le sottofigure (b) e (c) mostrano la sezione verticale del modello lungo la linea A–A. In queste rappresentazioni sono evidenziati gli strati della pelle e la configurazione degli elettrodi utilizzati nella misura. In particolare, la figura (b) rappresenta il caso senza strato corneo, mentre la figura (c) mostra la pelle intatta, composta da strato corneo, pelle vitale e tessuto adiposo sottocutaneo.

Gli elettrodi, indicati con i numeri romani I–IV, sono posizionati sulla superficie della pelle e permettono l'applicazione del segnale elettrico e la misura della risposta del tessuto. Le dimensioni w_1 – w_7 indicano le larghezze dei diversi elementi della sonda, mentre h_{EL} , h_{SC} , h_{VS} e h_{AT} rappresentano gli spessori dei vari strati considerati nel modello.

Ciascuno di questi strati presenta specifiche proprietà elettriche, quali conducibilità elettrica e permittività, che influenzano il comportamento complessivo dell'impedenza cutanea quando viene applicato un segnale elettrico. In particolare, lo strato corneo rappresenta la principale barriera elettrica della pelle ed è responsabile della maggior parte della resistenza al passaggio della corrente. L'impedenza cutanea rappresenta quindi l'opposizione complessiva della pelle al passaggio della corrente elettrica ed è composta da una componente resistiva e da una componente capacitiva, dovuta alle proprietà dielettriche dei tessuti biologici.

Resistiva → dovuta alla resistenza dei tessuti

Capacitiva → dovuta alle proprietà dielettriche della pelle

$$\mathbf{Z} = \mathbf{R} + j\mathbf{X}$$

dove:

Z = impedenza

R = resistenza

X = reattanza (capacitiva)

L'impedenza dipende anche dalla frequenza del segnale applicato.

Per descrivere in modo quantitativo il comportamento elettrico della pelle, vengono utilizzati modelli matematici che tengono conto delle proprietà elettriche dei diversi strati cutanei. Tali modelli permettono di analizzare il trasporto di carica elettrica all'interno del tessuto biologico e di stimare parametri come conducibilità e permittività dei diversi strati.

Nel presente lavoro si fa riferimento al modello matematico proposto nello studio di Birgersson et al. [5], nel quale viene sviluppato un modello di bioimpedenza in grado di rappresentare il trasporto di carica attraverso i diversi strati cutanei. Il modello si basa sul principio di conservazione della carica elettrica, espresso dalla relazione:

$$\nabla \cdot \mathbf{J} = 0$$

dove $\mathbf{J}$ rappresenta la densità di corrente elettrica.

Nel caso dei tessuti biologici, la densità di corrente è costituita da una componente conduttiva e da una componente capacitiva, che tengono conto rispettivamente della conducibilità elettrica del tessuto e delle sue proprietà dielettriche. La densità di corrente può quindi essere espressa come:

$$\mathbf{J} = (\sigma + j\omega\epsilon)\nabla\phi$$

dove:

σ è la conducibilità elettrica del tessuto,

ϵ è la permittività elettrica,

ω è la pulsazione del segnale applicato,

ϕ è il potenziale elettrico.

Combinando le due equazioni si ottiene l'equazione differenziale che descrive la distribuzione del potenziale elettrico all'interno dei diversi strati della pelle:

$$\nabla \cdot ((\sigma + j\omega\epsilon)\nabla\phi) = 0$$

Questa equazione permette di modellare il comportamento elettrico della pelle considerando sia la componente resistiva sia quella capacitiva dei tessuti biologici. Per la risoluzione del modello matematico è necessario definire opportune condizioni al contorno, che descrivono l'interazione tra gli elettrodi e il tessuto biologico. Nel modello, gli elettrodi applicati sulla superficie della pelle vengono rappresentati imponendo specifiche condizioni di potenziale o di corrente sulle superfici di contatto.

In particolare, sugli elettrodi di iniezione viene applicata una tensione elettrica controllata che genera il flusso di corrente attraverso i diversi strati della pelle, mentre sugli elettrodi di misura viene definito un potenziale di riferimento per rilevare la distribuzione del potenziale elettrico nel tessuto. Per le superfici laterali del dominio si assume una condizione di isolamento elettrico, che implica l'assenza di flusso di corrente attraverso tali confini. Questa condizione è espressa dalla relazione:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = 0$$

dove $\mathbf{n}$ è il vettore normale alla superficie e $\mathbf{J}$ la densità di corrente elettrica.

Una volta risolta l'equazione del modello e determinata la distribuzione del potenziale elettrico nel dominio considerato, è possibile calcolare l'impedenza elettrica simulata della pelle, indicata con Z_{mod} . Questo valore rappresenta l'impedenza ottenuta dal modello teorico, che descrive il comportamento elettrico dei diversi strati cutanei. Z_{mod} viene quindi confrontata con l'impedenza ottenuta sperimentalmente, indicata con

Z_{exp} . Il confronto tra questi due valori viene effettuato attraverso una funzione di errore che tiene conto della differenza tra la parte reale e la parte immaginaria dell'impedenza:

$$f(Z_{mod}, Z_{exp}) = \frac{|Re(Z_{mod}) - Re(Z_{exp})| + |Im(Z_{mod}) - Im(Z_{exp})|}{|Re(Z_{exp})| + |Im(Z_{exp})|}$$

Il confronto tra impedenza simulata e impedenza sperimentale consente quindi di stimare i parametri elettrici dei diversi strati cutanei, come conducibilità e permittività, permettendo al modello matematico di descrivere in modo accurato il comportamento elettrico reale della pelle.

Questo approccio rappresenta una base teorica importante per lo studio delle proprietà elettriche dei tessuti biologici e per lo sviluppo di sistemi di misura dell'attività elettrodermica.

1.3 Stato dell'arte della misura dell'EDA

Negli ultimi anni l'attività elettrodermica è stata ampiamente studiata come parametro fisiologico utile per valutare lo stato di attivazione del sistema nervoso autonomo. Grazie alla relazione tra la conduttanza cutanea e l'attività delle ghiandole sudoripare, questo segnale è stato utilizzato in numerosi ambiti, tra cui il monitoraggio dello stress, l'analisi delle emozioni e lo sviluppo di sistemi di monitoraggio fisiologico.

Sono stati analizzati diversi aspetti legati alla misura dell'EDA, tra cui il posizionamento degli elettrodi sul corpo e le tipologie di elettrodi utilizzati per l'acquisizione del segnale. Questi elementi possono influenzare in modo significativo la qualità delle misure e l'affidabilità dei dati acquisiti.

1.3.1 Posizionamento degli elettrodi

Uno degli aspetti più studiati nella letteratura riguarda il posizionamento degli elettrodi sulla superficie del corpo per la misura dell'attività elettrodermica. In uno studio condotto da Marieke van Dooren, J.J.G. (Gert-Jan) de Vries, Joris H. Janssen; è stata analizzata la risposta della conduttanza cutanea in sedici diverse posizioni del corpo, con l'obiettivo di individuare possibili alternative alle posizioni tradizionali utilizzate negli studi psicofisiologici [6].

Nello studio sono stati coinvolti diversi partecipanti, sui quali la conduttanza cutanea è stata registrata simultaneamente in sedici diverse aree corporee distribuite su diverse regioni del corpo mostrate in Figura 5. Durante l'esperimento, ai partecipanti venivano mostrati filmati emotivi progettati per generare variazioni nello stato di attivazione emotiva, in modo da indurre modifiche nell'attività elettrodermica. Questo approccio ha permesso di confrontare la risposta della conduttanza cutanea nelle diverse posizioni del corpo in condizioni sperimentali controllate.

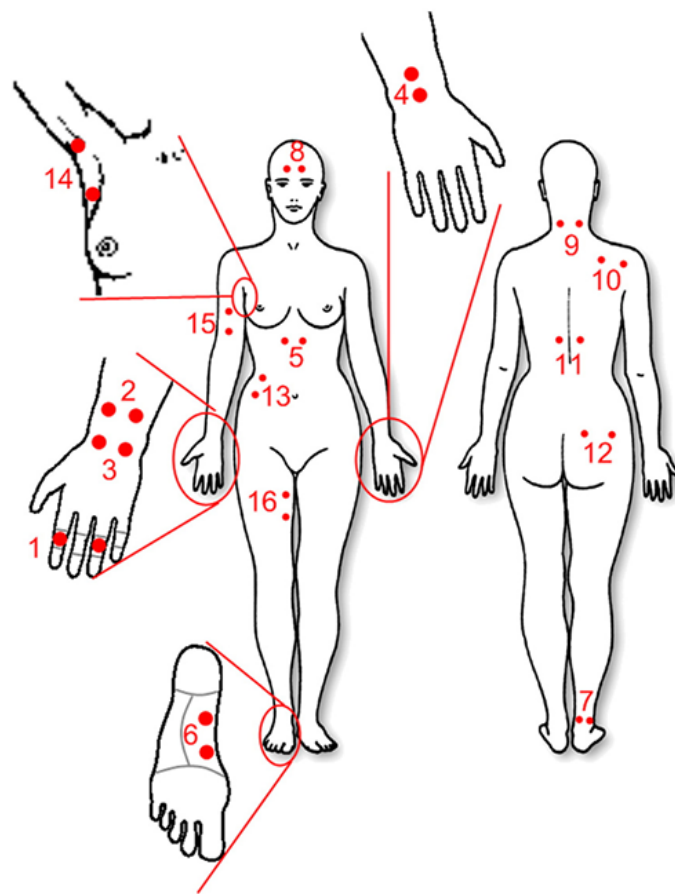


Figura 5: Posizioni di misura della conduttanza cutanea:

1. dita,
2. polso distale,
3. polso centrale,
4. polso verticale,
5. torace,
6. piede (collo del piede),
7. polpaccio,
8. fronte,
9. collo,
10. spalle,
11. schiena,
12. gluteo,
13. addome,
14. ascella,
15. parte superiore del braccio,
16. coscia.[6].

Per l'analisi del segnale elettrodermico sono stati considerati diversi parametri caratteristici. Tra questi, lo Skin Conductance Level (SCL), che rappresenta il valore medio della conduttanza cutanea nel tempo, il numero di Skin Conductance Responses (SCR) per minuto e la somma delle ampiezze delle SCR. L'utilizzo combinato di questi parametri consente di valutare sia le variazioni lente del segnale elettrodermico sia le risposte più rapide associate agli stimoli emotivi. L'andamento dei parametri analizzati nelle diverse posizioni del corpo è riportato in Figura 6.

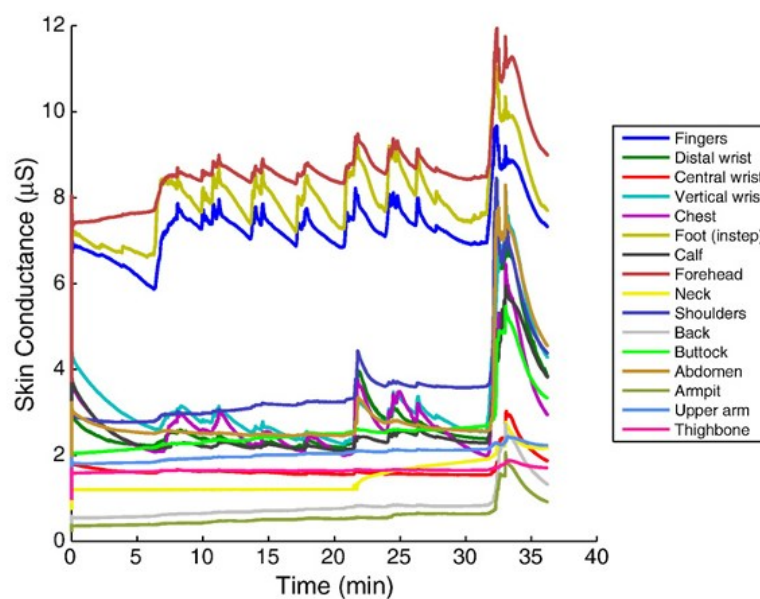


Figura 6: Andamento della conduttanza cutanea nelle diverse posizioni del corpo durante l'esperimento [6].

I risultati dello studio hanno evidenziato che le dita e il palmo della mano presentano le risposte elettrodermiche più elevate, principalmente a causa della maggiore densità di ghiandole sudoripare eccrine presenti in queste regioni del corpo. Questa caratteristica rende tali zone particolarmente adatte alla misura dell'attività elettrodermica.

Tra le posizioni alternative analizzate nello studio, il piede ha mostrato una risposta elettrodermica relativamente simile a quella osservata nelle dita, mentre altre regioni del corpo, come braccia, schiena e ascelle, hanno evidenziato segnali più deboli. Questi risultati suggeriscono che, sebbene la misura tradizionale sulle dita o sul palmo della

mano rimanga la più affidabile, alcune posizioni alternative possono essere considerate quando il posizionamento degli elettrodi sulle mani risulta poco pratico.

Altri studi hanno analizzato il posizionamento degli elettrodi in specifiche aree del corpo al fine di valutarne l'affidabilità nella misura dell'attività elettrodermica. In particolare, uno studio, condotto da D.J. van der Mee, M.J. Gevonden, J.H.D.M. Westerink, E.J.C. de Geus, ha confrontato le misurazioni effettuate sul polso con quelle ottenute sul palmo della mano, con l'obiettivo di valutare l'utilizzo di sensori indossabili per il monitoraggio dell'attività del sistema nervoso simpatico.

Durante l'esperimento sono state effettuate misurazioni simultanee della conduttanza cutanea nelle due posizioni, analizzando la risposta del segnale in presenza di diversi stimoli. I risultati hanno evidenziato che il segnale registrato sul polso presenta valori generalmente inferiori rispetto a quello rilevato sul palmo della mano, principalmente a causa della minore densità di ghiandole sudoripare eccrine presenti in questa regione.

Nonostante ciò, lo studio ha mostrato che l'andamento del segnale elettrodermico misurato sul polso mantiene una buona correlazione con quello rilevato sul palmo, suggerendo che tale posizione possa rappresentare una possibile alternativa nelle applicazioni basate su dispositivi indossabili, anche se il palmo della mano rimane la posizione più affidabile per questa misura [7].

Un ulteriore studio ha analizzato la correlazione tra diverse posizioni di misura della risposta galvanica della pelle, confrontando in particolare le misurazioni effettuate su dita, polso e piede [8].

Durante l'esperimento, i ricercatori hanno registrato simultaneamente il segnale elettrodermico nei diversi punti del corpo su un gruppo di partecipanti, analizzando successivamente l'andamento temporale dei segnali e la correlazione tra le misurazioni ottenute nelle varie posizioni. Un esempio delle serie temporali dei segnali acquisiti nelle diverse posizioni del corpo è riportato in Figura 7.

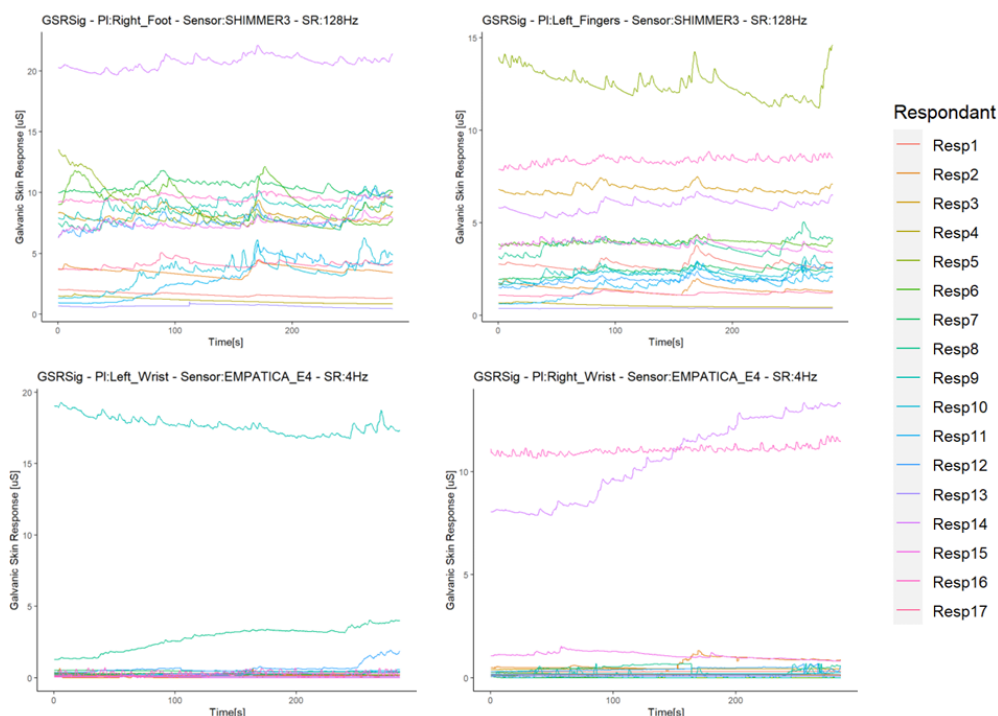


Figura 7: Serie temporali dei segnali di risposta galvanica della pelle (GSR) registrati in diverse posizioni del corpo [8].

La figura mostra l'andamento nel tempo della conduttanza cutanea misurata in quattro diverse posizioni: piede destro (in alto a sinistra), dita della mano sinistra (in alto a destra), polso sinistro (in basso a sinistra) e polso destro (in basso a destra). Ogni linea colorata all'interno dei grafici rappresenta il segnale registrato per un diverso partecipante all'esperimento.

Dal confronto dei grafici è possibile osservare come il segnale elettrodermico registrato sulle dita presenti valori generalmente più elevati e variazioni più evidenti. Questo

conferma che questa posizione è il riferimento principale per la misura dell'attività elettrodermica. Inoltre, Il piede, in particolare nella zona dorsale, ha mostrato una buona correlazione con il segnale rilevato sulle dita, indicando che questa posizione può rappresentare una possibile alternativa in alcune applicazioni sperimentali. Al contrario, le misurazioni effettuate sul polso hanno evidenziato valori di conduttanza generalmente inferiori e una correlazione meno elevata rispetto a quella osservata tra dita e piede. Questo comportamento è principalmente dovuto alla minore densità di ghiandole sudoripare eccrine presenti.

Nel complesso, i risultati dello studio confermano quanto osservato anche negli studi precedenti: le dita e il palmo della mano rappresentano le posizioni più affidabili per la misura dell'attività elettrodermica, grazie alla maggiore intensità e stabilità del segnale registrato.

1.3.2 Tipologie di elettrodi

La scelta degli elettrodi riveste un ruolo fondamentale per garantire una corretta acquisizione del segnale elettrodermico, poiché le caratteristiche dell'interfaccia tra elettrodo e pelle influenzano direttamente la qualità della misura e il rumore presente nel segnale.

In uno studio del 2017 è stata analizzata la possibilità di utilizzare diverse tipologie di elettrodi per la registrazione dell'attività elettrodermica, confrontando elettrodi tradizionali in argento/cloruro d'argento (Ag/AgCl) con elettrodi a secco realizzati mediante una miscela di carbonio, sale e materiale adesivo (CSA). L'obiettivo dello studio era valutare se questi elettrodi alternativi potessero essere utilizzati per l'acquisizione del segnale EDA senza l'impiego di gel elettrolitico [9].

Gli elettrodi Ag/AgCl utilizzano generalmente uno strato di idrogel elettrolitico che permette di ridurre l'impedenza di contatto tra elettrodo e pelle e migliorare la qualità del segnale acquisito. Tuttavia, la presenza del gel può rappresentare un limite nelle misurazioni prolungate, poiché tende a disidratarsi nel tempo causando un aumento dell'impedenza e una possibile degradazione del segnale registrato. Per questo motivo lo studio ha investigato l'utilizzo di elettrodi a secco CSA, progettati per funzionare senza gel e caratterizzati da una struttura flessibile che consente il posizionamento diretto sulla pelle, ad esempio sulle dita della mano.

I risultati sperimentali dello studio hanno mostrato che i segnali di attività elettrodermica acquisiti mediante elettrodi CSA presentano un andamento molto simile a quelli ottenuti con elettrodi Ag/AgCl. In particolare, l'analisi delle SCRs ha evidenziato una forte correlazione tra i segnali registrati con le due tipologie di elettrodi, senza differenze significative nei principali parametri del segnale, come l'ampiezza della risposta e il tempo di salita. Questi risultati suggeriscono che gli elettrodi a secco CSA possono rappresentare una valida alternativa agli elettrodi tradizionali Ag/AgCl per la misura dell'attività elettrodermica.

Un ulteriore approccio per la misura dell'attività elettrodermica è rappresentato dall'utilizzo di elettrodi tessili, progettati per essere integrati direttamente negli indumenti e utilizzati in applicazioni di monitoraggio continuo. In uno studio recente sono stati sviluppati e testati diversi tipi di elettrodi tessili conduttivi per la misura del segnale EDA, confrontandone le prestazioni con quelle di elettrodi tradizionali Ag/AgCl [10].

In particolare, sono stati realizzati elettrodi basati su tessuti conduttivi a base di rame e argento, oltre a elettrodi ricamati utilizzando fili conduttivi placcati in argento. Gli elettrodi sviluppati sono stati applicati sulle dita dei soggetti e utilizzati per registrare la risposta di conduttanza cutanea a diversi stimoli. Come mostrato in Figura 8, le diverse tipologie di elettrodi tessili presentano strutture e materiali differenti, progettati per garantire una buona area di contatto con la pelle e una sufficiente conducibilità elettrica.

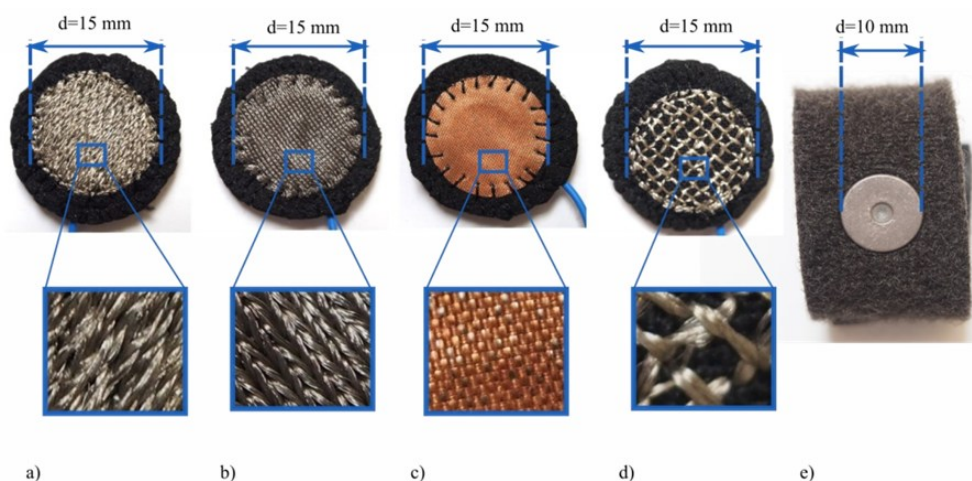


Figura 8: Elettrodi e immagini ingrandite delle superfici degli elettrodi tessili:

- a) elettrodo ricamato in argento ad alta densità (DE Ag);
- b) elettrodo in tessuto conduttivo a base di argento;
- c) elettrodo in tessuto conduttivo a base di rame;
- d) elettrodo ricamato in argento con struttura a reticolo (CH Ag);
- e) elettrodo di riferimento standard Ag/AgCl.

Le strutture superficiali degli elettrodi tessili sono mostrate negli ingrandimenti [10].

Per valutare le prestazioni dei diversi elettrodi, gli autori hanno effettuato misure di attività elettrodermica applicando gli elettrodi sulle dita dei soggetti e registrando le variazioni della conduttanza cutanea in risposta a diversi stimoli. In particolare, durante l'esperimento sono stati utilizzati sia elettrodi tessili sia elettrodi di riferimento Ag/AgCl,

posizionati in differenti punti delle dita della mano al fine di confrontarne il comportamento durante la registrazione del segnale EDA.

La disposizione degli elettrodi utilizzata durante le misure è mostrata in Figura 9, dove è possibile osservare la posizione degli elettrodi di riferimento e di quelli tessili sulle dita della mano.

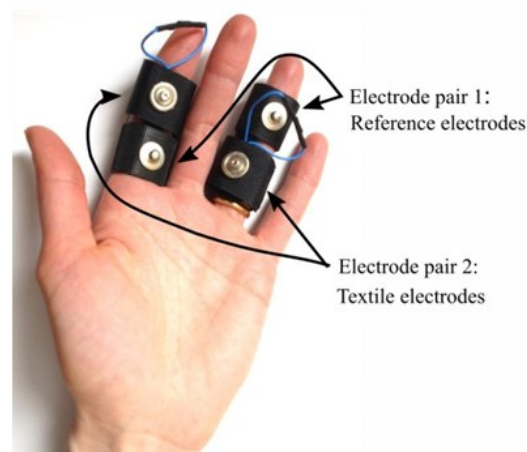


Figura 9: Posizionamento degli elettrodi utilizzati per la misura dell'attività elettrodermica durante l'esperimento. Gli elettrodi Ag/AgCl di riferimento e gli elettrodi tessili sono applicati in differenti punti delle dita per consentire il confronto tra le diverse tipologie di sensori [10].

I risultati delle misure hanno evidenziato che tutti gli elettrodi testati sono stati in grado di rilevare le variazioni della conduttanza cutanea associate agli stimoli applicati. In particolare, gli elettrodi realizzati con tessuto conduttivo a base di rame e quelli ricamati con fili d'argento ad alta densità hanno mostrato le prestazioni migliori, fornendo risposte elettrodermiche comparabili a quelle ottenute con gli elettrodi di riferimento Ag/AgCl. Questi risultati dimostrano che gli elettrodi tessili rappresentano una soluzione promettente per applicazioni di monitoraggio fisiologico continuo, soprattutto in sistemi indossabili integrati negli indumenti.

Capitolo 2

Materiali e strumenti utilizzati

In questo capitolo vengono presentati i principali componenti hardware e software utilizzati nel progetto per la misura e l'elaborazione del segnale elettrodermico. In particolare, saranno descritti i dispositivi utilizzati durante le prove sperimentali e gli strumenti impiegati per la registrazione e l'analisi dei dati acquisiti.

2.1 Componenti hardware

2.1.1 Arduino

Arduino è una piattaforma elettronica open-source utilizzata nello sviluppo di sistemi elettronici, applicazioni di prototipazione e acquisizione dati. La piattaforma è composta da una scheda programmabile basata su microcontrollore e da un ambiente software dedicato alla programmazione e alla gestione del dispositivo. Grazie alla semplicità di utilizzo e alla compatibilità con numerosi sensori e moduli elettronici, Arduino viene ampiamente impiegato in applicazioni di automazione, monitoraggio e sviluppo di sistemi embedded.

Nel presente progetto è stata utilizzata la scheda Arduino Uno Rev3 SMD, mostrata in Figura 10, basata sul microcontrollore ATmega328P, impiegata per l'acquisizione e la gestione dei segnali provenienti dai sensori utilizzati durante le prove sperimentali. La scheda dispone di 14 pin digitali di ingresso/uscita, di cui 6 configurabili come uscite PWM, e 6 ingressi analogici utilizzati per la lettura dei segnali acquisiti dai sensori. La disposizione dei pin digitali, analogici e di alimentazione sono riportati in Figura 11.

Arduino Uno Rev3 SMD opera con una tensione di funzionamento pari a 5 V ed è dotata di un convertitore analogico-digitale (ADC) a 10 bit, che consente la conversione dei segnali analogici in dati digitali elaborabili dal microcontrollore [11].

Nel sistema sviluppato, la scheda è stata utilizzata come interfaccia tra i sensori per la misura dell'attività elettrodermica e il computer impiegato per la registrazione dei dati. I dati acquisiti tramite gli ingressi analogici della scheda sono stati successivamente trasmessi mediante comunicazione seriale USB ai software utilizzati per la visualizzazione e l'elaborazione del segnale durante le prove sperimentali.

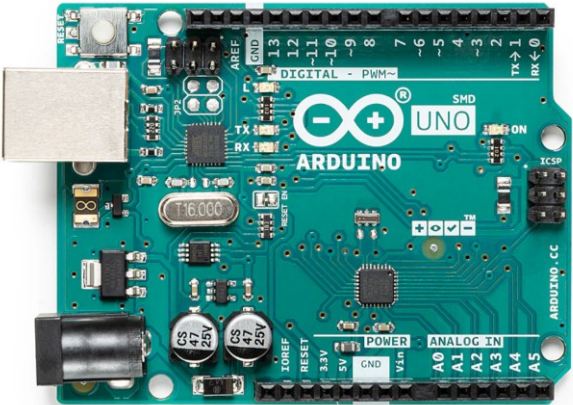


Figura 10: Scheda Arduino Uno Rev3 SMD utilizzata nel progetto [12].

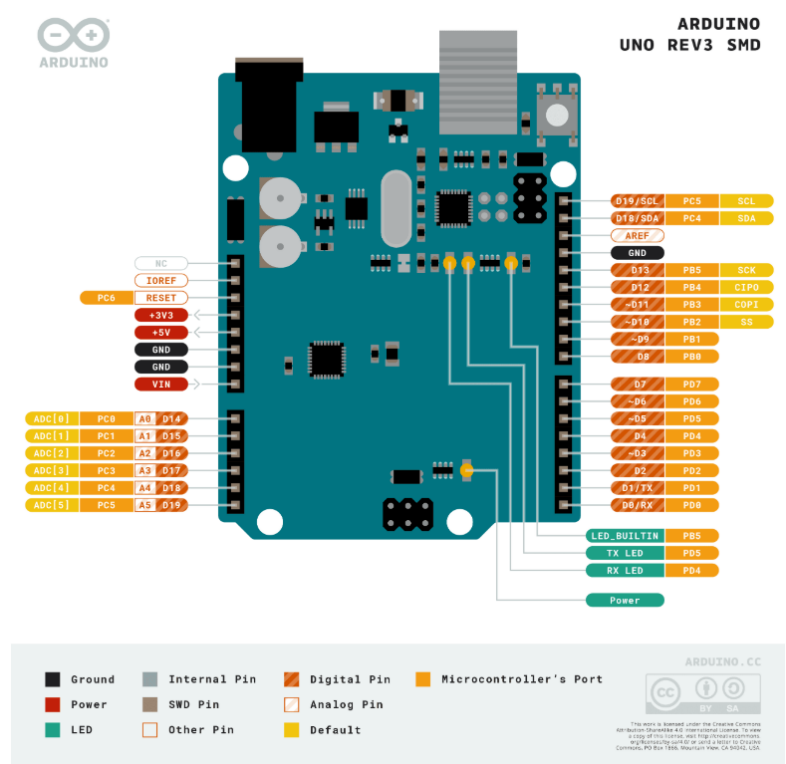


Figura 11: Schema dei pin di ingresso/uscita della scheda Arduino Uno Rev3 SMD [11].

2.1.2 Grove - GSR Sensor

Il Grove - GSR Sensor è un modulo progettato per la misura della risposta galvanica della pelle (Galvanic Skin Response, GSR), ovvero delle variazioni delle proprietà elettriche cutanee associate all'attività delle ghiandole sudoripare. Il sensore è sviluppato da Seeed Studio ed è progettato per essere utilizzato in applicazioni di monitoraggio fisiologico e acquisizione di biosegnali [13].

Il sensore è costituito da una scheda elettronica dotata di circuito di condizionamento del segnale e da due cappucci in tela con la presenza di un elettrodo in nichel ciascuno, applicabili alle dita della mano, come riportato in Figura 12.

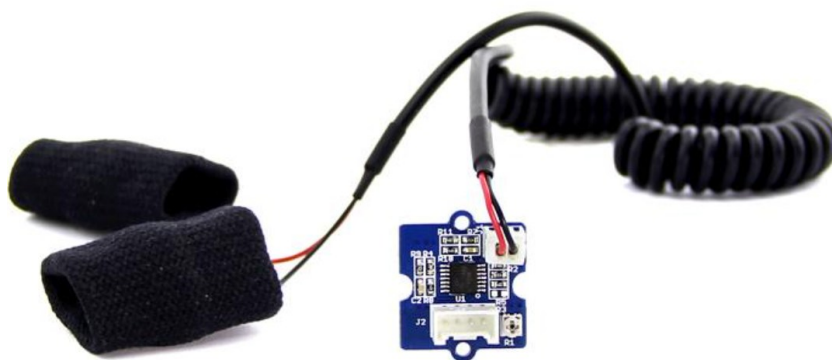


Figura 12: Modulo Grove - GSR Sensor [13].

Il funzionamento del sensore si basa sulla variazione della resistenza elettrica della pelle: quando aumenta la sudorazione, la resistenza cutanea diminuisce e il segnale elettrico rilevato dal sensore varia di conseguenza. Il modulo fornisce quindi in uscita un segnale analogico proporzionale alle variazioni della conduttanza cutanea.

Il Grove - GSR Sensor può operare con tensioni di alimentazione pari a 3.3 V o 5 V ed è dotato di sensibilità regolabile tramite potenziometro integrato. Inoltre, il sistema di connessione Grove consente un collegamento rapido con schede di acquisizione come Arduino.

Nel presente progetto il sensore è stato utilizzato per l'acquisizione del segnale elettrodermico durante le prove sperimentali. Il modulo è stato collegato alla scheda Arduino Uno Rev3 SMD tramite ingresso analogico, permettendo la lettura e la registrazione in tempo reale delle variazioni del segnale GSR.

2.1.3 Sensore cardiaco a contatto

Il sensore cardiaco a contatto, mostrato in Figura 13, è un dispositivo comunemente utilizzato in apparecchiature come tapis roulant e cyclette per la misura della frequenza cardiaca dell'utilizzatore.

Il dispositivo è costituito da due elettrodi metallici, sui quali il soggetto appoggia entrambe le mani durante la misurazione. Il funzionamento del sensore si basa sulla rilevazione della piccola differenza di potenziale elettrico generata dall'attività del cuore, secondo un principio simile a quello utilizzato nell'elettrocardiogramma (ECG). Gli impulsi elettrici prodotti dal cuore si propagano infatti attraverso il corpo fino alla superficie cutanea e possono essere rilevati tramite il contatto tra la pelle e gli elettrodi del dispositivo.

Nel progetto, il sensore è stato utilizzato in modo differente; è stato configurato come sensore per la misurazione dell'attività elettrodermica. Nello specifico, la gestione software tramite Arduino ha permesso di acquisire le variazioni del segnale generate dal contatto della mano con gli elettrodi.



Figura 13: Sensore cardiaco a contatto presente nei tapis roulant [14].

2.1.4 Sensore con elettrodi in rame

Questo dispositivo rappresenta un ulteriore sensore utilizzato nel progetto, realizzato in laboratorio per l'acquisizione del segnale elettrodermico. Il principio di funzionamento è analogo a quello dei sensori precedentemente descritti e si basa sulla rilevazione delle variazioni delle proprietà elettriche della pelle associate all'attività elettrodermica del soggetto.

Il sensore è costituito da due piastre in rame collegate tramite cavi elettrici, come mostrato in Figura 14. Le piastre vengono utilizzate come superfici di contatto per le mani del soggetto, permettendo l'acquisizione.

Nel presente progetto il dispositivo è stato collegato alla scheda Arduino, utilizzata per la gestione della misurazione e della successiva elaborazione del segnale durante le prove sperimentali.

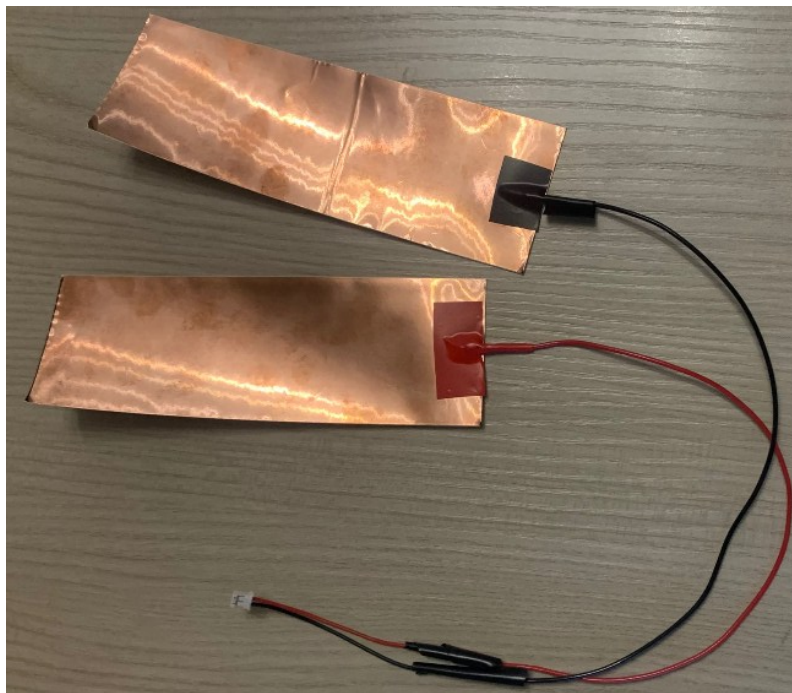


Figura 14: Sensore con piastre in rame utilizzato nelle prove sperimentali.

2.1.5 ProComp

Il ProComp è un dispositivo multicanale utilizzato per applicazioni di biofeedback e acquisizione dati in tempo reale, progettato per la misura di differenti biosegnali fisiologici, tra cui attività elettrodermica, elettromiografia (EMG), elettrocardiografia (ECG), respirazione e temperatura cutanea.

Nel progetto è stato utilizzato il modulo ProComp 5 Infiniti mostrato in Figura 15, sviluppato da Thought Technology, impiegato in questo caso per l'acquisizione e il monitoraggio dell'EDA.

Il sistema è composto da cinque canali, in grado di acquisire i segnali provenienti dai sensori collegati ad essi e convertirli in dati digitali elaborabili dal computer. In particolare, il dispositivo ha a disposizione diversi canali di acquisizione sincroni, con frequenze di campionamento settabili su valori differenti, che permettono la registrazione; successivamente, i segnali acquisiti vengono trasmessi al computer mediante collegamento in fibra ottica e interfaccia, soluzione che consente di ridurre le interferenze elettriche e migliorare la qualità del segnale acquisito [15].



Figura 15: Sistema ProComp 5 infiniti [15].

Come interfaccia per il collegamento tra il ProComp e il computer è stato utilizzato il modulo TT-USB, avente lo scopo di convertire i dati acquisiti dal dispositivo nel formato compatibile con il software di acquisizione e registrazione. Sfruttando la trasmissione in

fibra ottica, consente di garantire isolamento elettrico tra il soggetto e il computer, andando a ridurre il rumore e le possibili interferenze presenti durante l'acquisizione. Il seguente dispositivo è visualizzabile nella Figura 16 sottostante.



Figura 16: TT-USB – T7700 [16].

Associato al ProComp per la misurazione dell'attività elettrodermica è stato utilizzato il sensore Skin Conductance Sensor - SA9309M (Figura 17) [17], progettato per la rilevazione delle variazioni della conduttanza cutanea tramite degli elettrodi applicati a dei nastri applicabili alle dita del soggetto durante la misurazione. Il sensore consente di acquisire le diverse variazioni fisiologiche associate alle attività del sistema simpatico, risultando adatto per il monitoraggio psicofisiologico, come nel caso dell'EDA.



Figura 17: Skin Conductance Sensor - SA9309M [17]

2.1.6 Simulatore di guida

Il simulatore di guida utilizzato è il sistema Logitech G G29 Driving Force (Figura 18), impiegato per ricreare condizioni di guida realistiche e consentire l'interazione tra il soggetto e l'ambiente simulato [18].

Il sistema è composto da: un volante, una pedaliera costituita da acceleratore, freno e frizione e da un alimentatore dedicato al funzionamento del dispositivo. Il collegamento al computer avviene tramite interfaccia USB, mentre la pedaliera è collegata direttamente all'unità principale mediante una connessione dedicata.

Il volante in questione è dotato di sistema force feedback a doppio motore, tecnologia in grado di riprodurre vibrazioni, resistenze e variazioni dinamiche durante la simulazione di guida, andando a migliorare l'esperienza di utilizzo. Inoltre, il dispositivo in fase di accensione effettua automaticamente una procedura di calibrazione, ruotando sia a destra che a sinistra, per poi posizionarsi centralmente.

Nel progetto sviluppato, il simulatore di guida collegato ad un televisore per la visione del tracciato stradale, eseguito durante la simulazione, è stato utilizzato tramite sensori per analizzare le variazioni dell'attività elettrodermica dei soggetti nelle condizioni di guida simulata.



Figura 18: Logitech G G29 Driving Force [18].

2.2 Componenti software

2.2.1 Arduino IDE

Arduino IDE (Integrated Development Environment) è l'ambiente di sviluppo usato per la programmazione delle schede Arduino.

Questo software permette di scrivere, compilare e caricare programmi, chiamati sketch, direttamente nel microcontrollore tramite collegamento USB.

Arduino IDE supporta il linguaggio di programmazione C/C++ tramite una semplice interfaccia, e risulta adatto per applicazioni di acquisizione e controllo dati di sistemi elettronici.

Oltre alla programmazione, questa piattaforma permette anche la gestione della comunicazione seriale tra Arduino e il computer, infatti, tra gli strumenti integrati nel software è presente il Serial Plotter, utilizzato per la visualizzazione grafica in tempo reale dei dati acquisiti ai sensori collegati alla scheda. Questo strumento consente di osservare l'andamento temporale dei segnali provenienti dagli ingressi analogici della scheda Arduino durante il funzionamento del sistema [19].

Durante le prove sperimentali, Arduino IDE è stato utilizzato per programmare la scheda Arduino e monitorare i segnali acquisiti dai sensori tramite il Serial Plotter, impiegato per visualizzare l'andamento del segnale elettrodermico in tempo reale.

2.2.2 CoolTerm

CoolTerm è un software dedicato alla comunicazione seriale tra computer e dispositivi elettronici basati su microcontrollore, utilizzato principalmente per applicazioni di acquisizione e monitoraggio dati [20]. Nel presente progetto il programma è stato impiegato per la visualizzazione in tempo reale e la registrazione dei dati provenienti da Arduino durante le misure del segnale elettrodermico.

Il software consente di stabilire una connessione seriale tramite porta USB, permettendo la lettura continua dei valori acquisiti dai sensori collegati al microcontrollore. In particolare, durante le prove sperimentali, CoolTerm è stato utilizzato per monitorare l'andamento del segnale EDA e per salvare i dati acquisiti in file successivamente elaborati.

Una delle principali caratteristiche del programma è la semplicità di configurazione della comunicazione seriale, attraverso parametri come baud rate, porta COM e frequenza di trasmissione dei dati.

Inoltre, l'interfaccia grafica del software permette di visualizzare rapidamente i valori trasmessi dal sistema di acquisizione, facilitando il controllo del corretto funzionamento dei sensori durante gli esperimenti.

Grazie alla compatibilità con differenti dispositivi seriali e alla possibilità di registrare facilmente i dati acquisiti, CoolTerm rappresenta uno strumento adatto per applicazioni di monitoraggio e acquisizione.

2.2.3 MATLAB

MATLAB è un ambiente di programmazione sviluppato da MathWorks, sfruttato spesso nel campo ingegneristico e fisico per l'analisi, l'elaborazione e la rappresentazione grafica dei dati. Il software ha a disposizione diversi strumenti utili per il calcolo matriciale, analisi dei segnali e gestione di dati acquisiti da sistemi di misura.

MATLAB consente di sviluppare script e funzioni personalizzate per l'elaborazione automatica dei dati e la visualizzazione dei segnali tramite grafici [21].

Durante le prove sperimentali del progetto, è stato utilizzato per elaborare i dati acquisiti dai sensori, analizzare l'andamento temporale del segnale elettrodermico e realizzare grafici utili per il confronto delle diverse misurazioni effettuate.

2.2.4 BioGraph Infiniti

BioGraph Infiniti è una piattaforma software creata da Thought Technology per l'acquisizione, la visualizzazione e l'analisi di segnali fisiologici e biosegnali [22]. Questo software viene utilizzato in applicazioni di biofeedback e psicofisiologia e permette la gestione di diverse tipologie di sensori collegati ai dispositivi della serie ProComp Infiniti.

La piattaforma è in grado, tramite differenti strumenti per il monitoraggio dei segnali fisiologici, di osservare in tempo reale i segnali acquisiti, di registrare i dati per successive elaborazioni e di cambiare modalità di acquisizione e visualizzazione in base al tipo di segnale monitorato.

BioGraph Infiniti supporta la misurazione di numerose tipologie di biosegnali, tra cui attività elettrodermica, elettromiografia, elettrocardiografia, respirazione, temperatura cutanea e frequenza cardiaca. Il software consente inoltre la configurazione personalizzata delle modalità di acquisizione, della frequenza di campionamento e della visualizzazione dei segnali in funzione delle esigenze sperimentali.

Durante le prove sperimentali, è stato utilizzato BioGraph Infiniti T7900 (Figura 19) per la visualizzazione e la registrazione dei segnali fisiologici acquisiti tramite il sistema ProComp 5 Infiniti, consentendo il monitoraggio in tempo reale dell'attività elettrodermica dei soggetti.



Figura 19: BioGraph Infiniti Software Platform - T7900 [22].

Capitolo 3

Prove sperimentali

Al fine di valutare il funzionamento dei sistemi di acquisizione sviluppati e confrontarne le prestazioni, sono state condotte cinque prove sperimentali differenti. Ciascuna prova è stata progettata con specifici obiettivi e configurazioni, utilizzando i componenti hardware e software descritti nel capitolo precedente.

Nel presente capitolo sono descritte le procedure sperimentali adottate, le modalità di acquisizione dei segnali e le configurazioni utilizzate durante ciascuna prova. L'analisi dei dati acquisiti e la discussione dei risultati saranno invece trattate nel capitolo successivo.

3.1 Acquisizione con Grove - GSR Sensor

La prima prova sperimentale ha previsto l'utilizzo del sensore Grove - GSR Sensor con l'obiettivo di acquisire e visualizzare il segnale elettrodermico mediante la piattaforma Arduino.

In una prima fase è stata configurata la scheda Arduino Uno Rev3 SMD attraverso l'ambiente di sviluppo Arduino IDE, installando e verificando il corretto funzionamento del sistema. In seguito all'analisi del Grove - GSR Sensor sono stati realizzati i collegamenti elettrici necessari all'acquisizione del segnale.

Il collegamento del sensore alla scheda Arduino Uno Rev3 SMD è avvenuto mediante tre connessioni: il terminale di alimentazione collegato al pin 5 V della scheda, il terminale di massa al pin GND e l'uscita analogica del sensore all'ingresso analogico A0. La scheda Arduino è stata successivamente collegata al computer tramite porta seriale (COM) mediante connessione USB, consentendo sia il caricamento del programma sia la trasmissione dei dati acquisiti.

Dopo aver completato la configurazione hardware, è stato sviluppato e caricato sulla scheda Arduino uno sketch dedicato all'acquisizione del segnale. Il codice, riportato in Figura 20, consente la lettura periodica dei valori provenienti dall'ingresso analogico e la loro trasmissione tramite comunicazione seriale al computer.

```
1  const int GSR=A0;
2  int sensorValue=0;
3  int gsr_average=0;
4
5  void setup(){
6      Serial.begin(9600);
7  }
8
9  void loop(){
10     long sum=0;
11     for(int i=0;i<10;i++)
12     {
13         sensorValue=analogRead(GSR);
14         sum += sensorValue;
15         delay(5);
16     }
17     gsr_average = sum/10;
18     Serial.println(gsr_average);
19 }
```

Figura 20: Codice utilizzato nel software Arduino IDE per l'acquisizione tramite Grove-GSR Sensor.

Lo sketch sviluppato per Arduino consente di acquisire il segnale proveniente dal sensore e trasmetterlo al computer tramite comunicazione seriale. Nella prima parte del codice viene definito l'ingresso analogico A0, utilizzato per la lettura del sensore, e viene inizializzata la comunicazione seriale a 9600 baud (ovvero la velocità di trasmissione dei dati; in Arduino coincide con il numero di bit trasmessi al secondo) attraverso la funzione *setup()*.

All'interno della funzione *loop()*, il programma esegue dieci letture consecutive del segnale mediante l'istruzione *analogRead()*, ne calcola il valore medio e lo invia al computer tramite *Serial.println()*. L'operazione di media consente di ridurre le variazioni istantanee e ottenere un segnale più stabile, successivamente visualizzato in tempo reale mediante Arduino IDE.

Completata la fase di configurazione, si è proceduto con le acquisizioni sperimentali su cinque soggetti differenti, selezionati in modo da includere persone di età e sesso diversi. Per ciascun soggetto gli elettrodi del sensore sono stati applicati a due dita della mano, mantenendo una posizione il più possibile costante durante tutta la durata della misura. Ogni acquisizione ha avuto la durata di un minuto, durante il quale il soggetto è rimasto in condizioni di riposo per limitare possibili interferenze dovute a movimenti o variazioni non controllate. Il segnale acquisito è stato visualizzato in tempo reale mediante il Serial Plotter integrato in Arduino IDE, che ha consentito di osservare l'andamento temporale delle variazioni della risposta galvanica della pelle e di verificare il corretto funzionamento dell'intero sistema di acquisizione.

3.2 Acquisizione con sensore cardiaco a contatto

La seconda prova sperimentale ha previsto l'utilizzo del sensore cardiaco a contatto descritto nel Capitolo 2.1.3, con l'obiettivo di valutare la possibilità di acquisire il segnale elettrodermico mediante un sensore diverso e confrontare i risultati ottenuti con quelli acquisiti tramite il Grove - GSR Sensor.

La configurazione hardware e software utilizzata è rimasta invariata rispetto alla prova precedente. Il sensore è stato collegato alla scheda Arduino utilizzando le stesse connessioni elettriche e lo stesso codice di programmazione sviluppato per l'acquisizione con il Grove - GSR Sensor. Anche le modalità di acquisizione e visualizzazione del segnale tramite Arduino IDE e Serial Plotter sono rimaste invariate.

La configurazione hardware utilizzata in questa prova è mostrata in Figura 21.



Figura 21: Collegamento tra il sensore cardiaco a contatto e la scheda Arduino Uno Rev3 SMD usato nella seconda prova sperimentale.

Per effettuare le misurazioni, i soggetti hanno appoggiato le dita sulle due piastre metalliche presenti nel sensore, in modo tale da consentire la rilevazione del segnale attraverso il contatto diretto con la pelle. Le acquisizioni sono state eseguite sugli stessi cinque soggetti della prova precedente, mantenendo la stessa durata di acquisizione pari a un minuto per ciascuna acquisizione.

Il mantenimento delle stesse condizioni sperimentali ha permesso di confrontare direttamente i grafici ottenuti con i due sensori, evidenziandone eventuali differenze di comportamento e l'idoneità alla rilevazione del segnale elettrodermico, visualizzabili nel capitolo successivo.

3.3 Acquisizione con sensore con elettrodi in rame

Questa prova sperimentale ha previsto l'impiego del sensore con elettrodi di rame descritto nel capitolo 2.1.4, con l'obiettivo di valutare la possibilità di acquisire il segnale elettrodermico mediante superfici di contatto di dimensioni differenti e valutare l'impatto sulla qualità del segnale acquisito.

Anche in questo caso la configurazione software è rimasta invariata rispetto alle prove precedenti. Il sensore è stato collegato alla scheda Arduino Uno Rev3 SMD e l'acquisizione dei dati è avvenuta utilizzando lo stesso codice descritto nella Prova 3.1.

Il sensore era costituito da due piastre di rame di lunghezza pari a 15 cm e larghezza pari a 3 cm, collegate al circuito di acquisizione mediante due conduttori. In una prima fase sono state effettuate misurazioni su tre soggetti differenti, richiedendo a ciascuno di appoggiare due dita della stessa mano sulle due piastre per una durata di un minuto.

Successivamente si è passati ad una seconda modalità di rilevamento, nella quale i soggetti hanno appoggiato direttamente la mano sulle piastre di rame, consentendo il contatto sia delle dita sia del palmo con la superficie del sensore. Anche in questo caso la durata di ogni acquisizione è pari a un minuto. La configurazione hardware utilizzata durante la prova è mostrata in Figura 22.

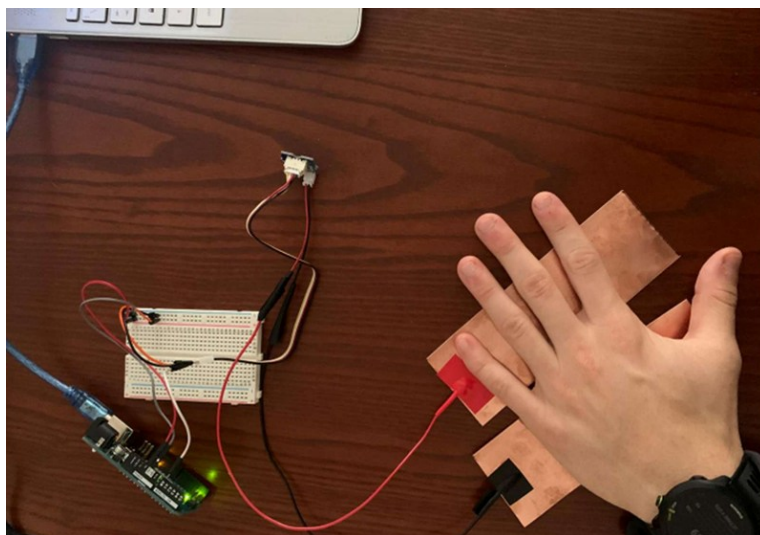


Figura 22: Immagine prova sperimentale con sensore con piastre in rame.

Al fine di valutare l'influenza della superficie di contatto sul segnale acquisito, le dimensioni delle piastre di rame sono state progressivamente ridotte. In una seconda fase sperimentale le piastre sono state portate a una lunghezza pari a 7.5 cm e replicate le medesime acquisizioni sui tre soggetti. In seguito, le piastre sono state ulteriormente ridotte fino a una lunghezza di 3.75 cm e le misure nuovamente ripetute mantenendo inalterate le condizioni sperimentali e la durata delle acquisizioni.

Diversamente dalle misurazioni fatte in precedenza, nelle quali era stato utilizzato il Serial Plotter integrato in Arduino IDE, per questa prova è stato impiegato il software CoolTerm, descritto nel Paragrafo 2.2.2.

Tale software ha consentito la visualizzazione, la registrazione e il salvataggio dei dati acquisiti tramite comunicazione seriale, permettendo una visione e uno studio più dettagliato delle acquisizioni sperimentali e dei confronti tra le diverse misure effettuate. Mantenendo invariate le modalità di misura e la configurazione del sistema, è stato possibile analizzare l'impatto delle dimensioni delle piastre di rame nelle acquisizioni dell'attività elettrodermica, verificando eventuali variazioni nel comportamento del segnale.

3.4 Acquisizione e analisi del segnale elettrodermico in differenti condizioni sperimentali

Per questa fase sperimentale è stata mantenuta la configurazione hardware adottata nella Prova 3.3, basata sull'utilizzo del sensore con piastre in rame collegato alla scheda Arduino Uno Rev3 SMD.

L'obiettivo di questa prova non ha riguardato solamente l'acquisizione del segnale elettrodermico, ma anche lo sviluppo di una procedura che consenta la successiva elaborazione e analisi dei dati acquisiti.

Come nella prova precedente, per la visualizzazione e la registrazione delle misure è stato utilizzato il software CoolTerm, che ha consentito di acquisire e salvare i dati provenienti da Arduino in file di testo txt. I file ottenuti sono poi passati all'ambiente MATLAB, con cui si è sviluppato un apposito codice, che consente di leggere i dati acquisiti, organizzarli in funzione del tempo e generare la rappresentazione grafica del segnale elettrodermico.

Il codice utilizzato e riportato di seguito si basa sulla funzione TTP.m. Essa calcola il numero di picchi presenti nel segnale di skin conductance applicando un metodo di letteratura chiamato trough-to-peak (TTP) che richiede dapprima la separazione della baseline (SCL) ovvero la parte del segnale SC lentamente variabile nel tempo, dalla parte SCR contenente i picchi di SC, mediante l'uso di un filtro a media mobile della lunghezza di 4 secondi (valore usato in letteratura).

La funzione ha questa sintassi:

```
num_picchi = TTP(skinCond,sample_rate,soglia,stampo_grafico,nomefile)
```

La funzione restituisce un valore intero dato dal numero di picchi SC trovati all'interno del vettore di valori di Skin Conductance (valori espressi in Siemens o microSiemens) passato come primo argomento;

Argomenti della funzione:

- skinCond è il vettore colonna (n righe x 1) che contiene i valori di SC;
- sample_rate è il valore della frequenza di campionamento (in Hz) a cui la SC è stata acquisita;
- soglia è la soglia per la rilevazione dei picchi che può essere messa a 0.01 (valore tipico) oppure 0.005 (poco frequente);
- stampa_grafico è un intero che se vale 1 abilita la stampa del grafico che mostra SC, SCL, soglia e picchi, se vale 0 il grafico non viene stampato;
- nome_file è la stringa che contiene il percorso e il nome da attribuire alla figura che viene salvata sia in formato .png che .fig (ovviamente il salvataggio avviene solo se viene abilitata la stampa della figura)

Esempio di chiamata della funzione:

```
n=TTP(sc,4,0.01,0,'D:\PROGETTIMATLAB\TTP')
```

Codice MATLAB:

```
%%% Applicazione del filtro mediano per ottenere la componente fasica
del segnale (SCR)
%%% il filtro ha una finestra mobile di ampiezza pari a +/-4 secondi
centrata sul singolo campione
%%% argomenti della funzione: skinCond è il vettore colonna (n righe x
1) che contiene i valori di SC; sample_rate è il valore della frequenza
di campionamento a cui la SC è stata acquisita; soglia è la soglia per
la rilevazione dei picchi che può essere messa a 0.01 (valore tipico)
% oppure 0.005 (poco frequente); stampa_grafico è un intero che se vale
1 abilita la stampa del grafico che mostra SC,SCL, soglia e picchi, se
vale 0 il grafico non viene stampato; nome_file è la stringa che contiene
il percorso e il nome da attribuire alla figura che viene salvata sia
in formato .png che .fig
%%% la funzione restituisce il numero di picchi trovati nel segnale di
SC
```

```
function num_picchi =
TTP(skinCond,sample_rate,soglia,stampa_grafico,nomefile)
    SC=skinCond;
    fs=sample_rate;

    l = length(SC);
    SCR=zeros(l-4,1);
    w = 4*fs; % Numero di samples presenti in 4 secondi di segnale
(4s*frequency sampl.)
    for i=w+1:(length(SC)-w)
        x=SC(i-w:i+w);
        % x -> finestra composta dal campione corrente, i 4*fs campioni
che lo
        % precedono e i 4*fs che lo seguono
        med(i)=mean(x); %vettore medio della finestra x creata - SCL
component
        SCR(i)=SC(i)-med(i);
    end

    SCR=SCR';
```

```

%per poter graficare insieme SC e SCR nel Tempo, devo escludere gli
ultimi 4 secondi dal segnale SC che è più lungo di SCR
lu_SCR=length(SCR);
samples = 0:(lu_SCR-1);          % Sample Indices Vector
t = samples'/fs;                 % Time Vector (seconds)

% figure(1)
% hold on
% plot(t,SC(1:lu_SCR))
% plot(t,SCR)
% yline(0.01,'--')
% %xline(60,'g');
% %xline(66,'g');
%
legend({'SC','SCR','threshold'},'Interpreter','latex','Location','southwest');
% legend('boxoff')
% xlabel('time [s]','Interpreter','latex'); ylabel('SC [$\mu$S]','Interpreter','latex');

%% Creazione vettore onset ed offset - Find Picchi
onset=zeros(lu_SCR,1);
offset=zeros(lu_SCR,1);

sup_threshold=soglia;

% Threshold per la creazione del vettore onset (in uS) 0.01 /0.005
inf_threshold=0; % Threshold per la creazione del vettore offset
%ONSET
dimSCR=size(SCR);
l_SCR=dimSCR(1,2);
for i=1:l_SCR
    if SCR(i)>sup_threshold
        onset(i)=i;
    else
        onset(i)=0;
    end
end
end

```

```

% OFFSET
for i=1:l_SCR-1
    if SCR(i)<inf_threshold
        offset(i)=i;
    else
        offset(i)=0;
    end
end

%% Creazione matrice contenete le coppie onset-offset (on_off_couple)
% Ciascuna riga contiene nella prima colonna l'onset nella seconda
l'offset
% (intervallo all'interno del quale sarà presente un picco)

index=1; % indice che scorre il vettore onset e il vettore offset
token=1; % variabile booleana(true=1,false=0) ausiliaria per passare
da un vettore all'altro (onset/offset)
l=min(length(offset), length(onset));
on_off_couple=[];

for i=1:l
    if token==1
        while onset(index)==0 && index<l % condizioni:valore di onset
nullo e index minore della lunghezza min tra onset e offset
            index=index+1; % finchè il valore i-esimo dell'onset è
nullo si scorre il vettore onset
        end
        on_off_couple(i,1)=index; %valore i-esimo dell'onset
diverso da zero, index è memorizzato nella I colonna della matrice
        token=0; %il token viene poi settato a zero così che si possa
verificare la condizione del secondo if e scorrere il vettore offset
    end
    if token==0
        while offset(index)==0 && index<l % condizioni:valore di
offset nullo e index minore della lunghezza min tra onset e offset
            index=index+1; % finchè il valore i-esimo dell'onset è
nullo si scorre il vettore offset
        end
    end
end

```

```

        on_off_couple(i, 2)=index; % quando il valore i-esimo
dell'offset è diverso da zero, index è memorizzato nella II colonna
della matrice

        token=(index<=length(onset)); % token=1 se l'espressione tra
parentesi è vera, altrimenti token=0
    end
    if index==1
        break
    end
end
dim=size(on_off_couple);
l_couple=dim(1,1);
%l_couple=length(on_off_couple);

% Quando per ultimo valore viene trovato un offset/onset
corrispondente
% all'ultimo campione del segnale, nell' ultima riga della
% matrice on_off_couple appare una coppia di stessi valori onset ed
offset corrispondenti
% all'ultimo campione-> Quindi lo sostituisco con una riga vuota
if on_off_couple(l_couple,1)==on_off_couple(l_couple,2)
    on_off_couple(l_couple,:)=[];
end
dim=size(on_off_couple);
l_couple=dim(1,1);
%l_couple=length(on_off_couple);

%% Creazione della matrice contenente nelle colonne valori di ciascun
intervallo (interval)
% Viene creata una matrice contenente tante colonne quante sono le
coppie
% onset-offset (cioè quante sono le righe della matrice on_off_couple)
e in ciascuna colonna sono contenuti tutti i valori di SC
% compresi tra onset ed offset
% Su ciascuna colonna (intervallo) viene poi calcolato il massimo
(max)
max_vet=[];
interval=[]; % creazione della matrice interval vuota
pos_max=[];

```

```

for i=1:l_couple %numero righe
    j=1;
    k=on_off_couple(i,1); %i,1
    while k<=on_off_couple(i,2)
        interval(j,i)=SCR(k); %valori SC corrispondenti alle
posizioni k (tra onset e offset)
        j=j+1;
        k=k+1;
    end
    [max_vet(i), pos_max(i)]= max(interval(:,i)); % max value in
ciascuna coppia
    pos_max(i)=pos_max(i)+on_off_couple(i,1)-1; % max value
originale: somma alla posizione trovata quella dell'onset (presente
nella matrice couple)
end

%% Calcolo dell'ampiezza di ciascun picco
% L'ampiezza è la differenza tra il valore del picco (max_vet) e
l'onset
peak_amplitude=[];
for j=1:length(max_vet)
    peak_amplitude(j)=max_vet(j)-interval(2,j);
end

%% Calcolo del numero di picchi
% Il numero di picchi è pari alla lunghezza del vettore contenente i
massimi
number_peak=length(max_vet);
num_picchi=number_peak;

if(stampa_grafico==1)
figure(1)
hold on
plot(t,SC(1:l_SCR))
plot(t,SCR)
yline(0.01,'--')
hold on
plot(pos_max/fs, max_vet, '*')

```

```

    legend({'SC','SCR','threshold','peak'},'Interpreter','latex','Location','northwest');
    legend('boxon')
    xlabel('time [s]','Interpreter','latex');    ylabel('SC [$\mu S$]','Interpreter','latex');
    saveas(gcf,strcat(nomefile,'.png'));
%nomefile='D:\PROGETTIMATLAB\TTP'
    saveas(gcf,strcat(nomefile,'.fig'));
%nomefile='D:\PROGETTIMATLAB\TTP'sc,
    else
    end
end
end

```

L'utilizzo di MATLAB ha permesso di visualizzare l'andamento temporale della conduttanza cutanea e di estrarre informazioni utili per l'analisi dei segnali acquisiti. Il codice sviluppato e il relativo funzionamento verranno descritti nel capitolo successivo. Una volta definita la procedura di acquisizione ed elaborazione dei dati, sono state effettuate diverse misurazioni sperimentali sugli stessi soggetti, variando le condizioni di prova. In particolare, l'analisi si è concentrata sulle variazioni del segnale elettrodermico in differenti orari della giornata, prima e dopo uno sforzo mentale e prima e dopo uno sforzo fisico.

3.4.1 Misurazioni in differenti orari della giornata

La prima fase sperimentale ha previsto l'acquisizione del segnale elettrodermico in differenti momenti della giornata, con l'obiettivo di valutare l'influenza dell'orario nella misurazione nell'andamento della conduttanza cutanea.

Le rilevazioni hanno coinvolto gli stessi tre soggetti già analizzati nella prova 3.3. Per ciascun soggetto sono state eseguite tre misurazioni in tre orari differenti della giornata: alle ore 7:00, alle ore 13:00 e alle ore 23:00.

3.4.2 Misurazioni prima e dopo uno sforzo mentale

La seconda fase sperimentale è stata progettata per valutare l'effetto di uno stimolo cognitivo sull'attività elettrodermica. A tal fine sono state confrontate acquisizioni effettuate prima e dopo lo svolgimento di un esercizio mentale, analizzando le eventuali variazioni della conduttanza cutanea associate all'impegno cognitivo richiesto.

Le misurazioni hanno interessato gli stessi tre soggetti delle prove precedenti, mantenendo invariate le condizioni sperimentali. Come attività cognitiva è stato scelto un sudoku di livello difficile, preso dal sito <https://sudoku.com/it/>, svolto per una durata di dieci minuti.

Per ciascun soggetto è stata eseguita una prima misurazione in condizioni di riposo, seguita dallo svolgimento del sudoku e da una seconda acquisizione effettuata immediatamente al termine dell'attività. Lo scopo della prova era quello di confrontare i segnali registrati prima e dopo lo sforzo mentale, al fine di osservare eventuali variazioni dell'attività elettrodermica associate all'impegno cognitivo richiesto dal compito.

3.4.3 Misurazioni prima e dopo uno sforzo fisico

A differenza delle prove precedenti, in questa fase l'analisi si è incentrata sulla risposta elettrodermica dei soggetti in condizioni di attività fisica. L'obiettivo è stato quello di

osservare come una condizione di maggiore attivazione fisiologica potesse influenzare il segnale acquisito.

I rilevamenti sono stati effettuati sugli stessi tre soggetti già coinvolti nelle prove precedenti. Prima dell'inizio della prova è stata registrata la frequenza cardiaca di ciascun soggetto ed è stata eseguita una prima acquisizione del segnale elettrodermico.

Successivamente, i soggetti hanno percorso una rampa di scale avanti e indietro per una durata complessiva di cinque minuti. Al termine dell'attività era prevista una nuova rilevazione dei battiti cardiaci ed una seconda acquisizione nelle stesse condizioni della misura iniziale.

L'inserimento della frequenza cardiaca come parametro aggiuntivo ha consentito di verificare l'effettivo incremento dell'attivazione fisiologica dovuto allo sforzo e di confrontare i segnali acquisiti prima e dopo l'attività fisica.

3.5 Acquisizione del segnale elettrodermico durante la simulazione di guida

L'ultima fase sperimentale ha previsto l'acquisizione dell'attività elettrodermica in una condizione di guida simulata, con l'obiettivo di riprodurre uno scenario il più possibile vicino a una situazione reale e valutare il comportamento del segnale durante l'interazione del soggetto con la simulazione.

Per lo svolgimento della prova è stato utilizzato il simulatore di guida descritto nel Paragrafo 2.1.6. Al fine di confrontare differenti modalità di acquisizione del segnale, sono stati impiegati due sistemi di misura distinti.

Il primo sistema era costituito dal sensore a piastre di rame descritto nella prova 3.3. Le piastre erano fissate direttamente sul volante del simulatore, in corrispondenza delle zone di impugnatura, in modo da consentire l'acquisizione del segnale elettrodermico durante la guida mantenendo il naturale posizionamento delle mani del soggetto sul volante. La configurazione hardware e software utilizzata è rimasta invariata rispetto a quella descritta nel paragrafo precedente.

Il secondo sistema di acquisizione era costituito dal dispositivo ProComp5 Infinity, utilizzato insieme al sensore Skin Conductance Sensor SA9309M descritto nel Paragrafo 2.1.5. In questo caso i due elettrodi del sensore sono stati applicati alle dita del soggetto e il segnale acquisito era monitorato e registrato tramite il software BioGraph Infinity.

Le misurazioni sono state effettuate simultaneamente mediante entrambi i sistemi, consentendo il confronto tra i segnali ottenuti con il sensore a piastre di rame e quelli acquisiti tramite il sistema ProComp5 Infinity.

I dati raccolti sono stati successivamente elaborati e rappresentati graficamente mediante MATLAB, secondo la procedura descritta nel capitolo 3.4.

Durante la prova i soggetti hanno effettuato una simulazione di guida su un circuito automobilistico per una durata di cinque minuti, mantenendo entrambe le mani sul volante per l'intero periodo di acquisizione. La configurazione sperimentale utilizzata durante la prova è mostrata nella Figura 23 e in Figura 24.



Figura 23: *Acquisizione del segnale elettrodermico durante la prova di guida simulata mediante sensore con piastre in rame e sistema ProComp5 Infiniti.*



Figura 24: *A sinistra posizionamento nel volante delle piastre in rame e a destra dati temporanei del sistema BioGraph Infiniti durante la simulazione di guida.*

Capitolo 4

Risultati

4.1 Risultati dell'acquisizione con Grove - GSR Sensor

In questa sezione vengono presentati i risultati ottenuti mediante il sensore Grove - GSR Sensor durante le acquisizioni descritte nel Paragrafo 3.1. Le misurazioni sono state effettuate su cinque soggetti di differente età e sesso, al fine di valutare il comportamento del sensore nell'acquisizione dell'attività elettrodermica.

Per ciascun soggetto viene riportato il grafico ottenuto tramite il Serial Plotter di Arduino IDE e una breve descrizione dell'andamento del segnale acquisito. L'asse delle ascisse rappresenta la successione dei campioni acquisiti, mentre l'asse delle ordinate rappresenta il valore analogico restituito dal sensore, proporzionale alla resistenza cutanea del soggetto [R], ricavabile con la formula:

$$R = \frac{(1024 + 2 * Serial_Port_Reading) * 10000}{Serial_Calibration - Serial_Port_Reading}$$

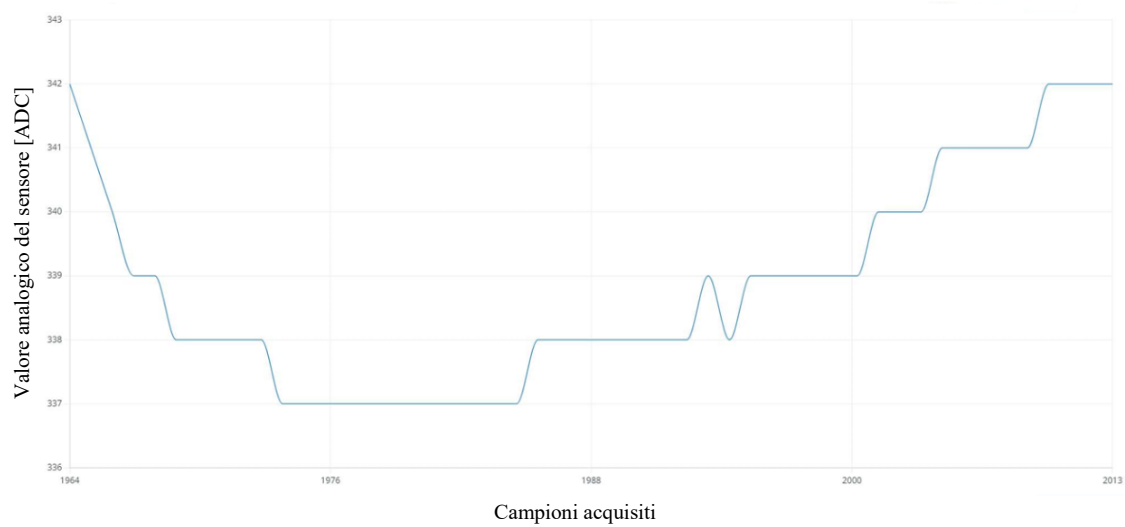
Il parametro *Serial_Port_Reading* rappresenta il valore di tensione acquisito dall'ingresso analogico della scheda e restituito in formato digitale dalla porta seriale, compreso tra 0 e 1023, mentre *Serial_Calibration* corrisponde al valore di calibrazione ottenuto in assenza di contatto con la pelle; per le prove sperimentali svolte, tale valore è stato impostato pari a 550 mediante la regolazione del potenziometro presente sul modulo sensore. Il risultato ottenuto dall'applicazione della formula è espresso in Ohm [Ω] e rappresenta la resistenza cutanea del soggetto.

4.1.1 Grafici dei segnali acquisiti

Soggetto 1

Sesso: Maschile

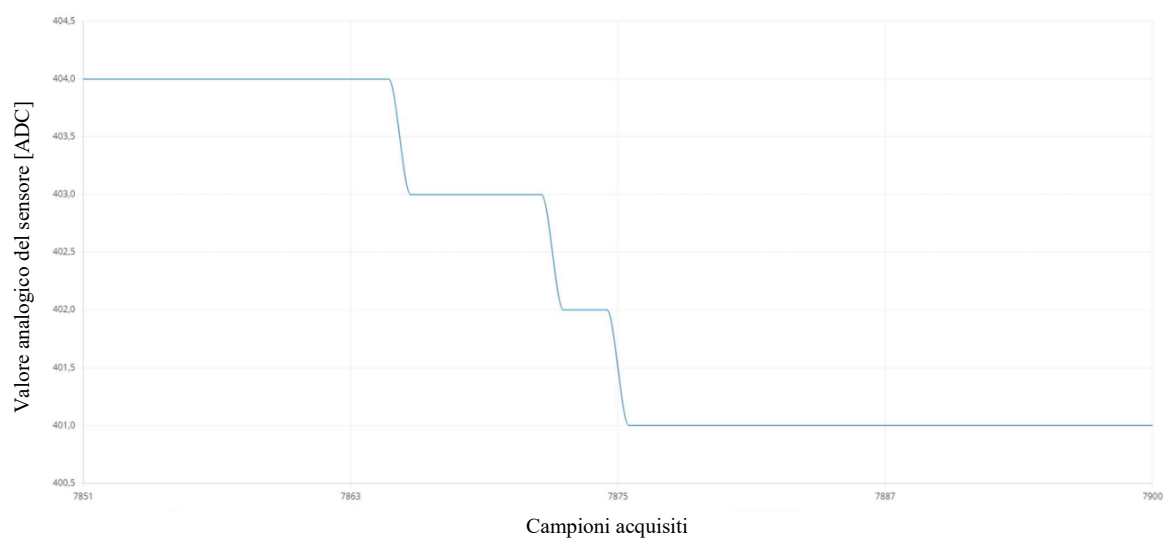
Età: 23 anni



Soggetto 2

Sesso: Femminile

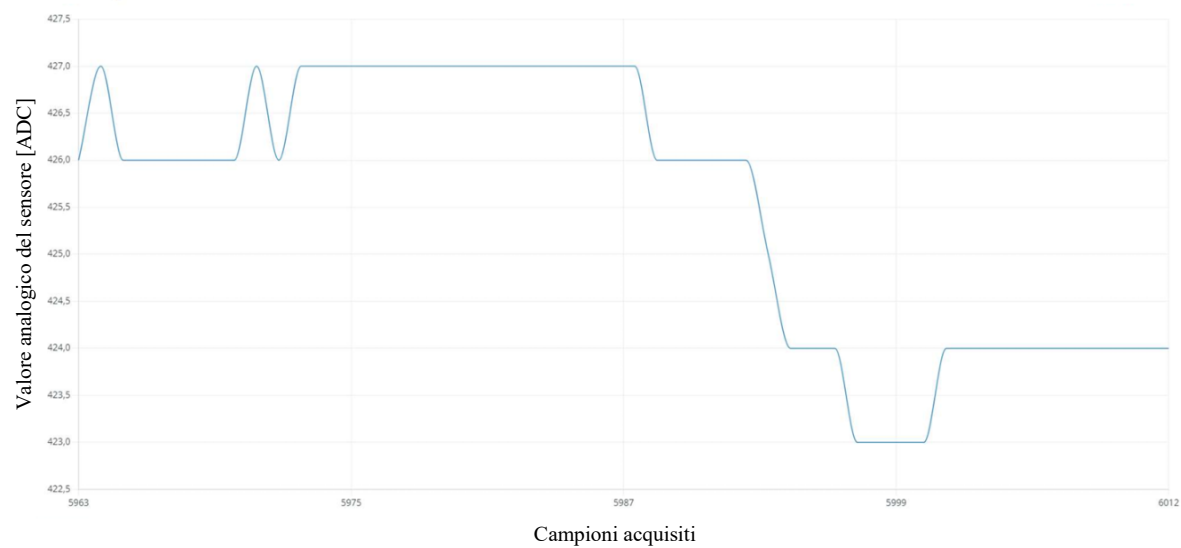
Età: 52 anni



Soggetto 3

Sesso: Femminile

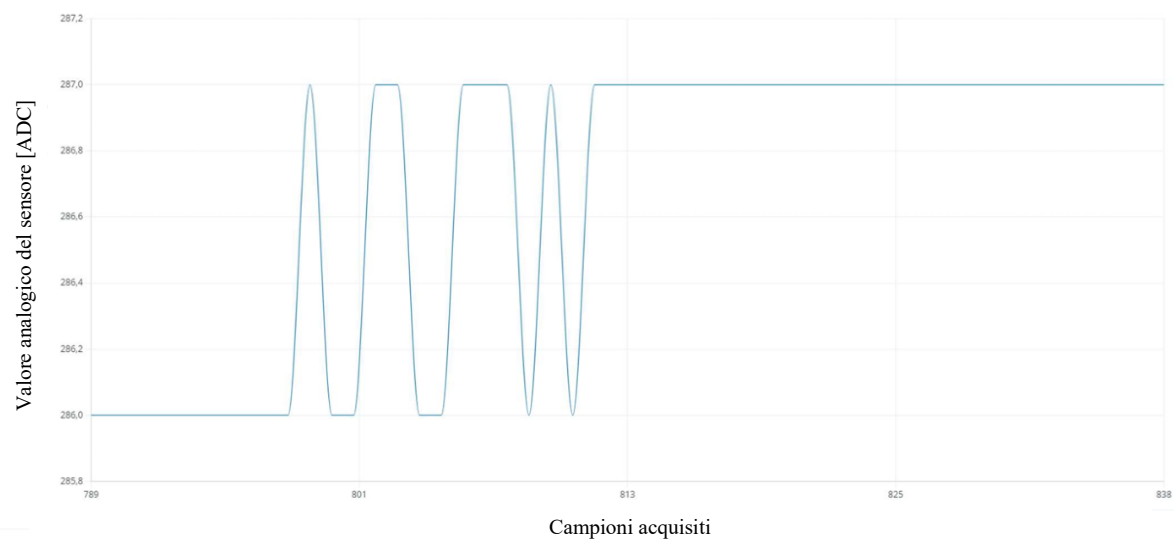
Età: 18 anni



Soggetto 4

Sesso: Maschile

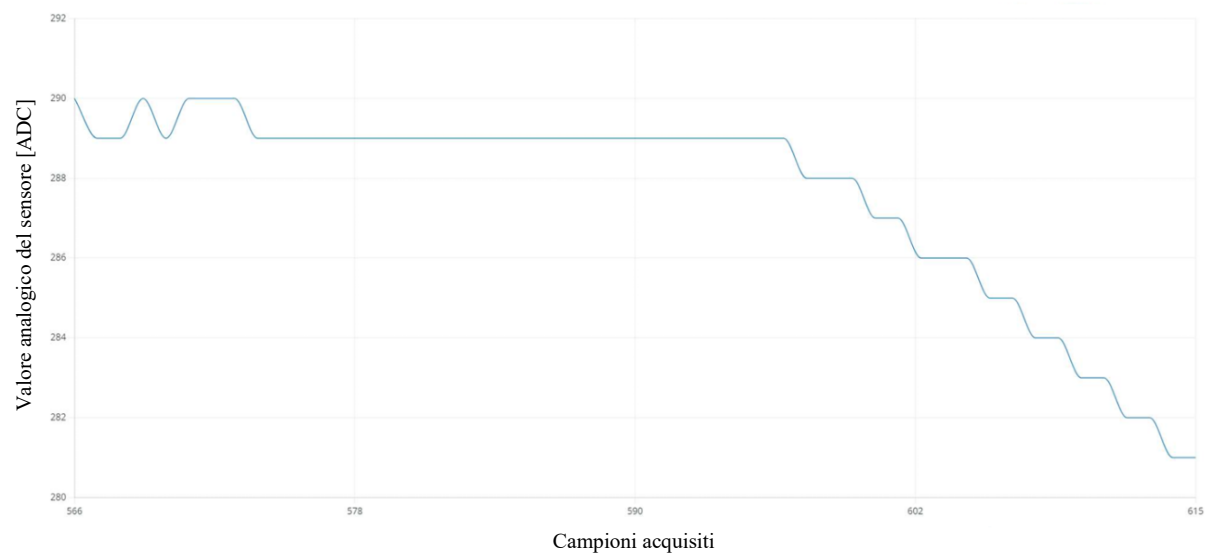
Età: 55 anni



Soggetto 5

Sesso: Femminile

Età: 23 anni



4.1.2 Analisi dei segnali

Dall'analisi dei grafici acquisiti mediante il Grove - GSR Sensor si osserva un andamento generalmente stabile del segnale per tutti i soggetti esaminati. Durante le acquisizioni, le oscillazioni rilevate risultano contenute entro un intervallo massimo di circa cinque unità, evidenziando una buona ripetibilità e stabilità delle misure effettuate.

Sebbene l'andamento temporale risulti simile tra i diversi soggetti, si osservano differenze nei valori registrati. Tale comportamento è coerente con quanto descritto nel Capitolo 1, dove è stato evidenziato come la conduttanza cutanea dipenda dalle caratteristiche fisiologiche individuali e possa pertanto assumere valori differenti da soggetto a soggetto. I risultati ottenuti confermano la capacità del Grove - GSR Sensor di acquisire segnali stabili nel tempo e di evidenziare le differenze individuali presenti nella risposta elettrodermica dei soggetti analizzati.

4.2 Risultati dell'acquisizione con sensore cardiaco a contatto

In questa sezione vengono presentati i risultati ottenuti mediante il sensore cardiaco a contatto descritto nel Paragrafo 3.2. Le acquisizioni sono state effettuate sugli stessi soggetti analizzati nella prova precedente, al fine di valutare il comportamento del sensore nell'acquisizione dell'attività elettrodermica.

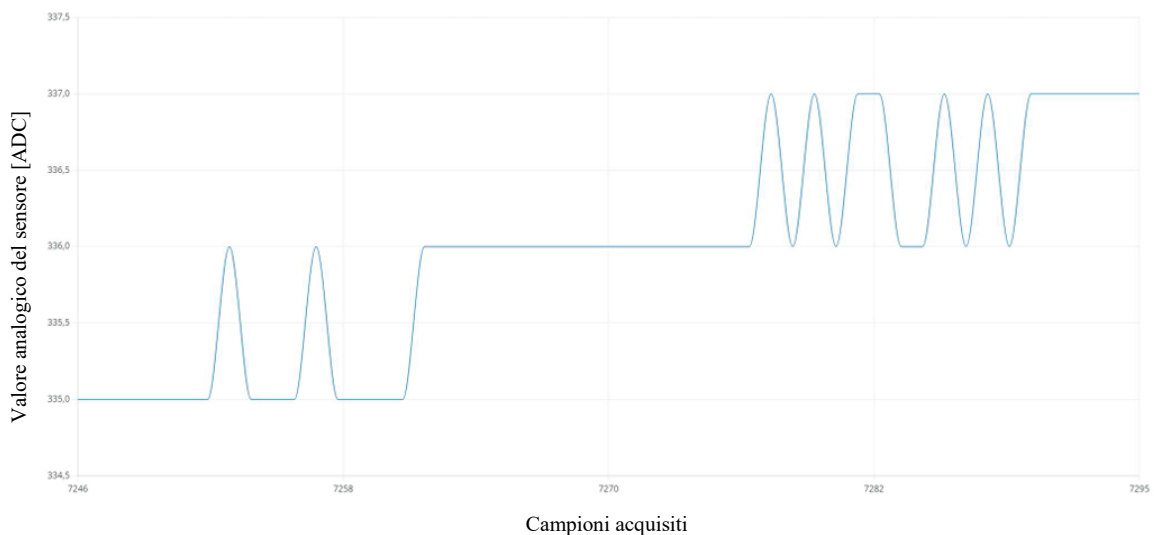
Anche in questo caso vengono riportati i grafici ottenuti durante le acquisizioni e i relativi valori misurati, che saranno successivamente discussi e confrontati con quelli ottenuti mediante gli altri sistemi di acquisizione descritti nel Capitolo 5.

4.2.1 Grafici dei segnali acquisiti

Soggetto 1

Sesso: Maschile

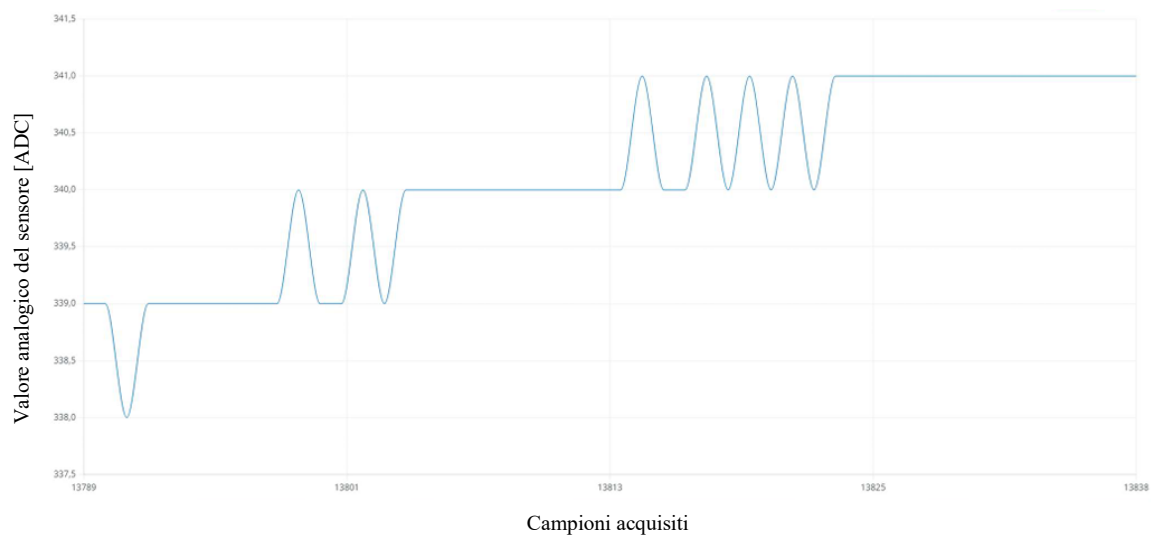
Età: 23 anni



Soggetto 2

Sesso: Femminile

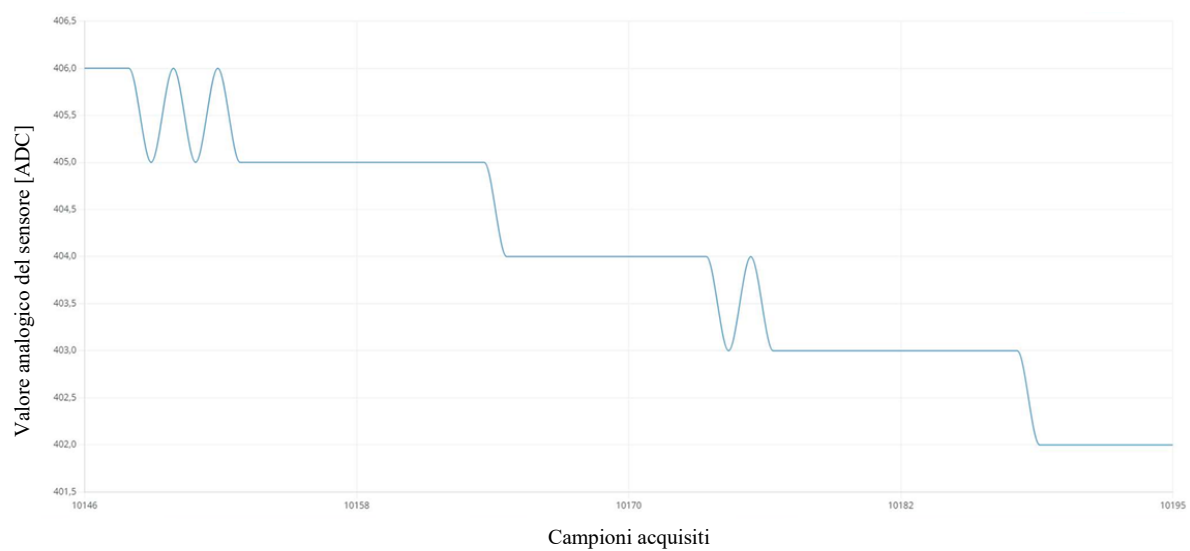
Età: 52 anni



Soggetto 3

Sesso: Femminile

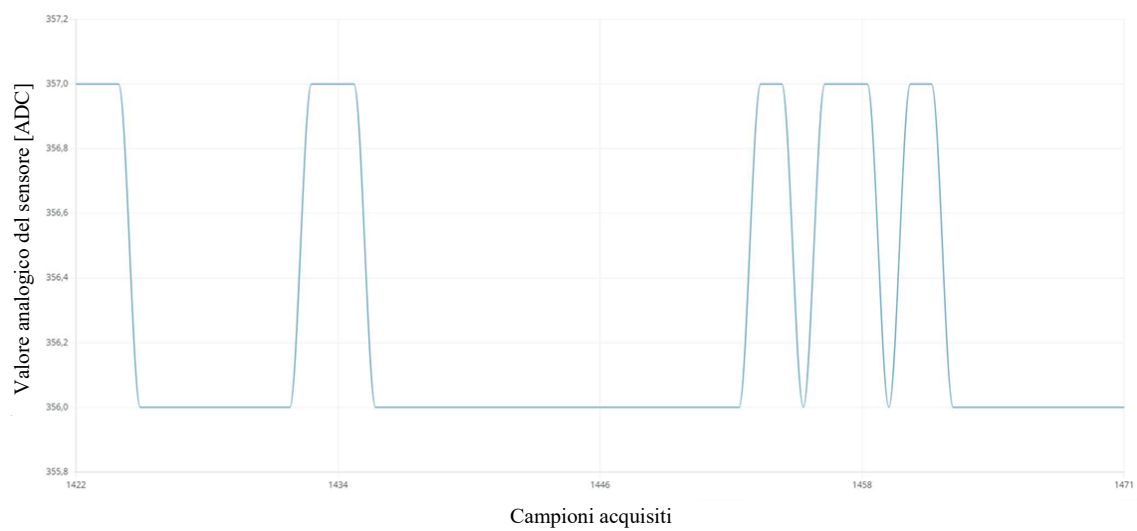
Età: 18 anni



Soggetto 4

Sesso: Maschile

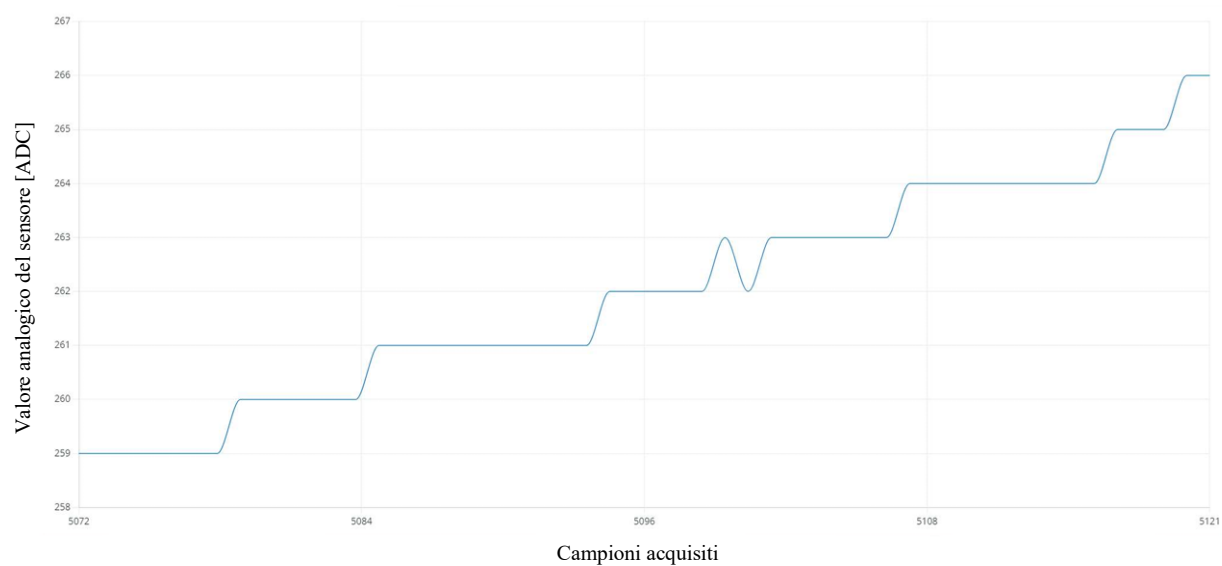
Età: 55 anni



Soggetto 5

Sesso: Femminile

Età: 23 anni



4.2.2 Analisi dei segnali

Dall'analisi dei grafici ottenuti mediante il sensore cardiaco a contatto si osserva un andamento del segnale generalmente stabile per tutti i soggetti considerati. Le oscillazioni registrate durante le acquisizioni risultano contenute e presentano un intervallo di variazione simile a quello osservato nella prova effettuata con il Grove - GSR Sensor.

In diversi casi si rilevano valori del segnale analogico dello stesso ordine di grandezza rispetto a quelli ottenuti nella prova precedente, evidenziando un comportamento complessivamente congruo dei due sistemi di acquisizione. Inoltre, durante tutte le misurazioni non sono state osservate variazioni improvvise o anomalie significative del segnale, indicando una buona continuità della misura nel tempo.

I risultati ottenuti mostrano pertanto come il sensore cardiaco a contatto sia in grado di acquisire segnali stabili e ripetibili, consentendo la rilevazione delle variazioni della risposta elettrodermica.

4.3 Risultati dell'acquisizione con elettrodi realizzati con piastre in rame

Le prove effettuate mediante il sensore a piastre in rame hanno consentito di analizzare l'andamento del segnale elettrodermico al variare delle modalità di contatto e delle dimensioni degli elettrodi utilizzati. A differenza delle acquisizioni precedenti, questa fase sperimentale è stata finalizzata non solo alla registrazione del segnale, ma anche alla valutazione dell'influenza della superficie di contatto tra il soggetto e il sensore.

Le acquisizioni sono state effettuate su tre soggetti differenti, mantenendo invariate le restanti condizioni sperimentali. Per ciascun soggetto sono state eseguite misurazioni utilizzando piastre in rame diverse per dimensione e modalità di contatto, al fine di valutare l'eventuale influenza di tali parametri sul segnale acquisito.

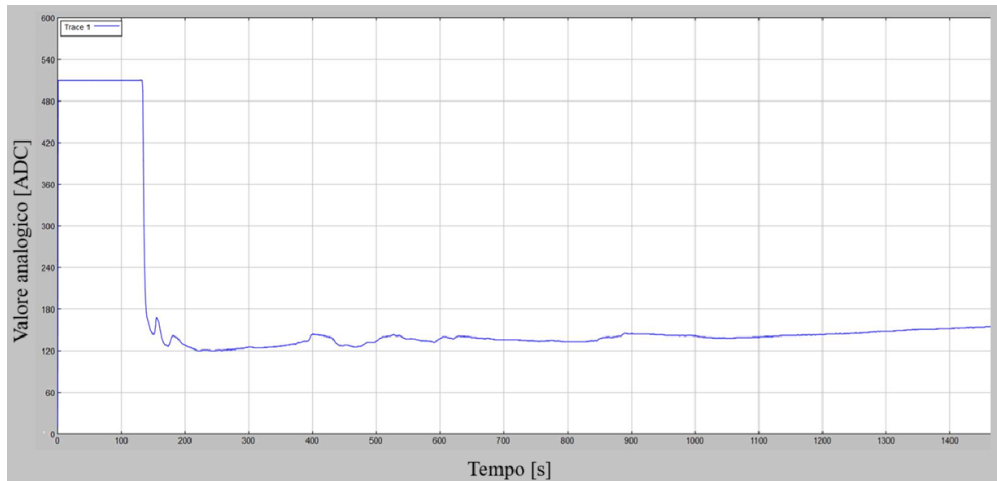
I risultati ottenuti vengono riportati nelle sezioni successive, suddivisi in funzione delle dimensioni delle piastre impiegate durante le prove.

Analogamente a quanto descritto nel Paragrafo 4.1, la resistenza cutanea può essere ricavata mediante la medesima relazione utilizzata per il Grove - GSR Sensor, poiché il sistema di acquisizione e il software impiegato sono rimasti invariati. In questo caso, il parametro di calibrazione (*Serial_Calibration*), determinato mediante la regolazione del potenziometro in assenza di contatto con la pelle, è stato impostato pari a 509.

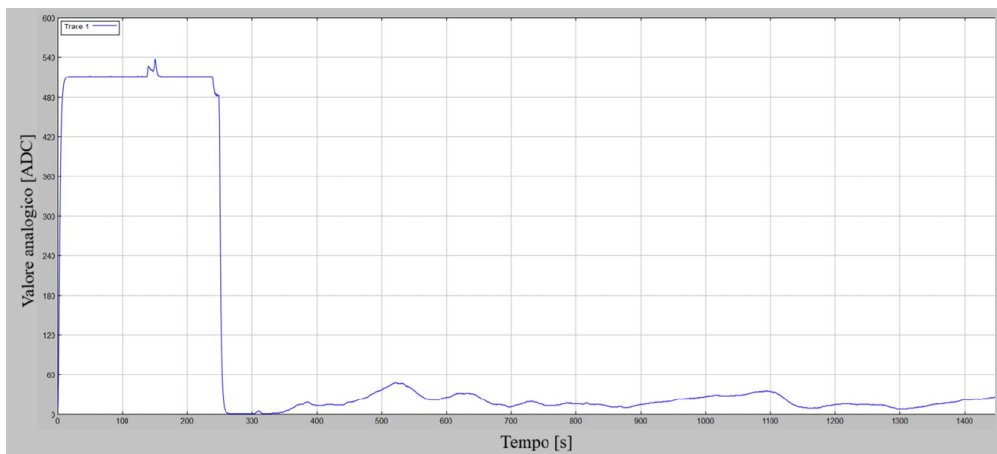
4.3.1 Piastre in rame da 15 cm

Di seguito sono riportati i segnali acquisiti mediante piastre di rame di lunghezza pari a 15 cm per i tre soggetti considerati nella sperimentazione.

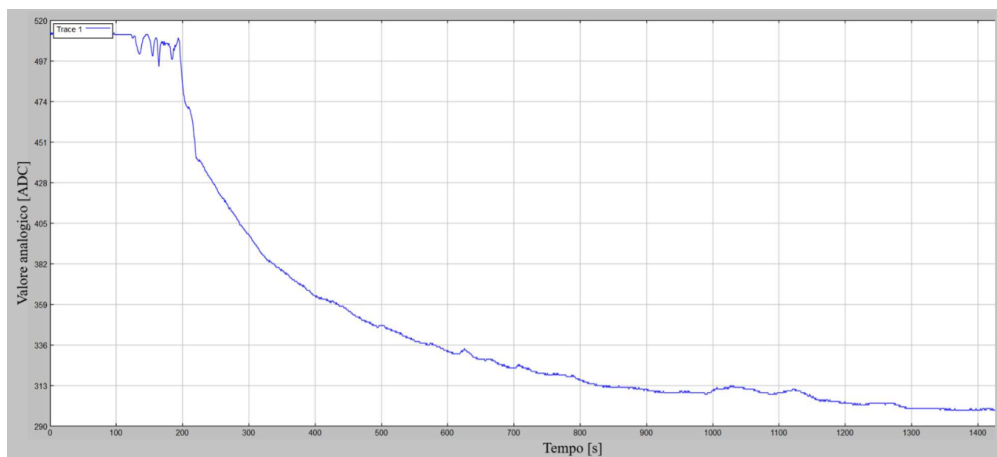
Soggetto 1



Soggetto 2



Soggetto 3

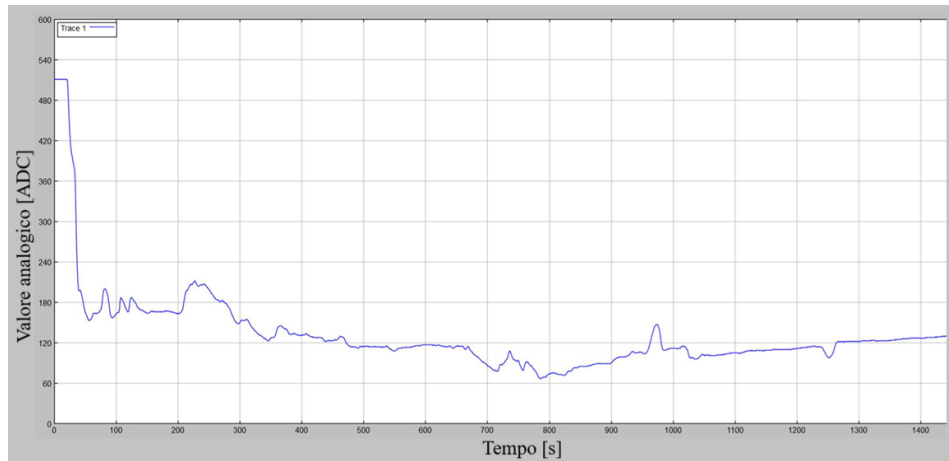


4.3.2 Piastre in rame da 7.5 cm

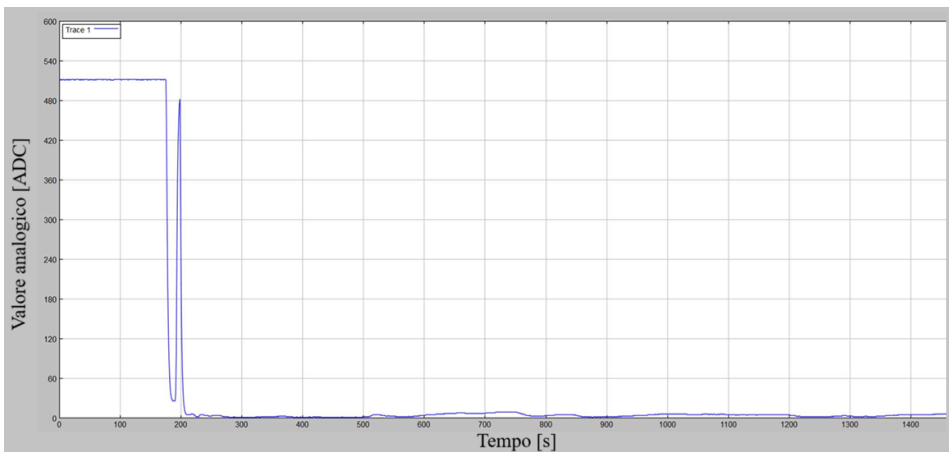
In questa configurazione sono state utilizzate piastre di rame di lunghezza pari a 7.5 cm.

Nelle figure seguenti sono riportati i segnali acquisiti dai tre soggetti analizzati.

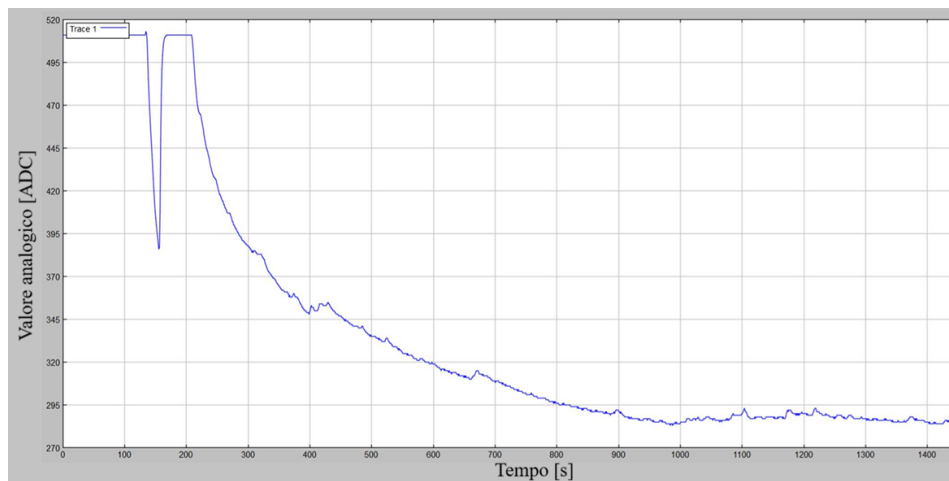
Soggetto 1



Soggetto 2



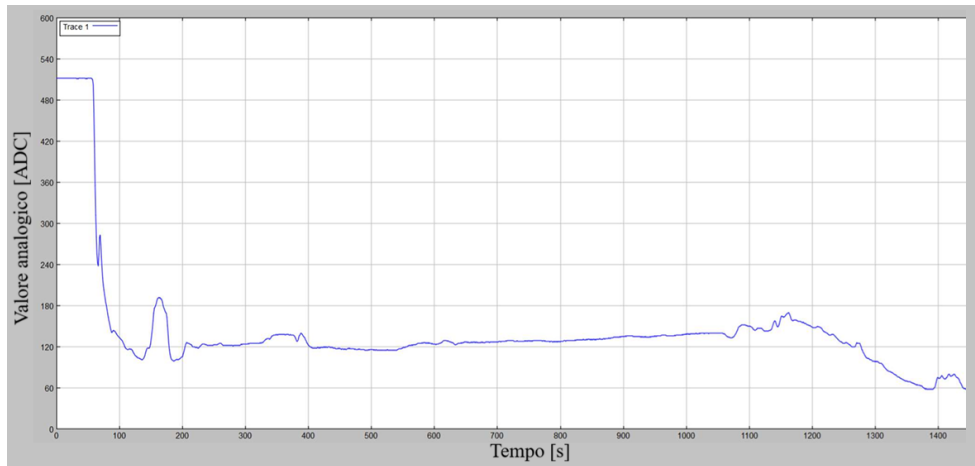
Soggetto 3



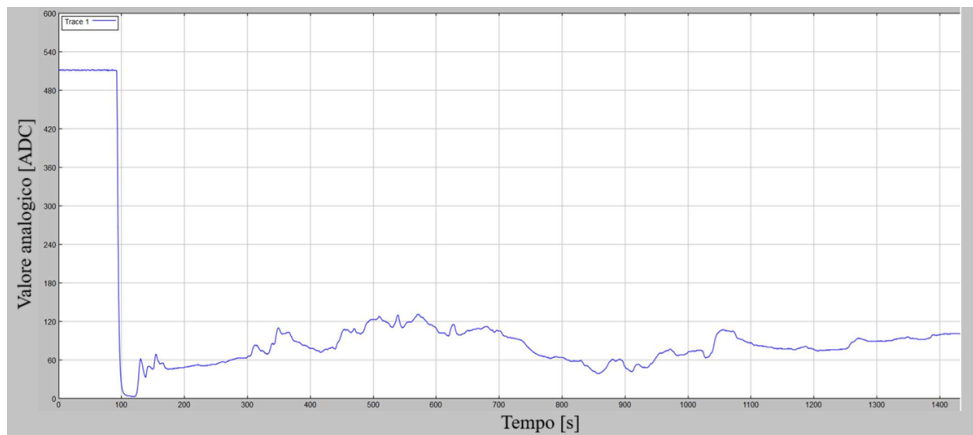
4.3.3 Piastre in rame da 3.75 cm

Nei grafici seguenti sono riportati i segnali acquisiti mediante piastre di rame di lunghezza pari a 3.75 cm.

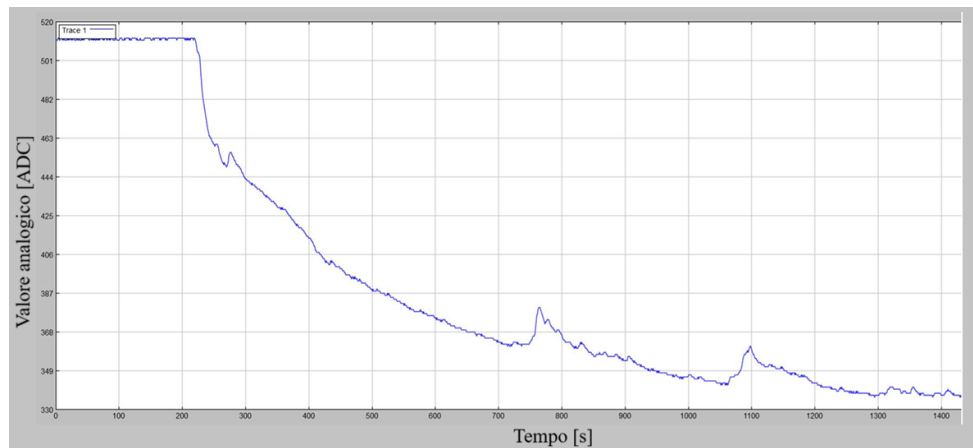
Soggetto 1



Soggetto 2



Soggetto 3



4.3.4 Analisi dei risultati

Dall'analisi dei grafici ottenuti mediante il sensore a piastre in rame si osserva un andamento generalmente stabile del segnale per tutti i soggetti esaminati. Durante le acquisizioni sono presenti limitate oscillazioni e un numero veramente ridotto di variazioni improvvise, evidenziando una buona continuità della misura nel tempo.

Confrontando i risultati ottenuti con le diverse dimensioni delle piastre di rame, non si osservano variazioni significative nell'andamento generale del segnale.

I grafici relativi alle piastre da 15 cm, 7.5 cm e 3.75 cm presentano infatti comportamenti tra loro comparabili, suggerendo che la riduzione della superficie di contatto non abbia influenzato il processo di acquisizione dell'attività elettrodermica nelle condizioni sperimentali considerate.

Le minime differenze osservate tra i soggetti risultano maggiormente riconducibili alla naturale variabilità della risposta elettrodermica individuale, la quale può essere influenzata da fattori fisiologici e psicologici, piuttosto che alle dimensioni degli elettrodi utilizzati.

I risultati ottenuti indicano pertanto che il sensore a piastre di rame è in grado di acquisire segnali stabili e ripetibili anche utilizzando dimensioni di superfici di contatto qualsiasi, confermandone l'utilità per l'acquisizione dell'attività elettrodermica.

4.4 Analisi delle misurazioni in differenti condizioni sperimentali

In questa sezione vengono presentati i risultati ottenuti dalle prove descritte nel Paragrafo 3.4, elaborati mediante MATLAB a partire dai dati acquisiti durante le misurazioni. L'elaborazione dei segnali ha consentito di rappresentare graficamente l'andamento della conduttanza cutanea nel tempo e di individuare le principali variazioni presenti durante le acquisizioni.

Nei grafici riportati, la curva blu rappresenta il segnale di conduttanza cutanea (SC) acquisito durante la prova, mentre la curva arancione (SCR, skin conductance response) rappresenta la componente del segnale associata alle variazioni più rapide della risposta elettrodermica, ottenuta mediante l'elaborazione del segnale originale. La linea tratteggiata indica la soglia utilizzata per l'identificazione delle risposte significative, mentre i marcatori evidenziati sul grafico corrispondono ai picchi rilevati durante l'acquisizione.

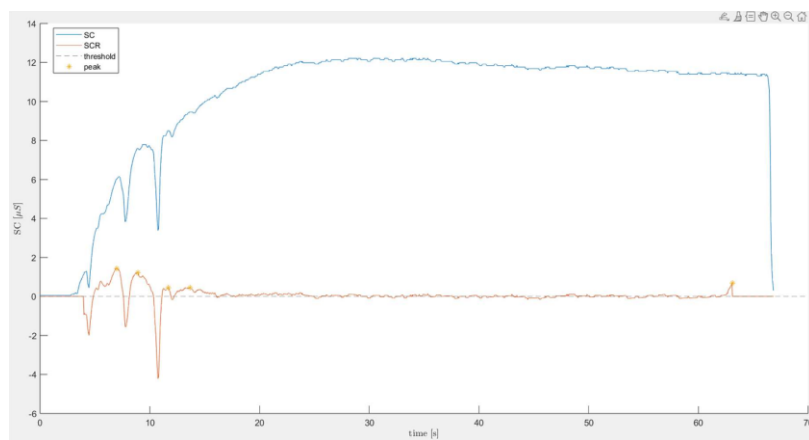
L'asse delle ascisse rappresenta il tempo di acquisizione espresso in secondi [s], mentre l'asse delle ordinate rappresenta la conduttanza cutanea espressa in microSiemens [μ S]. L'individuazione dei picchi consente di quantificare le principali variazioni della risposta elettrodermica e di confrontare il comportamento del segnale nelle differenti condizioni sperimentali analizzate. Nelle sezioni successive vengono pertanto riportati i risultati ottenuti in funzione dell'orario della giornata, dello sforzo mentale e dello sforzo fisico.

4.4.1 Misurazioni in differenti orari della giornata

Di seguito sono riportati i risultati delle acquisizioni effettuate alle ore 7:00, 13:00 e 23:00 sui soggetti considerati nella sperimentazione, al fine di analizzare l'andamento del segnale elettrodermico in differenti momenti della giornata.

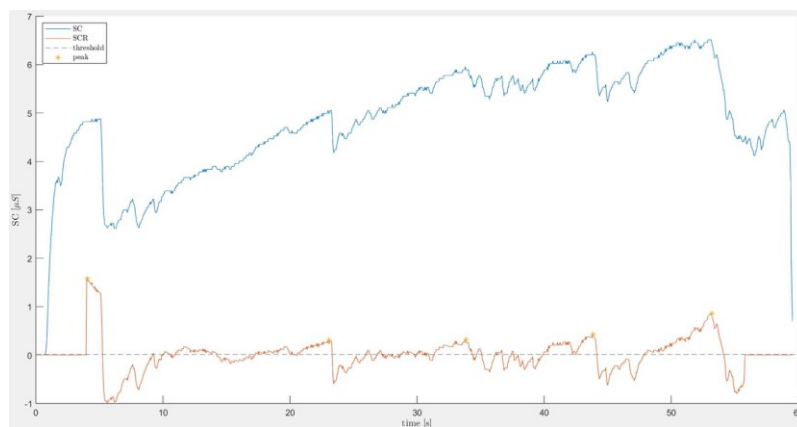
Soggetto 1

• Ore 7:00



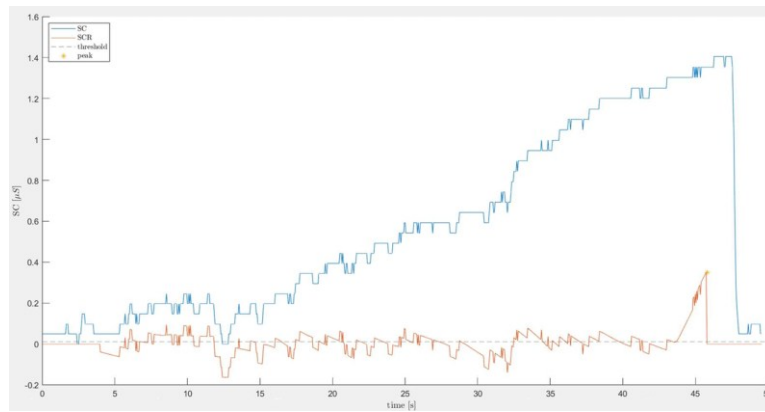
Numero picchi trovati: 5

• Ore 13:00



Numero picchi trovati: 5

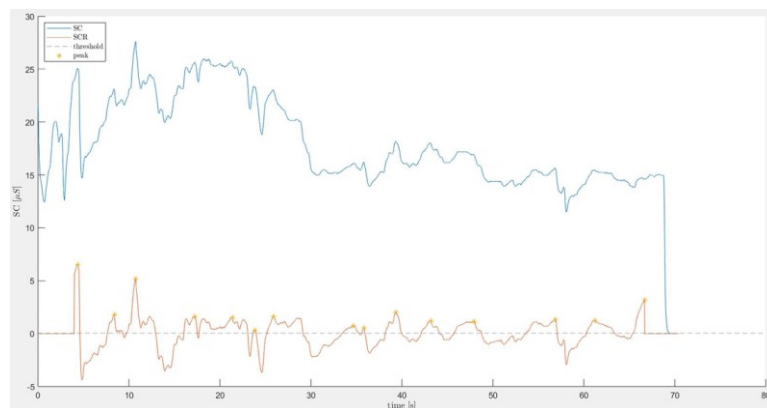
• Ore 23:00



Numero picchi trovati: 1

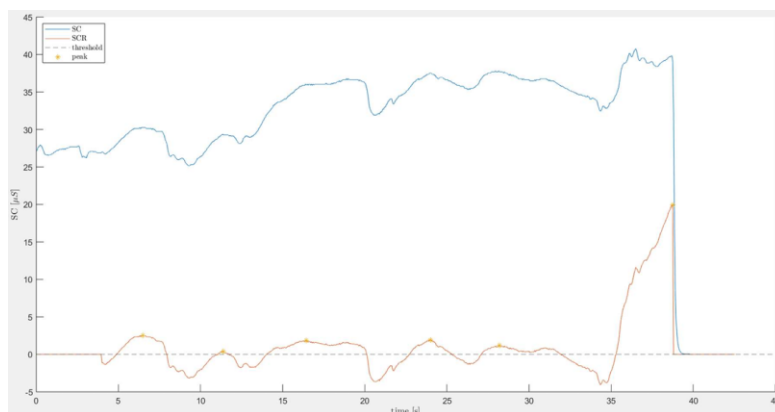
Soggetto 2

- Ore 7:00



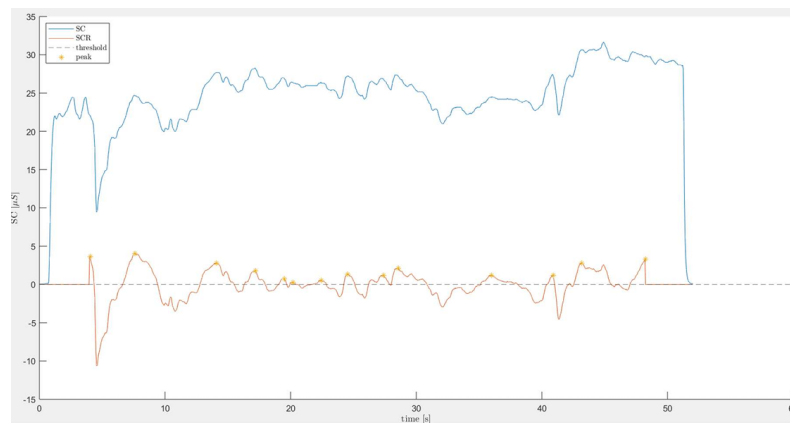
Numero picchi trovati: 15

- Ore 13:00



Numero picchi trovati: 6

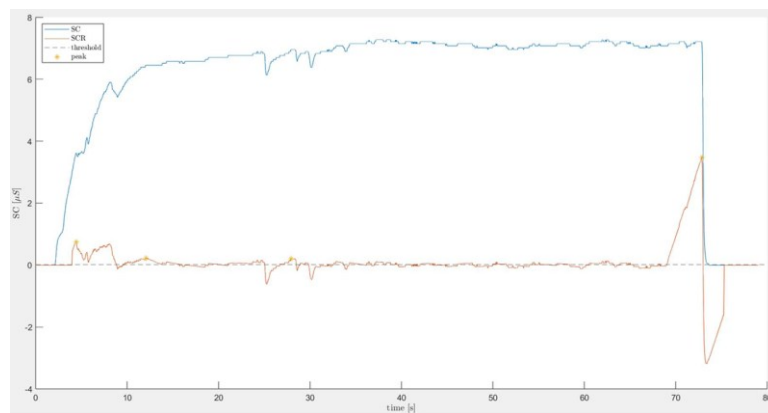
- Ore 23:00



Numero picchi trovati: 14

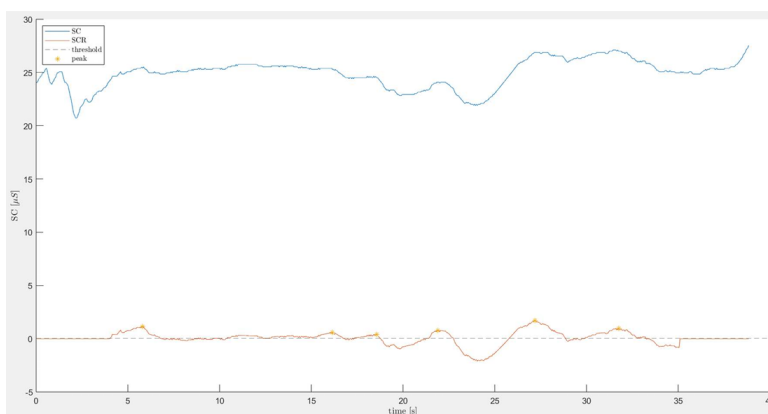
Soggetto 3

- Ore 7:00



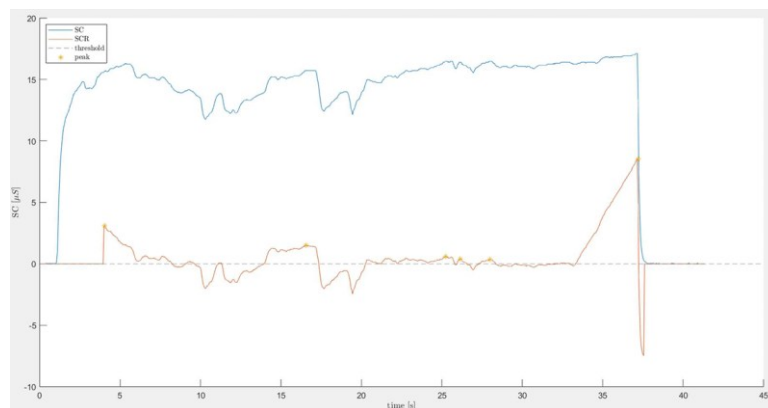
Numero picchi trovati: 4

- Ore 13:00



Numero picchi trovati: 6

- Ore 23:00

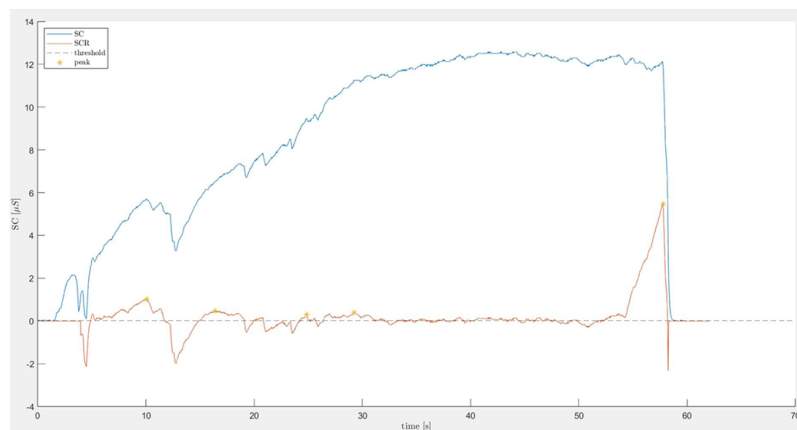


Numero picchi trovati: 6

4.4.2 Misurazioni prima e dopo uno sforzo mentale

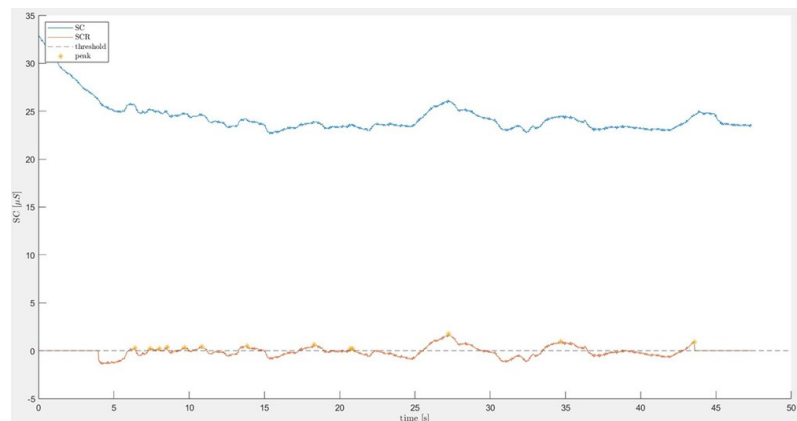
Di seguito sono riportati i risultati delle acquisizioni effettuate sui tre soggetti prima e dopo l'esecuzione dell'attività cognitiva, al fine di analizzare le variazioni del segnale elettrodermico associate allo sforzo mentale. Poiché le misurazioni effettuate prima dell'attività coincidono con quelle acquisite alle ore 13:00 e già presentate nel Paragrafo 4.4.1, nelle sezioni successive vengono riportati esclusivamente i grafici relativi alle acquisizioni effettuate al termine della prova. Nella Tabella 1 sottostante sono inoltre riportati il numero di picchi rilevati prima e dopo l'attività mentale per ciascun soggetto, al fine di consentire un confronto quantitativo dei risultati ottenuti.

Soggetto 1



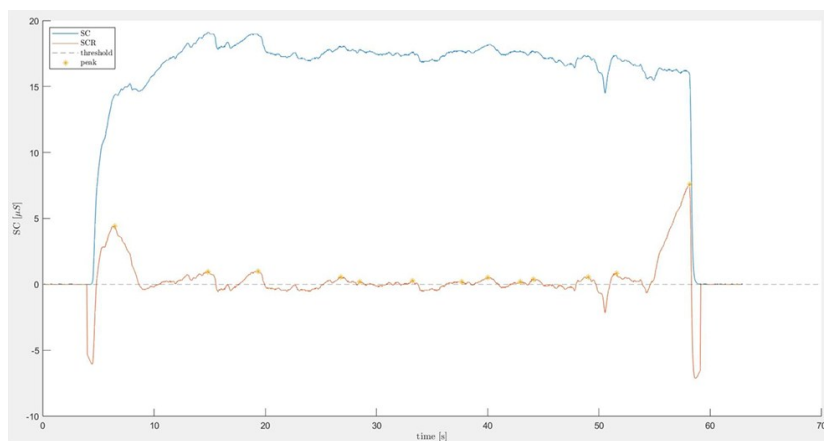
Numero picchi trovati: 5

Soggetto 2



Numero picchi trovati: 13

Soggetto 3



Numero picchi trovati: 13

Tabella 1: Picchi rilevati nei tre soggetti durante le acquisizioni prima e dopo l'attività mentale.

	Prima	Dopo
Soggetto 1	5	5
Soggetto 2	6	13
Soggetto 3	6	13

4.4.3 Misurazioni prima e dopo uno sforzo fisico

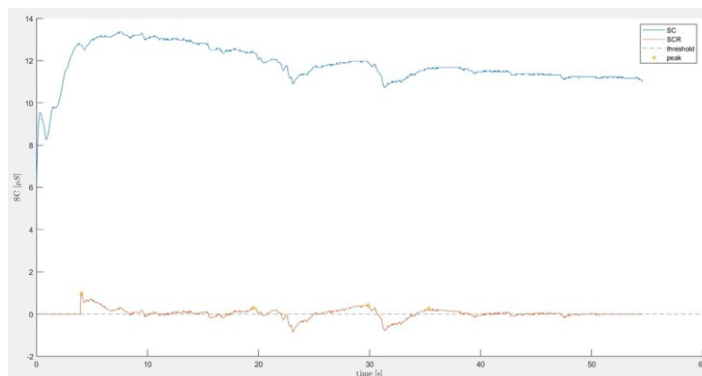
Di seguito sono riportati i risultati delle acquisizioni effettuate sui tre soggetti in condizioni di riposo e successivamente allo svolgimento dell'attività fisica. I grafici ottenuti consentono di analizzare le variazioni del segnale elettrodermico nelle due differenti condizioni sperimentali.

Al fine di verificare l'effettiva attivazione fisiologica indotta dalla prova, per ciascun soggetto è stata inoltre monitorata la frequenza cardiaca mediante un orologio digitale da polso, registrando i valori prima e dopo l'esecuzione dell'attività fisica.

Soggetto 1

- Prima

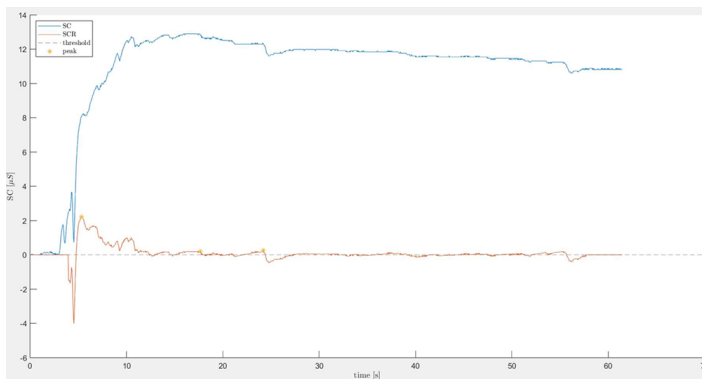
Frequenza cardiaca: 57 bpm



Numero picchi trovati: 13

- Dopo

Frequenza cardiaca: 78 bpm

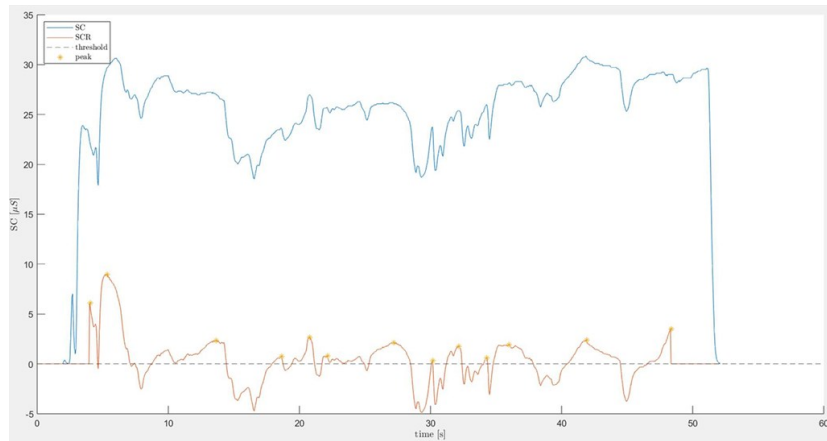


Numero picchi trovati: 3

Soggetto 2

- Prima

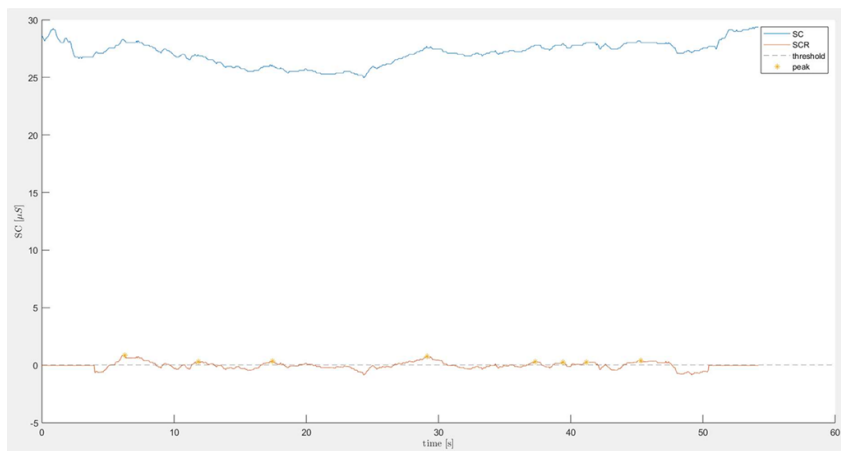
Frequenza cardiaca: 74 bpm



Numero picchi trovati: 13

- Dopo

Frequenza cardiaca: 108 bpm

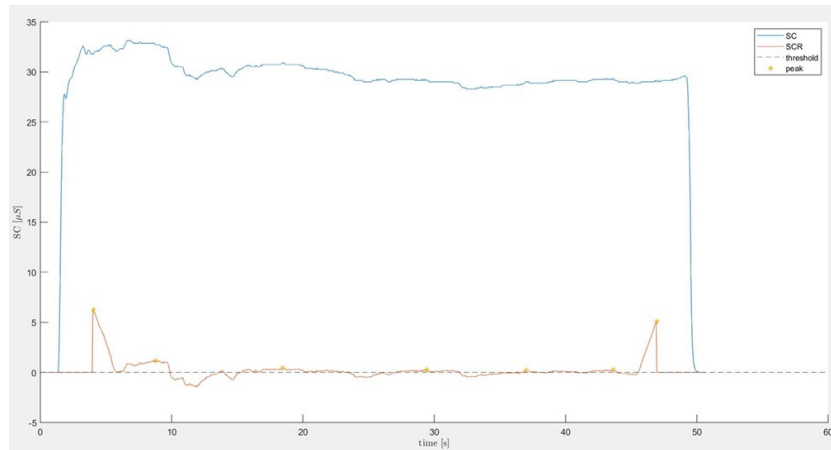


Numero picchi trovati: 8

Soggetto 3

- Prima

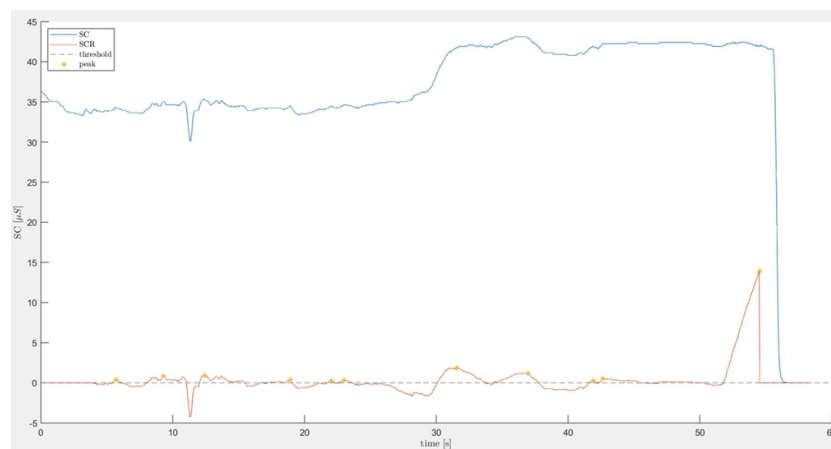
Frequenza cardiaca: 60 bpm



Numero picchi trovati: 7

- Dopo

Frequenza cardiaca: 75 bpm



Numero picchi trovati: 11

4.4.4 Analisi dei risultati

Prima di procedere con l'analisi dei risultati, è opportuno precisare che i picchi individuati nei grafici rappresentano le principali variazioni della risposta elettrodermica rilevate durante l'acquisizione. Un numero maggiore di picchi corrisponde quindi a una maggiore variabilità del segnale di conduttanza cutanea nel periodo di misura considerato.

Dall'analisi delle acquisizioni effettuate in differenti momenti della giornata si osserva come il valore medio della conduttanza cutanea vari da soggetto a soggetto e anche in funzione dell'orario di acquisizione.

Sebbene il segnale mantenga un andamento generalmente stabile durante ogni singola misura, sono state rilevate differenze nei valori medi registrati alle ore 7:00, 13:00 e 23:00. Tale comportamento conferma come l'attività elettrodermica possa essere influenzata da molteplici fattori fisiologici e psicologici, nonché dalle condizioni in cui si trova il soggetto al momento della misura.

Per quanto riguarda le acquisizioni effettuate prima e dopo lo svolgimento dell'attività cognitiva, i risultati mostrano un incremento del numero di picchi rilevati in due soggetti su tre.

Come evidenziato nella Tabella 4.1, due terzi dei casi presentano un numero di picchi quasi doppio rispetto alla condizione iniziale. Pur mantenendo valori medi comparabili, il segnale presenta una maggiore variabilità dopo lo sforzo mentale, confermando l'influenza dell'attività cognitiva nell'acquisizione della conduttanza cutanea del soggetto.

Anche nelle acquisizioni effettuate prima e dopo l'attività fisica si osservano variazioni del segnale rispetto alla condizione iniziale. In questo caso, tuttavia, due soggetti su tre mostrano una riduzione del numero di picchi rilevati dopo l'esercizio. Sebbene il comportamento risulti differente rispetto a quello osservato per lo sforzo mentale, i risultati evidenziano comunque una modifica della risposta elettrodermica associata all'attività svolta. Nel complesso, i risultati ottenuti evidenziano come la conduttanza cutanea sia influenzata sia dalle condizioni del soggetto sia dal contesto in cui viene effettuata la misura.

Le differenze osservate tra i diversi orari della giornata e a seguito delle attività mentale e fisica confermano la sensibilità dell'attività elettrodermica alle variazioni dello stato fisiologico dell'individuo.

Inoltre, le differenti risposte rilevate nei soggetti analizzati evidenziano il carattere fortemente individuale e soggettivo di tale parametro fisiologico.

4.5 Risultati delle acquisizioni durante la simulazione di guida

La prova descritta nel Paragrafo 3.5 rappresenta la fase conclusiva della sperimentazione e ha consentito di analizzare il segnale elettrodermico durante un'attività che richiede un coinvolgimento continuo del soggetto. A differenza delle prove precedenti, svolte in condizioni controllate e per intervalli di tempo limitati, in questo caso le acquisizioni sono state effettuate con due sensori e durante una simulazione di guida della durata di cinque minuti.

I dati raccolti dai soggetti sono stati successivamente elaborati per ottenere l'andamento della conduttanza cutanea e individuare le principali risposte elettrodermiche registrate nel corso della prova.

Considerata la quantità di acquisizioni effettuate, vengono riportati solamente alcuni grafici ritenuti maggiormente rappresentativi, mentre i risultati complessivi sono sintetizzati nella Tabella 2 contenente il numero di picchi rilevati per ciascun soggetto.

Tabella 2: Picchi rilevati nei soggetti con i due sensori utilizzati durante la simulazione di guida.

	Sensore con piastre in rame	ProComp
Soggetto 1	67	45
Soggetto 2	117	36
Soggetto 3	131	12
Soggetto 4	89	40
Soggetto 5	86	33
Soggetto 6	77	50
Soggetto 7	65	33
Soggetto 8	84	36
Soggetto 9	76	36
Soggetto 10	77	38
Soggetto 11	79	40

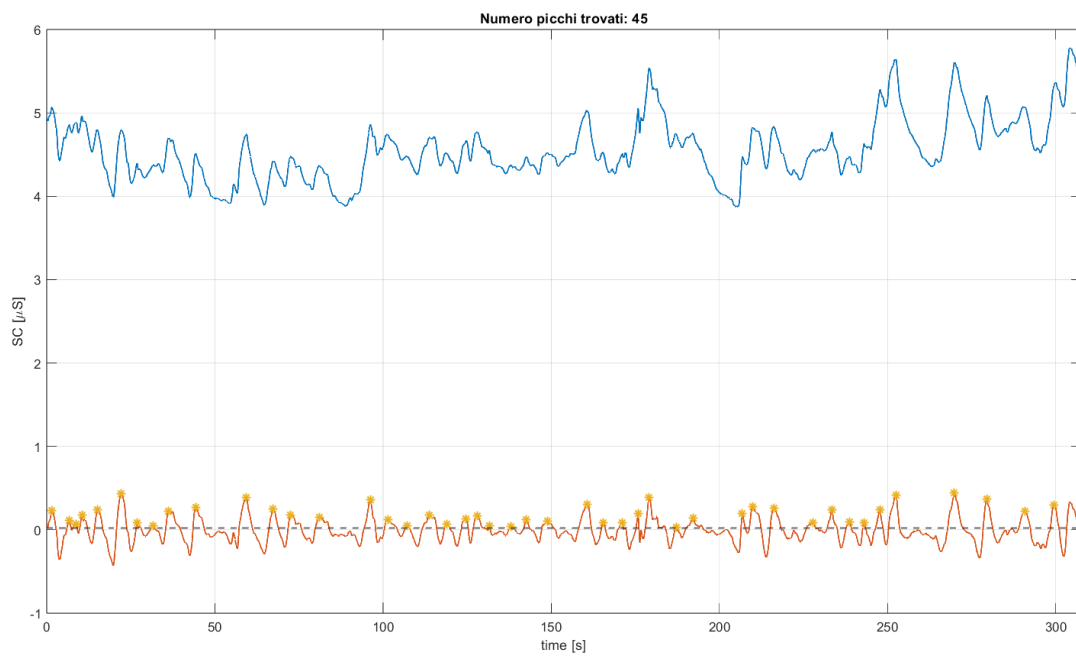
4.5.1 Grafici rappresentativi delle acquisizioni

Considerato l'elevato numero di acquisizioni effettuate durante la simulazione di guida, come detto in precedenza, non vengono riportati tutti i grafici ottenuti. Sono stati selezionati alcuni casi ritenuti particolarmente significativi al fine di evidenziare differenti comportamenti dei due sistemi di acquisizione utilizzati.

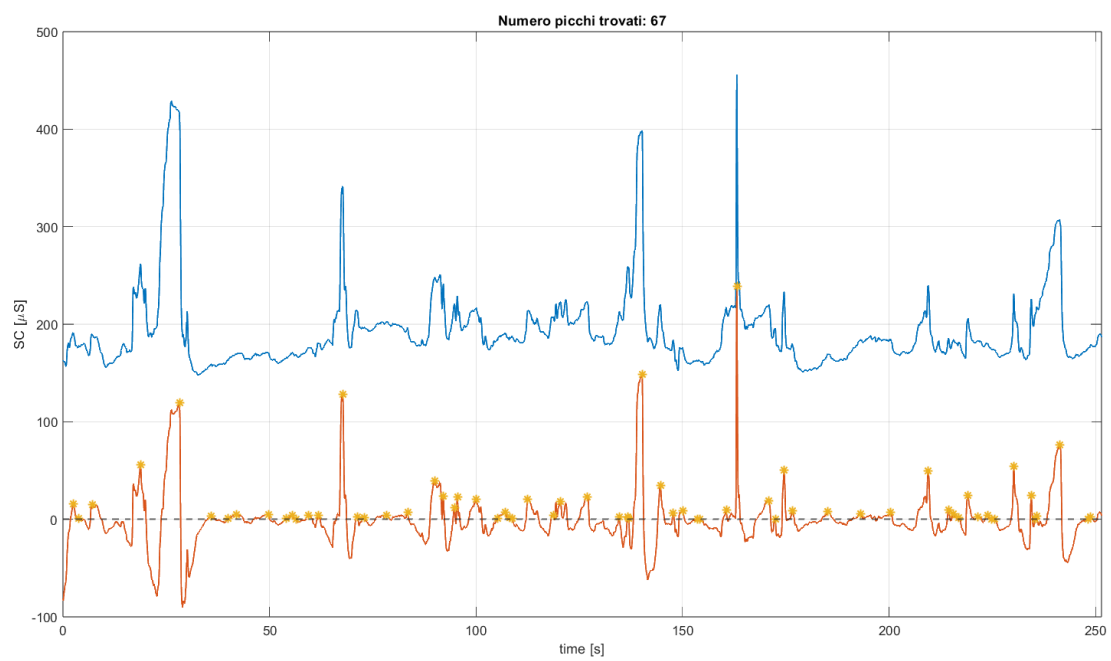
In particolare, vengono presentati i risultati relativi ai soggetti 1 e 6, caratterizzati dalle minori differenze nel numero di picchi rilevati dai due sensori, e ai soggetti 2 e 3, che mostrano invece le maggiori differenze osservate durante la sperimentazione. È stato inoltre selezionato, basandosi sul valore medio delle differenze dei picchi scartando i soggetti già citati, il soggetto 9 come caso intermedio, rappresentativo dell'andamento riscontrato nella maggior parte delle acquisizioni effettuate.

Soggetto 1

ProComp

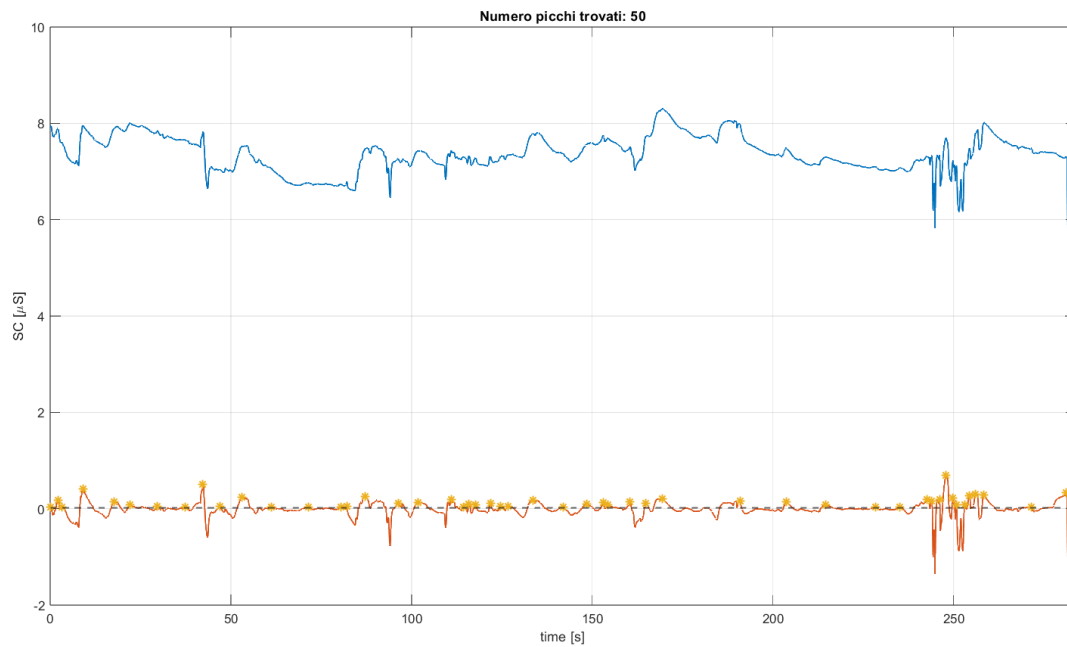


Sensore con piastre in rame

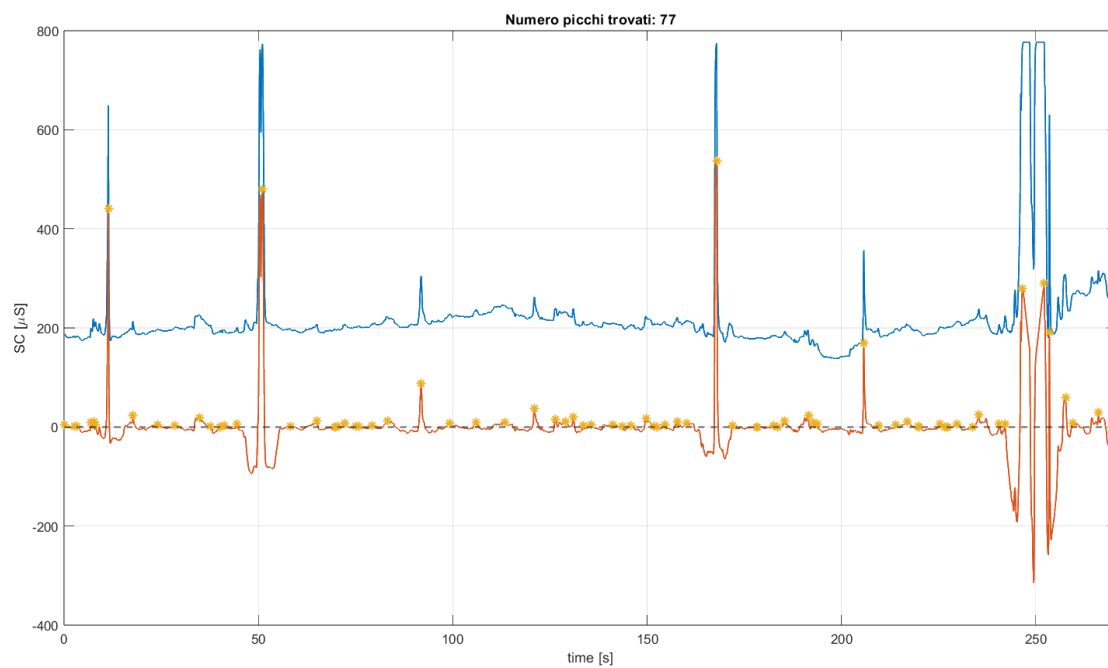


Soggetto 6

ProComp

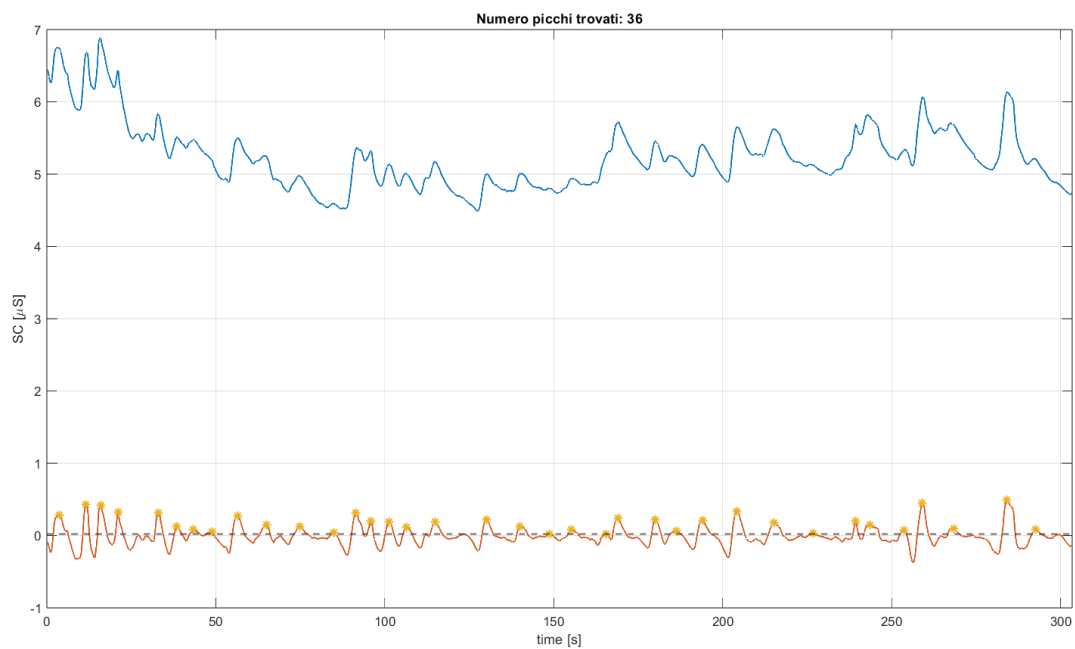


Sensore con piastre in rame

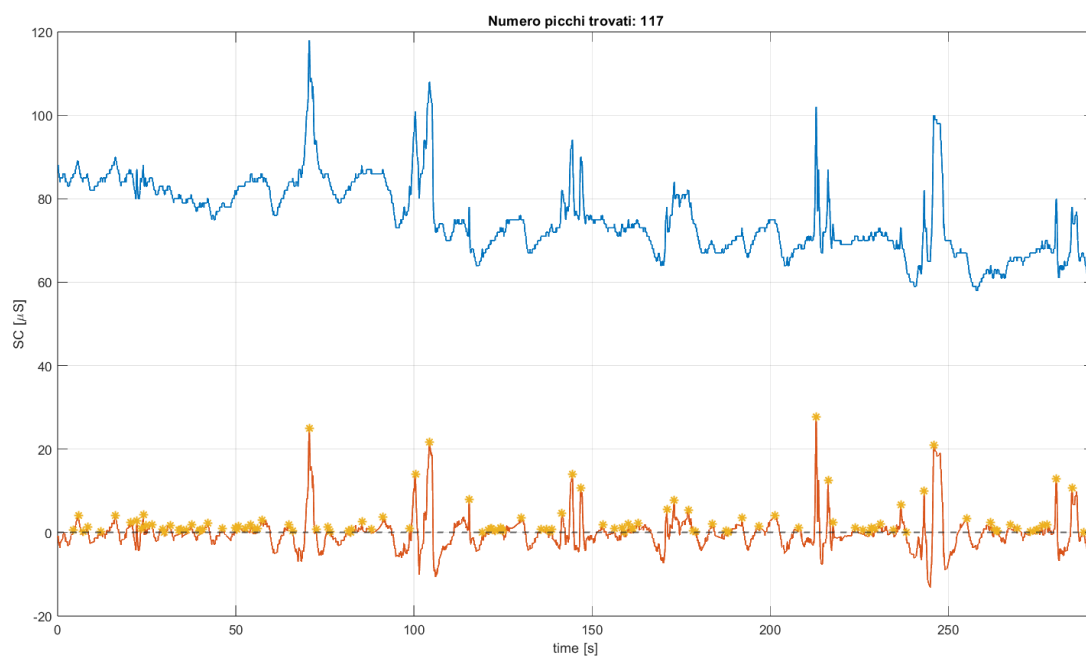


Soggetto 2

ProComp

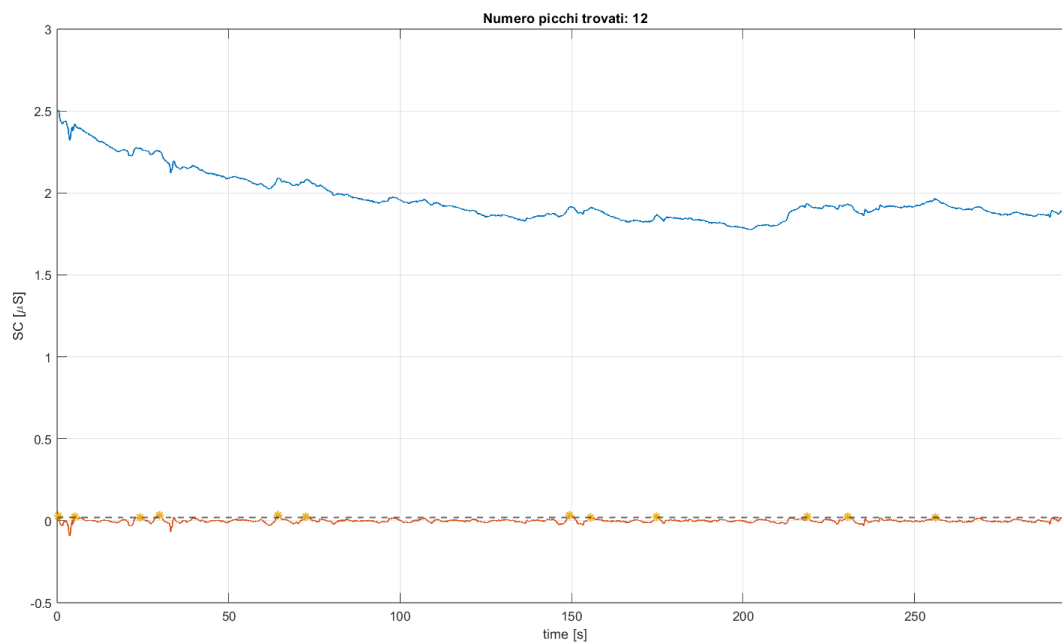


Sensore con piastre in rame

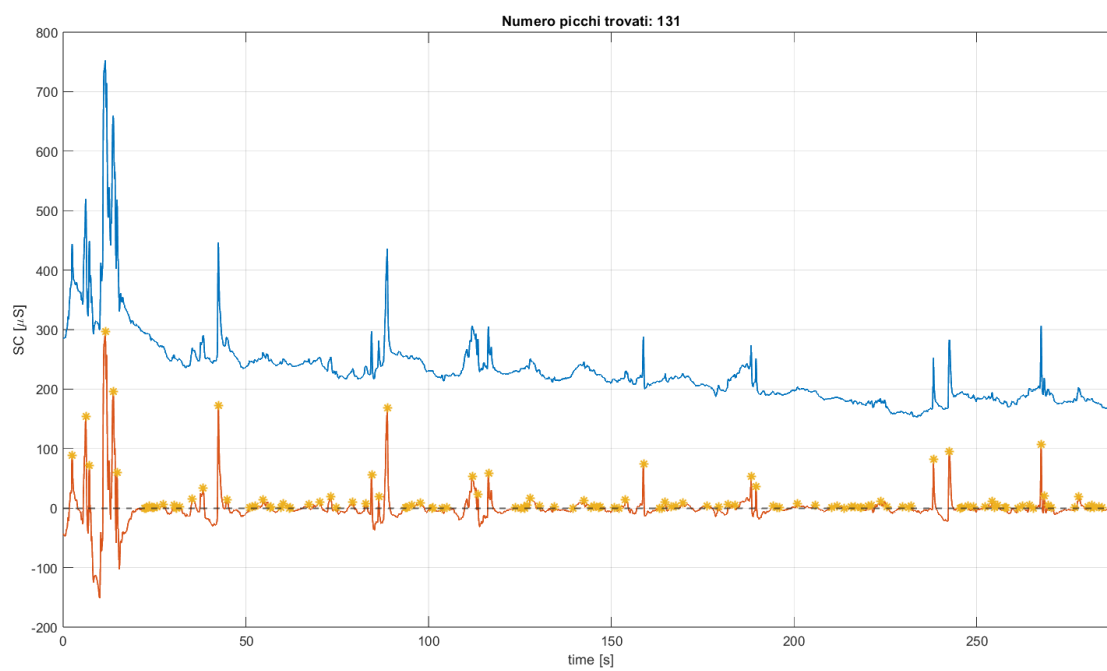


Soggetto 3

ProComp

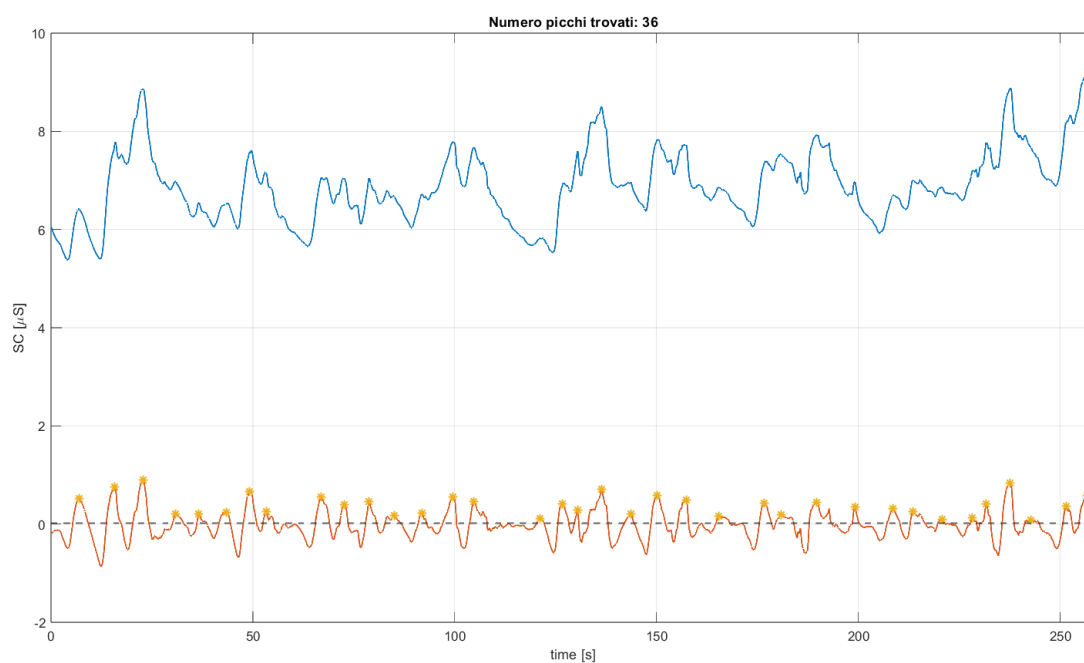


Sensore con piastre in rame

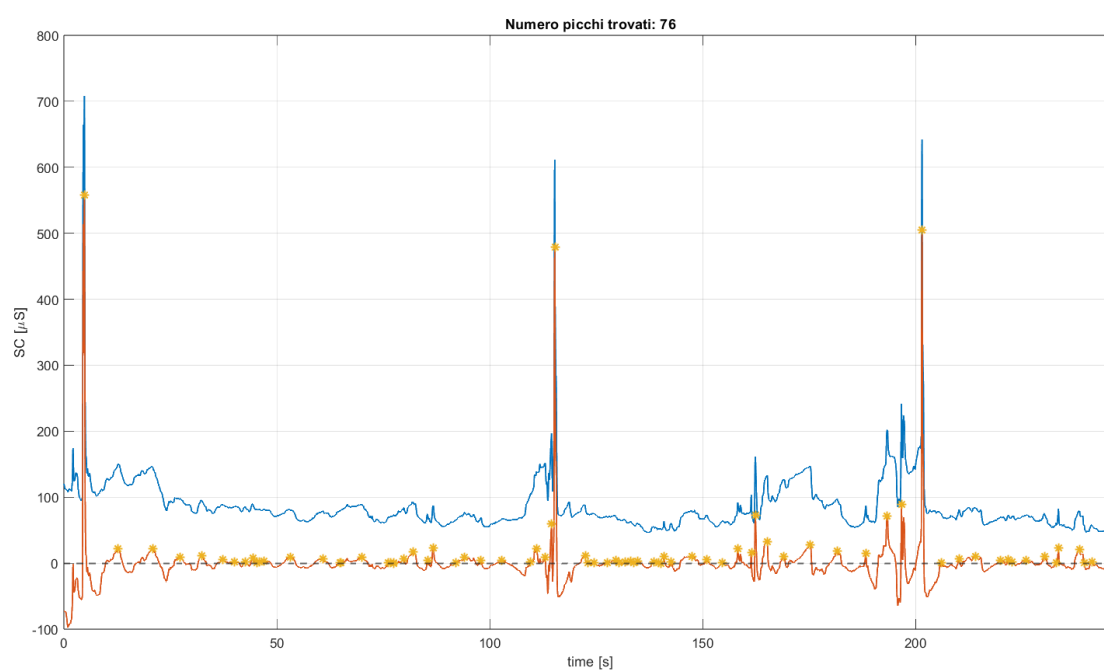


Soggetto 9

ProComp



Sensore con piastre in rame



4.5.2 Analisi dei risultati

Dall'analisi dei grafici ottenuti durante la simulazione di guida emerge innanzitutto una differenza nei valori di conduttanza cutanea rilevati dai due sistemi di acquisizione.

Tale comportamento può essere attribuito alle differenti caratteristiche costruttive dei sensori impiegati, alla diversa tipologia di materiale degli elettrodi utilizzati e alle differenti modalità di contatto con la pelle del soggetto. Nonostante ciò, entrambi i sistemi presentano un andamento del segnale complessivamente coerente nel tempo, caratterizzato dalla presenza di variazioni e picchi distribuiti lungo l'intera acquisizione. Un secondo aspetto di particolare interesse riguarda il numero di picchi rilevati dai due sistemi.

In tutti i soggetti analizzati, il sistema basato sulle piastre di rame ha individuato un numero di picchi superiore rispetto al sistema ProComp. Tale differenza può essere attribuita non solo alle differenti caratteristiche dei sensori, ma anche alle modalità operative della prova sperimentale. Infatti, mentre il sensore Skin Conductance Sensor SA9309M collegato al sistema ProComp rimane costantemente a contatto con le dita del soggetto, le piastre di rame installate sul volante possono risentire di variazioni dovute ad artefatti di movimento, alla pressione esercitata dalle mani e a eventuali modifiche dell'impugnatura durante la guida.

L'analisi dei soggetti selezionati evidenzia inoltre comportamenti differenti tra i due sistemi; i soggetti 1 e 6, come anticipato nell'introduzione del capitolo, presentano le minori differenze nel numero di picchi rilevati, con scostamenti inferiori a 30 picchi, mostrando una buona concordanza tra le due modalità di acquisizione. Al contrario, i soggetti 2 e 3 evidenziano le maggiori differenze, pari rispettivamente a 81 e 119 picchi. Il soggetto 9 rappresenta invece un caso intermedio e risulta particolarmente rappresentativo dell'andamento osservato nella maggior parte delle acquisizioni effettuate, nelle quali la differenza tra i due sistemi risulta generalmente compresa in un intervallo tra 30 e 50 picchi.

Nel complesso, entrambi i sistemi hanno consentito di acquisire segnali stabili durante la simulazione di guida e di rilevare le variazioni dell'attività elettrodermica dei soggetti analizzati.

I risultati ottenuti mostrano come il sistema basato su piastre di rame presenti una maggiore sensibilità alle variazioni del segnale, mentre il sistema ProComp fornisca acquisizioni più uniformi e meno influenzate dalle modalità di interazione del soggetto con il dispositivo di misura. Pertanto, entrambe le soluzioni si sono dimostrate idonee per il monitoraggio dell'attività elettrodermica, evidenziando tuttavia caratteristiche operative differenti che devono essere considerate in funzione dell'applicazione di interesse.

Capitolo 5

Conclusioni

Il lavoro di tesi ha avuto come obiettivo lo studio dell'attività elettrodermica e la valutazione di differenti sistemi di acquisizione della conduttanza cutanea, analizzandone il comportamento in diverse condizioni sperimentali e verificando la possibile applicazione nel contesto di guida di un veicolo.

Le prove effettuate hanno evidenziato come tutti i sistemi analizzati siano stati in grado di acquisire segnali stabili e affidabili, consentendo l'osservazione delle variazioni dell'attività elettrodermica nei soggetti esaminati.

Le acquisizioni realizzate mediante il sensore Grove - GSR Sensor e mediante il sensore cardiaco a contatto hanno mostrato andamenti complessivamente simili, confermando la possibilità di utilizzare differenti tipologie di sensori per il monitoraggio di questo parametro.

Particolare interesse ha assunto lo sviluppo del sistema basato su piastre in rame, realizzato come alternativa ai sensori commerciali tradizionalmente utilizzati per la misura dell'attività elettrodermica o per parametri fisiologici vari. I risultati ottenuti hanno mostrato come tale soluzione sia in grado di fornire acquisizioni stabili e coerenti con i diversi sensori, senza evidenziare variazioni significative al variare della dimensione delle superfici di contatto impiegate. Questo aspetto suggerisce che il sistema sviluppato possa rappresentare una soluzione semplice, a basso costo e facilmente integrabile in differenti applicazioni di monitoraggio fisiologico.

Lo studio delle acquisizioni effettuate in differenti momenti della giornata, prima e dopo uno sforzo mentale e prima e dopo uno sforzo fisico, ha inoltre confermato la sensibilità della conduttanza cutanea alle variazioni dello stato psicofisico dell'individuo. I risultati ottenuti hanno evidenziato come l'attività elettrodermica non rappresenti un parametro costante, ma sia soggetta a modifiche e alterazioni legate sia a fattori fisiologici sia a

fattori psicologici. Le differenze osservate tra i soggetti confermano inoltre il carattere fortemente individuale di tale risposta.

La fase finale della sperimentazione, svolta mediante simulatore di guida, ha consentito di valutare il comportamento dei sistemi di acquisizione in una condizione maggiormente dinamica, realistica e rappresentativa di un possibile scenario applicativo.

Il confronto tra il sistema basato su piastre in rame installate sul volante e il sistema ProComp ha evidenziato differenze nei valori acquisiti e nel numero di picchi rilevati, riconducibili sia alle caratteristiche costruttive dei sensori sia alle differenti modalità di contatto con il soggetto e di guida durante la prova. Nonostante tali differenze, entrambi i sistemi hanno mostrato la capacità di rilevare le variazioni del segnale dell'attività elettrodermica durante la simulazione.

Sebbene il sistema ProComp rappresenti una soluzione maggiormente consolidata e controllata dal punto di vista strumentale, il sistema sviluppato con piastre in rame ha mostrato prestazioni incoraggianti, risultando particolarmente interessante per future applicazioni.

Basandosi sui risultati ottenuti, lo studio dell'attività elettrodermica può rappresentare uno strumento promettente per il monitoraggio dello stato psicofisico del conducente. La possibilità di integrare sistemi di acquisizione sempre più semplici, economici e non invasivi in contesti reali apre interessanti prospettive per lo sviluppo di future tecnologie dedicate alla sicurezza e all'assistenza alla guida.

Come possibile sviluppo futuro, il lavoro potrebbe essere esteso aumentando il numero di soggetti coinvolti nella sperimentazione, analizzando un maggior numero di condizioni operative, o integrando i sensori in una situazione reale per esperimenti di durata maggiore e dettagliata.

Ulteriori approfondimenti potrebbero riguardare l'integrazione della conduttanza cutanea con altri parametri fisiologici, quali la frequenza cardiaca e la respirazione.

In un contesto in cui il fattore umano continua a rappresentare una delle principali cause di incidente stradale, approfondire lo studio dei parametri del conducente potrebbe contribuire alla realizzazione di sistemi in grado di riconoscere tempestivamente condizioni di stress, affaticamento o riduzione dell'attenzione, con l'obiettivo di fornire alla mobilità un futuro sempre più sicuro e consapevole.

Bibliografia

- [1] ISTAT, “Incidenti stradali. Stima preliminare gennaio–giugno 2025”, Istituto Nazionale di Statistica, 13 novembre 2025. Disponibile:https://www.istat.it/wp-content/uploads/2025/11/REPORT_INCIDENTISTRADALI_PRIMO_SEMESTRE_2025.pdf (ultimo accesso: 04/03/2026)
- [2] Marchetti P. et al., “Human risk factors and injuries due to road accidents: analysis of current data”, *Epidemiologia & Prevenzione*, 2009.
Disponibile:www.epidemiologiaeprevenzione.it/materiali/ARCHIVIO_PDF/2009/E&P4-5/E&P4-5_154_art2.pdf (ultimo accesso: 04/03/2026)
- [3] E. Coon, “Panoramica sul sistema nervoso autonomo,” *Manuale MSD – Versione per professionisti*, 2025.
Disponibile:https://www.msmanuals.com/it/professionale/malattie-neurologiche/sistema-nervoso-autonomo/panoramica-sul-sistema-nervoso-autonomo#Anatomia_v1032284_it (ultimo accesso: 05/03/2026)
- [4] FB Dermatology, “Struttura della pelle e ghiandole sudoripare”. Disponibile:https://fb-dermatology.com/it/_base/assets/res/2fc6c10182a58e9d1d5da9d5689ae8cd402be38f8b1caccec2666fa0dee57107b5fcc267 (ultimo accesso: 05/03/2026)
- [5] U. Birgersson et al., “A methodology for extracting the electrical properties of human skin,” *Physiological Measurement*, vol. 34, pp. 723–736, 2013.
Disponibile: <https://iopscience.iop.org/journal/0967-3334> (ultimo accesso: 09/03/2026)
- [6] M. van Dooren, J. J. G. de Vries, and J. H. Janssen, “Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations,” *Physiology & Behavior*, vol. 106, no. 2, pp. 298–304, 2012.
Disponibile: [Physiology & Behavior | Vol 106, Issue 2, Pages 81-304 \(15 May 2012\) | ScienceDirect.com by Elsevier](https://www.sciencedirect.com/journal/Physiology%20and%20Behavior/volume106/issue2) (ultimo accesso: 12/03/2026)
- [7] D. J. van der Mee, M. J. Gevonden, J. H. D. M. Westerink, E. J. C. de Geus, “Validity of electrodermal activity-based measures of sympathetic nervous system activity from a wrist-worn device,” *International Journal of Psychophysiology*, 168, 52–64, 2021.

Disponibile: <https://www.sciencedirect.com/journal/international-journal-of-psychophysiology> (ultimo accesso: 15/03/2026)

[8] Andres Sanchez-Comas , Kåre Synnes, Diego Molina-Estren, Alexander Troncoso-Palacio e Zhoe Comas-González, “Correlation Analysis of Different Measurement Places of Galvanic Skin Response in Test Groups Facing Pleasant and Unpleasant Stimuli”, *Sensors*, vol. 21, n. 17, 2021, Art. n. 5830.

Disponibile: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21> (ultimo accesso: 15/03/2026)

[9] Hugo F. Posada-Quintero, Ryan Rooda, Yeonsik Noha, Ken Burnhamb, John Pennaceb, Ki H. Chon, “Dry carbon/salt adhesive electrodes for recording electrodermal activity”, Volume 257, 15 April 2017, Pages 84-91.

Disponibile: <https://www.sciencedirect.com/journal/sensors-and-actuators-a-physical/vol/257/suppl/C> (ultimo accesso: 15/03/2026)

[10] M. Janka, J. Kujala, T. Helminen, A. Kylliäinen, and J. Virkki, “Development, Fabrication and Evaluation of Textile Electrodes for EDA Measurements,” Proceedings of the IEEE Conference, Tampere University, Finland.

Disponibile: <https://trepo.tuni.fi/bitstream/handle/10024/222764/Development.pdf?sequence=1&isAllowed=y> (ultimo accesso: 16/03/2026)

[11] Arduino, Arduino Uno Rev3 SMD Datasheet.

Disponibile: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3-smd/>
(ultimo accesso: 11/05/2026)

[12] Arduinostore, Arduino Uno Rev3 SMD.

Disponibile: <https://store.arduino.cc/collections/uno/products/arduino-uno-rev3-smd>
(ultimo accesso: 11/05/2026)

[13] Seeed Studio, Grove - GSR Sensor.

Disponibile: https://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/
(ultimo accesso: 12/05/2026)

[14] PyleAudio, Replacement Part – Pulse Sensor Plate, Single Piece (for SereneLife model SLFTRD20).

Disponibile: [https://www.pyleaudio.com/sku/PRTSLFTRD20SENSO/Replacement-Part---Pulse-Sensor-Plate,-Single-Piece-\(for-SereneLife-model-SLFTRD20\)](https://www.pyleaudio.com/sku/PRTSLFTRD20SENSO/Replacement-Part---Pulse-Sensor-Plate,-Single-Piece-(for-SereneLife-model-SLFTRD20))
(ultimo accesso: 15/05/2026)

- [15] Thought Technology Ltd., ProComp5 Infiniti Hardware Manual.
Disponibile: <https://thoughttechnology.com/content/docs/manual/SA7535%20Rev%20%20ProComp5%20Manual.pdf> (ultimo accesso: 18/05/2026)
- [16] Thought Technology Ltd., TT-USB T7700.
Disponibile: <https://thoughttechnology.com/tt-usb-t7700/> (ultimo accesso: 20/05/2026)
- [17] Thought Technology Ltd., Skin Conductance Sensor SA9309M.
Disponibile: <https://thoughttechnology.com/skin-conductance-sensor-sa9309m/>
(ultimo accesso: 21/05/2026)
- [18] Logitech, Logitech G29 Driving Force User Manual.
Disponibile: <https://www.manualslib.com/manual/4204641/Logitech-G-G29-Driving-Force.html> (ultimo accesso: 22/05/2026)
- [19] Arduino, Arduino IDE Documentation.
Disponibile: <https://docs.arduino.cc/software/ide/> (ultimo accesso: 24/05/2026)
- [20] R. Meier, CoolTerm Serial Port Terminal.
Disponibile: <https://freeware.the-meiers.org/> (ultimo accesso: 20/05/2026)
- [21] MathWorks, MATLAB Documentation.
Disponibile: https://it.mathworks.com/help/matlab/index.html?s_tid=CRUX_topnav
(ultimo accesso: 20/05/2026)
- [22] Thought Technology Ltd., BioGraph Infiniti Software Platform - T7900.
Disponibile: <https://thoughttechnology.com/biograph-infiniti-software-platform-t7900/>
(ultimo accesso: 25/05/2026)