



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Estrazione di parametri vitali da flussi video

Extraction of vital signs from video streams

Relatore:

Prof. Ennio Gambi

Tesi di Laurea di:

Sara Pinnelli

Correlatore:

Ing. Manola Ricciuti

Anno Accademico 2020/2021

INDICE

INTRODUZIONE	I
CAPITOLO 1	1
1.1 STATO DELL'ARTE	1
1.2 METODI CLASSICI PER IL RILEVAMENTO DEL BATTITO CARDIACO E APPROCCIO SENZA CONTATTO	3
1.3 CENNI DI FISIOLOGIA DEL CUORE	5
1.4 SEGNALE ECG	9
1.5 SEGNALE PPG	11
1.6 SEGNALE VPG	12
CAPITOLO 2	14
2.1 SETUP	14
2.2 DESCRIZIONE DELL'ALGORITMO: EVM	15
2.2.1 RILEVAMENTO AUTOMATICO DEL VOLTO CON ALGORITMO DI VIOLA E JONES	15
2.2.2 METODO EVM E SCELTA DELLE ROI.....	16
2.2.3 ESTRAZIONE DEL SEGNALE VPG	18
2.2.4 APPLICAZIONE DELLA TRASFORMATA FFT.....	22
2.2.5 CONFRONTO TRA FFT E MUSIC.....	22
2.2.6 ESTRAZIONE DELLA FREQUENZA CARDIACA.....	24
CAPITOLO 3	25
3.1 RISULTATI SPERIMENTALI	25
3.2 ELABORAZIONE RISULTATI.....	27
3.2.1 CONSIDERAZIONI GENERALI: CONFRONTO FFT E MUSIC	27
3.2.2 LUCE SCARSA / LUCE ARTIFICIALE / LUCE NATURALE	28
3.3 DISCUSSIONI FINALI	29
CONCLUSIONI E LAVORI FUTURI	IV
BIBLIOGRAFIA	VI

INDICE DELLE FIGURE

Figura 1.1 *Esempio di dispositivo per il rilevamento del battito cardiaco*

Figura 1.2 *Anatomia del Cuore*

Figura 1.3 *Sistema di propagazione degli stimoli nel muscolo cardiaco*

Figura 1.4 *Misura della pressione sanguigna*

Figura 1.5 *Schema di un elettrocardiogramma: onda P, intervallo PR, complesso QRS, segmento ST, onda T, onda U e intervallo QT*

Figura 1.6 *Schema di un pulsossimetro applicato al dito*

Figura 1.7 *Confronto segnale ECG e PPG*

Figura 2.1 *Esempio applicativo dell'Algoritmo di face detection di Viola e Jones*

Figura 2.2 *Esempio grafico di una piramide gaussiana*

Figura 2.3 *Visualizzazione delle ROI*

Figura 2.4 *Rappresentazione grafica dello spazio di colore RGB*

Figura 2.5 *Segnale ROI totale grezzo*

Figura 2.6 *Segnale filtrato*

Figura 2.7 *Estrazione del picco in frequenza tramite FFT*

Figura 2.8 *Estrazione del picco in frequenza tramite MUSIC*

INTRODUZIONE

Le tecnologie informatiche e delle telecomunicazioni hanno rivoluzionato in maniera radicale l'attività quotidiana di milioni di persone, contribuendo al miglioramento della qualità della vita e del lavoro nei settori più svariati. Uno dei settori che ha tratto i vantaggi maggiori è quello sanitario, nel quale è stato possibile avviare un concreto processo di rinnovamento ed evoluzione tecnologica finalizzato al miglioramento complessivo della qualità del sistema stesso. In questo contesto si inserisce la nascita della telemedicina, un nuovo modo di concepire l'attività del medico il quale, grazie all'ausilio delle tecnologie, riesce a controllare e monitorare i pazienti senza che questi siano fisicamente presenti; in questo modo è possibile ottimizzare tempi e risorse, evitando dispendio di energie, oltre che favorire le fasce più fragili di soggetti come gli anziani, per i quali diventa problematico spostarsi in ambienti clinici.

La misurazione e il monitoraggio di parametri vitali, come la frequenza cardiaca (HR, Heart Rate) e la pressione sanguigna, riguarda ampiamente diverse applicazioni medicali come per esempio la telemedicina, dando un supporto fondamentale al controllo e al monitoraggio di diverse patologie, incluse le malattie cardiache. In particolare, l'HR è un parametro influenzato fortemente dalle condizioni in cui si trova il soggetto e dal suo livello di stress nonché dall'età dello stesso. In condizioni standard il valore dell'HR varia dai 60 bpm agli 80 bpm. Dove bpm sta per *battiti al minuto*. Nei soggetti sottoposti a sforzo l'HR può raggiungere valori più elevati (150-200 bpm).

La strumentazione clinica convenzionale odierna utilizzata per il monitoraggio dell'HR è nella maggior parte dei casi costosa e poco confortevole. Si pensi all'elettrocardiografo (ECG), strumento per la misura dell'attività elettrica del cuore che necessita di un numero di elettrodi e cavi e soprattutto limitato ad un uso clinico.

Un altro strumento di questo tipo è il pulsossimetro, il quale permette di rilevare il segnale pletismografico (PPG, da PhotoPlethysmoGraphic) andando ad evidenziare la variazione di flusso sanguigno nei capillari presenti nella mano. Negli ultimi anni, nel campo del monitoraggio a distanza del battito cardiaco, sono stati fatti enormi progressi. Sono stati sviluppati diversi algoritmi capaci di estrarre questi parametri dall'analisi di segnali video raffiguranti regioni scoperte della cute quali il palmo della mano o, come nella maggior parte dei casi, il volto. Gli algoritmi dell'Eulerian Video Magnification (EVM), dell'Independent Component Analysis (ICA) e della Principal Component Analysis (PCA) sono gli algoritmi più utilizzati come buona alternativa ai metodi tradizionalmente utilizzati come quelli sopra riportati. Questi metodi contactless sono alla base della *telemedicina* la cui definizione non è mai stata univoca ma si è evoluta nel corso della storia, soprattutto grazie alla sua trasversalità nel settore sanitario. L'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) definisce la telemedicina come:

“l'erogazione di servizi di cura ed assistenza, in situazioni in cui la distanza è un fattore critico, da parte di qualsiasi operatore sanitario attraverso l'impiego delle tecnologie informatiche e della comunicazione per lo scambio di informazioni utili alla diagnosi, al trattamento e alla prevenzione di malattie e traumi, alla ricerca e alla valutazione e per la formazione continua del personale sanitario, nell'interesse della salute dell'individuo e della comunità”.

L'Unione europea, nel 1990, ha concordato una definizione per la telemedicina stabilendo che essa comprende:

“Il controllo, il monitoraggio e la gestione dei pazienti, nonché la loro educazione e quella del personale, attraverso l'uso di sistemi che consentano un tempestivo accesso alla consulenza di esperti e alle informazioni del paziente, indipendentemente da dove il primo o le seconde risiedano”

Lo scopo di questa tesi è quello di analizzare il metodo EVM e le sue criticità nell'estrazione del battito cardiaco senza contatto. Alla base di questo metodo per il rilevamento dell'HR attraverso flussi video si basa sull'amplificazione della variazione del colore della pelle, non percettibile ad occhio nudo causato dal flusso del sangue nei tessuti. Infatti il sangue ossigenato varia la quantità di emoglobine e

proteine, questi cambiamenti influenzano anche l'assorbimento ottico della luce consentendo di identificare l'HR in base al cambiamento del colore della pelle. Illuminando la pelle e misurando la quantità di luce trasmessa e riflessa è possibile ottenere il segnale Videoplethysmografico (VPG, Video-Plethysmography) coniato dal noto PPG, dallo spettro di luce riflessa o trasmessa attraverso la pelle. Il metodo EVM viene usato per amplificare questa variazione in una sequenza di immagini nello spazio di colore RGB (Red, Green e Blue) e attraverso la conversione nello spazio di colore YIQ, dove Y rappresenta la componente Luminanza e I e Q la componente Crominanza, si ha il segnale VPG.

In aggiunta, per verificare il possibile futuro utilizzo di questa tecnologia in molteplici contesti, le acquisizioni ottenute sono state fatte in diverse condizioni fisionomiche e soprattutto ambientali (luce naturale / luce artificiale / luce scarsa). Ciò che rende interessante questo lavoro è l'utilizzo di uno strumento che ormai tutti noi possediamo, la fotocamera di un cellulare (in questo caso un iPhone 11). Per poter determinare l'affidabilità dei risultati, questi sono stati confrontati con la frequenza cardiaca media rilevata da un pulsossimetro (considerato come ground-truth).

La suddivisione di questo elaborato è in 4 differenti capitoli: nel primo capitolo, dopo una iniziale panoramica dei lavori trovati in letteratura sugli argomenti svolti in questa tesi, vengono espone le principali caratteristiche anatomiche e fisiologiche del cuore, seguite da cenni riguardo i segnali ECG, PPG, VPG; nel capitolo 2 sono illustrate le principali caratteristiche dello spazio di colore RGB ed è descritto in modo generale l'algoritmo EVM; nel capitolo 3 sono descritti nel dettaglio tutti gli step fondamentali per l'implementazione dell' algoritmo EVM e le metodologie per estrarre la frequenza cardiaca; nel capitolo 4 sono infine esposti i risultati sperimentali ottenuti e sono elencate le considerazioni e le discussioni finali che si deducono da questi.

CAPITOLO 1

In questo capitolo sono esposte nozioni basilari di fisiologia cardiaca insieme alla descrizione dei metodi, degli strumenti e dei segnali tramite cui oggi è possibile ricavare la frequenza cardiaca.

1.1. STATO DELL'ARTE

Negli ultimi anni sono stati proposti in letteratura vari metodi per rilevare parametri vitali come l'HR e frequenza respiratoria analizzando segnali PPG (fotopleletismografici) e VPG (videopleletismografici). Gli algoritmi maggiormente impiegati sono quelli dell'EVM e dell'ICA. A questo proposito Ennio Gambi, Manola Ricciuti et al. [1] attraverso l'algoritmo dell'EVM sono riusciti a ricavare la frequenza cardiaca utilizzando un dispositivo Microsoft Kinect v2 dimostrando che l'errore risultante è più che accettabile. Un lavoro simile è stato svolto da A. Secerbegovic et al.[2] il quale ha ricavato il segnale VPG utilizzando il metodo dell'ICA con l'obiettivo di ricavare la pressione sanguigna attraverso l'analisi del Pulse Transit Time (PPT), ricavato dal segnale VPG, anche Ming-Zher Poh et al. [3] ha utilizzato il metodo dell'ICA per ottenere oltre che HR anche l'HRV e la frequenza respiratoria.

Mettendo a paragone il metodo ICA e EVM, Karim Alghoul [4] confronta i risultati di entrambi i metodi per l'estrazione dell'HRV dimostrando che il metodo dell'ICA sarebbe più accurato perché non presenta rumore ad alte frequenze.

Mohammad Abdul Motin et al.[5] ha dimostrato come oltre la frequenza respiratoria può essere ricavata anche quella cardiaca. In questo lavoro, viene applicata la applica la EEMD (Ensemble Empirical Mode Decomposition) sul segnale PPG da cui ricava un certo numero di IMF (Intrinsic Mode Functions). Le IMF sottoposte ad artefatti vengono eliminate grazie ad una analisi spettrale e viene poi applicata la PCA sulle IMF rimanenti. Infine, dopo aver selezionato la prima componente principale contenente informazioni sulla attività cardiaca,

si ricava dallo spettro di quest' ultima la frequenza riconducibile a quella cardiaca.

Per quanto riguarda la determinazione dell'HRV dal segnale PPG, M. Bolanos et al. [6] Analizza il segnale PPG misurato attraverso un pulsossimetro. Dopo aver determinato i picchi R, egli ricava il rapporto LF/HF dallo spettro di potenza del tacogramma. Anche Rong-ChaoPeng et al.[7] Analizza il segnale PPG utilizzando la luce a led e la telecamera presenti in uno smart phone. Ai soggetti che si sono sottoposti ai test è stato semplicemente chiesto di posizionare il dito sulla telecamera e sul led dello smart phone. Per ricavare il segnale PPG egli propone di selezionare una ROI della grandezza di 80x80 pixel e di fare una media dell'intensità del canale rosso, le cui variazioni sono dovute al flusso sanguigno. I risultati di questo lavoro confermano che la discrepanza tra la valutazione dell'HRV ricavato attraverso l'ECG o attraverso questo metodo è minima. Nell'articolo di Richard Ribón Fletcher [8] , egli elabora le acquisizioni video fatte attraverso uno smart phone, variando le condizioni di luce. L'HR è stato ricavato con diversi metodi come ICA, CCA (Canonical Components Analysis), CHRXY e CHRXY, i quali sono basati sullo studio della crominanza del segnale ricavata attraverso combinazioni lineari dei canali RGB. Poi, attraverso il confronto dei risultati in relazione all'intensità e alla tipologia di luce (naturale o artificiale), è stato dimostrato che i metodi che presentano risultati migliori sono il metodo ICA e il metodo CCA.

Infine, dagli studi condotti da Xiaobai Li et al.[9] per determinare l'HR in condizioni di luce variabili e di movimenti non rigidi del soggetto ha utilizzato il metodo DRMF (Discriminative Response Map Fitting) per generare sul primo frame una maschera di ROI e dopo l'implementazione dell'algoritmo di Kanade-Lucas Tomasi (KLT) per il face tracking, il segnale grezzo VPG viene costruito applicando una media spaziale sul canale verde della ROI. L'autore propone di ricavare una stima delle variazioni interferenti sul canale verde utilizzando il metodo DRLSE (Distance Regularized Level Set Evolution) sullo sfondo del frame. In questo modo si possono considerare le variazioni di intensità sul canale verde presenti sullo sfondo come estranee al segnale utile.

Mentre per rimuovere gli artefatti da movimento, il segnale VPG viene suddiviso in segmenti e sottoposti ad una serie di filtraggi per eliminare il segnale al di fuori della banda d'interesse.

1.2.METODI CLASSICI PER IL RILEVAMENTO DEL BATTITO CARDIACO E APPROCCIO SENZA CONTATTO

Molti dei fenomeni relativi all'attività fisiologica umana sono associati a fenomeni elettrici che possono essere registrati ed analizzati per la valutazione della loro funzionalità come l'ECG ed EEG. Il metodo standard utilizzato per il rilevamento del battito cardiaco è affidato all'ECG, uno strumento poco confortevole e soprattutto limitato ad un uso clinico. Ultimamente siamo in possesso di molti dispositivi di più facile utilizzo che hanno lo stesso scopo seppur introducendo un errore più o meno accettabile riferito all'affidabilità di tali dispositivi. Al fine di misurare i biopotenziali generati dal corpo umano è necessario progettare un'opportuna interfaccia tra corpo e strumento di misura. Questa interfaccia è realizzata dagli elettrodi che svolgono la funzione di trasduzione tra la corrente ionica generata dal corpo umano e la corrente elettronica trasferita alla strumentazione di misura.

Si ha però la possibilità di rilevare il battito cardiaco senza contatto fisico partendo dunque da flussi video che inquadrano il volto del soggetto, in particolare si utilizza il segnale VPG che impiega LED verdi che abbinati a fotodiodi sensibili alla luce stabiliscono la quantità di sangue che scorre in un determinato momento. Quando interagiamo con la pelle umana, la luce viene diffusa e assorbita nel tessuto sottocutaneo, quindi parte della luce viene riflessa e riportata sulla superficie della pelle. Con l'aumentare del flusso aumenta l'assorbimento di luce verde e dato che i LED lampeggiano centinaia di volte al secondo ogni costanza o variazione consente di stabilire un campionamento del numero dei battiti al minuto. L'intensità di questa luce restituita cambia in base alla quantità di sangue sotto la pelle perché la luce è assorbita dall'emoglobina del flusso sanguigno. Di conseguenza è possibile ottenere un segnale simile a un fotoplethysmogramma (PPG). Poiché ad ogni pompaggio cardiaco avviene

una variazione nel colore della pelle non percettibile ad occhio nudo si utilizzano particolari algoritmi che riescono ad amplificare questa variazione e ricavare parametri vitali senza un contatto diretto con il soggetto.



Figura 1.1 Esempio di dispositivo per il rilevamento del battito cardiaco

Nonostante la maggiore comodità rispetto all'ECG ed il pulsossimetro questi ultimi apparecchi sono nella maggior parte dei casi costosi e comunque, essendo a contatto, scomodi.

Infine, un aspetto che non è da sottovalutare e che è presente in tutti gli approcci a contatto è il grande grado di rumore che gli artefatti di movimento introducono nella misura. Per poter condurre una misura il più precisa possibile infatti, l'individuo dovrebbe stare fermo e nel caso dell'ECG dovrebbe rimanere anche in apnea per certi intervalli temporali. L'implementazione di tecnologie senza contatto porterebbe ad una rivoluzione nel monitoraggio dei parametri vitali. L'individuo da monitorare non riscontrerebbe alcun impedimento fisico dato dallo strumento in sé, né sarebbe limitato nei movimenti. Si può pensare quindi di poter monitorare lo stato fisico degli individui nei più svariati contesti: dal monitoraggio alla guida a quello in casa, dal monitoraggio a lavoro a quello sportivo.

1.3. CENNI DI FISIOLOGIA DEL CUORE

L'Apparato cardiovascolare è formato da un organo propulsore centrale, il cuore, e da numerosi canali ramificati, i vasi, nei quali circolano fluidi nutritizi, ossia il sangue e la linfa. Si considerano pertanto l'apparato circolatorio sanguifero con il suo organo centrale, il cuore, e l'apparato circolatorio linfatico.

L'apparato circolatorio sanguifero, o cardiovascolare, è formato da un organo centrale, il cuore, e da vasi sanguiferi distinti in arterie (nelle quali il sangue circola in direzione centrifuga), vena (in cui il sangue circola in direzione centripeta) e capillari sanguiferi (vasi a parete esilissima, interposti tra arterie e vene, che permettono gli scambi tra sangue e fluidi interstiziali).

Il cuore, organo muscolare, spinge il sangue nelle arterie; queste lo distribuiscono a tutti gli organi del corpo e all'interno di questi si ramificano risolvendosi nei capillari. I capillari permettono gli scambi metabolici e quindi danno origine, confluendo fra loro, alle vene, per mezzo delle quali il sangue ritorna al cuore.

Il *cuore* è l'organo centrale dell'apparato circolatorio sanguifero che permette la circolazione del sangue all'interno dei vasi sanguiferi con le sue contrazioni ritmiche. E' un organo cavo, impari, a struttura prevalentemente muscolare diviso in due metà (destra e sinistra) non comunicanti fra loro. Ogni metà è formata da due cavità sovrapposte e comunicanti fra loro: l'atrio superiormente e il ventricolo inferiormente. La metà destra contiene sangue venoso, ricco di anidride carbonica, la metà sinistra sangue arterioso, ricco di ossigeno.

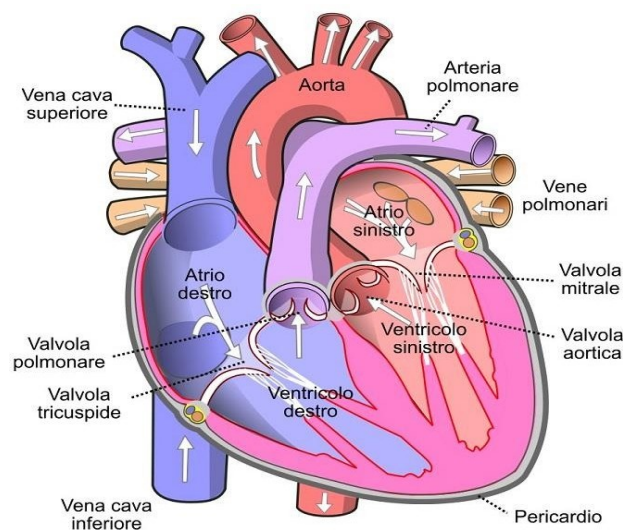


Figura 1.2 Anatomia del Cuore

L'attività di pompaggio del miocardio è avviata e controllata da un sistema di conduzione elettrica dello stimolo. Esso provvede affinché migliaia di cellule muscolari situate negli atri e nei ventricoli si contraggano sincronicamente. Il cuore deve contrarsi regolarmente per svolgere la propria attività di pompa e ciò è possibile per un delicato sistema di autoregolazione del ritmo cardiaco. Il cuore oltre ai collegamenti con il sistema nervoso centrale ad autonomo è dotato di una sua struttura intrinseca di conduzione. Diversamente dagli altri muscoli del corpo la cui attività dipende dal cervello e dal midollo spinale, il cuore è autosufficiente in quanto possiede un proprio stimolatore che genera l'impulso elettrico che determina la contrazione cardiaca (battito).

Questo stimolatore che si chiama *nodo senoatriale* produce l'impulso nervoso che genera la contrazione del cuore. Esso emette ritmicamente un impulso che depolarizza il muscolo cardiaco adiacente, le onde che ne derivano si propagano attraverso gli atri fino a raggiungere la seconda struttura di conduzione specifica chiamata *nodo atrioventricolare* che si trova nel pavimento dell'atrio destro. Lo stimolo giunto nel nodo atrio ventricolare rallenta in modo che la depolarizzazione dei due atri possa essere completata, successivamente, riacquista velocità diffondendosi attraverso il tessuto specializzato nella conduzione detto *fascio di His* che è la continuazione del

nodo atrioventricolare ed è situato nella porzione membranosa e prossimale del setto interventricolare. Esso si suddivide in due branche che decorrono sotto l'endocardio lungo le due superfici del setto del cuore e perifericamente si suddividono e formano la rete delle fibre di Purkinje, che si estendono nelle pareti ventricolari in rapporto diretto con le fibre della muscolatura ventricolare. Questo particolare sistema di conduzione è fondamentale per il corretto ciclo di diastole e sistole di tutte le cavità cardiache.

Primi a contrarsi sono gli atri in un tempo pressoché uguale, seguiti poi dal ventricolo destro e infine dal ventricolo sinistro. Di fondamentale importanza è il setto isolante tra gli atri e i ventricoli, il quale permette di separare le cavità dal punto di vista elettrico facendo sì che l'impulso, prima di giungere ai ventricoli, giunga al nodo atrio ventricolare.



Figura 1.3: Sistema di propagazione degli stimoli nel muscolo cardiaco

Per pressione sanguigna si intende la pressione che il sangue esercita contro le pareti elettriche dei condotti entro i quali esso fluisce (arterie, vene, capillari ecc.). Il suo valore cambia istante per istante nel corso del ciclo cardiaco. Il valore massimo di pressione si chiama sistole e si ha in corrispondenza dell'eiezione del sangue per effetto della contrazione del ventricolo sinistro. Il valore minimo si chiama diastole e si verifica in concomitanza dell'ingresso

del sangue nell'atrio sinistro. Infine, si intende per pressione media il valore medio delle pressioni arteriose che si verificano nel corso del ciclo cardiaco ed è definita dall'integrale della pressione del corso di un ciclo diviso il tempo nel quale esso si è compiuto.

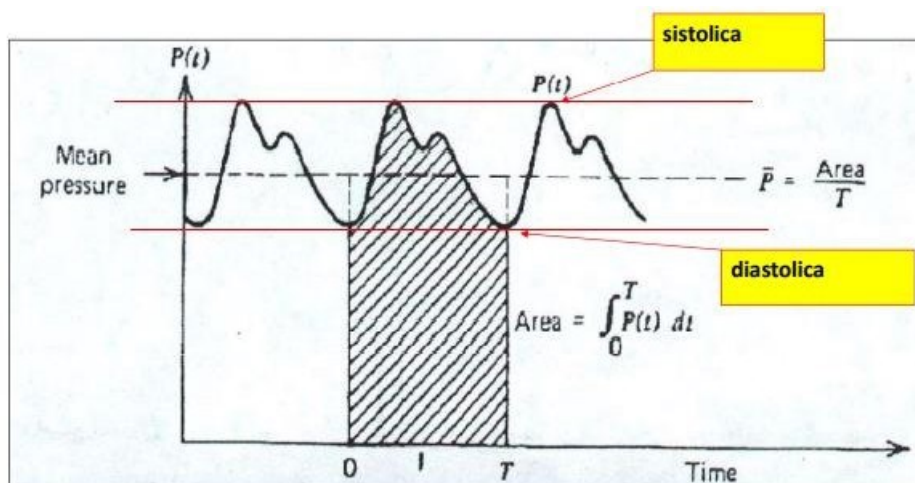


Figura 1.4: Misura della pressione sanguigna

La pressione arteriosa è la causa prima del moto del sangue. Il mantenimento della pressione entro i limiti normali, quindi, è fondamentale perché gli organi compiano le loro funzioni correttamente. Per evitare un collasso cardiocircolatorio, ad esempio, è necessario che la pressione media sia superiore a 40mmHg. Quando la pressione all'interno dei ventricoli raggiunge la pressione aortica (circa 80 mmHg) la valvola aortica si apre e l'onda pressoria si propaga all'interno del vaso insieme al flusso sanguigno. L'aumento di pressione allarga le pareti aortiche immagazzinando energia potenziale che si trasformerà in energia cinetica conferita al sangue. La velocità di propagazione dell'onda pressoria è circa 10 m/s mentre il flusso sanguigno raggiunge nell'arco aortico un massimo di velocità pari a 1 m/s.

1.4. SEGNALE ECG

L'osservazione che molti dei fenomeni relativi all'attività fisiologica umana (attività muscolare e neurologica) sono associati a fenomeni elettrici risale al 18° secolo ad opera di Galvani. Le due principali sorgenti di potenziali elettrici sono i muscoli e i nervi ed in particolare le cellule che li compongono. Il cuore ed il cervello generano tipici pattern di potenziali elettrici che possono essere registrati ed analizzati per la valutazione delle loro funzionalità (ECG ed EEG). Quando un neurone viene eccitato esso diviene sede di un campo elettrico che viaggia lungo l'assone (parte terminale della membrana che garantisce la connessione con altre cellule). Questo campo elettrico consiste in una temporanea inversione del potenziale ai capi della membrana del neurone (potenziale d'azione) che parte localmente lungo la membrana e si propaga lungo la medesima. L'inversione della polarizzazione è detta depolarizzazione e genera l'apertura dei canali ionici per Na^+ , che da inizio ad una corrente ionica entrante nella membrana, che apportando cariche positive all'interno della membrana, la depolarizza ulteriormente, innescando un processo che porta all'inversione di segno del potenziale di membrana.

I segnali bioelettrici di interesse clinico sono prodotti dall'azione coordinata di gruppi di cellule. L'azione sincronizzata di questi gruppi si propaga attraverso i fluidi che circondano tali cellule, generando delle correnti ioniche e conseguentemente delle differenze di potenziale tra regioni diverse del corpo. Al fine di misurare i biopotenziali generati dal corpo umano è necessario progettare un'opportuna interfaccia tra corpo umano e strumento di misura. Questa interfaccia è realizzata dagli elettrodi per biopotenziali che svolgono la funzione di trasduzione tra la corrente ionica generata nel corpo umano e la corrente elettronica trasferita alla strumentazione di misura. Dunque, se sulla superficie toracica vengono posti appositi elettrodi su due linee del campo a potenziale diverso, si può rilevare una differenza di potenziale. Tale ddp varia così come variano nel tempo la depolarizzazione e la ripolarizzazione, e la sua registrazione in funzione del tempo assume il nome di elettrocardiogramma (ECG).

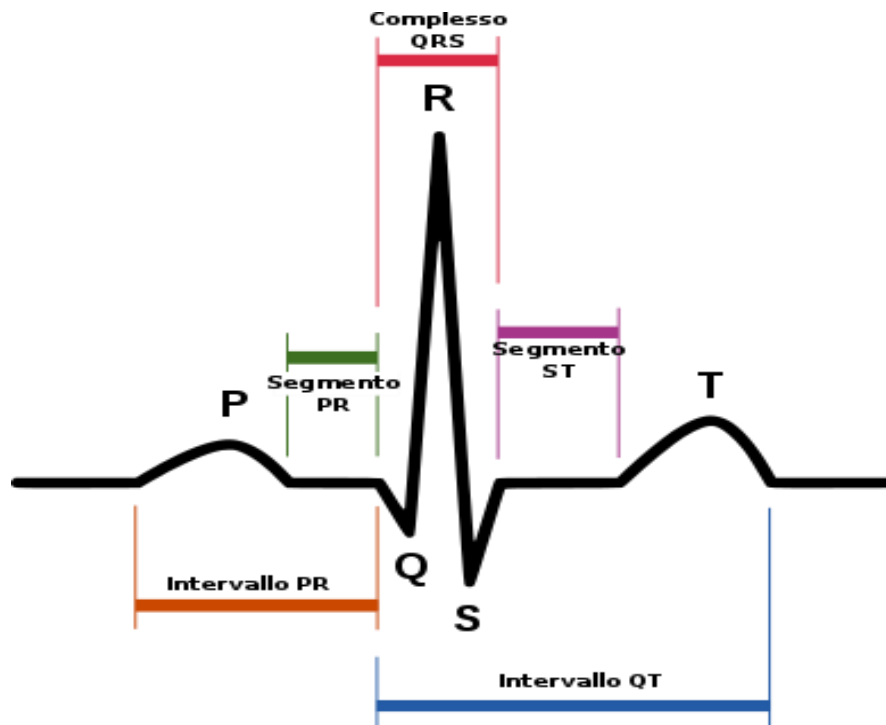


Figura 1.5: Schema di un elettrocardiogramma: onda P, intervallo PR, complesso QRS, segmento ST, onda T, onda U e intervallo QT

In un tracciato ECG è possibile identificare varie onde la cui analisi può determinare la presenza di aritmie cardiache, in particolare si è interessati agli intervalli temporali che intercorrono tra le varie onde:

La prima onda visibile nel tracciato viene detta onda P e rappresenta l'attività elettrica legata alla contrazione di entrambi gli atri dovuta all'impulso elettrico avviato dal nodo Seno atriale (depolarizzazione atriale). Le onde successive vanno a formare il complesso QRS che si presenta dopo una pausa di 1/10 di secondo dall'onda P per consentire il riempimento dei ventricoli. Rappresenta l'impulso elettrico nel suo percorso dal nodo AV alle fibre di Purkinje; tali fibre trasmettono l'impulso elettrico alle cellule miocardiche, provocando simultaneamente la contrazione dei ventricoli. Successivamente troviamo l'onda T che rappresenta la ripolarizzazione dei ventricoli, così che essi possano essere nuovamente stimolati concludendo il ciclo cardiaco (i ventricoli non

possiedono una risposta meccanica alla ripolarizzazione, esso è un fenomeno strettamente elettrico).

1.5.SEGNALE PPG

La fotopleletismografia (PPG) è un metodo di misurazione ottica che misura la variazione del volume del sangue attraverso la distensione di arterie ed arteriole nel tessuto sottocutaneo. In ambito medico, di norma questa tecnologia è implementata in una clip da indossare sul dito. Il dispositivo emette un fascio di luce attraverso la pelle (da un Led posto su una delle due facce) e misura le variazioni nella trasmissione della luce all'interno del dito (tramite un fotodiodo posto sull'altra faccia del dispositivo). La quantità di luce rilevata in prossimità del fotosensore si abbassa bruscamente e brevemente a ogni impulso, dato che l'aumento volumetrico del sangue assorbe una maggiore quantità di luce. La frequenza fondamentale del segnale proveniente dal fotodiodo corrisponde alla frequenza cardiaca. Per uso medico, il PPG solitamente funziona sfruttando la trasmissione e la riflessione: la quantità di luce riflessa in direzione della sorgente luminosa a Led è ridotta dall'effetto di assorbimento a ogni pulsazione. Ciò consente di implementare un misuratore di HRV, e pulsossimetria attraverso l'epidermide nei dispositivi indossabili, come ad esempio un braccialetto.

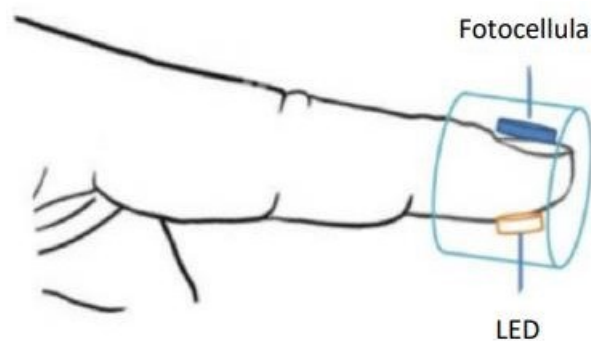


Figura 1.6: Schema di un pulsossimetro applicato al dito

A fronte di queste considerazioni è possibile trovare una correlazione diretta tra il segnale ECG e quello PPG. La causa del flusso sanguigno nell'arto superiore è la contrazione del muscolo cardiaco la quale, a sua volta, è causata dalla propagazione dell'impulso elettrico nelle pareti cardiache. Mettendo a confronto il segnale PPG e quello ECG è possibile rilevare la stessa periodicità e come i picchi massimi rilevati nel segnale PPG siano corrispondenti ai picchi R del segnale ECG a meno di un certo ritardo dovuto al tempo di transito del flusso sanguigno.

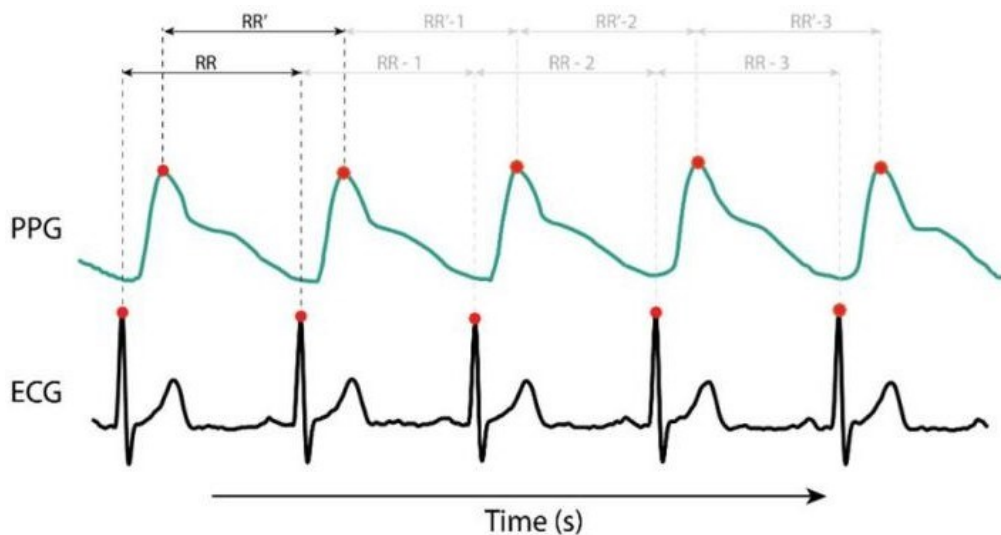


Figura 1.7: Confronto segnale ECG E PPG

1.6. SEGNALE VPG

Il segnale VPG, viene ricavato utilizzando una videocamera, dunque senza un contatto diretto con il corpo. Nonostante il significato fisiologico dei due segnali sia il medesimo, essi hanno un principio di acquisizione completamente differente. Il segnale VPG infatti si ricava misurando le variazioni di colore che si manifestano sulla superficie della pelle del soggetto a seguito del passaggio dell'onda pressoria trasmessa a livello arterioso. Valutando la naturale variazione di colore superficiale in corrispondenza delle zone corporee

maggiormente esposte (fronte, guance, collo) risulta evidente l'importanza della dipendenza tra le variazioni di luce ambientale e la luce riflessa dalla pelle.

CAPITOLO 2

In questo capitolo sono descritte nel dettaglio tutte le procedure sviluppate in ambiente Matlab per l'implementazione del metodo EVM basandosi sull'amplificazione delle piccole variazioni nella luminanza del segnale video dovute al flusso sanguigno nei capillari sottostanti la pelle al fine di estrarre la frequenza cardiaca a partire dalla acquisizione video data come input all'algoritmo.

Esso procede attraverso tre step: decomposizione spaziale, filtraggio temporale e amplificazione del colore tramite il parametro α detto 'magnification factor' che verranno approfonditi in seguito (paragrafo 2.2.2).

2.1. SETUP

I frame RGB in input sono stati ottenuti da video acquisiti da un iPhone 11 con una risoluzione di 1920x1080 e un frame rate di 60 fps. Come strumento di riferimento è stato utilizzato un pulsossimetro Contec CMS50D che consentiva il monitoraggio dei bpm del soggetto durante il video. Ogni singolo test ha durata di 40s ed è stato effettuato su 5 soggetti per un totale di 16 acquisizioni così strutturate:

Soggetto	Età	N. acquisizioni
S01	23	6
S02	55	4
S03	50	4
S04	23	1
S05	23	1

Per ragioni pratiche ai soggetti veniva chiesto di sedersi ad una distanza di circa 1 metro dallo smart phone. L'esperimento è stato effettuato in diverse condizioni di luce, misurando l'intensità con un'applicazione per Smart phone

(Lux Meter) che traduce la luce incidente sulla fotocamera di un cellulare in intensità luminosa calcolata in lux. I test sono stati effettuati al chiuso con luce naturale proveniente da una finestra e con luce artificiale ottenuta da una lampada a led. Per quanto riguarda le condizioni di luce scarsa (20-57 lux) ed artificiale (114-354 lux) le acquisizioni sono state fatte in condizioni analoghe (stessa stanza e stessa luce artificiale), invece le acquisizioni con luce naturale sono state effettuate in condizioni meteo variabili (cielo nuvoloso o cielo sereno) ottenendo valori di lux molto differenti (da 532 a 1007 lux).

Inoltre, le acquisizioni sono state fatte tenendo in considerazione alcune caratteristiche dei soggetti come l'uso di occhiali da vista, barba e make-up per valutare le possibili criticità del metodo proposto.

2.2. DESCRIZIONE DELL'ALGORITMO: EVM

In questo paragrafo (2.2) sono descritti nel dettaglio tutti i passaggi fondamentali per ricavare la frequenza cardiaca media attraverso il metodo EVM e tutti i valori che sono stati scelti per il setting dei parametri.

2.2.1. RILEVAMENTO AUTOMATICO DEL VOLTO CON ALGORITMO DI VIOLA E JONES

L'algoritmo deve essere in grado di rilevare e tracciare la regione del viso e del collo, essendo quelle maggiormente esposte. Esso è un metodo di tipo image-based che usa un classificatore in grado di associare un pattern in input a una delle due classi: volto/non volto (Le immagini dei volti hanno proprietà comuni mentre le immagini che non rappresentano volti sono estremamente irregolari). Per fare ciò dobbiamo decomprimere il segnale video nell'insieme di tutti i frame che lo compongono (2400 in totale visti i 40 secondi di acquisizione e una frequenza di campionamento pari a 60fps) e selezionarne un numero limitato: in questo caso abbiamo scelto i frame che vanno dal numero 100 al numero 1400 escludendo così i primi e gli ultimi i quali sono quelli maggiormente affetti da rumore. Per fare ciò

si usa l'algoritmo di Viola e Jones che dovrà essere applicato su ognuno dei frame ottenuti dalla decompressione e poi selezionati.

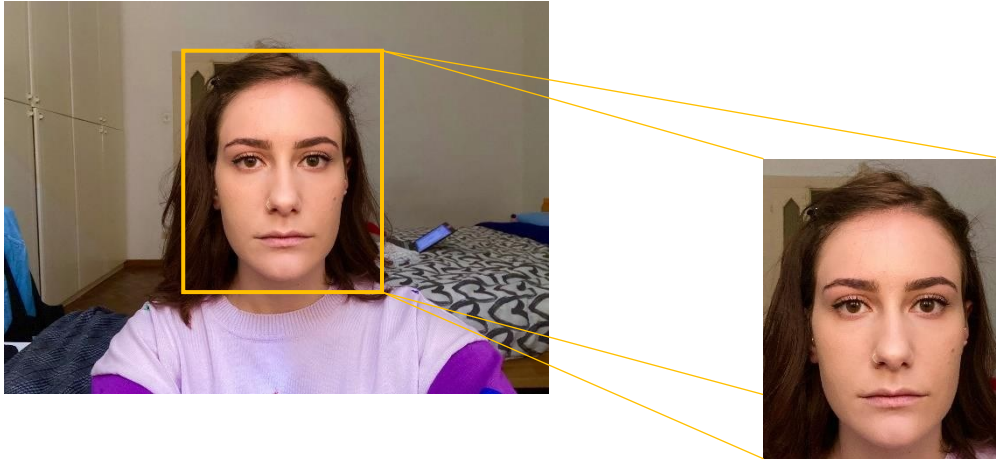


Figura 2.1 Esempio applicativo dell'algoritmo di face detection di Viola e Jones

2.2.2. METODO EVM E SCELTA DELLE ROI

Dopo l'applicazione dell'algoritmo di Viola e Jones troviamo il metodo EVM che procede attraverso tre passaggi: decomposizione spaziale, filtraggio temporale e amplificazione del colore tramite il parametro α detto 'magnification factor'.

La decomposizione spaziale dei frame consiste in una piramide gaussiana tramite cui si effettua un sottocampionamento in un certo numero di livello L in cui lo strato più alto è quello che presenta la dimensione più piccola: in particolare è stato scelto un numero di livelli pari a 4.

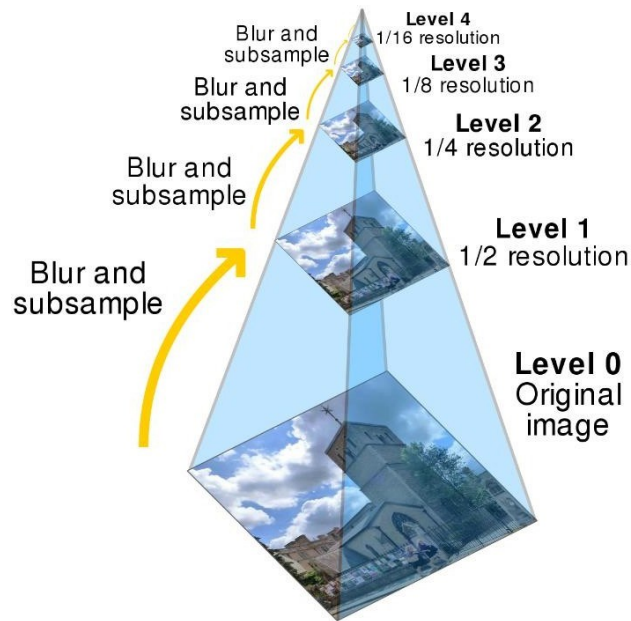


Figura 2.2 Esempio grafico di una piramide Gaussiana

Dopo la decomposizione spaziale si effettua un filtraggio temporale per estrarre la banda di frequenza d'interesse. Viene utilizzato un filtro passabanda IIR (Infinite Impulse Response) caratterizzato dalle frequenze di taglio f_L e f_H per ricavare il segnale utile (l'implementazione del metodo EVM per diverse applicazioni può richiedere di considerare diverse bande di frequenza). In questo lavoro, la frequenza di taglio superiore è stata 1,8 Hz, mentre la frequenza di taglio inferiore si ottiene sottraendo circa 15-20 bpm dalla frequenza cardiaca media propria del soggetto, ottenendo così un risultato più attendibile.

L'ultimo passaggio richiede l'amplificazione del segnale per poter evidenziare le minime variazioni di colore dovute alle fluttuazioni di volume nei vasi sanguigni sottostanti la cute che si verificano al passaggio dell'onda pressoria. attraverso un fattore di amplificazione α che deve essere scelto con attenzione per ridurre la presenza di artefatti nel video. In campo Matlab questo è possibile moltiplicando il segnale per il parametro α . Essendo la luce parte essenziale di questo metodo, la scelta del valore del magnification factor risulta essere fondamentale: un valore elevato potrebbe indurre troppo rumore nel segnale

utile mentre un valore basso risulterebbe insufficiente (la scelta di α dipende dalla luce di partenza).

Una volta applicato l'EVM bisogna selezionare delle particolari regioni del volto dette ROI (Region Of Interest) che sono maggiormente esposte e dunque il flusso sanguigno risulta essere più evidente, ottimizzando la riuscita del metodo. Le ROI considerate sono: fronte, guance e collo (in cui vi è la presenza della carotide). La posizione delle ROI deve essere manipolata in relazione alla fisionomia del soggetto. In relazione alla Figura 3.2. sono state considerate delle ROI con le seguenti dimensioni: Fronte 43x85 pixel; Collo 22x16 pixel; Guance 25x40 pixel.

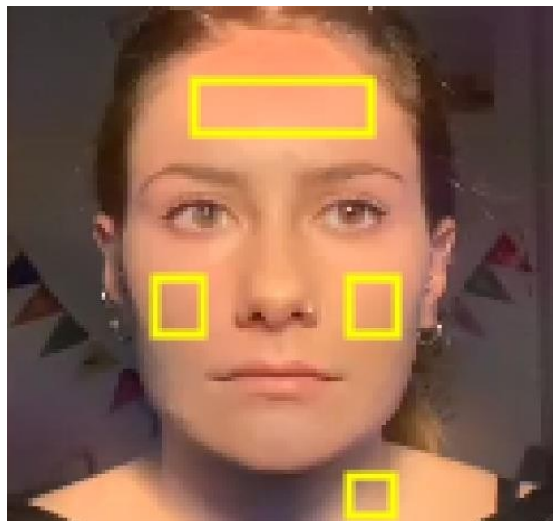


Figura 2.3 Visualizzazione delle ROI

2.2.3. ESTRAZIONE DEL SEGNALE VPG

Per estrarre il segnale VPG bisogna convertire le immagini dallo spazio di colore RGB allo spazio di colore YIQ.

Lo spazio di colore RGB è uno spazio colore additivo basato sul modello di colore RGB. Un particolare spazio cromatico RGB è definito dalle tre cromatiche dei primitivi additivi Rosso (Red), Verde (Green) e Blu (Blue) in cui un generico colore può essere scomposto come somma di essi. Esso è un

modello particolarmente adatto per la rappresentazione e visualizzazione di immagini nei dispositivi elettronici. Considerando infatti un'immagine digitale, questa sarà formata da un certo numero di pixel posizionati in modo da comporre una griglia rettangolare.

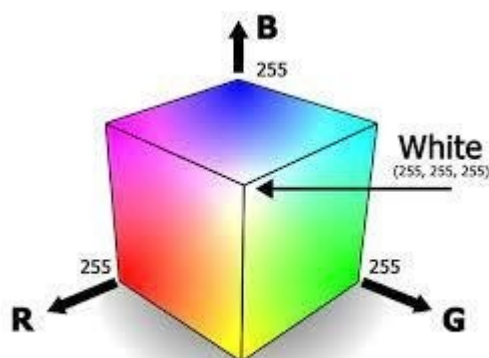


Figura 2.4 Rappresentazione grafica dello spazio di colore RGB

Ad ogni pixel vengono associati tre valori distinti che vanno da 0, valore minimo, a 225, valore massimo, i quali rappresentano il valore di intensità luminosa da associare rispettivamente al colore rosso, verde e blu dando origine ad un'unica immagine.

Dal punto di vista matematico, un'immagine nel formato RGB può essere schematizzata come una matrice tridimensionale su tre livelli in cui le righe e le colonne definiscono la posizione del pixel nello schermo, mentre il livello indica il colore principale.

Oltre a questo spazio di colore ne esistono ancora molti altri, di interesse sia pratico che teorico legati a trasformazioni sia non lineari che lineari come nel caso dello spazio YIQ e YCrCb. Durante l'elaborazione dati nel metodo EVM si è adottata una conversione tra lo spazio di colore RGB allo spazio di colore YIQ per l'estrazione del segnale VPG.

Lo spazio di colore YIQ è diviso nelle componenti Y, che fa riferimento alla luminanza e quindi all'intensità luminosa del colore, e nelle componenti I e Q

che fanno riferimento alla crominanza del colore. Tra i due spazi di colore vi è, come già detto, una corrispondenza lineare descritta dai seguenti parametri:

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.5959 & -0.2746 & -0.3213 \\ 0.2115 & -0.5227 & 0.3112 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

Da cui è possibile ricavare la relazione inversa:

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0.956 & 0.619 \\ 1 & -0.272 & -0.647 \\ 1 & -1.106 & 1.703 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix}$$

Quindi, a partire da una immagine in uno dei due spazi dei colori, è possibile con una semplice applicazione lineare trasformare le coordinate ed ottenere la stessa immagine ma descritta nell'altro spazio.

Una volta completata la conversione è possibile rilevare il segnale VPG attraverso una media dei valori della componente di luminanza (Y) su tutti i pixel delle ROI, presi singolarmente o congiuntamente, per tutti i frame ottenuti per una sequenza di 40 secondi a 60 fps che deve essere elaborata tramite l'algoritmo EVM.

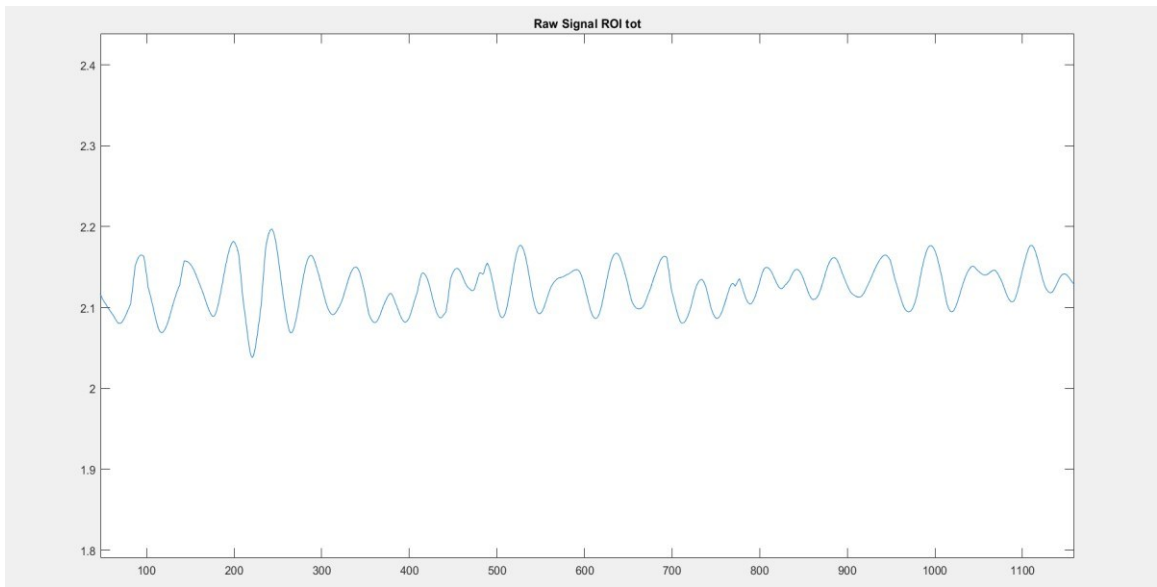


Figura 2.5 Segnale ROI totale grezzo

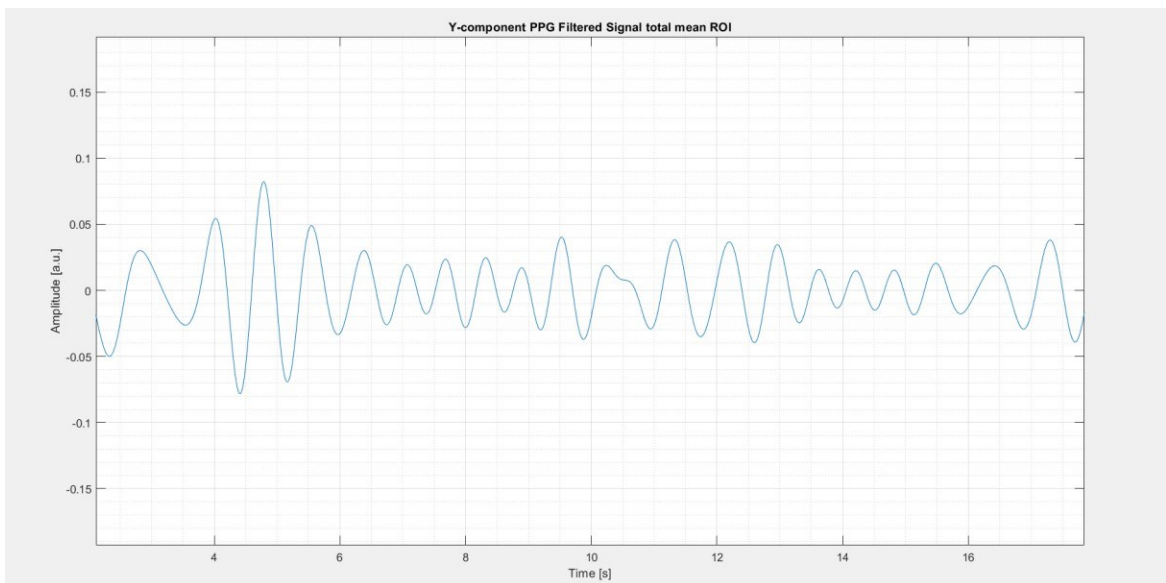


Figura 2.6 Segnale filtrato

Come si osserva nella Figura 2.5 si ha un segnale relativo ai frame ottenuti per una sequenza di 40 secondi, eliminando la componente iniziale e quella finale si

ottiene in segnale utile. Nella Figura 2.6 si osserva il medesimo segnale in cui è stato applicato il filtraggio.

2.2.4. APPLICAZIONE DELLA TRASFORMATA FFT

Dopo l'estrazione del segnale VPG nel dominio del tempo si effettua una FFT per portarlo nel dominio della frequenza. Estrahendo la componente principale in frequenza in una specifica banda si estrae la frequenza correlata alla circolazione sanguigna nonché all'HR.

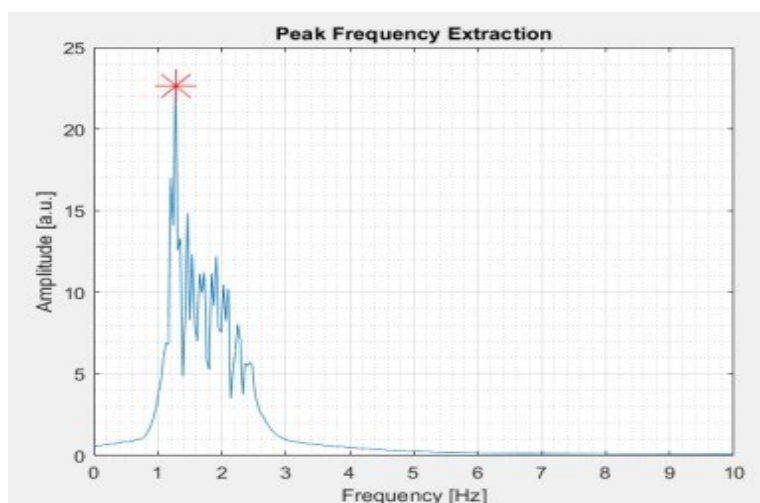


Figura 2.7 Estrazione del picco in frequenza tramite FFT

2.2.5. CONFRONTO TRA FFT E MUSIC

Il Multiple Signal Classification (MUSIC) è un algoritmo di classificazione del segnale multiplo che stima lo pseudospettro da un segnale o da una matrice di correlazione utilizzando il metodo di analisi dell'autospazio di Schmidt. L'algoritmo esegue l'analisi autospaziale della matrice di correlazione del segnale per stimare il contenuto in frequenza del segnale. Questo algoritmo è particolarmente adatto per segnali che sono la somma di sinusoidi con rumori gaussiani bianchi additivi. Gli autovalori e gli autovettori della matrice di correlazione del segnale sono stimati se non si fornisce la matrice di correlazione.

La stima dello pseudospettro MUSIC è data da:

$$P_{MUSIC}(f) = \frac{1}{e^H(f) \left(\sum_{k=p+1}^N v_k v_k^H \right) e(f)} = \frac{1}{\sum_{k=p+1}^N |v_k^H e(f)|^2}$$

Dove N è la dimensione degli autovettori e v^H usati nella somma corrispondono agli autovalori più piccoli e si estendono anche nel sottospazio del rumore. Il vettore $e(f)$ è costituito da esponenziali complessi, quindi il prodotto interno $v_k^H e(f)$ equivale ad una trasformata di Fourier. Questo metodo è utilizzato per il calcolo della stima dello pseudospettro. In definitiva, il MUSIC stima lo pseudospettro applicando un filtraggio alla FFT.

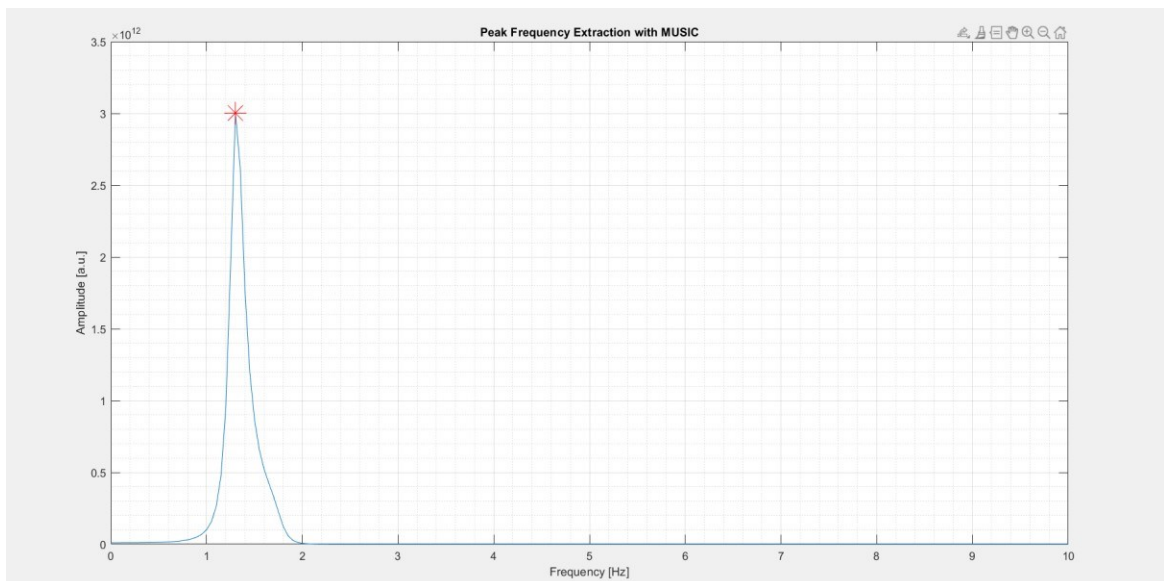


Figura 2.8 Estrazione del picco in frequenza tramite MUSIC

2.2.6. ESTRAZIONE DELLA FREQUENZA CARDIACA

Il valore ottenuto in output deve essere convertito dal dominio della frequenza in bpm, moltiplicando il valore del picco di frequenza per 60.

Se applichiamo questa conversione ai grafici considerati, nel caso della FFT (Figura 2.7) abbiamo $1,60 \text{ Hz} \times 60\text{s} = 96 \text{ bpm}$ e nel caso del MUSIC (Figura 2.8) $1,30 \text{ Hz} \times 60\text{s} = 78 \text{ bpm}$.

CAPITOLO 3

In questo capitolo vengono riportati i risultati sperimentali ricavati attraverso il metodo EVM per tutte le 16 acquisizioni video raffiguranti i 5 individui in esame. Dopo aver riportato esempi del segnale VPG e dei relativi spettri in frequenza ottenuti nelle prove migliori e peggiori dei due metodi, vengono elaborati i dati e poste in evidenza le relative criticità ottenute dalle osservazioni sperimentali. Negli ultimi due paragrafi, infine, sono riportate le discussioni e le conclusioni finali inerenti al lavoro svolto in questa tesi e vengono illustrati i possibili lavori futuri e possibili applicazioni di dispositivi che si basano sul principio di estrazioni di parametri vitali con metodi contactless.

3.1 RISULTATI SPERIMENTALI

In questo paragrafo sono riportati i risultati sperimentali ottenuti dalle 16 acquisizioni video in cui è stato applicato l'algoritmo dell'EVM. Nella tabella 1 sono riportati i valori dell'HR medi e il valore relativo all'intensità della luce. Nella tabella 2 vengono riportati i valori della frequenza di taglio del filtro di Butterworth (fL), la frequenza di campionamento della videocamera utilizzata (fps) e gli indici di inizio e di fine dati in ingresso agli algoritmi (StartIndex e StopIndex che rappresentano rispettivamente il frame di inizio e di fine processo). Infine, nella tabella 3 sono riportati i valori di errore percentuale ottenuti per ogni prova confrontando le frequenze cardiache rilevate attraverso il data processing con quelle misurate attraverso il pulsossimetro (ground-truth). In particolare, Le ultime due colonne rappresentano l'errore medio relativo ottenuto nell'uso dei due differenti filtri (FFT e MUSIC).

Soggetto	Nome	POx	EVM FFT	EVM MUSIC	Fisionomia	lux
1	Sarapin1 - S1	61	66	63		Naturale 703
2	Francesco1 - S2	84	83	83		Naturale 703
3	Margherita1 - S3	90	91	94	Makeup	Scarsa 57
4	Margherita2 - S4	90	91	91	Occhiali	Scarsa 57
5	Margherita3 - S5	88	86	83		Artificiale 171
6	Sarapin2 - S6	69	72	72	Makeup	Scarsa 57
7	Sarapin3 - S7	67	66	69	Occhiali	Scarsa 57
8	Sarapin4 - S8	67	66	64	Makeup	Naturale 532
9	Francesco2 - S9	79	80	83	Occhiali	Scarsa 20
10	Francesco3 - S10	80	83	83		Scarsa 20
11	Margherita4 - S11	85	80	86		Artificiale 114
12	Sarapin5 - S12	62	64	67	Occhiali	Scarsa 57
13	Sarapin6 - S13	64	64	61		Scarsa 57
14	Francesco4 - S14	74	75	78	Leggera Barba	Naturale 1007
15	Giulia1 -S15	78	81	78		Artificiale 354
16	Francesca1 -S16	79	78	78		Scarsa 20

Tabella 1

Soggetto	Nome	fL	fps	startIndex	stopIndex
1	Sarapin1 - S1	50	60	100	1300
2	Francesco1 - S2	78	60	100	1300
3	Margherita1 - S3	75	60	100	1400
4	Margherita2 - S4	70	60	100	1400
5	Margherita3 - S5	85	60	100	1400
6	Sarapin2 - S6	60	60	100	1400
7	Sarapin3 - S7	55	60	100	1400
8	Sarapin4 - S8	60	60	100	1400
9	Francesco2 - S9	70	60	100	1400
10	Francesco3 - S10	70	60	100	1400
11	Margherita4 - S11	70	60	100	1400
12	Sarapin5 - S12	60	60	100	1400
13	Sarapin6 - S13	60	60	100	1400
14	Francesco4 - S14	70	60	100	1400
15	Giulia1 -S15	75	60	100	1400
16	Francesca1 -S16	75	60	100	1300

Tabella 2

Soggetto	Nome	POx	EVM FFT	EVM MUSIC	Er% P-EVM FFT	Er% P-EVM MUSIC
1	Sarapin1 - S1	61	66	63	8,20	3,28
2	Francesco1 - S2	84	83	83	1,19	1,19
3	Margherita1 - S3	90	91	94	1,11	4,44
4	Margherita2 - S4	90	91	91	1,11	1,11
5	Margherita3 - S5	88	86	83	2,27	5,68
6	Sarapin2 - S6	69	72	72	4,35	4,35
7	Sarapin3 - S7	67	66	69	1,49	2,99
8	Sarapin4 - S8	67	66	64	1,49	4,48
9	Francesco2 - S9	79	80	83	1,27	5,06
10	Francesco3 - S10	80	83	83	3,75	3,75
11	Margherita4 - S11	85	80	86	5,88	1,18
12	Sarapin5 - S12	62	64	67	3,23	8,06
13	Sarapin6 - S13	64	64	61	0,00	4,69
14	Francesco4 - S14	74	75	78	1,35	5,41
15	Giulia1 -S15	78	81	78	3,85	0,00
16	Francesca1 -S16	79	78	78	1,27	1,27

Tabella 3

3.2 ELABORAZIONI RISULTATI

Dopo aver elencato tutti i risultati ottenuti, è necessario valutare l'affidabilità del metodo EVM e le criticità legate all'applicazione della trasformata FFT e l'algoritmo MUSIC.

3.2.1 CONSIDERAZIONI GENERALI: CONFRONTO TRA FFT E MUSIC

Per poter confrontare i due metodi sono state calcolate le medie degli errori percentuali rilevati su tutte le 16 acquisizioni esposte in tabella 4. È importante considerare che, trattandosi di una media globale, comprende anche valori alti di errore dati dalle acquisizioni sottoposte a maggior rumore.

Er% P-EVM FFT mean	Er% P-EVM MUSIC mean
2,61	3,56

Tabella 4

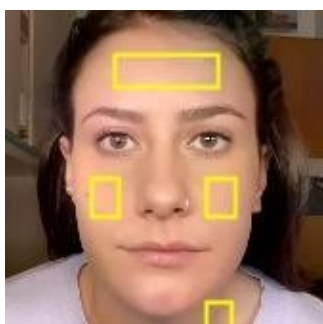
Dalle acquisizioni effettuate e si è rilevato come il filtraggio del segnale ottenuto tramite il MUSIC (3,56 %) presenti un errore, seppur accettabile, superiore al filtraggio FFT (2,61%). Facendo riferimento alla tabella 3 nel paragrafo 3.1, il risultato migliore ottenuto utilizzando la FFT è rappresentato dall'acquisizione nel soggetto 13 (Sarapin6 – S13) che presenta un errore nullo. Acquisizione eseguita con luce naturale intensa. Mentre il risultato peggiore è rappresentato dall'acquisizione nel soggetto 1 (Sarapin1 – S1) che presenta un errore dell'8,20% causato da una scarsa illuminazione che introduce rumori nel segnale VPG generato dall'EVM.

Per quanto riguarda l'algoritmo EVM filtrato tramite MUSIC, il risultato migliore è stato ottenuto dal soggetto 15 (Giulia1 – S15) che presenta un errore nullo. Acquisizione fatta con un'elevata intensità di luce naturale. Mentre il risultato peggiore è stato ottenuto dal soggetto 12 (Sarapin5 – S12) presentando un errore dell'8,06%. Acquisizione effettuata in presenza di occhiali da vista e

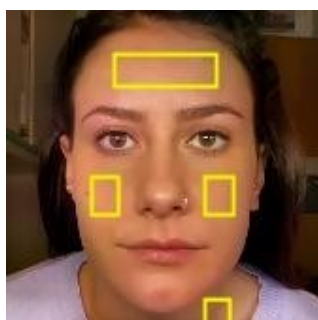
luce artificiale infatti, considerando separatamente le ROI, quella relativa alla fronte (maggiormente esposta alla luce artificiale) presenta l'errore più alto, introducendo rumore nel segnale VPG.

3.2.2 LUCE SCARSA / LUCE ARTIFICIALE / LUCE NATURALE

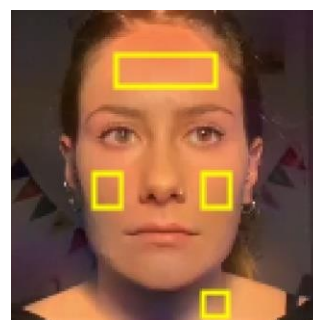
La relazione tra l'errore nel rilevamento dell'HR e l'illuminazione ambientale è dunque fondamentale per determinare i parametri in input dato che l'intensità della luce ambientale (naturale o artificiale) influenza fortemente il rilevamento dell'HR. In definitiva più è elevata l'intensità della luce, migliore sarà il risultato sul rilevamento dell'HR preferendo sempre la luce naturale a quella artificiale. Le acquisizioni video sono state divise secondo i vari livelli di luce registrati sul volto dell'individuo per poter evidenziare l'affidabilità delle elaborazioni in condizioni differenti come si può vedere nella tabella 4 in cui sono riportati i valori lux rilevati in ogni acquisizione. Per quanto riguarda le condizioni di luce scarsa (20-57 lux) ed artificiale (114-354 lux) le acquisizioni sono state fatte in condizioni analoghe (stessa stanza e stessa luce artificiale), invece le acquisizioni con luce naturale sono state effettuate in condizioni meteo variabili (cielo nuvoloso o cielo sereno) ottenendo valori di lux molto differenti (da 532 a 1007 lux). Ciononostante, si possono ottenere ottimi risultati anche in presenza di scarsa luce migliorando alcuni parametri i.e. il fattore di amplificazione α e posizionamento delle ROI.



Luce naturale



Luce scarsa



Luce artificiale

Soggetto	Nome	lux
1	Sarapin1 - S1	Naturale 703
2	Francesco1 - S2	Naturale 703
3	Margherita1 - S3	Scarsa 57
4	Margherita2 - S4	Scarsa 57
5	Margherita3 - S5	Artificiale 171
6	Sarapin2 - S6	Scarsa 57
7	Sarapin3 - S7	Scarsa 57
8	Sarapin4 - S8	Naturale 532
9	Francesco2 - S9	Scarsa 20
10	Francesco3 - S10	Scarsa 20
11	Margherita4 - S11	Artificiale 114
12	Sarapin5 - S12	Scarsa 57
13	Sarapin6 - S13	Scarsa 57
14	Francesco4 - S14	Naturale 1007
15	Giulia1 -S15	Artificiale 354
16	Francesca1 -S16	Scarsa 20

Tabella 4

3.3 DISCUSSIONI FINALI

L'obiettivo del lavoro svolto in questa tesi è quello di analizzare questo approccio basato su metodi contactless, studiando le criticità che questi metodi possono presentare al variare di condizioni specifiche come intensità della luce e caratteristiche fisionomiche dei soggetti (barba, occhiali, make-up). Dai dati sperimentali ottenuti è stato possibile notare che il metodo dell'EVM è uno dei metodi più accurati, infatti l'errore medio percentuale ottenuto risulta essere più che accettabile. Per quanto riguarda i filtraggi si è notato come l'uso della FFT porti una percentuale di errore più bassa (2,62%) rispetto all'uso del MUSIC (3,56%) che presenta errori elevati in caso di scarsa luminosità che impedisce una chiara elaborazione dei dati. Tenendo in considerazione anche il livello di luce, il metodo dell'EVM presenta errori minori nel caso di luce naturale a prescindere dalle condizioni meteo; tuttavia si sono registrati risultati più che buoni anche nel caso di luce scarsa mentre la luce artificiale ha introdotto un errore più elevato nella maggior parte dei test. In conclusione, il metodo dell'EVM ha sicuramente un'elevata accuratezza dei risultati e un buon adattamento alle diverse condizioni di luce ambientale; tuttavia è necessario considerare che questo metodo è caratterizzato da un setting manuale dei

parametri e delle ROI, cosa non sempre comoda, e da un peso computazionale da non sottovalutare.

CONCLUSIONI E LAVORI FUTURI

L'innovazione è parte integrante della storia dell'uomo ed è motore di sviluppo sociale, non serve solo all'impresa ma anche e soprattutto alla società, che la riceve e la elabora ulteriormente plasmandola in base alle sue necessità. È ormai realtà che le nuove tecnologie digitali hanno le potenzialità di cambiare la vita delle persone, offrendo sempre nuove possibilità di comunicazione. La telemedicina può essere una di queste, considerando anche il panorama economico/sociale attuale. Essa infatti, può essere un valido strumento per il miglioramento della sanità in termini di svolta tecnologica e culturale. La continuità delle cure a domicilio e il monitoraggio quotidiano dei pazienti con malattie croniche non possono che migliorare la qualità di vita aumentando la tranquillità e la consapevolezza sul proprio stato di salute.

Esistono vari ambiti nei quali la telemedicina viene applicata e a seconda del settore medico al quale offre possibilità e sviluppi assume nomi differenti. Si parla perciò di: Teleradiologia, Teleassistenza domiciliare, Telecardiologia, Teleriabilitazione, Teleconsulto e Teledidattica. In tutte le sue varie forme, rimane la caratteristica fondamentale del collegamento non fisico tra diversi livelli di cura, collegando virtualmente strutture distanti tra loro. Gli apparati della telemedicina ed i servizi di telecomunicazione consentono, dunque, un rapporto interattivo tra medico di base e medico specialista, tra questi ed il personale infermieristico, sia all'interno che all'esterno delle strutture sanitarie, nonché tra figure professionali e pazienti grazie alla trasmissione di segnali biomedicali.

Queste tecnologie permetterebbero la previsione di possibili attacchi di sonno o perdita dei sensi evitando situazioni di pericolo come per esempio alla guida in quanto l'estrazione del battito cardiaco attraverso questo metodo può essere effettuata anche in movimento o considerando solo parti del viso che può presentarsi anche di profilo e non per forza in posizione centrale. L'utilizzo di metodi contactless porterebbe vantaggi anche all'interno delle unità di terapia intensiva dove è necessario un controllo costante o una ripetizione di diverse misurazioni sul paziente in quanto determinate situazioni possono impedire un

contatto diretto con la pelle del soggetto (presenza di ustioni estese, lesioni della cute che impediscono l'utilizzo di elettrodi o pulsossimetri). Lo stesso problema si pone nei reparti di terapia intensiva neonatale dove la pelle immatura, soprattutto nel caso di bambini prematuri, è facilmente soggetta ad irritazioni, ferite ed infezioni.

Per questo motivo l'obiettivo del lavoro svolto in questa tesi è stato confrontare l'accuratezza del metodo EVM utilizzando la FFT e l'algoritmo MUSIC nonché analizzare le criticità del metodo nei confronti delle variazioni di condizioni specifiche. Grazie alle prove effettuate si è rilevato che il metodo EVM utilizzando l'algoritmo MUSIC presenta un errore maggiore rispetto all'utilizzo della FFT, seppur accettabile. Durante le prove sperimentali, dunque si è notata la notevole variabilità dei risultati sia per quanto riguarda le condizioni di luce, sia per le caratteristiche dei soggetti (barba, occhiali da vista e make-up) che può essere minimizzata variando opportuni parametri dura

Per quanto riguarda l'implementazione pratica di queste tecnologie in futuro si ha la necessità di ulteriori studi di ottimizzazione considerando, per esempio, un porting del metodo EVM da ambiente di programmazione Matlab a C++ per renderlo computazionalmente più leggero visto la grande mole di dati in ingresso.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Ennio Gambi, Angela Agostinelli, Alberto Belli, Laura Burattini, Enea Cippitelli, Sandro Fioretti, Paola Pierleoni, Manola Ricciuti, Agnese Sbrollini, and Susanna Spinsante; Heart Rate Detection Using Microsoft Kinect: Validation and Comparison to Wearable Devices 2017.
- [2] A. Secerbegovic, J. Bergsland, P.S. Halvorsen, N. Suljanovic, A. Mujcic and I. Balasingham; Blood pressure estimation using video plethysmography 2016.
- [3] Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard; Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam 2011.
- [4] Karim Alghoul, Saeed Alharthi, Hussien Al Osman and Abdulmotaleb El Saddik, (Fellow, IEEE); Heart Rate Variability Extraction From Videos Signals: ICA vs. EVM Comparison 2016.
- [5] Mohammad Abdul Motin, Student Member, IEEE, Chandan Kumar Karmakar, Member, IEEE, and Marimuthu Palaniswami, Fellow, IEEE; Ensemble Empirical Mode Decomposition With Principal Component Analysis: A Novel Approach for Extracting Respiratory Rate and Heart Rate From Photoplethysmographic Signal 2018.
- [6] M. Bolanos, Student Member, IEEE, H. Nazeran, Senior Member, IEEE, and E. Haltiwanger; Comparison of Heart Rate Variability Signal Features Derived from Electrocardiography and Photoplethysmography in Healthy Individuals 2006pag. 45.
- [7] Rong-ChaoPeng, Xiao-LinZhou, Wan-HuaLin and Yuan-TingZhang; Extraction of Heart Rate Variability from Smartphone Photoplethysmograms 2015.

- [8] Richard Ribón Fletcher, Member, IEEE, Daniel Chamberlain, Nicholas Paggi, Xinyue Deng; Implementation of Smart Phone Video Plethysmography and Dependence on Lighting Parameters 2015.
- [9] Xiaobai Li, Jie Chen, Guoying Zhao, Matti Pietikainen; RemoteHeartRateMeasurementFromFaceVideosUnderRealisticSituations 2014.