

## Università degli Studi di Bergamo

SCUOLA DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Informatica  
Classe n. L-8 Ingegneria dell'informazione (D.M. 270/04)

# Progetto di un sistema optoelettronico indossabile per misure fotopletismografiche

Relatore

**Prof. Gianluca Traversi**

Candidati

**Wasim Essbai**

Matricola 1060652

**Matteo Verzeroli**

Matricola 1057926

Correlatore

**Dott. Andrea Pedrana**

---

Anno Accademico 2020–2021



# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
<b>1 Fotopletismografia</b>	<b>3</b>
1.1 L'apparato circolatorio . . . . .	3
1.1.1 La circolazione: Pressione, Flusso e Resistenza . . . . .	5
1.2 Principio della fotopletismografia . . . . .	7
1.3 Siti di misura e lunghezze d'onda impiegate . . . . .	9
1.3.1 Assorbimento dell'energia luminosa e lunghezze d'onda . . . . .	10
1.3.2 Siti di misura . . . . .	12
1.4 Stato dell'arte dei moduli PPG . . . . .	13
<b>2 Progetto della piattaforma indossabile</b>	<b>17</b>
2.1 Hardware dell'adapter board . . . . .	17
2.1.1 Adapter Board: MAXM86161 . . . . .	17
2.1.2 Adapter Board: MAX86916 . . . . .	22
2.1.3 Microcontrollore: STM32F4DISCOVERY . . . . .	26
2.2 Firmware . . . . .	27
2.3 Macchina a stati finiti . . . . .	30
2.4 Misure preliminari . . . . .	33
2.4.1 Segnale PPG . . . . .	33
2.4.2 Misure preliminari sui soggetti . . . . .	34
<b>Conclusioni</b>	<b>53</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>57</b>



# Elenco delle figure

1.1	Rappresentazione del sistema circolatorio. . . . .	4
1.2	Pressione del sangue nelle differenti porzioni dell'apparato circolatorio quando una persona è in posizione supina (immagine tratta da Hall [1]). . . . .	5
1.3	Relazione tra pressione, resistenza e flusso ematico. $P_1$ , pressione all'inizio del vaso, $P_2$ , pressione all'altro capo del vaso (immagine tratta da Hall [1]). . . . .	6
1.4	Condotto contenente due fluidi (uno rosso e uno trasparente) in diverse situazioni: <b>A</b> fluidi in equilibrio, assenza gradiente di pressione; <b>B</b> flusso laminare; <b>C</b> flusso turbolento (immagine tratta da Hall [1]). . . . .	6
1.5	Andamento complessivo delle pubblicazioni che hanno utilizzato la tecnologia PPG a singola misura per stimare la BP da gennaio 2010 a gennaio 2019 (immagine tratta da Hosanee et al. [2]). . . . .	8
1.6	a) PPG modalità riflessiva. b) PPG modalità trasmissiva (immagine tratta da Liu et al. [3]). . . . .	9
1.7	Spettri di assorbimento di deossiemoglobina (Hb), ossiemoglobina (HbO <sub>2</sub> ), carbossiemoglobina (HbCO), metaemoglobina (MetHb) e emoglobina (Hb) nella regione di luce visibile (immagine tratta da Lister et al. [4]). . . . .	10
1.8	Coefficienti di assorbimento dell'ossiemoglobina, melanina e acqua in funzione delle lunghezze d'onda (immagine tratta da Ash et al. [5]). . . . .	11
1.9	Profondità nel tessuto raggiunta dalla luce in funzione della lunghezza d'onda (immagine tratta da Moço et al. [6]). . . . .	11
1.10	I principali siti di misura impiegati per segnali PPG (immagine tratta da Ghamari e Mohammad [7]). . . . .	12
1.11	Schema a blocchi del modulo MAX86916. . . . .	13
1.12	Schema a blocchi del modulo MAXM86161. . . . .	14
1.13	Schema a blocchi del modulo MAX30101. . . . .	15
1.14	Diagramma funzionale del modulo ADPD144RI. . . . .	15
2.1	Diagramma a blocchi dell'Adapter Board con modulo PPG MAXM86161. . . . .	18
2.2	Il sensore MAXM86161. . . . .	18
2.3	Accelerometro LIS2DW12. . . . .	19
2.4	Schematico Adapater Board con il sensore PPG MAXM86161. . . . .	20
2.5	Layout Adapter Board con modulo MAXM86161: a) Livello Top, b) Livello Bottom, c) Rendering 2D Top, d) Rendering 2D Bottom. . . . .	20
2.6	Diagramma a blocchi dell'Adapter Board con modulo PPG MAX86916. . . . .	22
2.7	Il sensore MAX86916. . . . .	22
2.8	Schematico Adapater Board con il sensore PPG MAX86916. . . . .	24
2.9	Layout Adapter Board con modulo MAX86916: a) Livello Top, b) Livello Bottom, c) Rendering 2D Top, d) Rendering 2D Bottom. . . . .	24
2.10	Board STM32F4DISCOVERY. . . . .	26
2.11	Configurazione pinout della board STM32F4DISCOVERY . . . . .	28
2.12	Configurazione clock della board STM32F4DISCOVERY. . . . .	29
2.13	Macchina a stati finiti del firmware delle due board progettate. . . . .	30

2.14 a) <i>Adapter Board</i> con sensore MAX86916. b) Confronto dimensione dell' <i>Adapter Board</i> con una moneta da un euro. . . . .	33
2.15 a) <i>Adapter Board</i> con sensore MAXM86161. b) Confronto dimensione dell' <i>Adapter Board</i> con una moneta da un euro. . . . .	33
2.16 Caratteristiche tipiche di un onda PPG (immagine tratta da Chen [8]). . . . .	34
2.17 Segnale acquisito lasciando il sensore MAX86916 esposto alla luce artificiale. .	35
2.18 Diagramma temporale della sincronizzazione dei parametri di accensione del led e integrazione dell'ADC con un LED (immagine tratta da Maxim Integrated [9]). . . . .	36
2.19 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAX86916. . . . .	37
2.20 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAX86916. . . . .	38
2.21 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAX86916. .	39
2.22 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAX86916. .	40
2.23 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAXM86161. . . . .	41
2.24 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAXM86161. . . . .	42
2.25 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAXM86161. .	43
2.26 Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAXM86161. .	44
2.27 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAX86916. . . . .	45
2.28 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAX86916. . . . .	46
2.29 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAX86916. .	47
2.30 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAX86916. .	48
2.31 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAXM86161. . . . .	49
2.32 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAXM86161. . . . .	50
2.33 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAXM86161. .	51
2.34 Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAXM86161. .	52

# Introduzione

Il presente lavoro di tesi, svolto presso il Laboratorio di Microelettronica dell'Università degli Studi di Bergamo, tratta la progettazione e lo sviluppo di un sistema optoelettronico indossabile per misure fotopletismografiche. In particolare l'attività si è focalizzata sul progetto di due *Adapter Board* dalle dimensioni ridotte. Questi sistemi stanno acquisendo sempre più popolarità dal momento che permettono un monitoraggio non invasivo dei principali parametri fisiologici delle persone. Infatti, il monitoraggio continuo può essere utilizzato come strumento per la prevenzione da alcune patologie, migliorando la qualità della vita. I dispositivi basati su fotopletismografia sono degli ottimi candidati per questo utilizzo, dal momento che possono essere integrati in diversi accessori utilizzati nella vita quotidiana, come orologi ed auricolari.

Nel *primo capitolo* viene descritto l'apparato circolatorio e le dinamiche che ne regolano il funzionamento. Si tratta di un aspetto importante che permette di comprendere il principio su cui si basa la fotopletismografia, il quale viene analizzato nel capitolo. Inoltre, vengono illustrati i fattori che influenzano le acquisizioni fotopletismografiche e i principali siti di misura impiegati. Infine, vengono riportati alcuni dispositivi per l'acquisizione di segnali PPG, presentati come stato dell'arte.

Nel *secondo capitolo* viene discusso il progetto delle due piattaforme. In particolare, si descrive lo sviluppo dei due sistemi progettati e la piattaforma *STM32F4DISCOVERY*, prodotta da STMicroelectronics, utilizzata come scheda di valutazione. Successivamente, viene descritto il firmware sviluppato per le due *Adapter Board* e la macchina a stati finiti che ne definisce formalmente il funzionamento. In conclusione, sono riportati e commentati i risultati di alcune misure effettuate su due soggetti, ottenute utilizzando i sistemi realizzati. Nel capitolo vengono riportate anche le configurazioni impiegate per le due *Adapter Board* nell'acquisizione dei segnali PPG.



# **Capitolo 1**

## **Fotopletismografia**

In questo capitolo verranno introdotti i concetti necessari a comprendere il funzionamento delle tecniche fotopletismografiche. Dapprima verrà fornita una panoramica sull'apparato circolatorio, concentrandosi sui fenomeni che determinano e caratterizzano il flusso del sangue all'interno dei vasi sanguigni. In seguito, verrà analizzata la tecnica della fotopletismografia ponendo l'attenzione sul principio di funzionamento, le possibili applicazioni e le proprietà dei diversi siti di misura che si utilizzano per le acquisizioni. Infine, verrà fornita una panoramica dei sensori maggiormente utilizzati, mettendo in evidenza le caratteristiche che li differenziano.

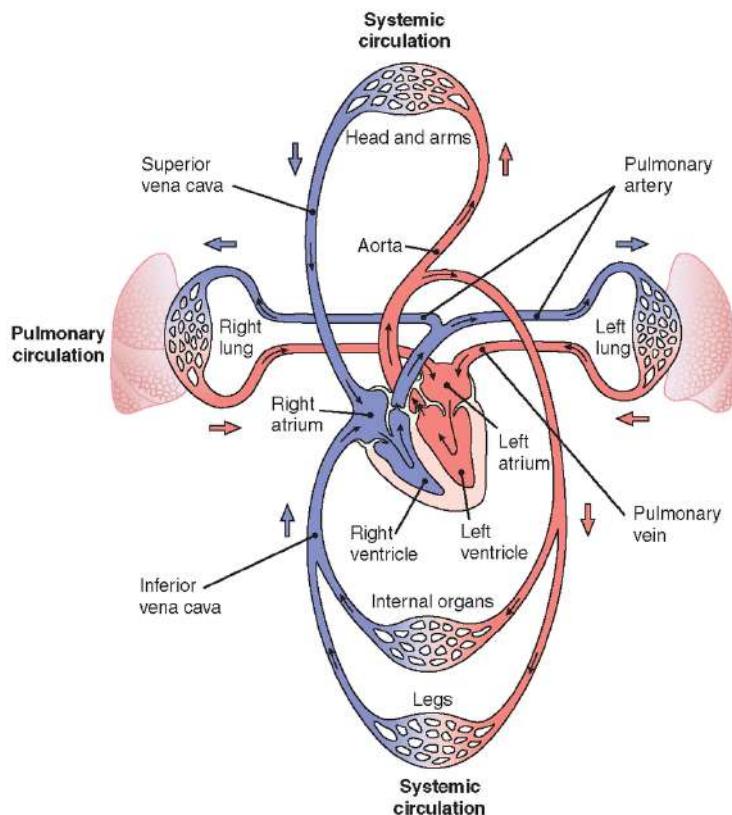
### **1.1 L'apparato circolatorio**

L'apparato circolatorio è fondamentale per la sopravvivenza di tutte le cellule del corpo umano. Il suo compito è quello di provvedere ai bisogni dei tessuti, mantenendo un ambiente adeguato alla sopravvivenza delle cellule che li compongono (omeostasi) [10]. L'apparato cardiocircolatorio è composto da tre elementi fondamentali:

1. il sangue, una sospensione di cellule e frazioni cellulari (globuli rossi, globuli bianchi e piastrine) in un liquido acquoso (plasma), contenente proteine e elettroliti;
2. il cuore, un muscolo che, agendo come una pompa, fornisce al sangue la pressione necessaria per poter circolare in tutto il corpo;
3. i vasi sanguigni, un circuito di condotti che permettono al sangue di scorrere lungo tutto il corpo.

Grazie a questo apparato, è possibile trasportare gas respiratori (anidride carbonica e ossigeno), sostanze nutritive (glucosio, aminoacidi, acidi grassi) e messaggi chimici (ormoni) verso tutte le cellule dei tessuti. Inoltre, vengono raccolte ed eliminate tutte le sostanze di scarto prodotte dalle reazioni chimiche che avvengono nelle cellule. La loro eliminazione è affidata a organi specializzati, come i reni e il fegato, che agiscono come dei filtri, oppure ai polmoni, che permettono lo scambio gassoso, eliminando l'anidride carbonica e assimilando l'ossigeno. Il sangue è anche un elemento che permette la termoregolazione all'interno degli esseri viventi: variando il flusso nei tessuti più esterni è possibile controllare la dispersione del calore corporeo con l'ambiente esterno. Il volume e il flusso del sangue in questi tessuti viene controllato dall'azione coordinata di cuore e vasi sanguigni, che insieme permettono di regolarne l'apporto.

All'interno dell'apparato circolatorio è possibile identificare diverse tipologie di vasi che si differenziano per struttura e funzione. Si suddividono in: arterie, arteriole, capillari, venule e vene. Ciononostante, tutte le pareti vasali sono costituite, in proporzioni variabili, da: endotelio, fibre collagene, fibre elastiche e fibre muscolari lisce. Le *arterie* hanno il compito di trasportare il sangue ad alta pressione dal cuore verso i tessuti. A tal fine,



**Figura 1.1** – Rappresentazione del sistema circolatorio.

analizzando la loro struttura, si possono notare delle pareti vascolari molto resistenti e flessibili. L'arteria principale è l'aorta, che si estende dal ventricolo sinistro fino alla biforcazione iliaca e permette al sangue arterioso (ricco di ossigeno) di raggiungere i vasi arteriosi di calibro inferiore. Il sistema arterioso termina con le *arteriole*, che regolano la quantità di sangue immessa nei capillari. Per questo motivo, presentano forti pareti muscolari, che ne permettono la dilatazione o la costrizione. I *capillari* presentano invece pareti molto sottili e porose, che li rendono permeabili all'acqua e ad alcune molecole. Infatti, a loro è affidato lo scambio di fluidi e sostanze tra il sangue e il liquido interstiziale delle cellule. Infine, le *venule* raccolgono il sangue dei capillari e gradualmente si fondono nelle vene, condotti più larghi, adibiti al trasporto del sangue verso il cuore. In aggiunta, esse costituiscono un'importante riserva ematica, contenendone circa il 65%. Le vene si differenziano dalle arterie per avere pareti più sottili, in quanto adibite al trasporto di sangue con una minore pressione [11]. In aggiunta, alcune vene, presenti soprattutto nelle gambe, possiedono delle valvole a *nido di rondine*, che impediscono il reflusso del sangue, specialmente in posizione eretta.

Analizzando la complessa rete vascolare, è possibile identificare due sotto-circuiti principali Fig. 1.1:

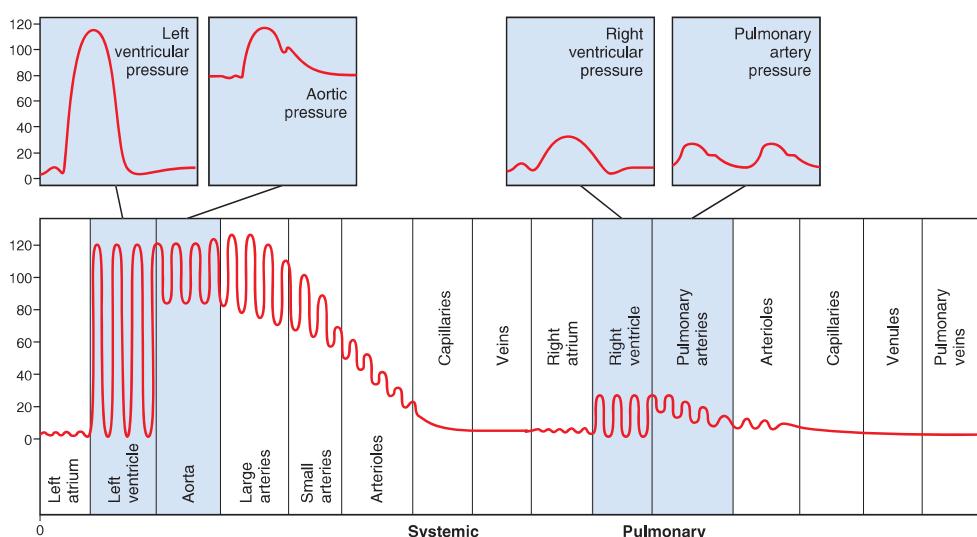
- la *circolazione polmonare*, o piccola circolazione, che include i vasi che, dal ventricolo destro del cuore, si capillarizzano a livello degli alveoli polmonari e ritornano al cuore nell'atrio sinistro tramite le *vene polmonari*;
- la *circolazione sistematica*, o grande circolazione, che permette al sangue di scorrere dal ventricolo sinistro all'interno dell'*aorta* per poi raggiungere tutto il corpo e ritornare,

grazie alla *vena cava*, all'atrio destro.

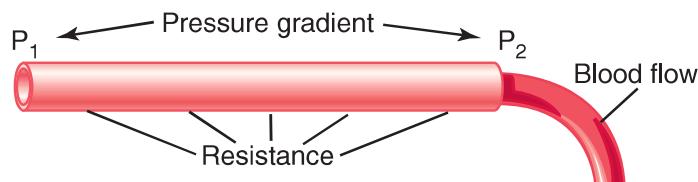
Tuttavia, la distinzione nei due circuiti è puramente teorica e, in realtà, i due sono strettamente interdipendenti [12]. In effetti, il sangue deossigenato, proveniente dalla circolazione sistemica, ritorna all'atrio destro attraverso la vena cava superiore e inferiore. Durante la fase di *diastole*, scorre nel ventricolo destro attraverso la *valvola tricuspidale* e successivamente, grazie alla contrazione del ventricolo (fase di *sistole*), viene spinto nell'arteria polmonare destra e sinistra, che portano il sangue ai polmoni. Grazie ai capillari polmonari avviene il processo di *ematosi*, durante il quale il sangue assimila ossigeno e cede anidride carbonica. Le vene polmonari raccolgono il sangue appena ossigenato e lo conducono nell'atrio sinistro. A questo punto, si ha il confine di passaggio dalla circolazione polmonare a quella sistemica. Dall'atrio destro, attraverso la *valvola bicuspidale*, il sangue procede verso il ventricolo sinistro nella fase di diastole. In seguito, la sistole costringe il sangue nell'aorta che, diramandosi fino ai capillari, permette la perfusione in tutti i tessuti. Infine, il sangue viene riportato all'atrio destro attraverso le vene cave superiore e inferiore. Il ciclo può ora ripartire.

### 1.1.1 La circolazione: Pressione, Flusso e Resistenza

Il sangue è assimilabile a un fluido e come tale è in grado di scorrere solamente se è presente un *gradiente di pressione* nei vasi sanguigni. Più precisamente, liquidi e gas fluiscono da regioni a maggiore pressione verso regioni a minore pressione. Negli esseri umani, il gradiente è mantenuto grazie alle contrazioni del cuore. Infatti, il sangue esce dal cuore con una pressione elevata e fluisce nei circuiti chiusi dei vasi sanguigni dove la pressione diminuisce progressivamente. [13]. Come mostrato nella figura Fig. 1.2, all'interno dell'aorta la pressione è mediamente alta e pari a circa 100 mmHg. Più precisamente, la pressione risulta essere pulsante con dei picchi di 120 mmHg (*pressione sistolica*) e dei minimi di 80 mmHg (*pressione diastolica*). Mentre il sangue scorre all'interno della circolazione sistemica, la pressione media scende progressivamente fino a circa 0 mmHg alla terminazione delle vene cava superiore e inferiore. Inoltre, anche l'andamento pulsatile tende a diminuire a livello capillare e venoso. Si noti come, nella circolazione polmonare, la pressione nelle



**Figura 1.2** – Pressione del sangue nelle differenti porzioni dell'apparato circolatorio quando una persona è in posizione supina (immagine tratta da Hall [1]).



**Figura 1.3** – Relazione tra pressione, resistenza e flusso ematico.  $P_1$ , pressione all'inizio del vaso,  $P_2$ , pressione all'altro capo del vaso (immagine tratta da Hall [1]).

arterie polmonari ritorni ad essere pulsatile, a causa dell'azione del ventricolo destro, ma con una pressione media di 16 mmHg, di molto inferiore rispetto a quella dell'aorta. La bassa pressione all'interno della piccola circolazione è necessaria per permettere lo scambio gassoso a livello polmonare.

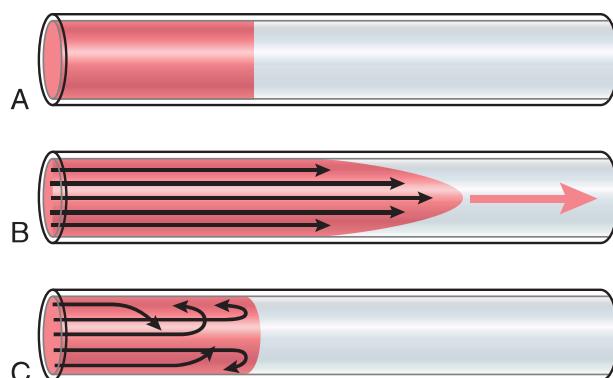
La diminuzione della pressione del flusso ematico all'interno dell'apparato circolatorio è causato dalla *resistenza vascolare*, che rappresenta la frizione tra il liquido e le pareti vascolari. Il flusso attraverso i vasi sanguigni può essere quindi calcolato con la seguente formula, chiamata *legge di Ohm*:

$$F = \frac{\Delta P}{R} \quad (1.1)$$

dove  $F$  è il flusso del sangue,  $\Delta P$  è il gradiente di pressione tra le due estremità di un vaso e  $R$  è la resistenza (Fig. 1.3).

Il flusso indica la quantità di sangue che passa in un dato punto della circolazione in un intervallo di tempo specificato. È espresso in millilitri o litri al minuto. Tipicamente in un essere umano adulto il flusso è di circa 5000 ml/min.

Quando il sangue scorre con un ritmo costante all'interno di un vaso lungo e liscio, il suo flusso può essere considerato *laminare*. In questo caso, la velocità del liquido ematico che si trova nel centro del vaso è maggiore rispetto a quello che si trova alle estremità, le cui particelle sono soggette alla forza d'attrito causata dal contatto con le pareti. Questo effetto è chiamato *profilo parabolico della velocità del flusso del sangue* [1] ed è mostrato nella figura Fig. 1.4. Quando il ritmo diventa elevato oppure incontra una superficie ruvida o un ostacolo, il flusso non può più essere considerato laminare ma si considera *flusso*



**Figura 1.4** – Condotto contenente due fluidi (uno rosso e uno trasparente) in diverse situazioni: **A** fluidi in equilibrio, assenza gradiente di pressione; **B** flusso laminare; **C** flusso turbolento (immagine tratta da Hall [1]).

*turbolento*, caratterizzato da un moto disordinato delle particelle del sangue che causa un aumento della resistenza.

La *pressione idrostatica* del sangue rappresenta la forza esercitata dal sangue su una qualsiasi unità di area della parete di un vaso. In verità, il sangue è un liquido in movimento. Per cui, esso ha una componente dinamica da tenere in considerazione, che rappresenta l'energia cinetica del sistema. In particolare, come si è già visto analizzando il gradiente di pressione nell'apparato cardiocircolatorio, la pressione di un liquido in movimento diminuisce con la distanza percorsa, a causa dell'energia dispersa dall'attrito con le pareti del contenitore. La pressione all'interno dell'apparato circolatorio viene comunemente definita idrostatica, sebbene il sangue sia un fluido in movimento. Un'altra grandezza importante dell'emodinamica (branca della fisiologia cardiovascolare che studia il comportamento del sangue in movimento nei vasi) è la *conduttanza*, che rappresenta l'attitudine di un vaso ad essere percorso dal sangue, fissato un gradiente di pressione. È evidente che la conduttanza è il reciproco della resistenza:

$$\text{Conduttanza} = \frac{1}{\text{Resistenza}} \quad (1.2)$$

Inoltre, la conduttanza è strettamente legata al diametro del vaso:

$$\text{Conduttanza} \propto (\text{Diametro})^4 \quad (1.3)$$

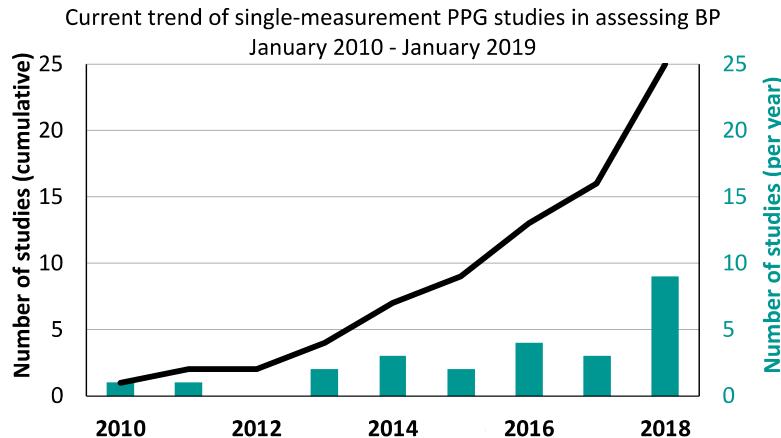
La conduttanza diminuisce al diminuire del diametro perché tutto il sangue può essere considerato a contatto con le pareti e soggetto alla resistenza. Al contrario, se il raggio aumenta, solo le particelle più esterne saranno soggette alla frizione, determinando una velocità maggiore delle particelle nel centro del vaso. Integrando le diverse velocità delle particelle del sangue lungo una sezione di un vaso sanguigno, si può ricavare la seguente formula (*legge di Poiseuille*):

$$F \rightarrow \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l} \quad (1.4)$$

dove  $F$  è la velocità del sangue,  $\Delta P$  è il gradiente di pressione,  $r$  è il raggio del vaso,  $l$  la lunghezza del vaso e  $\eta$  è la viscosità del sangue. Si ponga ancora l'attenzione sulla dipendenza della velocità del flusso con la quarta potenza del raggio del vaso. Quindi, il controllo del flusso del sangue può essere effettuato controllando il diametro dei vasi sanguigni. Questo permette alle arteriole di variare il flusso sanguigno nei tessuti. Al contrario, la lunghezza e la viscosità del sangue (che dipende dal rapporto tra eritrociti e plasma) possono essere considerati parametri costanti che non influenzano la pressione in modo significativo.

## 1.2 Principio della fotopletismografia

La fotopletismografia (PPG) è una tecnica ottica, semplice ed economica, che permette di rilevare variazioni del volume del sangue nel letto microvascolare dei tessuti [14]. Una sorgente luminosa, tipicamente uno o più LED, proietta delle onde luminose sulla pelle, che vengono trasmesse, o riflesse, e acquisite da un fotorilevatore, spesso costituito da un fotodiodo. Poiché il volume del sangue cambia con il ciclo cardiaco, anche l'intensità rilevata subirà delle variazioni. Si tratta di una tecnologia non invasiva, spesso utilizzata per la misura della frequenza cardiaca e dell'ossigenazione del sangue ( $SpO_2$ ). Il successo di questa tecnologia è legato alla possibilità di essere inserita all'interno di dispositivi indossabili, come ad esempio smartwatch e pulsossimetri, grazie alle ridotte dimensioni dei moduli. Si

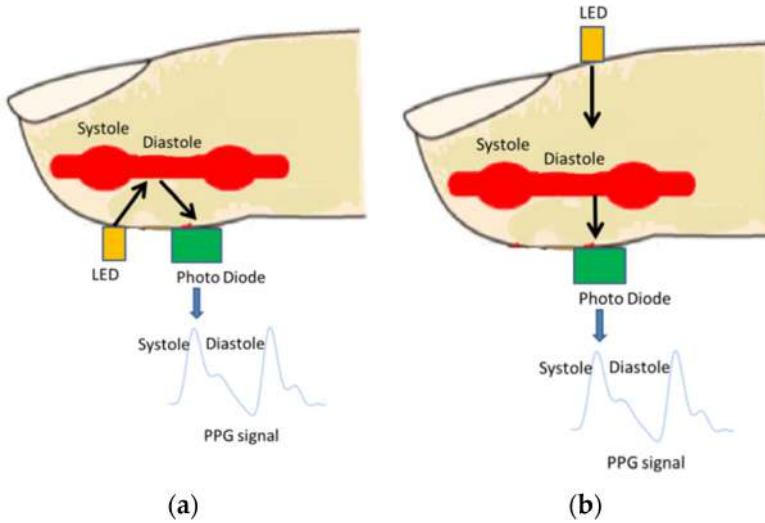


**Figura 1.5** – Andamento complessivo delle pubblicazioni che hanno utilizzato la tecnologia PPG a singola misura per stimare la BP da gennaio 2010 a gennaio 2019 (immagine tratta da Hosanee et al. [2]).

stima che la sua diffusione è destinata ad aumentare nel decennio 2020-2030. Pur essendo una tecnologia introdotta nel 1937, l'interesse da parte dei ricercatori è fortemente cresciuto nell'ultimo decennio, come mostra la figura Fig. 1.5. Originariamente, l'analisi del segnale PPG era utilizzata per il monitoraggio continuo della frequenza cardiaca di pazienti in ospedale, utilizzando dei dispositivi che venivano indossati sulle dita della mano. Un'altra importante applicazione della fotopletismografia è il monitoraggio dell'ossigenazione del sangue di pazienti affetti da COVID-19. Infatti, si è notato come, negli stadi più gravi della malattia, uno dei parametri da tenere in considerazione per valutare le condizioni dei pazienti è l'ossigenazione del sangue. La facilità dell'utilizzo di questi dispositivi ne ha permesso il monitoraggio a domicilio. In condizioni di salute ottimali, l'ossigenazione del sangue si attesta intorno a valori dal 97% al 99%. Per questo motivo, se un paziente presenta un livello basso, tipicamente inferiore al 90%, necessita immediatamente dell'attenzione di un medico. Inoltre, sono stati redatti diversi studi che indicano che l'analisi congiunta dell'onda PPG e dei tracciati ECG sembra essere utile nel diagnosticare e monitorare diverse patologie cardiovascolari, come ad esempio l'ipertensione [15].

Esistono due differenti configurazioni per effettuare misure fotopletismografiche (Fig. 1.6). La modalità *riflessiva*, in cui la sorgente luminosa e il fotorivelatore sono posti sullo stesso piano. In questo modo, il fotorivelatore rileverà la luce che viene riflessa dal tessuto. Al contrario, nella modalità *trasmissiva*, il fotorilevatore è posto dal lato opposto del tessuto rispetto alla sorgente luminosa. In questo modo, la luce attraversa interamente il tessuto prima di essere acquisita. La modalità maggiormente utilizzata è quella riflessiva. Infatti, sebbene la configurazione trasmissiva permetta di ottenere segnali migliori, la modalità a riflessione consente di costruire sensori più comodi e piccoli, mantenendo una buona qualità dei segnali.

La fotopletismografia è considerata una delle tecniche migliori per acquisizioni non invasive basate sul rilevamento degli impulsi periferici [16]. Come si è già evidenziato, i principali vantaggi di questa tecnologia sono legati alla sua relativa semplicità di utilizzo e basso costo di realizzazione, garantendo però un'elevata sensitività nella rilevazione delle variazioni del flusso sanguigno nei tessuti. Inoltre, soprattutto nella configurazione riflessiva, le misure possono essere effettuate in diverse parti del corpo e il suo posizionamento non risulta essere particolarmente critico. Tuttavia, bisogna analizzare alcune criticità che devono essere considerate per ottenere segnali PPG affidabili. La qualità dell'onda PPG è



**Figura 1.6** – a) PPG modalità riflessiva. b) PPG modalità trasmissiva (immagine tratta da Liu et al. [3]).

molto sensibile agli artefatti introdotti dal movimento dell'individuo durante l'acquisizione. Infatti, si potrebbero ottenere delle distorsioni nel segnale dovute al movimento relativo tra sensore e tessuto. In aggiunta, è bene scegliere siti con un alto indice di perfusione, come i lobi delle orecchie, in modo che la misura sia più robusta. Anche la temperatura superficiale della pelle e ambientale è un fattore che può influenzare alcuni parametri cardiovascolari stimati a partire dal segnale PPG [17]. In aggiunta, la presenza di sorgenti luminose esterne, quali la luce solare o delle lampade a fluorescenza, possono disturbare l'acquisizione, interferendo con la luce riflessa dalla pelle. È necessario quindi studiare dei componenti, come ad esempio l'ALC (*Ambient Light Cancellation*), che permettono di compensare l'effetto dovuto a questi disturbi [18]. Infine, è importante anche isolare il LED e il fotorilevatore, soprattutto nella modalità riflessiva. In questo modo si evita che la luce possa raggiungere il fotodiodo senza aver attraversato i tessuti.

### 1.3 Siti di misura e lunghezze d'onda impiegate

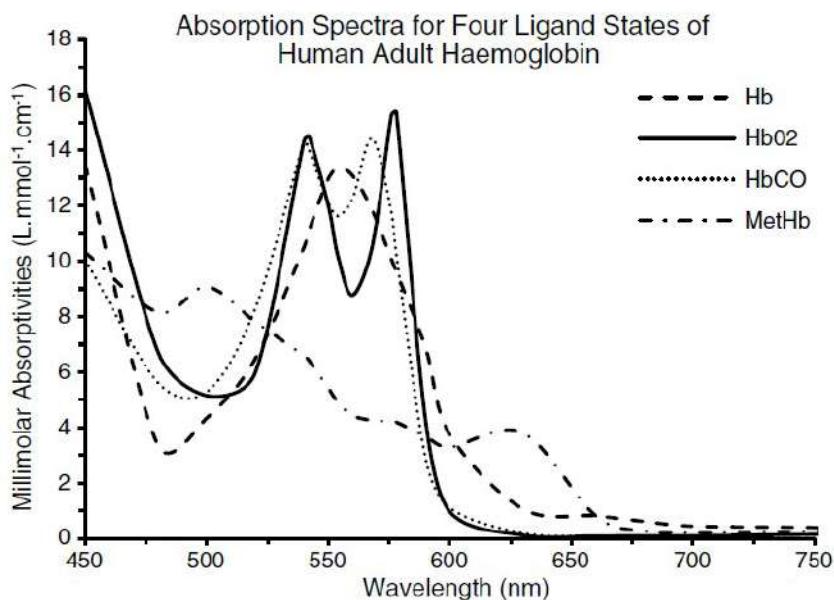
La pelle rappresenta il limite di interazione tra il corpo umano e l'ambiente esterno. Uno dei fattori ambientali con cui interagisce è la luce. L'analisi dell'interazione luce-pelle presenta alcune criticità, a causa dei complessi fenomeni di diffusione, assorbimento e riflessione delle onde luminose. Di questi, l'assorbimento e la diffusione contribuiscono in modo significativo all'aspetto della pelle. Si stima che una percentuale che va dal 4% al 7% della luce visibile sia riflessa dalla superficie epidermica, indipendentemente dalla lunghezza d'onda e dal colore della pelle. La restante parte viene rifratta e assorbita dalla pelle.

### 1.3.1 Assorbimento dell'energia luminosa e lunghezze d'onda

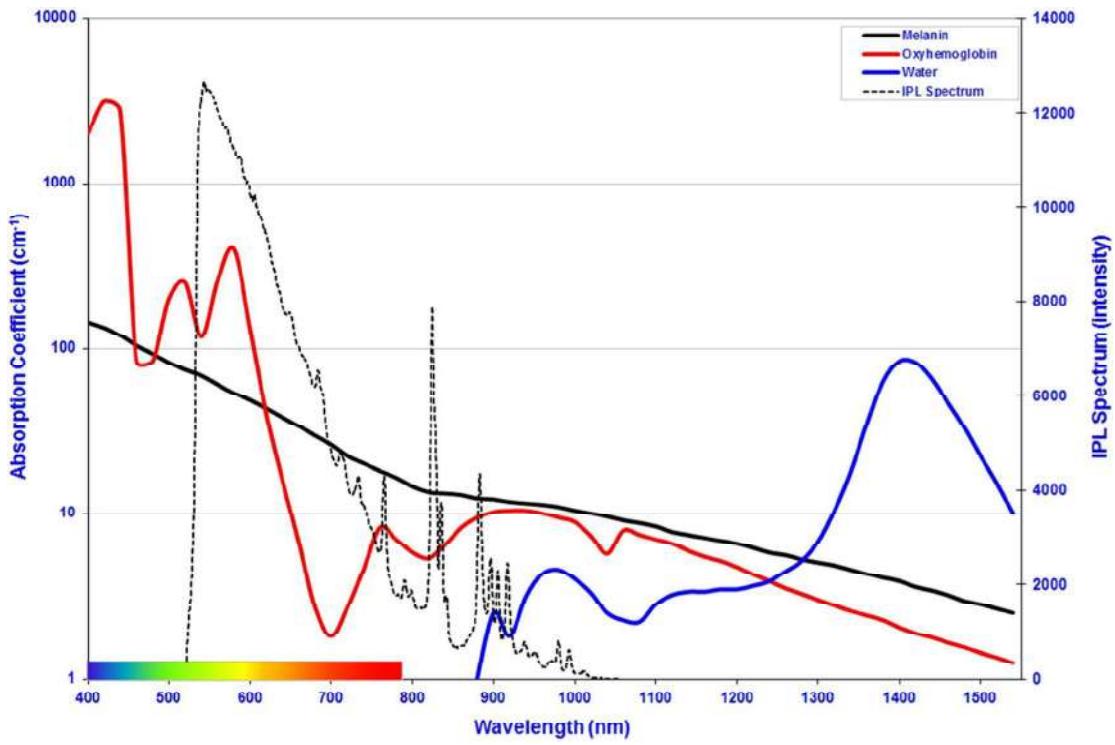
Il fenomeno dell'assorbimento rappresenta una riduzione dell'energia luminosa. Nei tessuti umani questo è dovuto principalmente a due sostanze [4]:

- l'emoglobina, spesso indicata con la sigla Hb, è una proteina contenente ferro in grado di combinarsi in modo reversibile con l'ossigeno molecolare [13]. Come mostrato dalla figura Fig. 1.7, l'emoglobina presenta tre picchi di assorbimento nella regione della luce visibile. Il primo (noto anche come *Picco di Soret*) si trova all'interno della regione blu dello spettro ed è dominante. Gli altri due invece si possono distinguere nella regione giallo-verde, con una lunghezza d'onda compresa tra i 500 e 600 nm. Questi tre picchi combinati danno all'emoglobina un colore rosso;
- la melanina, contenuta sotto forma di granuli nelle cellule dello strato basale dell'epidermide [13]. La melanina assorbe principalmente le lunghezze d'onda più corte (Fig. 1.8), quindi presenta uno spettro di assorbimento che decresce gradualmente dall'ultravioletto fino all'infrarosso. In realtà, la melanina è una molecola molto complessa e la sua struttura non è ancora ben nota.

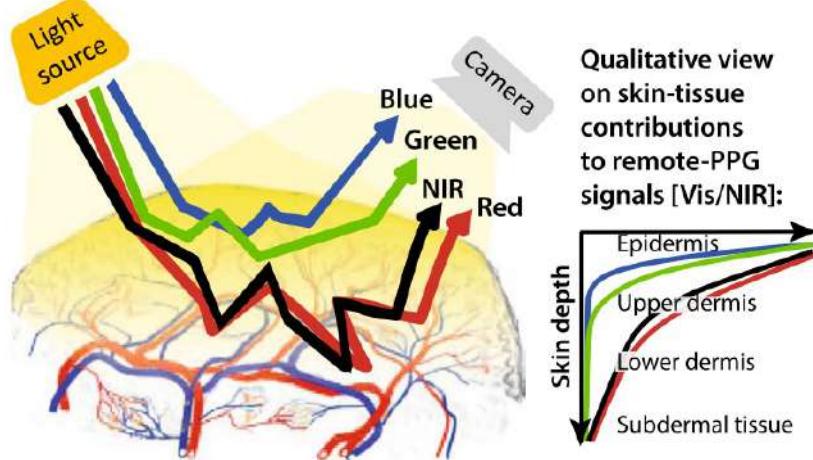
Un altro elemento di cui tener conto è l'acqua che presenta un basso assorbimento nella regione visibile, mentre assorbe la luce nel regime ultravioletto e del lontano infrarosso. Le regioni di luce che riescono ad attraversare maggiormente i tessuti umani sono quindi quella rossa e del vicino infrarosso (Fig. 1.9). Per questo motivo sono spesso utilizzate per applicazioni fotopletismografiche. La profondità nel tessuto umano che si può raggiungere dipende dalla lunghezza d'onda ma anche dalla distanza tra la sorgente luminosa e il foto-rilevatore. Come evidenziato prima, la luce rossa e infrarossa permette acquisizioni a maggiore profondità nel tessuto. Al contrario la luce verde viene assorbita in quantità superiore [19] a causa dell'emoglobina e della deossiemoglobina (Fig. 1.7). Infatti, nelle zone



**Figura 1.7** – Spettri di assorbimento di deossiemoglobina (Hb), ossiemoglobina (HbO<sub>2</sub>), carbossiemoglobina (HbCO), metaemoglobina (MetHb) e emoglobina (Hb) nella regione di luce visibile (immagine tratta da Lister et al. [4]).



**Figura 1.8** – Coefficienti di assorbimento dell’ossiemoglobina, melanina e acqua in funzione delle lunghezze d’onda (immagine tratta da Ash et al. [5]).



**Figura 1.9** – Profondità nel tessuto raggiunta dalla luce in funzione della lunghezza d’onda (immagine tratta da Moço et al. [6]).

in cui il sangue pulsa attraverso la pelle si rileva una variazione tra luce emessa e riflessa maggiore per la regione verde rispetto a quella infrarossa. Questa caratteristica permette di avere un rapporto segnale-rumore (Signal to Noise Ratio), superiore a quello ottenuto con luce infrarossa. Pertanto, la luce verde risulta più adatta per misure superficiali come la variazione del flusso sanguigno superficiale [20].

### 1.3.2 Siti di misura

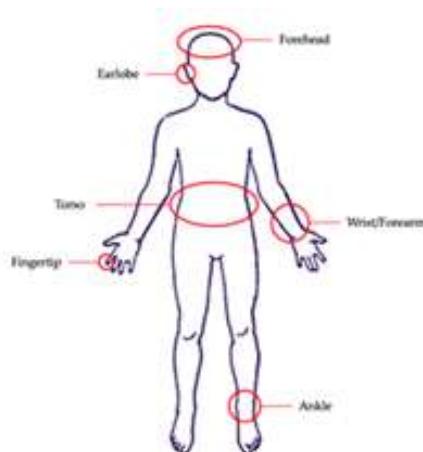
La scelta del sito di misura risulta ancora oggi oggetto di discussione dal momento che è difficile definire una zona del corpo migliore per acquisizioni fotopletismografiche. In realtà, la scelta va fatta in base alla tipologia di applicazione e alla qualità dell'acquisizione che si reputa accettabile. Tuttavia ci sono alcune zone che vengono privilegiate per il posizionamento dei sensori PPG.

**Polpastrello** Rappresenta la zona più comune per acquisizioni e costituisce un'area ricca di capillari e con una bassa concentrazione di melanina. Per questo motivo è particolarmente adatta a misure in profondità con luce rossa e infrarossa, che permettono misure della frequenza cardiaca e di saturazione di ossigeno.

**Polso** Il primo tipo di acquisizioni sul polso utilizza la parte superiore (postero-esterna). In questo punto si ha maggiore presenza di capillari sanguigni. Per queste misure si utilizza principalmente la luce verde dal momento che l'acquisizione da effettuare è di tipo superficiale. Il secondo tipo di acquisizione invece è quello che coinvolge la parte inferiore (antero-interna), dove si ha il passaggio delle arterie ulnare e radiale. Questa tipologia di acquisizione permette di ottenere un segnale di buona qualità con tutte e tre le sorgenti luminose. Tuttavia, nei dispositivi commerciali, prevale l'acquisizione sul lato postero-esterno poiché sono più agevoli da indossare. Un limite di queste misure è la presenza di disturbi legati al movimento del braccio che però possono essere ridotti tramite l'integrazione di una piattaforma inerziale nel sensore PPG [7].

**Fronte** Si tratta di una regione ricca di arterie che si diramano dalla carotide interna [21]. Per cui le misure in questa zona offrono una buona qualità e affidabilità del segnale. Le acquisizioni sulla fronte sono anche meno sensibili ai disturbi legati al movimento ed è una posizione più accessibile rispetto ai polpastrelli. Questo sito viene utilizzato tipicamente per la misura della saturazione arteriosa di ossigeno.

**Orecchio** I lobi delle orecchie rappresentano una zona con basso contenuto di cartilagine ed elevata affluenza di sangue. Queste caratteristiche permettono di ottenere dei segnali di buona qualità. Anche per i lobi delle orecchie si ha meno vulnerabilità agli artefatti dovuti al movimento e offrono una posizione comoda. Infatti, i dispositivi di questo tipo sono altamente indossabili [7]. Il sensore PPG può essere posizionato anche all'interno di cuffie e auricolari, che garantiscono un elevato comfort in caso di monitoraggi a lunga durata.

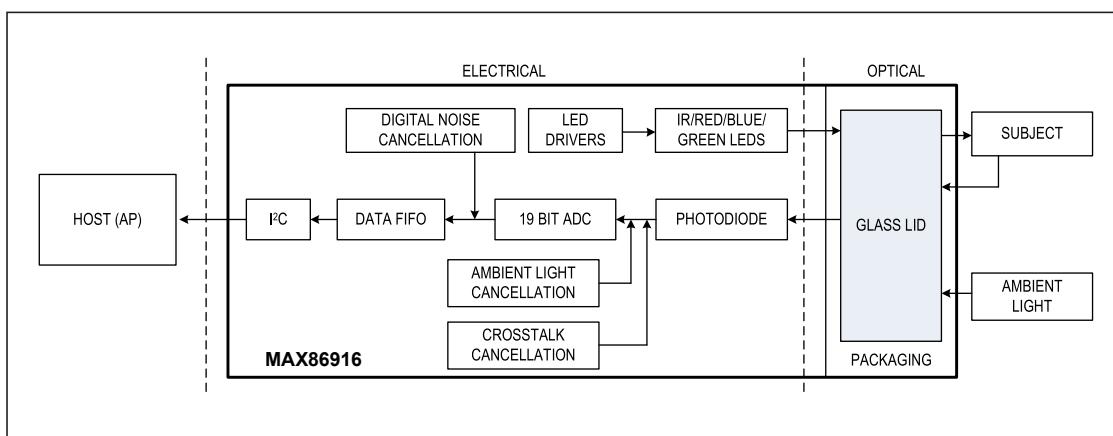


**Figura 1.10** – I principali siti di misura impiegati per segnali PPG (immagine tratta da Ghamari e Mohammad [7]).

## 1.4 Stato dell'arte dei moduli PPG

Di seguito vengono presentati alcuni moduli attualmente in commercio per l'acquisizione di segnali fotopletismografici, che si differenziano per caratteristiche e prestazioni. Si è cercato di mettere in evidenza le peculiarità di ogni modulo che giustificano il loro utilizzo in diverse situazioni. Sono proposti tre moduli prodotti dalla Maxim Integrated e un sensore di Analog Devices.

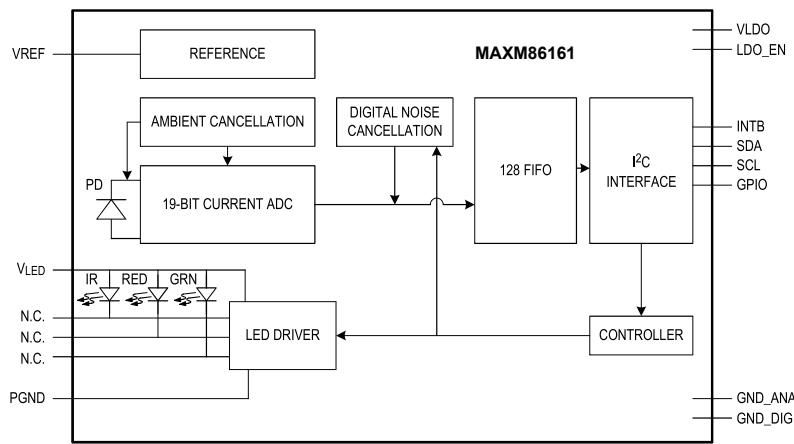
**MAX86916** Il modulo MAX86916 è un sensore ottico integrato per applicazioni di bio-sensing e prossimità prodotto da Maxim Integrated [22]. Include quattro LED (rosso, infrarosso, verde, blu), un fotodiodo, elementi ottici e elettronica a basso rumore per circuiti di rimozione della luce ambientale. Il sensore è progettato per agevolare l'utilizzo in dispositivi indossabili, smartphone e assistenti per il fitness. Infatti, presenta dimensioni molto ridotte (3.5 mm x 7.0 mm x 1.5 mm) e bassi consumi. Il modulo utilizza una singola alimentazione da 1.8 V e un'alimentazione separata di 5.5 V per i LED interni. È possibile comunicare con il modulo attraverso un'interfaccia standard I<sup>2</sup>C. Spesso è utilizzato per la misura della frequenza cardiaca e della saturazione di ossigeno in piattaforme di sensori bio-ottici in modalità riflessiva. Presenta un ADC a 19 bit con frequenza di campionamento programmabile da 50 Hz a 3200 Hz. Il dispositivo integra anche una funzione di prossimità che permette di ridurre la luce visibile e i consumi quando non rileva una superficie vicina. Inoltre, grazie alla presenza di due circuiti denominati *Ambient Light Cancellation* (ALC) e *Cross Talk Cancellation* è possibile ridurre gli errori di misura causati dall'interferenza della luce ambientale e degli elementi ottici usati. Possiede anche un buffer FIFO che permette di salvare i dati acquisiti senza la necessità di una lettura continua di un microcontrollore.



**Figura 1.11** – Schema a blocchi del modulo MAX86916.

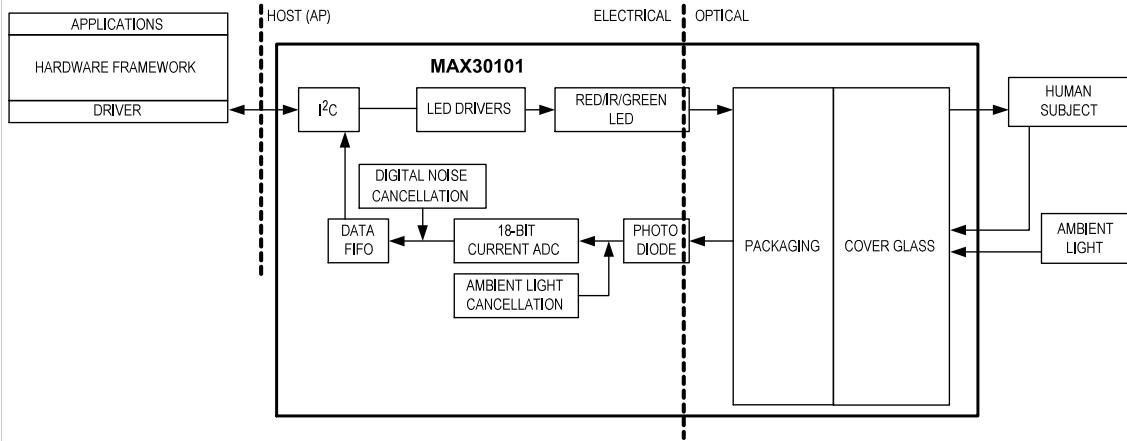
**MAXM86161** Il MAXM86161 è un sistema di acquisizione di dati ottici completamente integrato a basso consumo prodotto da Maxim Integrated [9]. All'interno sono presenti tre LED (rosso, infrarosso e verde) e un fotodiodo PIN ad alta efficienza. Grazie alle sue dimensioni ridotte (2.9 mm x 4.3 mm x 1.4 mm) è possibile utilizzarlo in dispositivi indossabili ed è ottimizzato per applicazioni intra-auricolari. È ideale per misure ottiche di battito cardiaco, SpO<sub>2</sub> e monitoraggio continuo per HRV (Heart Rate Variability) con tecnologia riflessiva. Il sensore opera con una singola tensione di alimentazione che deve essere compresa tra i 3.0 V a 5.5 V. Essa permette l'alimentazione sia dei LED sia dell'elettronica interna, grazie a un LDO integrato che genera una tensione in uscita di 1.8 V. Ogni dispositivo contiene un buffer FIFO a 128 word e presenta un ADC a 19 bit. Per eliminare interferenze con la luce esterna, il sensore integra un circuito di cancellazione

della luce ambientale e un'algoritmo di rilevamento e sostituzione chiamato *picket fence*. Infatti, in alcune situazioni in cui la luce ambientale varia molto rapidamente (per esempio quando si è in macchina o esposti alla luce solare) l'ALC potrebbe produrre una stima errata della luce ambientale. In queste condizioni estreme, le misure vengono corrette grazie alla funzione *picket fence*. In aggiunta, è disponibile anche una funzione di prossimità che permette di ridurre significativamente il consumo di energia quando il modulo non è a contatto con la pelle in modo da aumentare la durata della batteria nei dispositivi portatili.



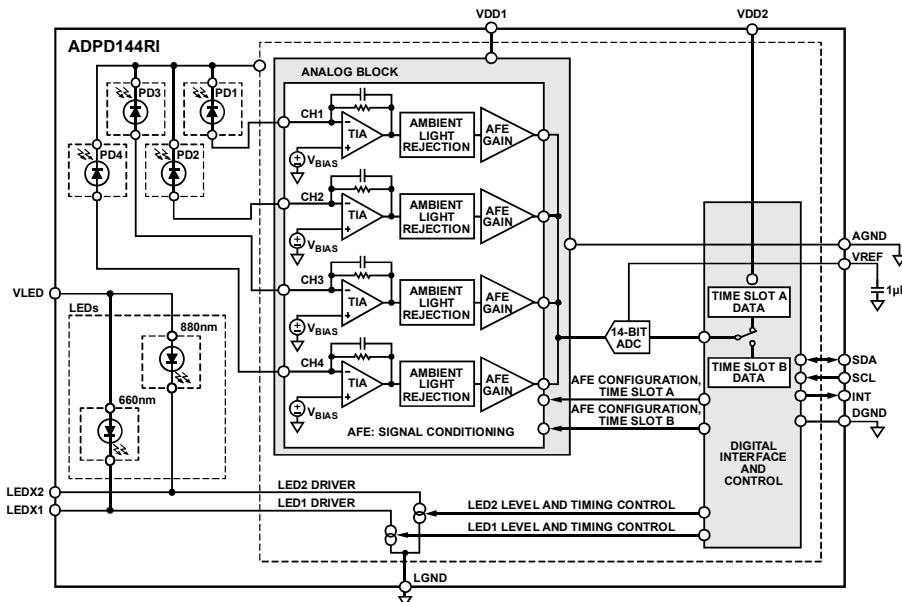
**Figura 1.12** – Schema a blocchi del modulo MAXM86161.

**MAX30101** Il sensore MAX30101 è un modulo integrato che permette di effettuare acquisizioni fotopletismografiche per misure di ossimetria e di frequenza cardiaca prodotto da Maxim Integrated [23]. Esso fornisce un sistema completo progettato per essere facilmente integrato in dispositivi portatili e indossabili. Presenta dimensioni ridotte (5.6 mm x 3.3 mm x 1.55 mm) integrando tre LED (rosso, infrarosso e verde), un fotodiode, elementi ottici e elettronica a basso rumore. Il modulo richiede due alimentazioni: una singola alimentazione di 1.8 V, per alimentare i circuiti interni, e una di 5.0 V, per alimentare i LED integrati. Presenta un'interfaccia I<sup>2</sup>C per la lettura e la scrittura dei registri interni. È presente anche un buffer FIFO che permette al microcontrollore collegato la lettura discontinua dei dati acquisiti. All'interno del modulo è presente anche un sensore di temperatura le cui misure sono utilizzate da un algoritmo interno per migliorare la stima del grado di ossigenazione. Quando viene attivata una delle due modalità permesse (HR o SpO<sub>2</sub>), viene anche inizializzata la funzione di prossimità che permette di ridurre i consumi.



**Figura 1.13** – Schema a blocchi del modulo MAX30101.

**ADPD144RI** Il modulo ADPD144RI è un sensore elettro-ottico ottimizzato per misure fotopletismografiche dell’ossigenazione del sangue proposto da Analog Devices [24]. Grazie a rilevazioni sincrone nelle regioni del rosso e infrarosso è possibile ottenere misure di alta qualità, permettendo l’eliminazione delle componenti DC e AC della luce ambientale, mantenendo un basso consumo di potenza. Integra un LED rosso (660 nm) e un LED infrarosso (880 nm) come sorgenti luminose e un fotodiodo a 4 canali per l’acquisizione. Inoltre, il package è stato pensato per fornire un isolamento ottico tra i led e i fotodiodi in modo da migliorare il rapporto segnale rumore (SNR), garantendo che la luce attraversi i tessuti prima di essere acquisita. Il dispositivo viene alimentato con una tensione di 1.8 V per i circuiti interni e una tensione di 3.5 V per l’alimentazione dei LED. Le dimensioni del package sono 2.8 mm x 5.0 mm x 1.35 mm e presenta un’interfaccia I<sup>2</sup>C per la lettura diretta dei registri oppure del buffer FIFO. È possibile anche collegare fino a due LED esterni per effettuare misure PPG con tecnologia trasmissiva.



**Figura 1.14** – Diagramma funzionale del modulo ADPD144RI.

Nella tabella 1.1 vengono riassunte le caratteristiche dei moduli sopra presentati.

	MAX86916	MAXM86161	MAX30101	ADPD144RI
Lunghezza [mm]	3.5	2.9	5.6	2.8
Larghezza [mm]	7.0	4.3	3.3	5.0
Altezza [mm]	1.5	1.4	1.55	1.35
V <sub>DD</sub> [V]	1.7 - 2.0	/	1.7 - 2.0	1.7 - 1.9
V <sub>LED</sub> [V]	3.5 - 5.5	3.0 - 5.5	3.1 - 5.0	3 - 4.3
V <sub>LDO</sub> [V]	/	1.68 - 1.92	/	/
Interfaccia	I <sup>2</sup> C	I <sup>2</sup> C	I <sup>2</sup> C	I <sup>2</sup> C
f <sub>s</sub> [Hz]	50 - 3200	8 - 4096	50 - 3200	0.122 - 3480
Risoluzione [bit]	19	19	19	14
Led integrati	R, IR, G, B	R, IR, G	R, IR, G	R, IR
# fotodiodi integrati	1	1	1	4

**Tabella 1.1** – Riepilogo delle caratteristiche dei moduli PPG.

## Capitolo 2

# Progetto della piattaforma indossabile

Lo studio presentato in questo capitolo è l'evoluzione di un progetto di tesi precedentemente svolto presso il laboratorio di Microelettronica dell'Università degli Studi di Bergamo [25]. Tuttavia, si è cercato di inserire nuovi elementi per migliorare la board progettata in precedenza, ponendo l'attenzione su due principali aspetti innovativi: lo studio della luce blu, che tipicamente non è utilizzata per misure fotopletismografiche, e la riduzione delle dimensioni delle board. In particolare, il sensore MAX86916 permetterà di analizzare i segnali PPG generati da luce rossa, infrarossa, verde e blu, mentre le dimensioni ridotte del sensore MAXM86161 permetteranno di ridurre la grandezza dell'*Adapter Board* progettata e, potenzialmente, migliorare le prestazioni ottenute con il sensore MAX30101, analizzato nel lavoro precedente [25].

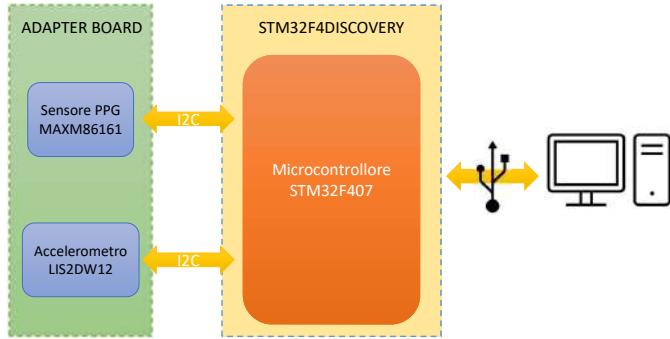
### 2.1 Hardware dell'adapter board

L'hardware utilizzato consiste in due piattaforme indossabili per effettuare misure fotopletismografiche. Ciascuna piattaforma si compone di una *Adapter Board* e una scheda dotata di un microcontrollore. L'*Adapter Board* è costituita da una PCB sulla quale sono montati il modulo PPG, un accelerometro e, in una delle due board, un regolatore *low-dropout* di tensione (LDO) per l'alimentazione dei componenti. Il microcontrollore viene utilizzato per l'acquisizione dei dati dai sensori e per il loro controllo. In particolare, è stata utilizzata in entrambe le soluzioni la board **STM32F4DISCOVERY**, prodotta da STMicroelectronics, che ospita il microcontrollore **STM32F407**. Inoltre, è possibile trasmettere i dati acquisiti ad un computer grazie all'interfaccia USB. In questo modo sarà possibile salvare ed elaborare i dati raccolti. Le due piattaforme si differenziano nell'*Adapter Board* progettata, in cui sono stati utilizzati due differenti moduli PPG: il **MAXM86161** e **MAX86916**, prodotti entrambi da Maxim Integrated.

#### 2.1.1 Adapter Board: MAXM86161

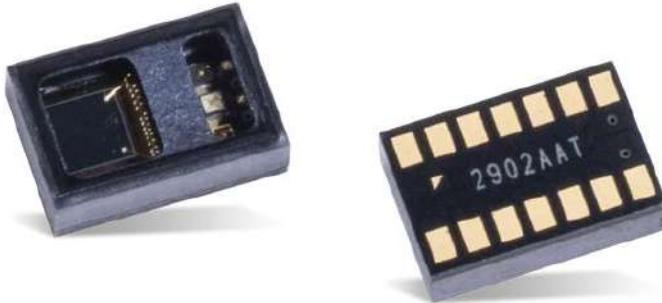
L'*Adapter Board* progettata ospita il sensore PPG MAXM86161 e l'accelerometro triassiale **LIS2DW12**, che comunicano con il microcontrollore tramite protocollo I<sup>2</sup>C (Fig. 2.1). Il microcontrollore comunica a sua volta con un computer attraverso la porta USB. Grazie al numero ridotto di componenti è stato possibile ottenere una scheda dalle dimensioni molto ridotte (12.4 mm x 4.6 mm), con una superficie di appena 57.04 mm<sup>2</sup>.

**Sensore PPG** Il sensore PPG utilizzato è il MAXM86161 rappresentato nella figura 2.2. Si tratta di un modulo integrato a basso consumo per acquisizioni di dati ottici. Il sensore integra 3 LED (rosso, infrarosso e verde), un fotodiodo ed elementi ottici. All'interno è anche presente un regolatore di tensione di tipo LDO. Per questo motivo non è necessario inserire un ulteriore LDO esterno per l'alimentazione dei circuiti interni e dei LED. Il modulo viene alimentato con una singola tensione che deve essere compresa tra i 3.0 V e 5.5 V. È presente



**Figura 2.1** – Diagramma a blocchi dell'Adapter Board con modulo PPG MAXM86161.

un pin di uscita (VLDO) collegato all'uscita del regolatore interno che fornisce una tensione stabile di 1.8 V. Esso può essere utilizzato per alimentare eventuali dispositivi esterni. Infatti, nell'*Adapter Board*, questa uscita è stata utilizzata per alimentare l'accelerometro. Sia sulla linea di alimentazione del modulo (VLED) sia sull'uscita VLDO sono stati inseriti due condensatori rispettivamente di tipo 0603 e 0402 con valori di 4.7  $\mu$ F e di 1  $\mu$ F per filtrare eventuali disturbi sulle alimentazioni. La comunicazione con il microcontrollore avviene tramite i pin SDA e SCL, tipici della comunicazione I<sup>2</sup>C. Il modulo presenta un package di tipo OLGA a 14 pin, dalle dimensioni ridotte, 2.9 mm x 4.3 mm x 1.4 mm, con un consumo tipicamente inferiore a 30  $\mu$ W.



**Figura 2.2** – Il sensore MAXM86161.

**Accelerometro** Le acquisizioni fotopletismografiche effettuate con il modulo PPG sono sensibili agli artefatti del movimento, che possono disturbare le misure. Per compensare questi disturbi è stato inserito un accelerometro triassiale, che è in grado di rilevare le accelerazioni dovute al movimento del soggetto in analisi, fornendo una stima dell'entità del movimento, e quindi del disturbo sulla misura. Per la scelta dell'accelerometro sono stati valutati tre diversi dispositivi: **LIS2DW12** [26], **LIS2DH12** [27], **BMA422** [28]. In tabella 2.1 vengono riportate e messe a confronto le diverse caratteristiche degli accelerometri presi in esame. Il dispositivo scelto è il LIS2DW12. Si tratta di un accelerometro triassiale lineare ad alte performance e basso consumo, prodotto da STMicroelectronics e realizzato con tecnologia MEMS. LIS2DW12 rappresenta un'evoluzione del modello LIS2DH12, impiegato nella tesi prima citata [25], che ne migliora le performance sia in termini di consumi sia di rumore. Inoltre, si può notare anche un miglioramento nella risoluzione, che da 12 bit aumenta a 14 bit. Questo sensore è pensato per rilevazioni di movimento e riconoscimento dei gesti su dispositivi indossabili. È possibile selezionare un fondo scala di  $\pm 2$  g,  $\pm 4$  g,

	LIS2DW12	LIS2DH12	BMA422
Package	LGA12	LGA12	LGA12
Dimensioni [mm <sup>2</sup> ]	2.0 x 2.0 x 0.7	2.0 x 2.0 x 1.0	2.0 x 2.0 x 0.95
Intervallo tensione di alimentazione [V]	1.62 - 3.6	1.71 - 3.6	1.72 - 3.6
Fondo scala [g]	±2/±4/±8/±16	±2/±4/±8/±16	±2/±4/±8/±16
Risoluzione [Bit]	14	12	12
Zero-g offset [mg]	±20	±40	±80
Consumo in low power (@50 Hz) [µA]	7	6	13
Consumo di corrente [µA]	120	185	150
Densità di rumore [µg/√Hz]	90	220	220

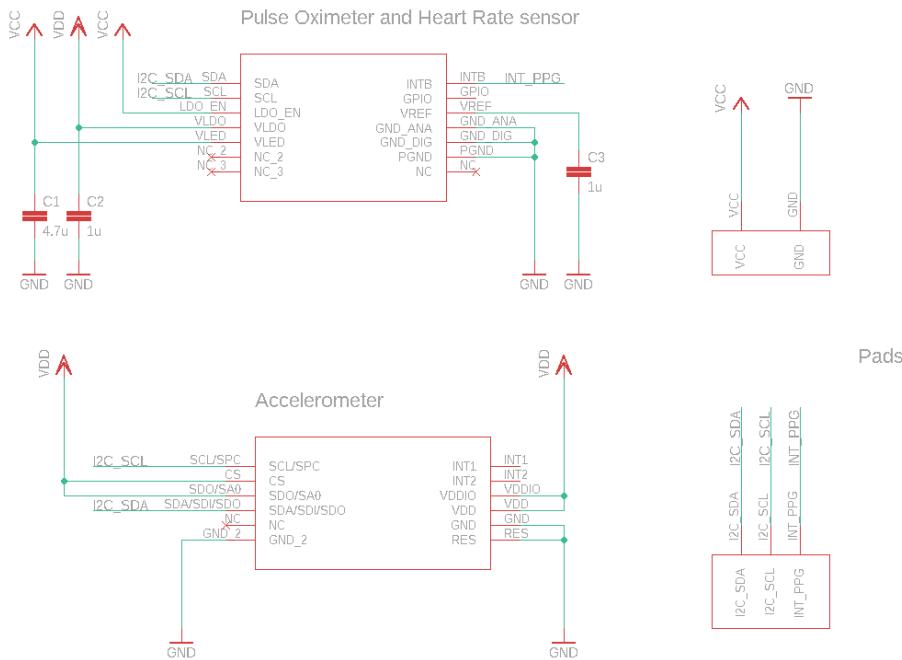
**Tabella 2.1** – Confronto delle caratteristiche degli accelerometri.

±8 g oppure ±16 g. Richiede un’alimentazione compresa tra i 1.62 V e i 3.6 V e la corrente assorbita è tipicamente di 50 nA nella modalità *power-down* e di 1 µA in quella *low-power*. Inoltre, l’accelerometro include un sensore di temperatura che permette di compensare gli effetti termici sulle misure. Per la comunicazione presenta due interfacce: I<sup>2</sup>C e SPI. Questo sensore è stato inserito nell’*Adapter Board* per ottenere informazioni sui movimenti a cui è sottoposto il modulo PPG. Attraverso degli opportuni algoritmi è possibile compensare questi artefatti ottenendo dati di qualità superiore. Il sensore è realizzato in un package di tipo LGA-12 con dimensioni 2.0 mm x 2.0 mm x 0.7 mm.

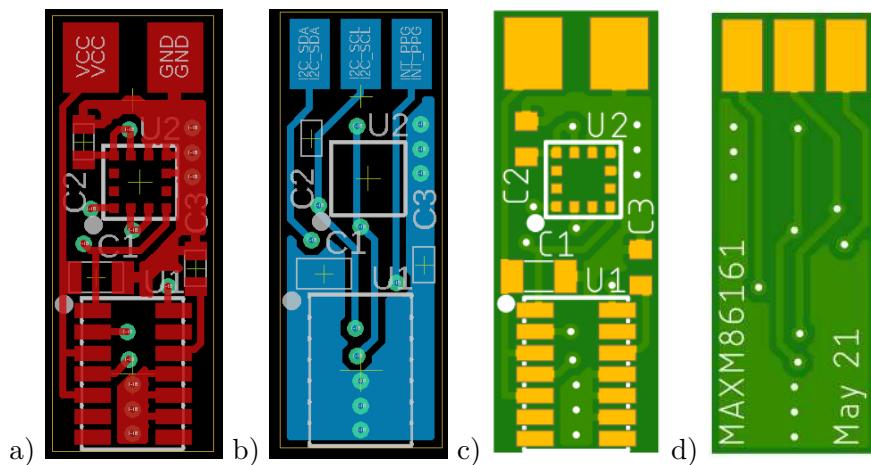


**Figura 2.3** – Accelerometro LIS2DW12.

**Progetto PCB** Il progetto della board è stato realizzato con il software Autodesk Eagle. Come prima fase del progetto è stato realizzato lo schematico, dove sono state definite le interconnessioni dei componenti a livello logico. In seguito, è stato definito il layout della PCB, definendo la posizione sulla scheda dei componenti e delle piste che li connettono. In figura 2.4 viene riportato lo schematico dove si possono vedere il sensore PPG, l’accelerometro e i due connettori necessari per l’alimentazione della scheda (VCC e GND), la comunicazione I<sup>2</sup>C (SDA e SCL) e l’interrupt del modulo PPG (INT\_PPG). Il layout è stato progettato partendo dallo schematico, avendo cura di realizzare una board dalle dimensioni più ridotte possibili. Come si può vedere in figura 2.5, la board si compone su due layer, Top (in rosso) e Bottom (in blu). Le piste disegnate hanno una larghezza di 0.2 mm e dei vias con diametro di 0.2 mm, con una corona di 254 µm.



**Figura 2.4** – Schematico Adapater Board con il sensore PPG MAXM86161.



**Figura 2.5** – Layout Adapter Board con modulo MAXM86161: a) Livello Top, b) Livello Bottom, c) Rendering 2D Top, d) Rendering 2D Bottom.

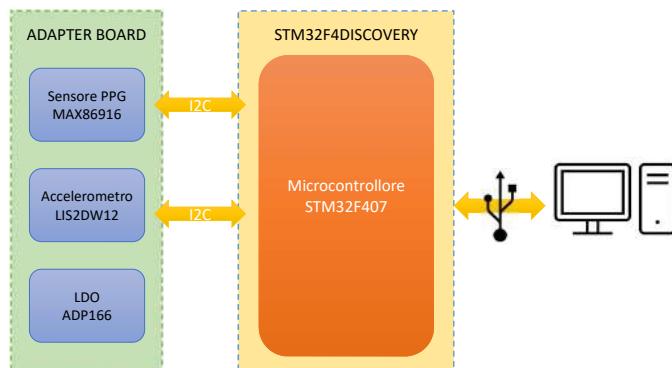
Nella tabella 2.2 vengono riassunti i componenti presenti nell'Adapter Board descritta.

Nome	Tipologia	Principali caratteristiche
MAXM86161	Sensore PPG	Dimensioni: 2.9mm x 4.3mm x 1.4mm
		Package: 14 pin - OLGA
		Corrente di shutdown: 1.6 µA
		Tensione di alimentazione: 3.0 - 5.5 V
		Tensione di uscita LDO: 1.68 - 1.92 V
		Protocollo di comunicazione: I <sup>2</sup> C
LIS2DW12	Accelerometro triassiale	LED: Rosso, Infrarosso, Verde
		Dimensioni: 2mm x 2mm x 0.7mm
		Package: LGA-12
		Consumo di shutdown: 50 nA
		Consumo di corrente: 90 µA
		Tensione di alimentazione: 1.62 - 3.6 V
		Fondo scala selezionabile: ±2g   ±4g   ±8g   ±16g
		Protocollo di comunicazione: I <sup>2</sup> C
		Interrupt programmabili: 2
		Orientamento 6D/4D.

**Tabella 2.2** – Riepilogo dei componenti dell'Adapter Board con sensore MAXM86161.

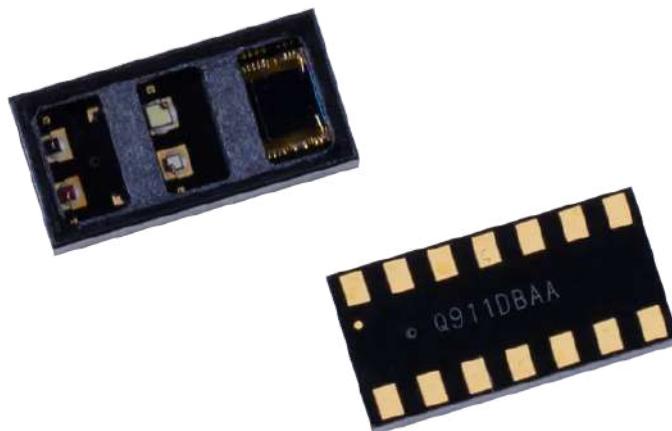
### 2.1.2 Adapter Board: MAX86916

La seconda *Adapter Board* progettata è costituita da un modulo PPG MAX86916, da un accelerometro LIS2DW12 e da un LDO (Low-dropout regulator) prodotto da Analog Devices. Come nella board descritta precedentemente, il sensore MAX86916 e l'accelerometro comunicano con il microcontrollore grazie a un'interfaccia standard I<sup>2</sup>C (Fig. 2.6). I dati vengono poi acquisiti da un computer collegato tramite USB alla board STM32F4DISCOVERY. L'aggiunta del regolatore LDO esterno e le dimensioni maggiori del modulo PPG ha portato ad ottenere una PCB con dimensioni 4.5 mm x 17.5 mm. Sebbene siano leggermente maggiori rispetto all'*Adapter Board* sopra descritta, essa risulta essere molto compatta e adatta a dispositivi indossabili, con una superficie di solo 78.75 mm<sup>2</sup>.



**Figura 2.6** – Diagramma a blocchi dell'Adapter Board con modulo PPG MAX86916.

**Sensore PPG** Il sensore PPG utilizzato è il MAX86916, prodotto da Maxim Integrated e rappresentato nella figura 2.7. Esso permette l'acquisizione di segnali fotopletismografici grazie a quattro LED, rispettivamente di colore rosso, infrarosso, verde, blu e di un fotodiodo. La peculiarità di questo modulo consiste nella presenza del LED blu, che tipicamente non viene utilizzato. Nel corso di questa tesi, cercheremo di analizzare le caratteristiche delle acquisizioni effettuate con questa lunghezza d'onda (circa 460 nm). Infatti, solitamente vengono utilizzate sorgenti luminose nelle regioni del verde, rosso e infrarosso considerate più efficienti per misure di SpO<sub>2</sub> e HR. I LED vengono alimentati



**Figura 2.7** – Il sensore MAX86916.

con una tensione di 5.0 V fornita dalla scheda STM32F4DISCOVERY, mentre i circuiti interni vengono alimentati con una tensione di 1.8V fornita in uscita al regolatore LDO. Il modulo è disponibile in un package di tipo OLGA a 14 pin con dimensioni 3.5 mm x 7.0 mm x 1.5 mm. Presenta consumi molto ridotti, con una corrente di 0.7  $\mu$ A in modalità *shutdown*.

**LDO** Per fornire l'alimentazione al modulo PPG è stato inserito un regolatore di tensione. Il regolatore *low-dropout* è un dispositivo elettronico integrato in grado di fornire una tensione in uscita costante, quando al suo ingresso è applicata un'opportuna tensione [29]. In questa *Adapter Board*, il regolatore viene alimentato con una tensione di 5.0 V e fornisce in uscita una tensione di 1.8 V che alimenta sia il sensore PPG sia l'accelerometro. Inoltre, sull'ingresso e sull'uscita del LDO sono presenti due condensatori 0402 da 4.7  $\mu$ F per filtrare eventuali disturbi sulle alimentazioni.

Per la scelta del regolatore da utilizzare in questa *Adapter Board*, sono stati confrontati diversi LDO disponibili sul mercato e prodotti da Analog Devices: **ADP166** [30], **ADP122** [31] e **ADP151** [32]. Le loro caratteristiche sono riportate nella tabella 2.3.

	<b>ADP166</b>	<b>ADP122</b>	<b>ADP151</b>
<b>Dimensioni [mm<sup>2</sup>]</b>	2 x 2	2 x 2	2 x 2
<b>Intervallo tensione in ingresso [V]</b>	2.2 - 5.5	2.3 - 5.5	2.2 - 5.5
<b>Intervallo tensione in uscita [V]</b>	1.0 - 4.2	0.8 - 5	1.1 - 3.3
<b>Tensione di dropout [mV]</b>	120	85	140
<b>Rumore in uscita [<math>\mu</math>Vrms]</b>	80	65	9
<b>I<sub>q</sub> Corrente di quiescenza [<math>\mu</math>A]</b>	0.89	45	10
<b>I<sub>s</sub> Corrente di shutdown [nA]</b>	50	100	200
<b>I<sub>MAX</sub> Massima corrente erogabile [mA]</b>	150	300	200

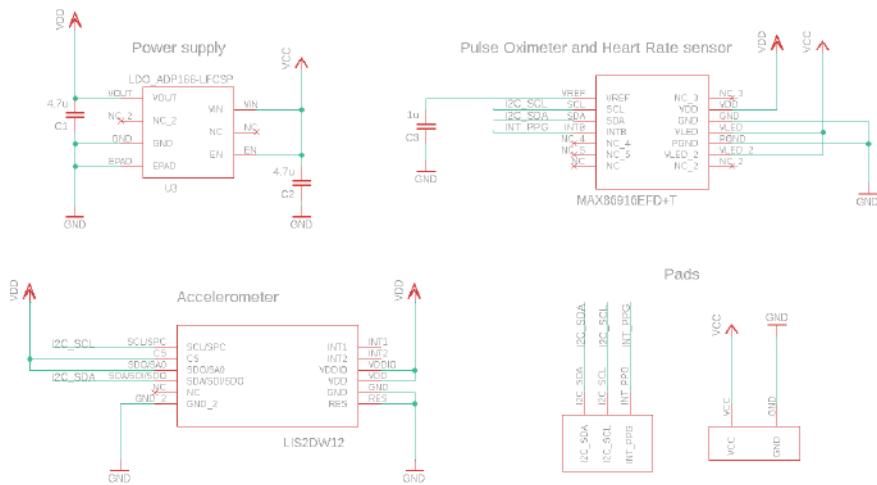
**Tabella 2.3** – Confronto delle caratteristiche dei diversi LDO.

Il modello scelto è l'ADP166, nella versione con tensione fissa di uscita pari a 1.8 V e con un package LFCSP di dimensioni 2 mm x 2 mm. La peculiarità di questo LDO risiede nella bassa corrente di quiescenza, pari a circa 890 nA con un carico da 1  $\mu$ A [30]. Infatti, la *corrente di quiescenza* è definita come la differenza tra la corrente di ingresso e la corrente di uscita [33]. In altre parole, essa rappresenta la corrente assorbita dal regolatore di tensione e non trasferita al carico. Per questo motivo, dal momento che si vuole progettare una piattaforma indossabile a bassi consumi, avere una bassa corrente di quiescenza significa diminuire i consumi della *Adapter Board*. Inoltre, l'integrato presenta una bassa corrente di shutdown, che permette di ridurre i consumi quando esso viene disabilitato attraverso il pin EN. Tuttavia, nella nostra piattaforma abbiamo scelto di mantenere il regolatore sempre attivo.

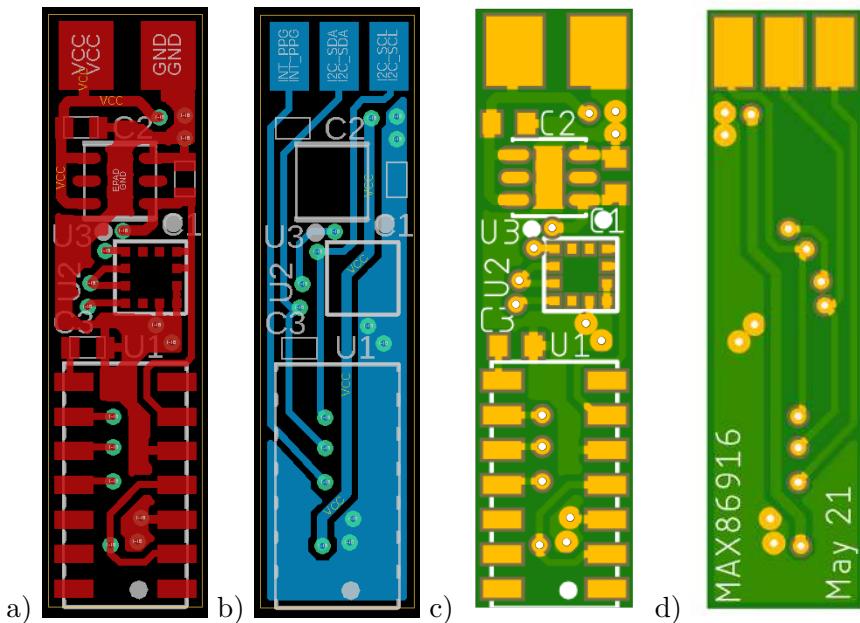
**Accelerometro** L'accelerometro utilizzato è il LIS2DW12 prodotto da STMicroelectronics, come nell'*Adapter Board* precedente.

**Progetto PCB** Anche il progetto di questa board è stato realizzato con il software Autodesk Eagle. In figura 2.8 viene riportato lo schematico dove si possono vedere il sensore PPG, il regolatore di tensione lineare (LDO), l'accelerometro e i connettori per l'alimentazione della scheda e la comunicazione I<sup>2</sup>C. La realizzazione del layout è stata pensata per ridurre al minimo le dimensioni della board. In figura 2.5 è riportato il layout della board, definito sul layer Top (in rosso) e Bottom (in blu).

Le piste disegnate hanno una larghezza di 0.2 mm e dei vias con diametro di 0.2 mm, con una corona di 254 µm.



**Figura 2.8** – Schematico Adapater Board con il sensore PPG MAX86916.



**Figura 2.9** – Layout Adapter Board con modulo MAX86916: a) Livello Top, b) Livello Bottom, c) Rendering 2D Top, d) Rendering 2D Bottom.

Nella tabella 2.4 vengono riassunti i componenti presenti nell'Adapter Board descritta.

Nome	Tipologia	Principali caratteristiche
MAX86916	Sensore PPG	<p>Dimensioni: 3.5mm x 7.0mm x 1.5mm,</p> <p>Package: 14 pin - OLGA</p> <p>Corrente di shutdown: 0.7 µA</p> <p>Tensione di alimentazione PPG: 1.7 - 2.0 V</p> <p>Tensione di alimentazione LED: 3.5 - 5.5 V</p> <p>Protocollo di comunicazione: I<sup>2</sup>C</p> <p>LED: Rosso, Infrarosso, Verde, Blu</p>
LIS2DW12	Accelerometro triassiale	<p>Dimensioni: 2mm x 2mm x 0.7mm</p> <p>Package: LGA-12</p> <p>Consumo di shutdown: 50 nA</p> <p>Consumo di corrente: 90 µA</p> <p>Tensione di alimentazione: 1.62 - 3.6 V</p> <p>Fondo scala selezionabile: ±2g   ±4g   ±8g   ±16g</p> <p>Protocollo di comunicazione: I<sup>2</sup>C</p> <p>Interrupt programmabili: 2</p> <p>Orientamento 6D/4D.</p>
ADP166	Regolatore di tensione lineare (LDO)	<p>Dimensioni: 2.0mm x 2.0mm x 1.5mm,</p> <p>Package: 6-lead LFCSP</p> <p>Corrente di quiescenza: 590 nA - 890 nA</p> <p>Corrente di shutdown: 50 nA</p> <p>Massima corrente operativa: 150 mA</p> <p>Tensione di ingresso: 2.2 - 5.5 V</p> <p>Tensione di dropout: 120 mV</p> <p>Rumore in uscita: 9 µVRms</p>

**Tabella 2.4** – Riepilogo dei componenti dell'Adapter Board con sensore MAX86916.

### 2.1.3 Microcontrollore: STM32F4DISCOVERY

La comunicazione con i moduli PPG e l'accelerometro avviene tramite il protocollo I<sup>2</sup>C. Per permettere ad un computer di leggere, memorizzare e analizzare i dati raccolti dai sensori è necessario utilizzare un microcontrollore che supporti la comunicazione I<sup>2</sup>C e che permetta la trasmissione dei dati al computer. In particolare, il collegamento con il computer avviene tramite interfaccia USB. Il *discovery kit* STM32F4DISCOVERY [34], rappresentato in figura 2.10, è una board prodotta da STMicroelectronics che permette di semplificare il collegamento e l'utilizzo di un microcontrollore. In particolare, essa integra il microcontrollore ad alte prestazioni STM32F407, prodotto sempre da STMicroelectronics. In aggiunta, sulla scheda sono presenti un accelerometro digitale MEMS, un microfono omnidirezionale MEMS, pulsanti e LED che possono essere programmati e utilizzati dall'utente. Le *Adapter Board* progettate si connettono alla scheda STM32F4DISCOVERY tramite i pin dedicati, in modo da poter acquisire e trasmettere i dati al PC. Inoltre, la scheda STM32F4DISCOVERY fornisce l'alimentazione alle board tramite i pin GND e 5V.

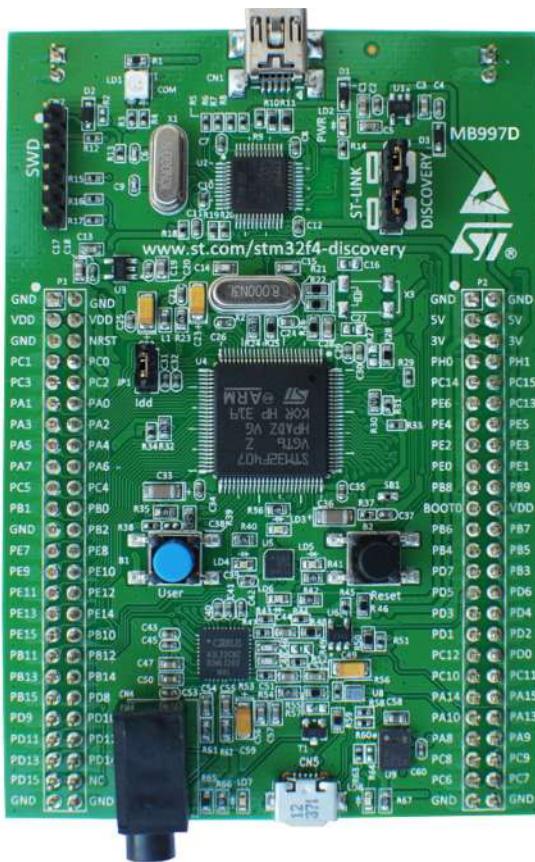


Figura 2.10 – Board STM32F4DISCOVERY.

## 2.2 Firmware

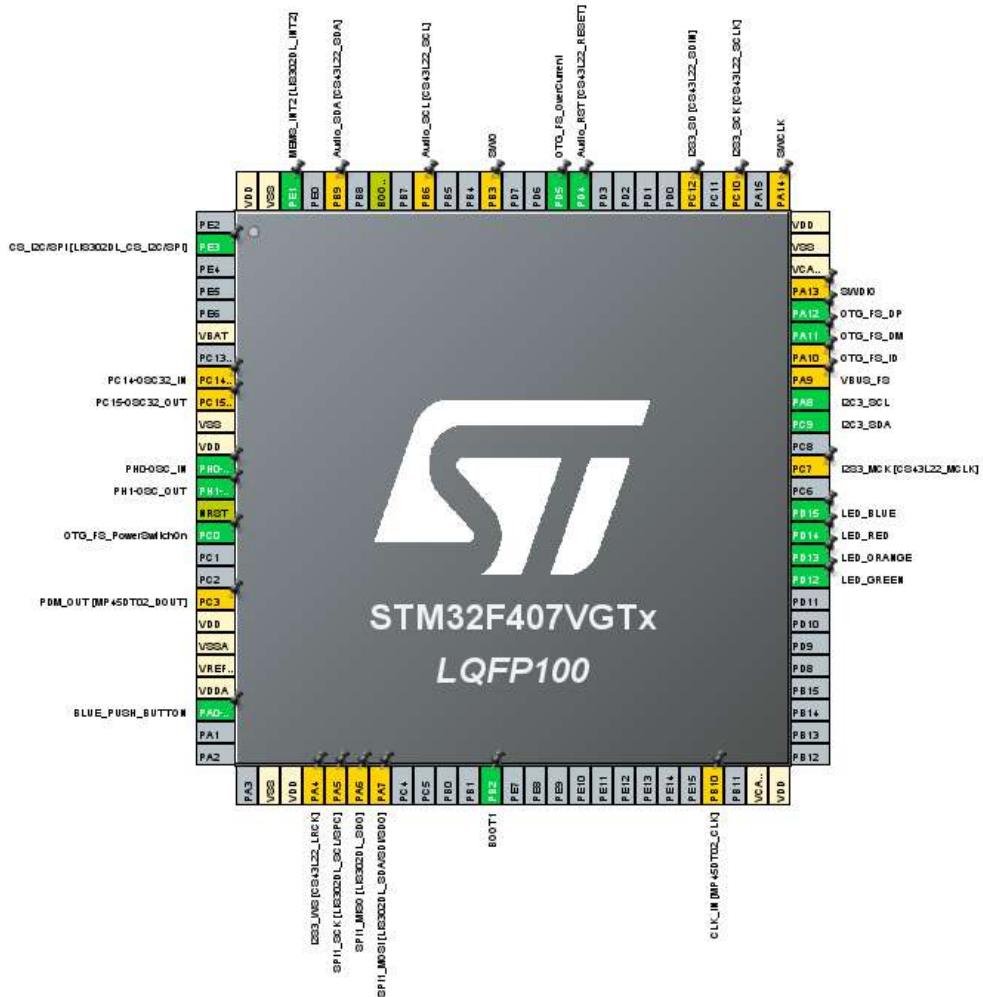
Il firmware per le schede progettate è stato sviluppato utilizzando l'IDE (*Integrated Development Environment*) STM32CubeIDE (versione 1.6.1), una piattaforma di sviluppo C/C++ che permette la configurazione delle periferiche, la generazione e la compilazione del codice e che offre strumenti di debug per i microcontrollori STM32 [35]. È basato sul framework Eclipse®/CDT e sulla toolchain GCC per lo sviluppo e GDB per il debug. Inoltre, si sono utilizzate le librerie HAL (*Hardware Abstraction Layer*), distribuite da STMicroelectronics, che forniscono funzioni e strutture dati utili che agevolano la scrittura del codice. Esse sono state progettate per fornire alcune API (*Application Programming Interface*) per comunicare con i layer superiori delle applicazioni [36]. Ogni driver fornito è stato sviluppato seguendo un'interfaccia comune, in modo da standardizzarne la struttura e i nomi di parametri e funzioni. Queste librerie implementano funzionalità utili a gestire le periferiche, in modo da aiutare il programmatore nella scrittura del codice necessario a svolgere le attività che tipicamente si eseguono nei sistemi. Le principali caratteristiche delle librerie HAL sono:

- Insieme di API *cross-family* per l'utilizzo delle periferiche più comuni e API di estensione per particolari funzioni.
- Tre modelli di programmazione: polling, interrupt e DMA (*Direct Memory Access*).
- Conformità agli standard RTOS (*Real Time Operating System*):
  - API completamente rientranti.
  - Uso sistematico di timeout nella modalità *polling*.
- Supporto di istanze multiple di una medesima periferica, permettendo chiamate delle API concorrenti.
- Tutte le API implementano un meccanismo di "call-back".
- Accesso esclusivo alle risorse condivise.
- Utilizzo di timeout per prevenire processi bloccanti.

Grazie al *Device Configuration Tool* integrato nell'ambiente di STM32CubeIDE è possibile generare automaticamente il codice in linguaggio C responsabile dell'inizializzazione della board STM32F4DISCOVERY. In particolare, possono essere configurati tutti i pin e le configurazioni del clock tramite un'interfaccia grafica. La Fig. 2.11 mostra la configurazione dei pin utilizzata in questo progetto. I pin possono essere evidenziati con tre colori:

- verde, pin configurato correttamente;
- arancio, alcune configurazioni da verificare ma comunque funzionante;
- giallo, pin dedicati all'alimentazione;
- grigio, pin non utilizzato.

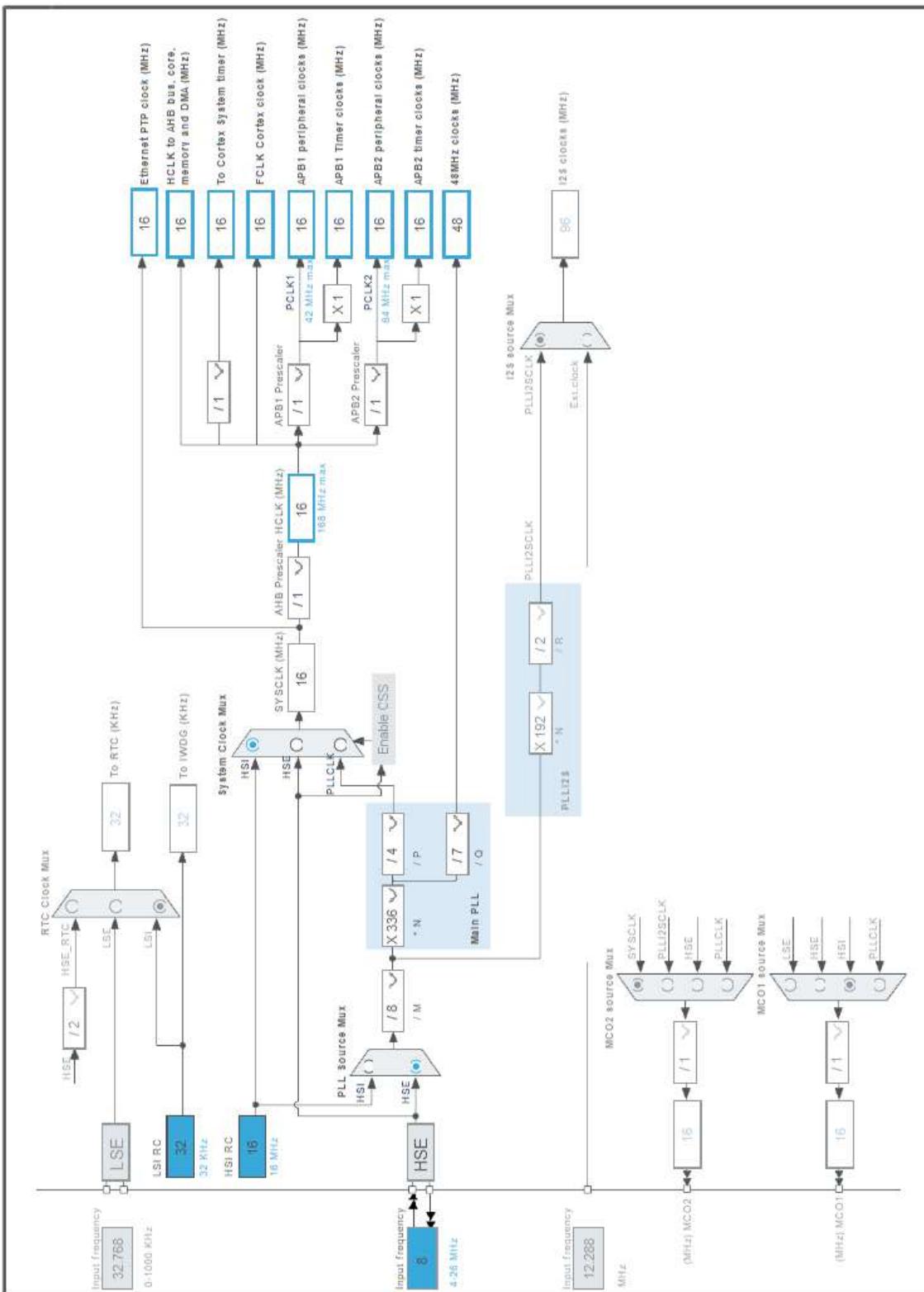
Di seguito si riportano le configurazioni dei pin utilizzati per il funzionamento del firmware. Il pin *PA0* è internamente collegato al pulsante *user* già installato sulla board STM32F4DISCOVERY (Fig. 2.10). Quando l'utente preme il pulsante viene sollevato un interrupt che verrà catturato dal microcontrollore e permetterà di gestire lo stato del sistema (par. 2.3). Più precisamente, l'interrupt è sollevato quando viene rilevato un fronte



**Figura 2.11** – Configurazione pinout della board STM32F4DISCOVERY tramite STM32CubeIDE.

di discesa sul pin associato. Sono stati poi configurati i pin *PD12*, *PD13*, *PD14*, *PD15* che permettono l'accessione e lo spegnimento dei quattro LED integrati sulla scheda. Essi saranno utilizzati per segnalare all'utente lo stato del sistema. Infine, sono stati inizializzati i pin *PA8* e *PC9* per la comunicazione I<sup>2</sup>C con le *Adapter Board*. Infatti, essi svolgono la funzione rispettivamente di linea SCL e SDA.

Il tool permette anche la configurazione del clock della scheda, come mostrato nella figura 2.12. Per permettere la comunicazione seriale tramite porta USB, si richiede un clock di 48 MHz molto stabile. Il clock interno al microcontrollore, abbreviato con la sigla *HSI* (*High Speed Internal*), è tipicamente realizzato con un circuito oscillatorio RC, non molto accurato e può essere influenzato da fattori esterni, come la temperatura. Per questa ragione, si utilizza il segnale proveniente da un cristallo esterno al microcontrollore montato sulla board che fornisce una segnale di clock stabile (*HSE*, *High Speed External*). La comunicazione USB è possibile grazie a delle librerie distribuite da STMicroelectronics, che si occupano di inizializzare la comunicazione seriale USB. Inoltre, forniscono il metodo *CDC\_Transmit\_FS* che permette di inviare un array di tipo *uint\_8* tramite la porta seriale. In questo modo, sarà possibile inviare i campioni acquisiti ad un computer collegato al microcontrollore (vedi par. 2.3).



**Figura 2.12** – Configurazione clock della board STM32F4DISCOVERY tramite STM32CubeIDE.

## 2.3 Macchina a stati finiti

Il firmware implementato è stato formalizzato tramite una macchina a stati finiti (FSM). Un'automa a stati finiti è un modello matematico con cui è possibile descrivere, in modo preciso e sintetico, il comportamento di un sistema tramite un numero finito di stati, che rappresentano le condizioni operative nelle quali esso si può trovare. Il passaggio da uno stato all'altro avviene in seguito al verificarsi di particolari eventi e condizioni, che definiscono le *funzioni di transizione*. Una caratteristica fondamentale delle FSM è la necessità di garantire l'unicità dello stato che, in un preciso istante di tempo, è attivo. Di conseguenza, è sempre possibile sapere con esattezza lo stato in cui si trova la macchina. Inoltre, è consentito effettuare solo una transizione alla volta. Per questo motivo, le transizioni da un particolare stato, che potrebbero potenzialmente attivarsi, devono essere mutuamente esclusive. L'utilizzo di una macchina a numero finito di stati può essere adatto sia per la progettazione di un sistema sia per la descrizione di uno esistente. In particolare, è possibile modellare sistemi che sono:

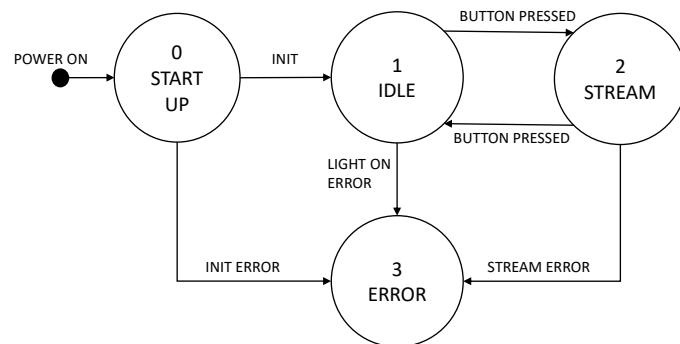
- dinamici, che evolvono cambiando stato nel tempo;
- discreti, cioè che le variabili in ingresso e gli stati del sistema si possono rappresentare con valori discreti;
- a simboli finiti, cioè che il numero di variabili in ingresso e gli stati può essere espresso con un numeri finito;

Una macchina a stati può essere rappresentata attraverso un grafo, in cui i nodi identificano gli stati e le transizioni sono rappresentate dagli archi.

Per entrambe le *Adapter board* è stata progettata e implementata la medesima FSM. In particolare, sono stati identificati i seguenti stati:

0. Start-up;
1. Idle;
2. Stream;
3. Error.

Nella figura 2.13 è stato riportato il grafo che descrive il comportamento della macchina a stati progettata e implementata.



**Figura 2.13** – Macchina a stati finiti del firmware delle due board progettate.

**Start-up** Lo stato di *Start-up* rappresenta la fase di inizializzazione del sistema. Quando la board STM32F4DISCOVERY viene alimentata tramite una porta USB, il microcontrollore si avvia e entra nello stato di *Start-up*. Si è scelto di associare ad ogni condizione del sistema un indicatore luminoso (uno dei quattro LED integrati sulla board) per segnalare all’utente lo stato attivo. Mentre il sistema si trova nello stato *Start-up* il LED arancione rimane acceso. Vengono inizialmente configurate tutte le periferiche necessarie al funzionamento della comunicazione I<sup>2</sup>C, della porta seriale USB e vengono inizializzati i pin GPIO. In particolare, sono inizializzate anche le strutture necessarie alle librerie HAL, presentate nella sezione 2.2, fondamentali per la comunicazione I<sup>2</sup>C e di tutte le librerie. Di seguito, viene effettuata la lettura del registro, interno al sensore PPG, che contiene il *part-id* della scheda. Se non ci sono errori di lettura e l’identificativo acquisito rispetta le informazioni contenute nel datasheet del sensore, si può proseguire con l’inizializzazione della struttura dati nella quale saranno memorizzate tutte le informazioni per la configurazione del sensore. In caso di errore, il sistema andrà nello stato di *Error*. A questo punto, vengono scritti i registri che determinano la configurazione del modulo PPG. Se l’operazione di scrittura avviene correttamente, il sistema può transitare nello stato di *Idle*, altrimenti entra nello stato di *Error*.

**Idle** Quando il sistema entra nello stato di *Idle*, il LED arancio viene spento e si accende quello verde. Il sistema attende la pressione da parte dell’utente del pulsante, integrato sulla STM32F4DISCOVERY, che accende il sensore PPG (tramite la scrittura di un particolare registro), portando il sistema nello stato di *Stream*. Se la scrittura del registro non avviene con successo, il sistema viene portato nello stato di *Error*.

**Stream** Nello stato di *Stream*, il sistema continua ad eseguire due operazioni consecutive:

1. lettura dei dati acquisiti dalla FIFO interna al sensore;
2. invio tramite interfaccia USB dei dati letti.

I campioni acquisiti dal sensore PPG vengono recuperati tramite la lettura del registro *FIFO\_DATA* che permette di accedere alla FIFO dove vengono memorizzate temporaneamente le misure effettuate dal sensore. Tuttavia, la dimensione del registro è di 1 byte mentre quella delle acquisizioni sono di 19 bit ciascuna, pari alla risoluzione dell’ADC. Per questo motivo, per ottenere il valore acquisito di un campione è necessario effettuare tre letture consecutive del registro, per un totale di 24 byte letti. È necessario quindi applicare la maschera **0x07** sul primo byte letto cosicché il valore dei primi 5 bit, che non contengono informazioni rilevanti, venga ignorato. Più precisamente, solamente il sensore MAXM86161 valorizza i primi 5 bit con un’informazione rilevante. Infatti, essi rappresentano un *tag* che identifica il contenuto dei byte successivi. Confrontando il valore del tag letto e i valori riportati nel datasheet, si è in grado di capirne il significato. Per cui, durante la lettura dei campioni dal sensore MAXM86161 si è introdotto un controllo sul tag per assicurarsi che il valore letto corrisponda alla misura dell’intensità luminosa del LED corretto. Il sensore MAXM86161 presenta tre LED (rosso, infrarosso e verde). Per questo motivo, è necessario effettuare tre letture consecutive del registro *FIFO\_DATA* per ottenere il valore di un campione acquisito per ogni LED, per un totale di 9 byte per ogni ciclo di lettura. Il sensore MAX86916 presenta invece quattro LED (rosso, infrarosso, verde e blu) e necessita quindi di effettuare quattro letture, per un totale di 12 byte.

I dati letti vengono temporaneamente memorizzati in un buffer, in attesa dell’invio al computer collegato. Affinché sia possibile inviare tramite USB i campioni letti, è necessario

BYTE	0	1	2	3	4	5	6	7	8
VALORE	?	!	0	IR[0]	IR[1]	IR[2]	0	R[0]	R[1]

BYTE	9	10	11	12	13	14	15	16	17
VALORE	R[2]	0	G[0]	G[1]	G[2]	0	B[0]	B[1]	B[2]

**Tabella 2.5** – Struttura del messaggio inviato tramite USB della board con il sensore MAX86916.

BYTE	0	1	2	3	4	5	6
VALORE	?	!	0	G[0]	G[1]	G[2]	0

BYTE	7	8	9	10	11	12	13
VALORE	IR[0]	IR[1]	IR[2]	0	R[0]	R[1]	R[2]

**Tabella 2.6** – Struttura del messaggio inviato tramite USB della board con il sensore MAXM86161.

stabilire il formato dei messaggi che il microcontrollore invia al computer collegato, definendo così un semplice protocollo di comunicazione. Nelle tabelle 2.5 e 2.6 sono mostrati i formati dei messaggi rispettivamente per la board con il sensore MAX86916 e MAXM86161.

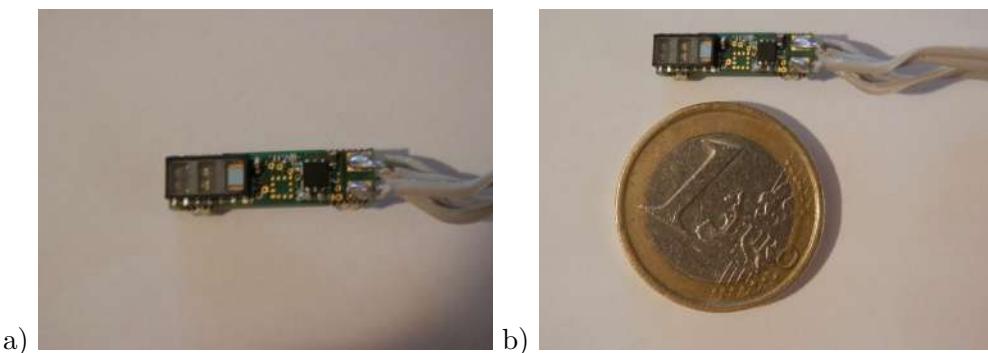
Come indicato nelle tabelle, i primi due byte contengono i caratteri ("?!") che identificano l'inizio del messaggio. Successivamente, vengono inseriti i valori acquisiti dalla FIFO (tre byte per ogni LED). Si utilizza la convezione *Big Endian* per la trasmissione dei byte.

Come mostrato in Fig. 2.13, il sistema permane nello stato *Stream* fino a quando l'utente non preme nuovamente il pulsante oppure si verifica un errore durante la lettura dei dati dal sensore o l'invio dei messaggi tramite USB. Se si verifica un errore, il sistema transita nello stato di *Error*. Se invece viene premuto il pulsante, il sistema torna nello stato di *Idle*. Mentre il sistema si trova in questo stato, solamente il LED blu rimane acceso.

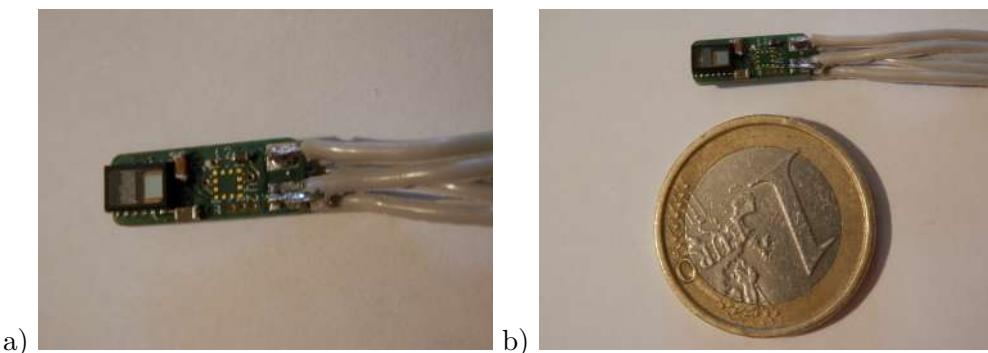
**Error** Il sistema si trova nello stato di *Error* a seguito del verificarsi di un errore durante il funzionamento. Per questo motivo, tutte le operazioni di lettura e scrittura, sia con il sensore PPG sia tramite USB, vengono inibite e per utilizzare nuovamente il sistema è necessario spegnere e riaccendere la board. Lo stato viene indicato all'utente tramite l'accensione del LED rosso presente sulla STM32F4DISCOVERY.

## 2.4 Misure preliminari

Come descritto nel paragrafo 2.1, sono stati realizzati due differenti sistemi per l'acquisizione di segnali fotopletismografici. L'obiettivo di questo paragrafo è di dimostrarne il funzionamento mediante i risultati ottenuti. Infatti, occorre verificare che il segnale acquisito sia di buona qualità, affinché il processo successivo di elaborazione porti a stimare i parametri di interesse in modo accurato. Come mostrato nelle figure 2.14 e 2.15, sono stati montati, sulle PCB progettate, i sensori PPG, i condensatori e i cavi che permettono l'alimentazione e la comunicazione. Tuttavia, è stato omesso l'accelerometro. Infatti, questa attività di tesi si concentra solamente sulla progettazione e l'acquisizione di segnali in formato grezzo, senza approfondire l'elaborazione degli stessi e gli algoritmi di compensazione dei disturbi causati dai movimenti. Nei seguenti paragrafi, verranno mostrati alcuni risultati ottenuti dalle misure effettuate su due soggetti.



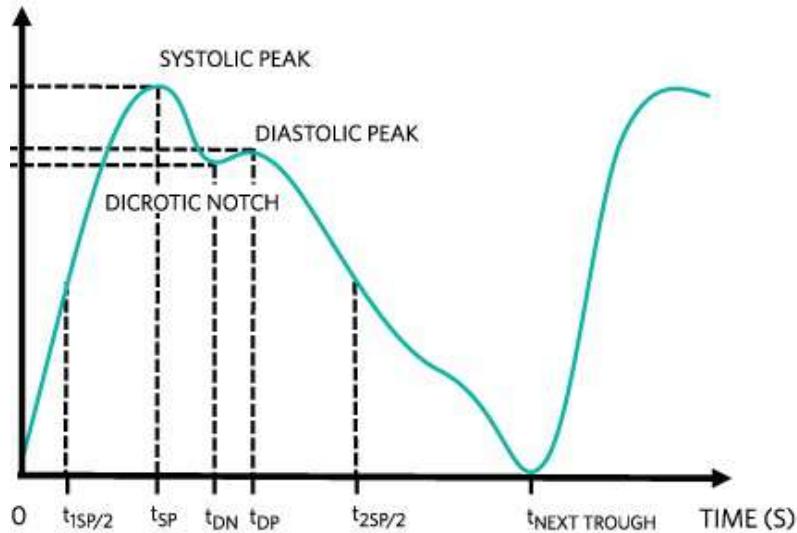
**Figura 2.14** – a) *Adapter Board* con sensore MAX86916. b) Confronto dimensione dell'*Adapter Board* con una moneta da un euro.



**Figura 2.15** – a) *Adapter Board* con sensore MAXM86161. b) Confronto dimensione dell'*Adapter Board* con una moneta da un euro.

### 2.4.1 Segnale PPG

Il segnale PPG grezzo non rappresenta una stima di un particolare parametro, ma solo grazie ad una successiva elaborazione, tramite opportuni algoritmi, è possibile ottenere informazioni interessanti su alcuni indicatori, come la frequenza cardiaca, la saturazione di ossigeno e la pressione arteriosa. Tuttavia, osservando la sua morfologia si può valutare la bontà delle acquisizioni. In figura 2.16 è mostrato un esempio di segnale PPG ideale. In verità, un segnale fotopletismografico reale è soggetto a rumore (come sarà ben visibile



**Figura 2.16** – Caratteristiche tipiche di un onda PPG (immagine tratta da Chen [8]).

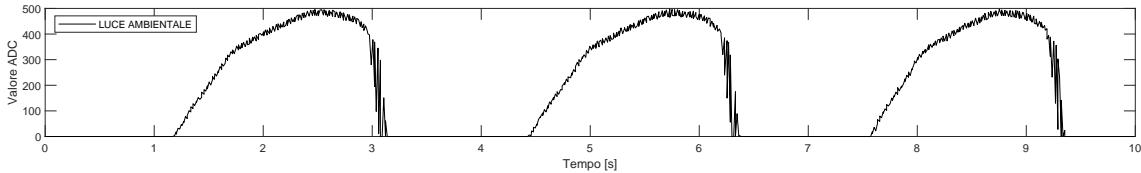
nel paragrafo 2.4.2), mantenendo però le caratteristiche presentate nella figura. Inoltre, esso è un segnale periodico, il cui periodo è definito dal ciclo cardiaco. È presente anche una forte similarità tra la morfologia del segnale PPG e la forma d'onda della pressione arteriosa [37]. Infatti, è possibile identificare due picchi separati da un minimo locale (Fig. 2.16) che corrispondono a dei punti caratteristici della pressione arteriosa: il *picco sistolico* e il *picco diastolico*. Essi sono separati da un minimo chiamato *tacca dicrotica*. La fase sistolica indica la fase di contrazione del muscolo cardiaco, che determina un aumento della pressione all'interno delle arterie, mentre la fase diastolica, compresa tra la tacca dicrotica e il minimo assoluto raggiunto dal segnale prima dell'onda successiva, è relativa alla fase di rilassamento del cuore [38]. La tacca dicrotica è tipicamente associata alla chiusura della valvola aortica e indica il termine della fase di sistole [39].

Il segnale fotopletismografico, una volta acquisito, viene poi elaborato per rimuovere i disturbi. Infatti, esso è molto suscettibile a zone di scarsa perfusione sanguigna, artefatti dovuti al movimento e all'illuminazione dell'ambiente circostante. In alcuni casi, insieme ai sensori PPG, si utilizzano anche altre tipologie di trasduttori (come ad esempio un accelerometro triassiale) per compensare eventuali artefatti del movimento.

#### 2.4.2 Misure preliminari sui soggetti

Nel seguente paragrafo vengono presentati i risultati ottenuti dalle misure effettuate su due soggetti. Le misure sono state eseguite seguendo la stessa procedura, in modo da renderli confrontabili. Un aspetto importante che è stato osservato sin da subito è l'effetto della luce ambientale sulle misure. Come già ben noto nella letteratura, la luce ambientale introduce delle interferenze che possono alterare il valore della misura. I disturbi variano da un ambiente all'altro in maniera non prevedibile. Nella figura 2.17 è rappresentato il segnale acquisito dal sensore PPG MAX86916 lasciandolo esposto alla luce artificiale di una lampadina a LED per uso domestico. Si può notare come il segnale campionato presenti una componente periodica che potrebbe alterare la traccia PPG se il sensore non viene opportunamente isolato.

Per evitare il problema presentato, in questa prima fase del progetto, si è deciso di eseguire tutte le misure in assenza di qualsiasi luce esterna, quindi al buio. In caso non sia possibile un ambiente totalmente al buio è consigliato coprire il sensore e il sito di misura



**Figura 2.17** – Segnale acquisito lasciando il sensore MAX86916 esposto alla luce artificiale.

con un panno nero, in modo da non permettere alla luce ambientale di penetrare. Oltre ai disturbi legati alla luce, è necessario anche prevenire artefatti dovuti al movimento. Per fare ciò, la soluzione adottata è stata quella di fissare saldamente l'*Adapter Board* sulla zona di acquisizione, in modo da evitare spostamenti durante la misura. Infine, è stata definita la procedura di acquisizione:

1. fissare saldamente la board sul sito di misura, in modo che il soggetto sia in posizione stabile e di riposo;
2. accendere il modulo PPG e attendere 10 secondi, affinché il segnale si stabilizzi;
3. avviare la registrazione dei campioni per 40 secondi.

Le acquisizioni sono salvate in un file *csv* tramite il software *SerialPlot*, che interpreta i dati ricevuti dal microcontrollore. Per ogni campione, viene salvato data e ora, espressa in millisecondi, e il valore (espresso in numeri interi *uint\_32*) associato ad ogni canale colore. I dati vengono poi importati nel software *Matlab* per l'analisi.

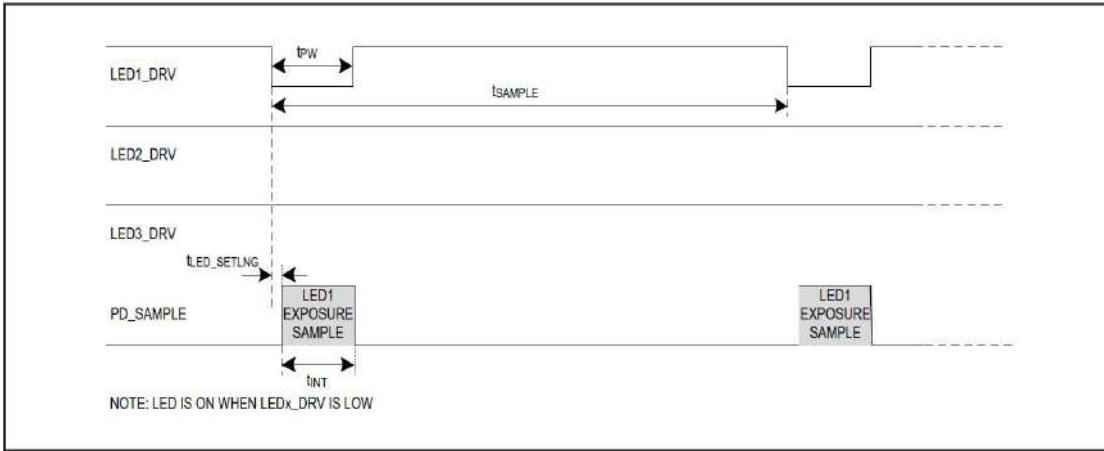
### Configurazione dei moduli PPG

I moduli MAX86916 e MAXM86161, impiegati nelle board progettate, possono essere configurati in modo diverso a seconda della specifica applicazione e dalle caratteristiche che si vogliono ottenere nel segnale acquisito. Di seguito vengono riportate le configurazioni utilizzate per effettuare le misure che verranno successivamente riportate, atte a verificare l'efficacia delle schede realizzate.

**Adapater Board: MAXM86161** Per l'*Adapeter Board* sulla quale è montato il sensore MAXM86161 è stata scelta la configurazione riportata in tabella 2.7. La frequenza di campionamento utilizzata è di 100 Hz e non viene eseguita alcuna media *on board* sui campioni acquisiti. In questa fase di test, si è scelto di fornire la medesima corrente a tutti i led. I registri dedicati a definire la sequenza di acquisizione dei led sono stati configurati

<b>Numero di campioni mediati</b>	1
<b>Frequenza di acquisizione [Hz]</b>	100
<b>Fondo scala ADC [nA]</b>	16384
<b>Corrente di alimentazione dei LED [mA]</b>	9.6
<b>Tempo di integrazione [μs]</b>	117.3
<b>Lunghezza impulso [μs]</b>	123.8
<b>Ritardo di accensione LED [μs]</b>	12

**Tabella 2.7** – Parametri di configurazione del modulo MAXM86161.



**Figura 2.18** – Diagramma temporale della sincronizzazione dei parametri di accensione del led e integrazione dell’ADC con un LED (immagine tratta da Maxim Integrated [9]).

in modo da accendere in modo consecutivo il led verde, infrarosso e rosso. Ad ogni ciclo di acquisizione viene ripetuta la medesima successione. Il legame tra il tempo di integrazione dell’ADC ( $t_{INT}$ ), il ritardo di accensione dei LED ( $t_{LED\_SETLNG}$ ), che permette di attendere che la corrente nel led si stabilizzi, e la lunghezza dell’impulso ( $t_{PW}$ ) è mostrato nella figura 2.18. In questa fase di test, non sono state attivate le opzioni di risparmio energetico, filtro ALC e *picket fence* in modo da ottenere misure non elaborate. Il fondo scala dell’ADC è stato scelto di 16 384 nA, che non provoca problemi di saturazione.

**Adapater Board: MAX86916** La seconda *Adapeter Board*, con il sensore MAX86916, è stata configurata come riportato in tabella 2.8. La scelta principale effettuata è stata quella relativa alla modalità operativa. Dal momento che si vuole verificare il corretto funzionamento della piattaforma, si è deciso di utilizzare la modalità *FLEX*, dove vengono accesi tutti e quattro i LED integrati nel sensore. Il valore di corrente fornita ai LED è stato scelto in modo da essere sufficientemente elevato per garantire una buona qualità di segnale, tenendo conto anche della necessità di mantenere bassi valori di corrente per limitare i consumi. L’ADC integrato è stato configurato con un fondo scala di 16 384 nA, che permette di evitare saturazioni in sede di conversione. La frequenza di campionamento scelta invece è di 100 Hz e rappresenta una valore intermedio che, in questa fase di studio, è sufficiente per valutare il segnale acquisito. Infine, per la durata dell’impulso della luce emessa dai LED, è stato scelto il massimo valore a disposizione, che è di 420  $\mu$ s, in modo da permettere l’assestamento del segnale.

Numero di campioni mediati	1
Frequenza di acquisizione [Hz]	100
Fondo scala ADC [nA]	16384
Corrente di alimentazione dei LED [mA]	2.0
Larghezza impulso luce LED [ $\mu$ s]	420
Modalità operativa	FLEX MODE

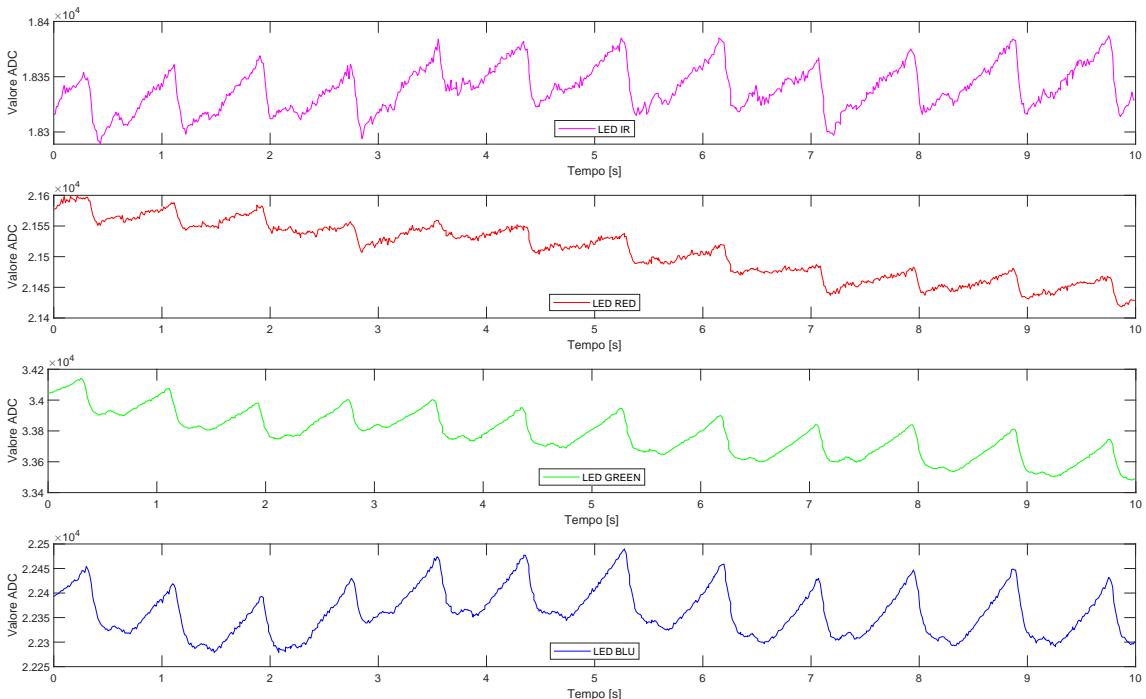
**Tabella 2.8** – Parametri di configurazione del modulo MAX86916.

## Soggetto 1

Per verificare le prestazioni e il funzionamento dei moduli progettati, sono state effettuate alcune misure su un soggetto maschio, di 55 anni con carnagione chiara. Il soggetto si trovava in condizioni di riposo.

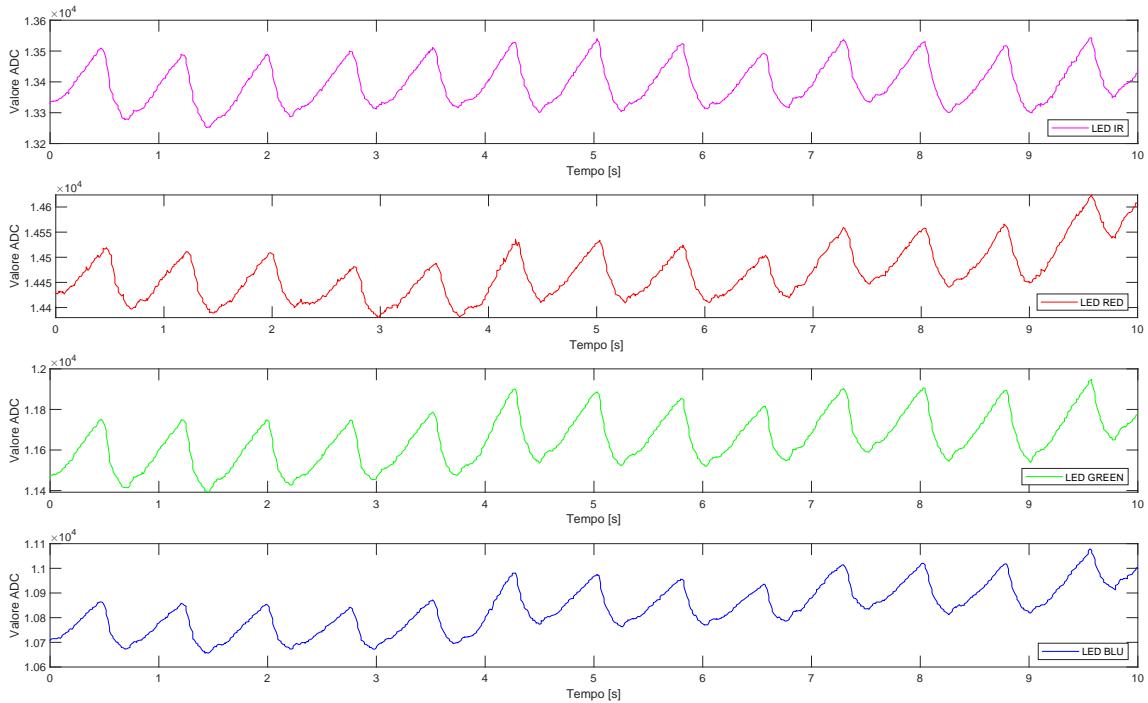
Di seguito sono riportati i risultati ottenuti utilizzando il sensore **MAX86916**, su una finestra temporale di 10 secondi, in vari siti di misura.

**Polpastrello indice sinistro** Il polpastrello rappresenta il sito di misura più utilizzato poiché permette di ottenere ottimi segnali PPG ed è facilmente indossabile. Come si può notare in figura 2.19, tutte le misure presentano una buona e distinguibile componente AC. Infatti, è possibile osservare sia il picco sistolico sia il picco diastolico anche con la luce verde e blu. Le acquisizioni con la luce verde e blu presentano un andamento più *smooth*. Questa caratteristica è determinata dalla minore penetrazione della luce verde-blu, che rende le misure meno soggette ad interferenze dovute a movimenti, anche minimi, del soggetto. Il segnale con un'ampiezza maggiore è risultato essere quello del LED verde. Contando i picchi presenti, e moltiplicandoli per un fattore 6, è possibile effettuare una stima della frequenza cardiaca del soggetto. In questa misura, si possono individuare 12 picchi, stimando una frequenza cardiaca di 72 battiti al minuto.



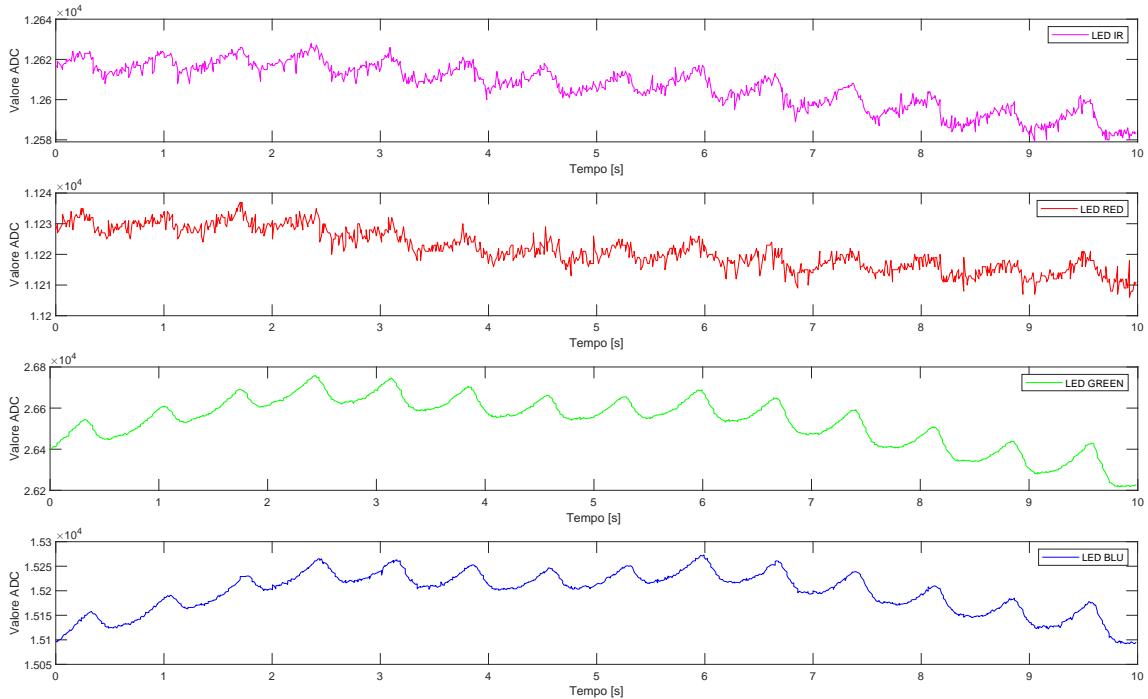
**Figura 2.19** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAX86916.

**Lobo orecchio destro** In figura 2.20 sono riportate le misure effettuate sul lobo dell'orecchio destro. I segnali risultano buoni anche in questo sito di misura con tutti e quattro i LED. Utilizzando il prototipo realizzato, il sito non è risultato comodo per effettuare le misure. Tuttavia, come già analizzato nel capitolo 1.3, il sito risulta essere poco disturbato da movimenti, anche involontari, del soggetto, producendo delle forme d'onda più lisce rispetto alle misure sul polpastrello prima descritte. Il segnale con ampiezza maggiore risulta essere quello proveniente dal LED verde, sebbene anche i tracciati del LED infrarosso e blu risultano di buona qualità. La frequenza cardiaca stimata osservando queste misure è di 78 battiti al minuto.



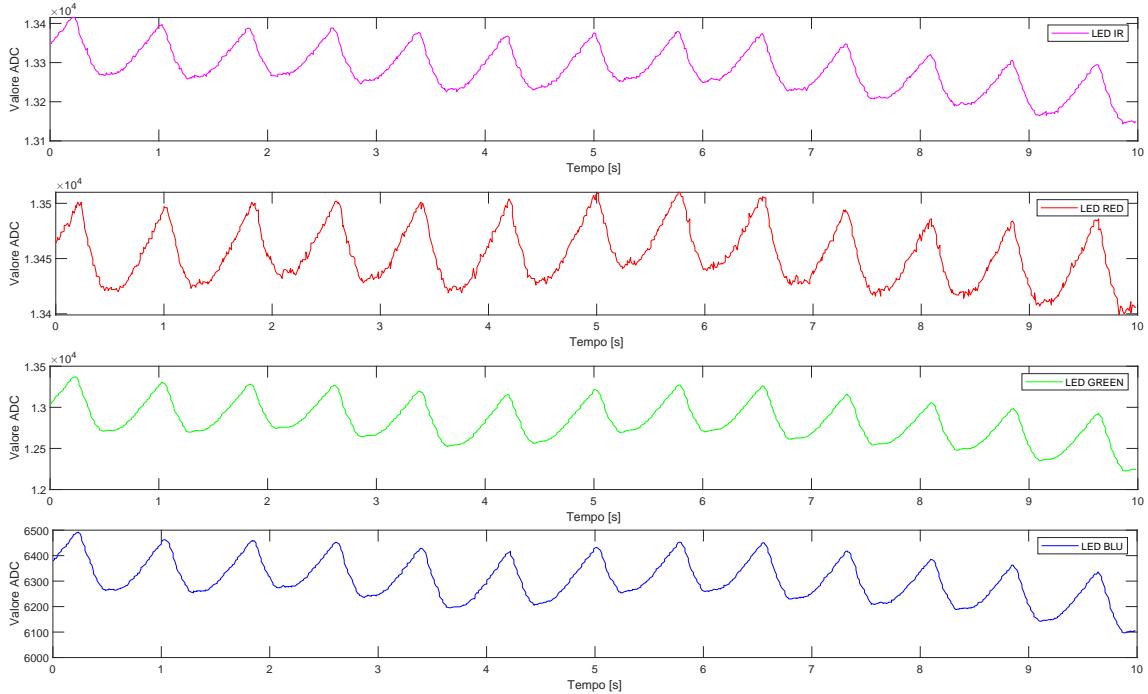
**Figura 2.20** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAX86916.

**Polso antero-interno** Si sono eseguite anche delle misure (Fig. 2.21) sulla parte inferiore (antero-interna) del polso. Questa zona si è dimostrata essere molto influenzata dai movimenti del soggetto. I segnali del LED infrarosso e rosso risultano essere molto disturbati, sebbene siano ancora visibili i picchi caratteristici. I segnali dei LED verdi e blu risultano invece essere di buona qualità e il verde risulta avere l'ampiezza maggiore, sebbene minore delle acquisizioni effettuate sul lobo. La frequenza cardiaca che si può stimare è di 84 battiti al minuto.



**Figura 2.21** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAX86916.

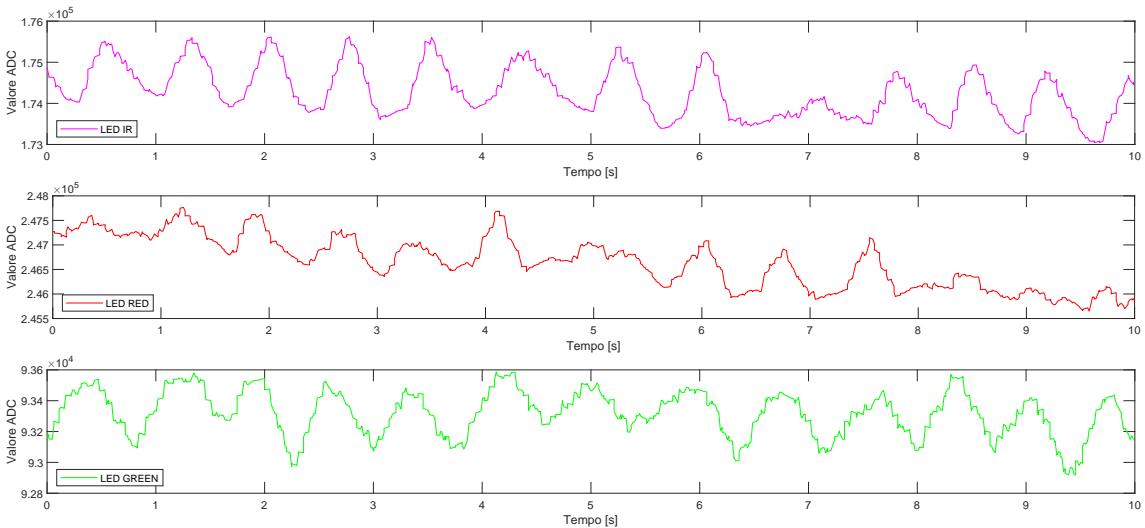
**Fronte** L'ultimo sito di misura analizzato è la fronte (Fig. 2.22). I segnali risultanti sono molto puliti ed è possibile notare i picchi sistolici in tutte le tracce. Nel segnale dei LED infrarosso e rosso è possibile notare anche il picco diastolico, mentre nei segnali relativi ai LED verde e blu, essi risultano essere impercettibili. La frequenza cardiaca rilevata è di 78 battiti al minuto. Questo sito è poco influenzato dai movimenti del soggetto e potrebbe essere utilizzato anche per misure durante l'attività fisica, ad esempio integrando il sensore in una fascia. L'ampiezza dei segnali ottenuti dai LED rosso e infrarosso sono superiori rispetto alle acquisizioni effettuate sul polso, ma l'ampiezza maggiore è ancora una volta ottenuta dal LED verde.



**Figura 2.22** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAX86916.

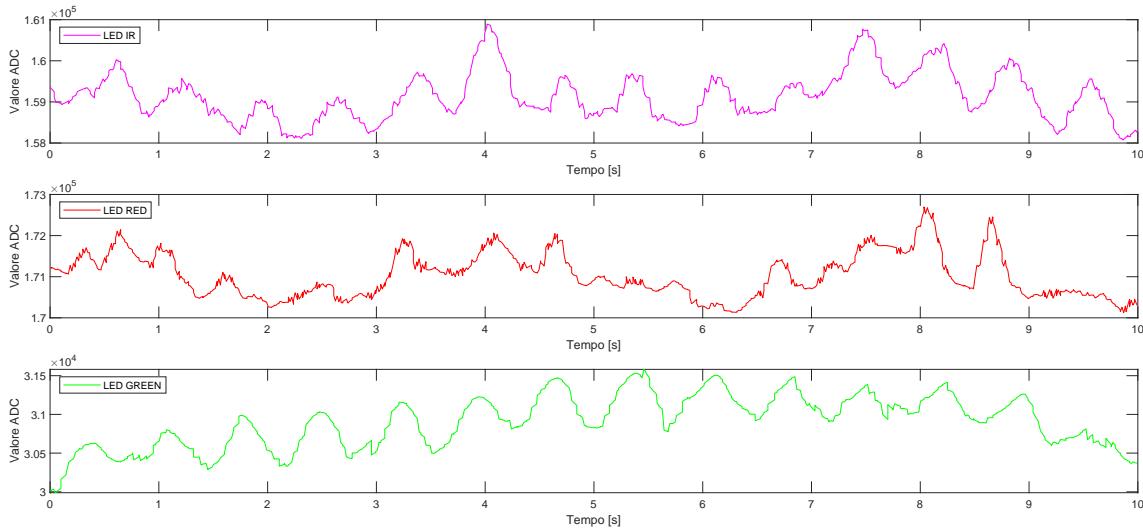
Di seguito sono riportati i risultati ottenuti utilizzando il sensore **MAXM86161** su una finestra temporale di 10 secondi. Le immagini mostrano il segnale PPG filtrato grazie ad un filtro a media mobile.

**Polpastrello indice sinistro** La figura 2.23 mostra il segnale PPG acquisito e filtrato sul polpastrello del dito indice sinistro. Si è utilizzato un filtro a media mobile con finestra di 25 campioni per il LED verde e di 20 per i LED rosso e infrarosso. In tutti e tre i campioni sono apprezzabili i picchi sistolici, anche se il segnale del LED rosso risulta essere di minore qualità, soprattutto dopo 8 secondi. Il segnale che presenta un valore AC maggiore è il verde, mentre il rosso risulta essere il segnale con minore ampiezza e più soggetto a disturbi. Osservando i segnali infrarosso e verde, che risultano più puliti, è possibile contare 13 picchi, suggerendo una frequenza cardiaca di circa 78 battiti.



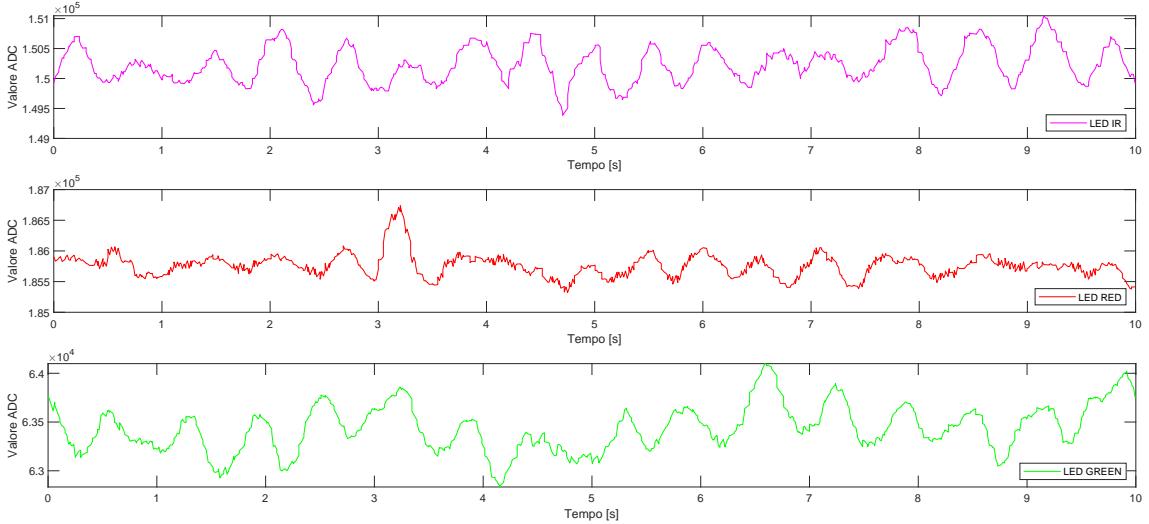
**Figura 2.23** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAXM86161.

**Lobo orecchio destro** Le acquisizioni effettuate sul lobo dell'orecchio destro (Fig. 2.25) sono state filtrate con una finestra di 20 campioni per il segnale a luce infrarossa e di 15 per i segnali dei LED verde e rosso. Come per i campioni acquisiti sul polpastrello, i segnali in cui è possibile osservare meglio i picchi sono quelli dei LED infrarosso e verde. In questa acquisizione il segnale ad ampiezza maggiore è quello dato dal LED infrarosso. Si può stimare una frequenza cardiaca di 84 battiti al minuto.



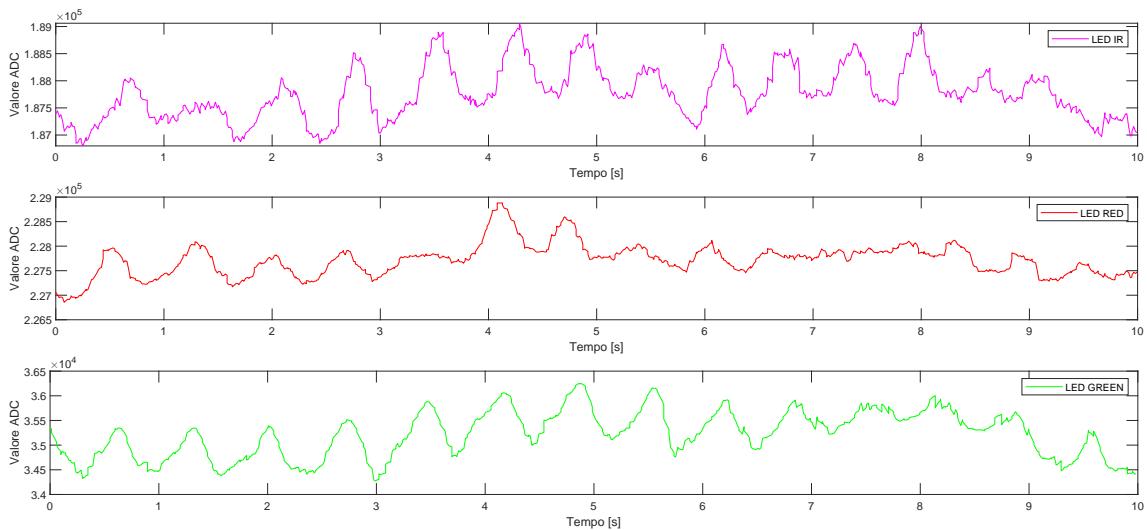
**Figura 2.24** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAXM86161.

**Polso antero-interno** Le misure effettuate sul polso del soggetto, parte antero-interna, presentano una discreta qualità nelle misure dei LED verde (Fig. 2.25) e infrarosso. Quest'ultimo presenta l'ampiezza maggiore. Il segnale del LED rosso risulta essere un po' disturbato, sebbene, confrontandolo con il segnale verde, si possa notare una certa corrispondenza nei picchi. I segnali sono stati filtrati con un filtro a media mobile con finestra di 25 per l'infrarosso e di 20 per il rosso e verde. Nel tracciato del LED verde sono evidenti 15 picchi, che indicano un ritmo cardiaco del soggetto pari a 90 battiti al minuto.



**Figura 2.25** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAXM86161.

**Fronte** I segnali acquisiti sulla fronte sono riportati nella figura 2.34. Per filtrare i dati è stato utilizzato un filtro con finestra di 20 per le acquisizioni dei LED infrarosso e rosso e di 10 per il segnale del LED verde. Come negli altri siti di misura, il LED rosso risulta avere un andamento più disturbato, mentre il segnale infrarosso e verde presentano una discreta qualità. I campioni della luce verde mostrano un andamento più liscio, mentre il segnale con ampiezza maggiore è quello della luce infrarossa. Dal tracciato del LED verde si possono facilmente contare 14 picchi sistolici, che equivalgono ad un ritmo cardiaco medio di 84 battiti al minuto.



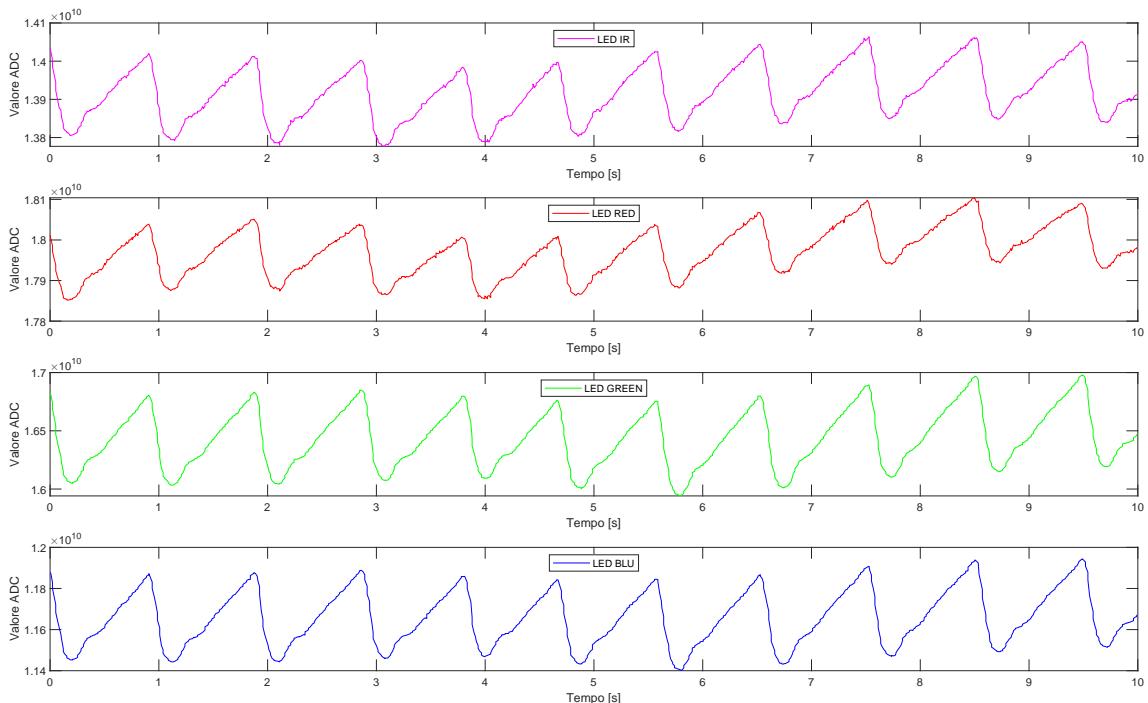
**Figura 2.26** – Soggetto 1 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAXM86161.

## Soggetto 2

In questo paragrafo, vengono presentate le misure effettuate su un soggetto di sesso femminile, di 41 anni con carnagione chiara. Il soggetto si trovava in condizioni di riposo.

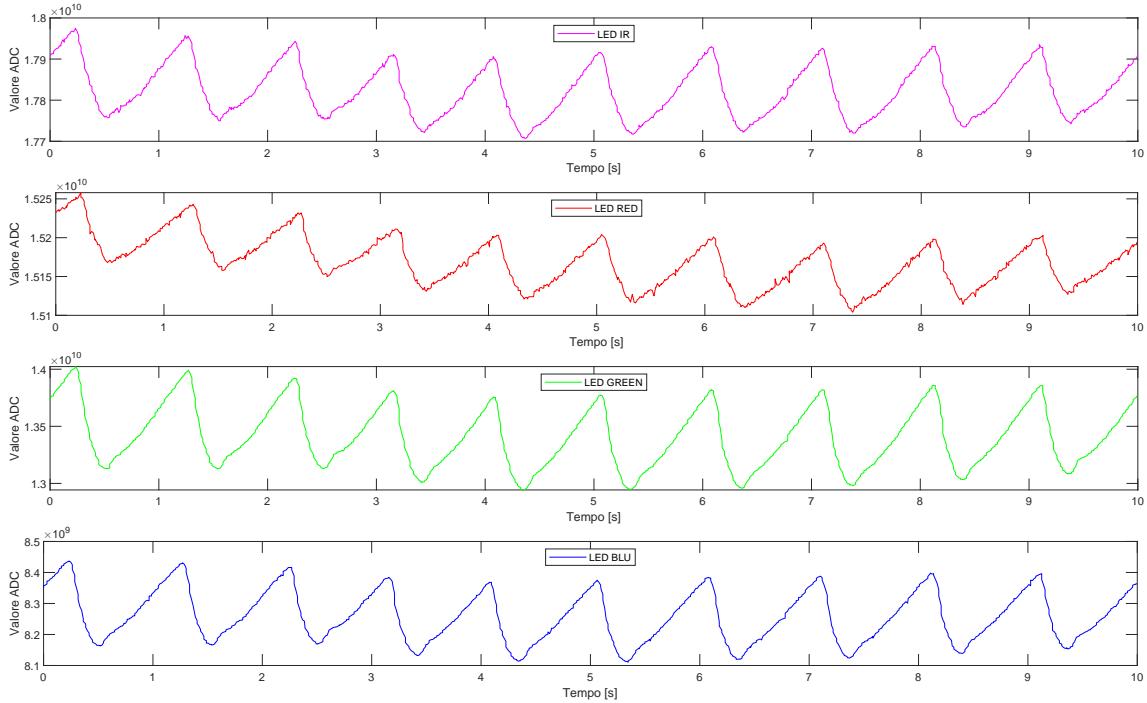
Di seguito sono riportate le acquisizioni effettuate utilizzando il sensore **MAX86916** su una finestra temporale di 10 secondi, in più siti di misura.

**Polpastrello indice sinistro** Dalle acquisizioni riportate in figura 2.27, effettuate sul polpastrello dell'indice della mano sinistra, si può notare come il segnale ottenuto sia di ottima qualità per tutte e quattro le lunghezze d'onda impiegate, confermando i risultati ottenuti con il soggetto 1, e anche le considerazioni fatte a livello teorico nel capitolo 1.3. Infatti, dalle immagini riportate si possono distinguere chiaramente sia i picchi sistolici, sia diastolici e le tacche dicrotiche. Il segnale con ampiezza maggiore è quello del LED verde mentre i LED rosso e infrarosso presentano l'ampiezza minore. Anche qui si possono individuare 10 picchi del segnale, stimando una frequenza cardiaca di 60 battiti al minuto.



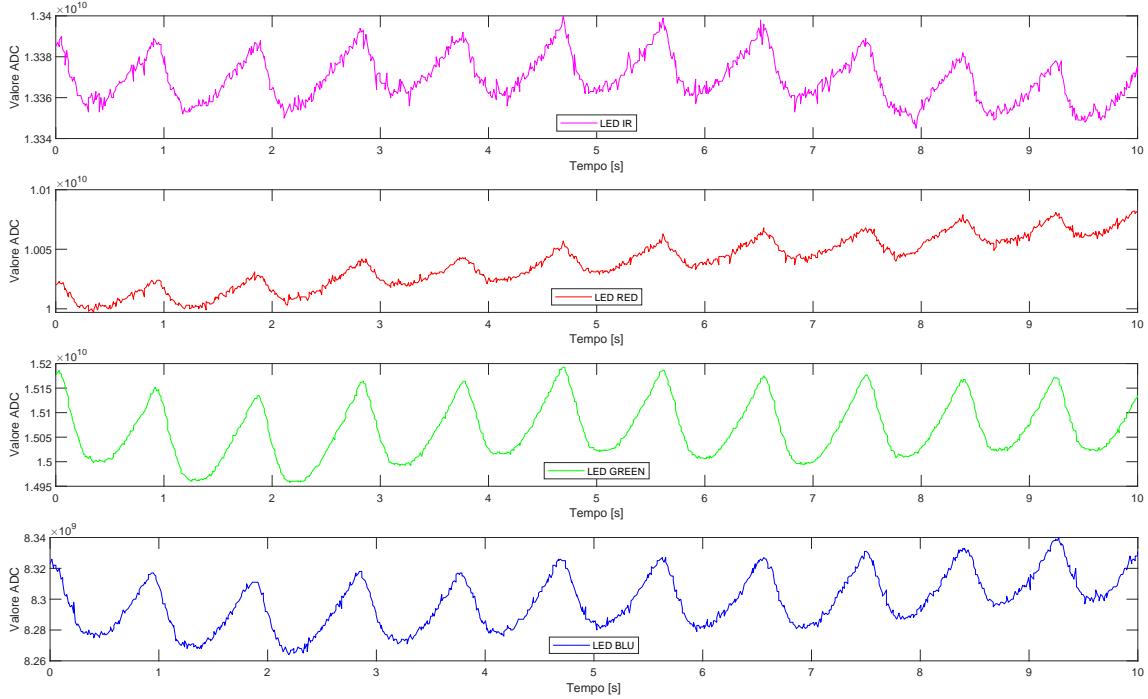
**Figura 2.27** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAX86916.

**Lobo orecchio destro** Le acquisizioni ottenute sul lobo dell'orecchio destro presentano un segnale di qualità leggermente inferiore rispetto al sito precedente. Ciò è dovuto principalmente alla difficoltà della misura in questo sito. Tuttavia, la morfologia del segnale è evidente. Infatti, in figura 2.28, si possono ancora apprezzare i picchi sistolici e diastolici su tutte le lunghezze d'onda impiegate. Il LED verde offre il segnale ad ampiezza maggiore. I picchi individuati sono 10, stimando una frequenza cardiaca di 60 battiti al minuto, coerente con il risultato ottenuto con le misure sul polpastrello.



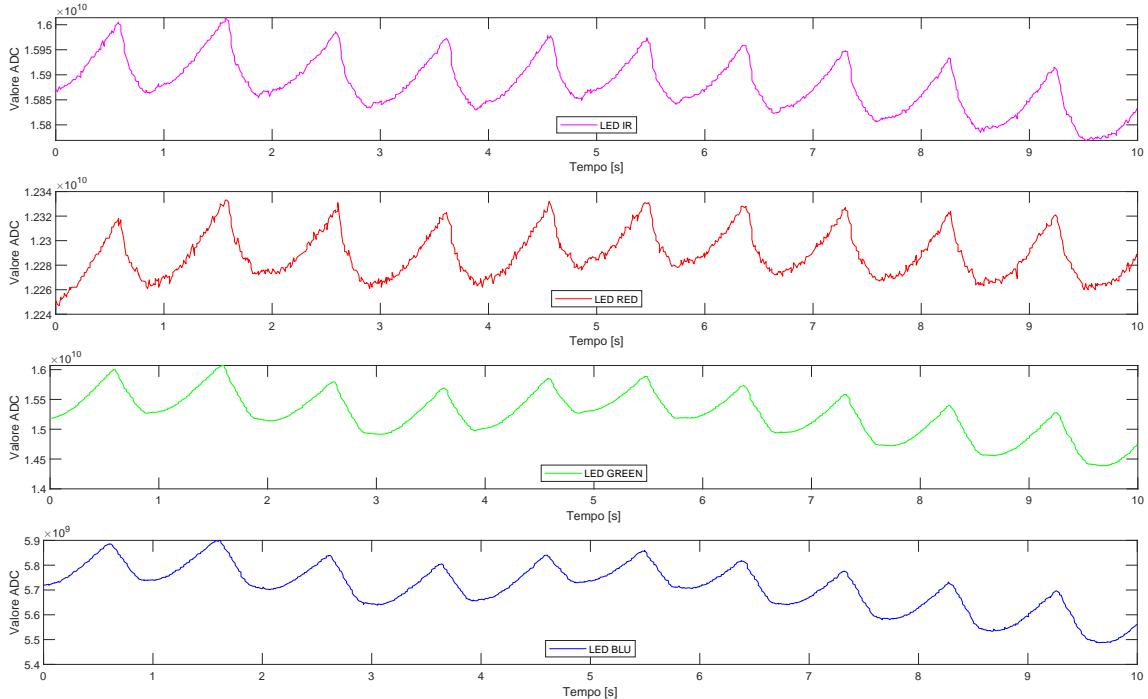
**Figura 2.28** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell'orecchio destro con il sensore MAX86916.

**Polso antero-interno** Le misure effettuate sulla zona del polso antero-interna sono più soggette a disturbi, principalmente dovuti a movimenti di natura involontaria. Come si può vedere in figura 2.29, questi disturbi sono più visibili per la luce rossa e infrarossa, mentre per la luce blu e verde il segnale si dimostra ancora pulito e chiaro. Nonostante ciò la qualità si può reputare buona, infatti sono ancora individuabili i picchi di interesse. Anche in questa misura il segnale ad ampiezza maggiore è quello del LED verde. La frequenza cardiaca stimata da questa acquisizione è di 60 battiti al minuto.



**Figura 2.29** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAX86916.

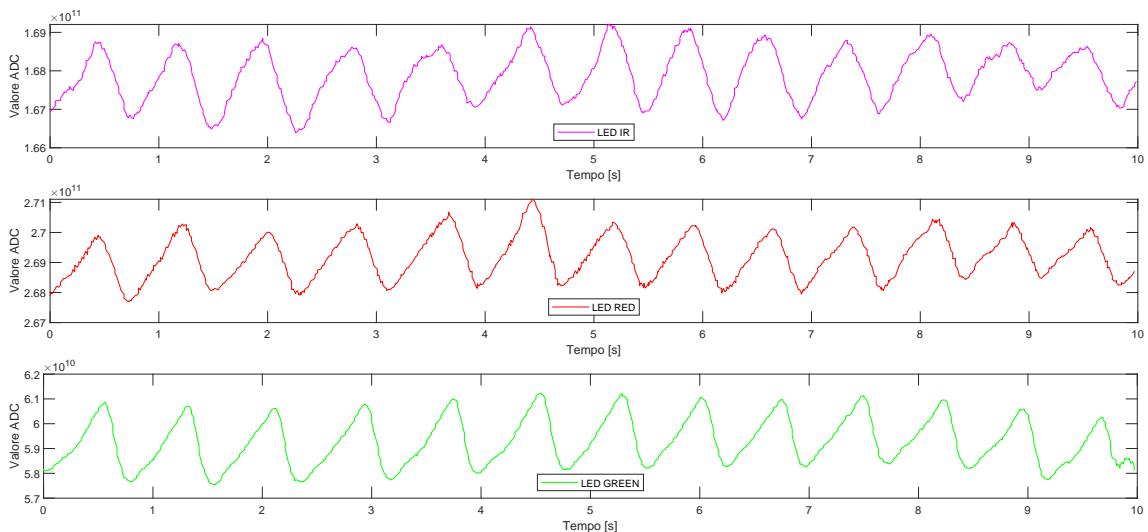
**Fronte** Infine, in figura 2.30, vengono riportati i risultati delle acquisizioni effettuate sulla fronte. I segnali ottenuti presentano una buona qualità. Osservando la componente AC dei segnali, il verde presenta un'ampiezza maggiore. Anche in questo caso si vede che la luce blu permette di identificare correttamente i picchi sistolici. Le misure risultano essere meno rumorose rispetto a quelle acquisite sul polso. La frequenza cardiaca stimata è di 60 battiti al minuto, confermando i precedenti risultati.



**Figura 2.30** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAX86916.

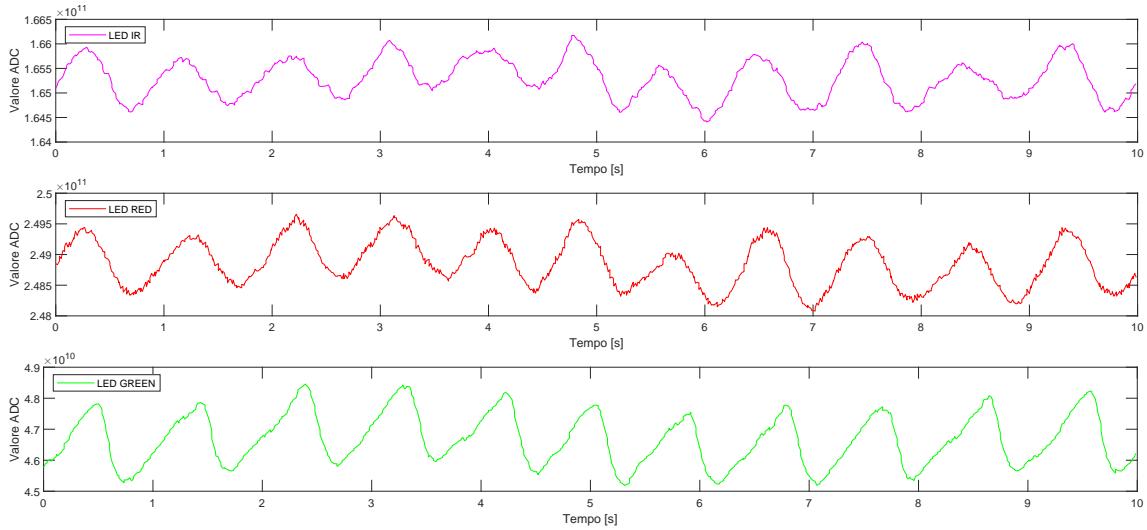
Di seguito sono riportate le acquisizioni effettuate utilizzando il sensore **MAXM86161** su una finestra temporale di 10 secondi. Le acquisizioni ottenute sono state elaborate con un filtro a media mobile.

**Polpastrello indice sinistro** Il segnale PPG ottenuto sul polpastrello del dito indice sinistro risulta essere di buona qualità e il tracciato del LED verde risulta avere l'ampiezza massima Fig. 2.31. Questo risultato era prevedibile dal momento che il polpastrello è noto essere un ottimo sito di misura, come verificato sulle acquisizioni precedenti. Il filtro è stato applicato con una finestra di 10 campioni per il LED verde, di 20 per il LED rosso e 25 per quello infrarosso. I picchi del segnale sono 13, quindi la frequenza cardiaca stimata è di 78 battiti al minuto.



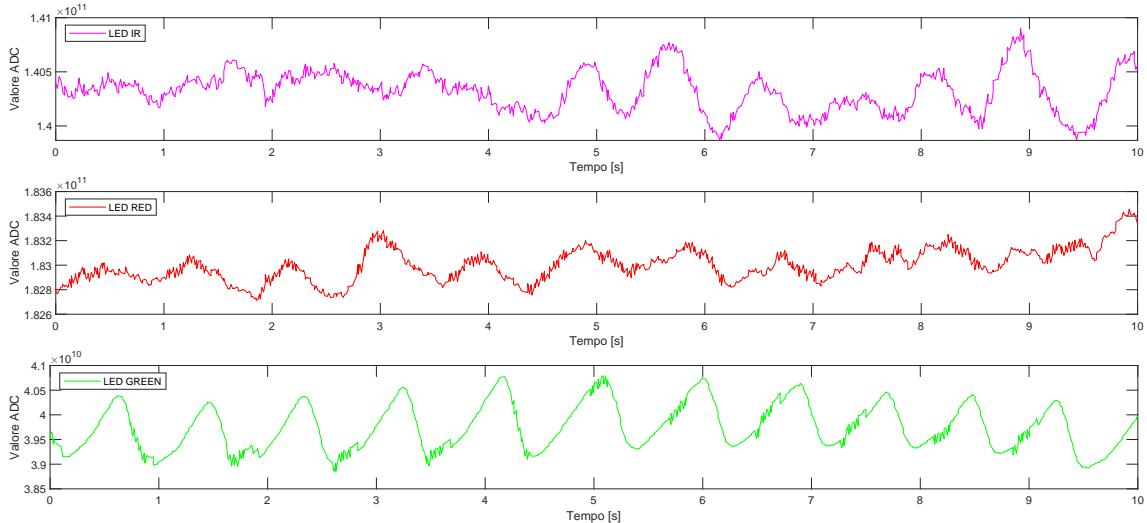
**Figura 2.31** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polpastrello del dito indice sinistro con il sensore MAXM86161.

**Lobo orecchio destro** In figura 2.32 sono riportati i risultati dell’acquisizione sul lobo dell’orecchio destro. Il segnale è stato filtrato con una finestra di 10 campioni per il LED verde, 30 per il LED rosso e 35 per quello infrarosso. La qualità dell’acquisizione è ancora buona, ma le ampiezze sono inferiori rispetto a quelle rilevate nell’acquisizione sul polpastrello. Questo è dovuto, come anche evidenziato precedentemente, alla difficoltà nella misura. Il segnale con ampiezza maggiore è quello ottenuto dal LED verde. Osservando il tracciato, si possono contare 11 picchi, stimando un ritmo cardiaco pari a 66 battiti al minuto.



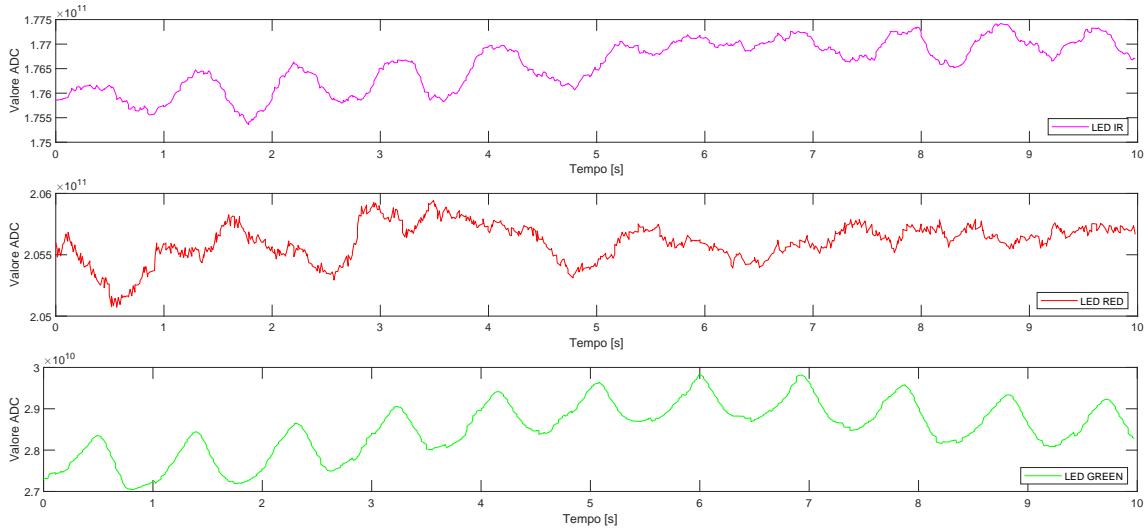
**Figura 2.32** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul lobo dell’orecchio destro con il sensore MAXM86161.

**Polso antero-interno** L'acquisizione effettuata sul polso risulta invece molto rumorosa (Fig. 2.33), specialmente per il segnale del LED infrarosso, mentre i segnali del LED rosso risultano discretamente buoni, sebbene alcune volte non permettono di apprezzare i picchi. La luce verde, invece, risulta avere una discreta qualità e presenta il segnale con maggiore ampiezza. Le finestre del filtro sono di 15 campioni per il LED verde e 30 per i LED rosso e infrarosso. La frequenza cardiaca stimata è di 66 battiti al minuto.



**Figura 2.33** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sul polso destro con il sensore MAXM86161.

**Fronte** I segnali ottenuti dall’acquisizione sulla fronte, riportati in figura 2.34, sono buoni per il LED verde, mentre quelli dei LED rosso e infrarosso risultano affetti da rumore. Il filtro applicato ha una finestra di 10 campioni per il LED verde e 35 per i LED rosso e infrarosso. Il LED verde presenta il segnale a maggiore ampiezza. Dalla figura riportata, si possono individuare 11 picchi, stimando una frequenza cardiaca di 66 battiti al minuto.



**Figura 2.34** – Soggetto 2 - Segnali PPG acquisiti sulla fronte con il sensore MAXM86161.

# Conclusioni

Questa attività di tesi, svolta presso il laboratorio di Microelettronica dell’Università degli Studi di Bergamo, ha avuto come obiettivo la progettazione e la realizzazione di due schede prototipali per effettuare misure fotopletismografiche. Le due PCB progettate si differenziano dai sistemi già realizzati nei lavori precedenti e si propongono come una loro evoluzione. In particolare, si è cercato di minimizzare il più possibile le dimensioni delle *Adapter Board*. Ciò è stato reso possibile grazie all’utilizzo del sensore MAXM86161 il quale, integrando un LDO, ha permesso di ridurre i componenti necessari. La miniaturizzazione dei sistemi elettronici indossabili è diventata ormai una prerogativa nel campo dei sensori pensati per un monitoraggio continuo dei parametri fisiologici della persona. Nell’ultimo decennio, l’interesse verso lo studio dei segnali PPG è fortemente aumentato, grazie alla diffusione di smartwatch, dispositivi per il monitoraggio dell’attività sportiva e per applicazioni in ambito medicale. Ad oggi, l’elettronica necessaria per questa tecnologia ha raggiunto dimensioni tali da poter essere integrata in qualsiasi supporto, come ad esempio orologi, fasce e auricolari. Inoltre, i consumi dei sensori integrati sono tali da garantire un’autonomia sufficiente anche in dispositivi alimentati a batteria. Infine, a differenza di altre tecnologie che permettono il monitoraggio di parametri fisiologici, i dispositivi PPG sono poco invasivi, pur mantenendo una buona accuratezza.

Al contrario, la caratteristica peculiare del sensore MAX86916 è l’integrazione di un LED di colore blu, che non è mai stato studiato in lavori precedenti. Questa board permetterà di approfondire la qualità dei segnali ottenuti con una lunghezza d’onda di 460 nm. Tuttavia, questo lavoro di tesi non si concentra sulla caratterizzazione dei segnali e la valutazione approfondita della loro qualità. Infatti, saranno necessari studi successivi per determinare in modo preciso e quantitativo le performance dei sistemi realizzati. Sarà inoltre necessario validare i risultati tramite il confronto con dei tracciati ECG, che permettono di ottenere misure molto precise e accurate del ritmo cardiaco.

Osservando i risultati ottenuti nel paragrafo 2.4.2 sui due soggetti analizzati, si può concludere che il sensore MAX86916 permette delle acquisizioni di qualità superiore rispetto al modulo MAXM86161 in tutti i siti di misura analizzati. Confrontando i tracciati ottenuti, la luce verde sembra aver prodotto i segnali migliori in tutti i siti su entrambi i soggetti, sebbene nelle acquisizioni sul soggetto 1 la luce infrarossa sia risultata di ampiezza maggiore nelle misure sul lobo, sul polso e sulla fronte. In generale, i LED rosso e infrarosso sembrano essere più sensibili ai movimenti, seppur minimi, dei soggetti. In particolare, i LED rosso e infrarosso hanno prodotto un segnale rumoroso nelle acquisizioni sulla parte antero-interna del polso, più soggetta a movimenti, anche involontari. Al contrario, i segnali del LED verde e blu sembrano essere meno soggetti ai disturbi, generando dei segnali molto puliti. Anche le acquisizioni sul lobo e sulla fronte sono risultate ottime, in accordo con i risultati analizzati in letteratura.

I risultati rilevati in questo progetto non sono da considerarsi definitivi. Infatti, sarà necessario effettuare delle acquisizioni su un campione di soggetti maggiore, diversificati per età, sesso, condizioni ambientali in cui si svolgono le misure, colore della carnagione, condizione del soggetto (a riposo, sotto sforzo, in movimento) e analizzare degli indici quantitativi (come l’indice di perfusione) per analizzare la qualità dei segnali. Un’ulteriore sviluppo futuro sarà l’introduzione dell’accelerometro, il cui utilizzo è stato progettato

ma non è stato montato sulle schede. Infine, dovrà essere anche valutato il rapporto tra prestazioni e consumo, in modo da configurare opportunamente i sensori PPG, utilizzando anche i filtri presenti *on board* che dovrebbero migliorare la qualità delle misure.

# Bibliografia

- [1] John E. Hall. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 13 edition, 2016.
- [2] Manish Hosanee, Gabriel Chan, Kaylie Welykholowa, Rachel Cooper, Panayiotis A. Kyriacou, Dingchang Zheng, John Allen, Derek Abbott, Carlo Menon, Nigel H. Lovell, Newton Howard, Wee-Shian Chan, Kenneth Lim, Richard Fletcher, Rabab Ward, and Mohamed Elgendi. Cuffless Single-Site Photoplethysmography for Blood Pressure Monitoring. *Journal of Clinical Medicine*, 9(3):723, 2020.
- [3] Shing Hong Liu, Ren Xuan Li, Jia Jung Wang, Wenxi Chen, and Chun Hung Su. Classification of photoplethysmographic signal quality with deep convolution neural networks for accurate measurement of cardiac stroke volume. *Applied Sciences (Switzerland)*, 10(13), 2020.
- [4] Tom Lister, Philip A. Wright, and Paul H. Chappell. Optical properties of human skin. *Journal of Biomedical Optics*, 17(9):0909011, 2012.
- [5] Caerwyn Ash, Michael Dubec, Kelvin Donne, and Tim Bashford. Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods. *Lasers in Medical Science*, 32(8):1909–1918, 2017.
- [6] Andreia Moço and Wim Verkruyse. Pulse oximetry based on photoplethysmography imaging with red and green light: Calibratability and challenges. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 35(1):123–133, 2021.
- [7] Mohammad Ghamari. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 4(4):195–202, 2018.
- [8] Ian Chen. Application Note 6547 Using Reflectometry for a Ppg. pages 1–6. <https://pdfserv.maximintegrated.com/en/an/AN6547.pdf>.
- [9] Maxim Integrated. MAXM86161 Datasheet, Mar. 2019. <https://datasheets maximintegrated.com/en/ds/MAXM86161.pdf>.
- [10] Antonio Cevese. Fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio (1a parte). pages 1–10, 2002.
- [11] Ricardo L Armentano. Structural basis of the circulatory system. *Biomechanical Modeling of the Cardiovascular System*, 2019.
- [12] G. R. Cutfield. The Systemic and Pulmonary Circulations. *Care of the Critically Ill Patient*, pages 19–36, 1983.
- [13] Dee Unglaub Silverthorn. *Fisiologia umana : un approccio integrato / Dee Unglaub Silverthorn ; edizione italiana a cura di Barbara Colombini, Carla Perego, Stefano Rufini*. Pearson, Milano Torino, 8. edizion edition, 2020.

- [14] Nilanjan Dey, Amira S. Ashour, Waleed S. Mohamed, and Nhu Gia Nguyen. Biomedical Signals. *SpringerBriefs in Speech Technology*, pages 7–20, 2019.
- [15] Mohamed Elgendi, Richard Fletcher, Yongbo Liang, Newton Howard, Nigel H. Lovell, Derek Abbott, Kenneth Lim, and Rabab Ward. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *npj Digital Medicine*, 2(1):1–11, 2019.
- [16] Bistra Draganova Nenova, Ivo Tsvetanov Iliev, and A Photoplethysmography. Non-Invasive Methods of Peripheral Pulse Detection : Advantages and Disadvantages. *Annual journal of electronics*, pages 57–60, 2009.
- [17] In Cheol Jeong, Hyungro Yoon, Hyunjeong Kang, and Hojun Yeom. Effects of skin surface temperature on photoplethysmograph. *Journal of Healthcare Engineering*, 5(4):429–438, 2014.
- [18] Jongpal Kim, Takhyung Lee, Jihoon Kim, and Hyoungho Ko. Ambient light cancellation in photoplethysmogram application using alternating sampling and charge redistribution technique. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2015-Novem:6441–6444, 2015.
- [19] Inho Lee, Nakkyun Park, Hanbee Lee, Chuljin Hwang, Joo Hee Kim, and Sungjun Park. Systematic review on human skin-compatible wearable photoplethysmography sensors. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(5):1–21, 2021.
- [20] Ali Youssef, Daniel Berckmans, and Tomas Norton. Non-invasive PPG-based system for continuous heart rate monitoring of incubated avian embryo. *Sensors (Switzerland)*, 20(16):1–17, 2020.
- [21] Tomas Ysehak Abay, Kamran Shafqat, and Panayiotis A. Kyriacou. Perfusion changes at the forehead measured by photoplethysmography during a head-down tilt protocol. *Biosensors*, 9(2), 2019.
- [22] Maxim Integrated. MAX86916 Datasheet, Ott. 2019. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86916.pdf>.
- [23] Maxim Integrated. MAX30101 Datasheet, Giu. 2020. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30101.pdf>.
- [24] Analog Devices. ADPD144RI Datasheet, 2019. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADPD144RI.pdf>.
- [25] Martin Cossali. Progetto e caratterizzazione di elettronica indossabile per il monitoraggio dell’attività cardiaca mediante fotopletismografia. 2018.
- [26] ST Electronics. LIS2DW12 Datasheet, Giu. 2018. <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lis2dw12.pdf>.
- [27] STMicroelectronics. LIS2DH12 MEMS accelerometer, 2017. <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lis2dh12.pdf>.
- [28] Bosh Sensortech. BMA422 Datasheet, 2015. [https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/product\\_flyer/bst-bma422-fl000.pdf](https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/product_flyer/bst-bma422-fl000.pdf).

- [29] Paul Horowitz and Winfield Hill. *The Art of Electronics*. Cambridge University Press, USA, 2015.
- [30] Analog Devices. ADP166 Datasheet, 2014. [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADP165\\_166.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADP165_166.pdf).
- [31] Analog Devices. ADP122 Datasheet, 2012. [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADP122\\_123.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADP122_123.pdf).
- [32] Analog Devices. ADP151 Datasheet, 2006. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adp151.pdf>.
- [33] Bang S Lee. Understanding the Terms and Definitions of LDO Voltage Regulators. Technical Report October, 1999. <https://www.ti.com/lit/an/slva079/slva079.pdf?ts=1627289674362>.
- [34] STMicroelectronics. STM32F4DISCOVERY Data brief, Ott. 2020. [https://www.st.com/resource/en/data\\_brief/stm32f4discovery.pdf](https://www.st.com/resource/en/data_brief/stm32f4discovery.pdf).
- [35] STMicroelectronics. Data Brief - Integrated development environment for STM32 products, Nov. 2019. [https://www.st.com/resource/en/data\\_brief/stm32cubeide.pdf](https://www.st.com/resource/en/data_brief/stm32cubeide.pdf).
- [36] STMicroelectronics. Description of STM32F4 HAL and low-layer drivers, Giu. 2021. [https://www.st.com/resource/en/user\\_manual/dm00105879-description-of-stm32f4-hal-and-ll-drivers-stmicroelectronics.pdf](https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00105879-description-of-stm32f4-hal-and-ll-drivers-stmicroelectronics.pdf).
- [37] Foroohar Foroozan. MUSIC-Based Algorithm for On-Demand Heart Rate Estimation Using Photoplethysmographic (PPG) Signals on Wrist. *Analog Dialogue*, 52-01(January):1–4, 2018.
- [38] Omkar Singh and Ramesh Kumar Sunkaria. Detection of Onset, Systolic Peak and Dicrotic Notch in Arterial Blood Pressure Pulses. *Measurement and Control (United Kingdom)*, 50(7-8):170–176, 2017.
- [39] Mazen Abou Gamrah, Jing Xu, Amr El Sawy, Heba Aguib, Magdi Yacoub, and Kim H. Parker. Mechanics of the dicrotic notch: An acceleration hypothesis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 234(11):1253–1259, 2020.