

Facoltà di Ingegneria
Università degli Studi di Pavia
Corso di laurea in Bioingegneria

Strumentazione biomedica
Relazione progetto 7

Bonamico Carola, Borgognoni Alice, Canegallo Simone, Lolla Marco

Anno accademico 2022/2023

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Scelta del progetto	1
1.2	Descrizione del progetto	1
1.3	Ricostruzione del segnale	2
2	Fasi di sviluppo	4
2.1	Hardware	4
2.1.1	Descrizione degli strumenti	4
2.1.2	Progetto dell'hardware	4
2.1.3	Costruzione dell'hardware	7
2.2	Software	10
2.2.1	Progetto del software - diagramma di flusso	10
2.2.2	Realizzazione del programma di elaborazione	10
2.3	Raccolta di dati in condizioni sperimentali	13
2.4	Risultati raggiunti	13
3	Conclusioni, difficoltà e criticità	16
3.1	Registro ore attività di laboratorio	16

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Scelta del progetto

Per il progetto di laboratorio di Strumentazione Biomedica, abbiamo scelto come traccia la progettazione di un pulsossimetro o saturimetro (PROGETTO 7). Questo dispositivo è uno strumento capace di misurare il grado di saturazione di ossigeno all'interno del sangue ed allo stesso tempo di determinare la frequenza cardiaca del paziente. Questo progetto è stato fin da subito di nostro interesse in quanto si tratta di un apparecchio comunemente diffuso sul mercato e ampiamente utilizzato in ambito biomedico ma che è anche entrato nella nostra vita quotidiana in seguito all'avvento del COVID-19.

1.2 Descrizione del progetto

Il principio su cui si basa la costruzione dell'ossimetro è la pulsossimetria, cioè la misura della percentuale di ossigeno presente nel sangue. Lo strumento sviluppato ha il compito di rilevare le variazioni di luce riflessa causate dalla riduzione dell'emoglobina nel tessuto sottostante al sensore. Questo consente di monitorare le variazioni del volume di sangue arterioso durante il ciclo cardiaco. Questa tecnica è nota come "fotopletismografia riflettente": la sorgente (LED) e rilevatore (fotodiodo) sono posti dallo stesso lato della cute, cosicché la fotocellula venga colpita e fornisca di conseguenza segnali in corrente proporzionali alla luce incidente.

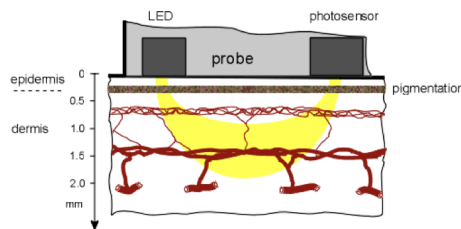


Figura 1.1: Ossimetria a riflessione

Per irradiare il tessuto si utilizzano due LED che emettono rispettivamente luce rossa ($\lambda = 660nm$) e infrarossa ($\lambda = 940nm$). Alternando l'accensione di due LED si ottiene la separazione della risposta alle due diverse stimolazioni luminose, in quanto il coefficiente di assorbimento delle due radiazioni utilizzate è diverso per l'emoglobina ossigenata e per quella deossigenata. La misura di luce riflessa viene effettuata grazie all'utilizzo di un fotodiodo la cui uscita in corrente viene amplificata e trasformata in tensione (amplificatore di transimpedenza).

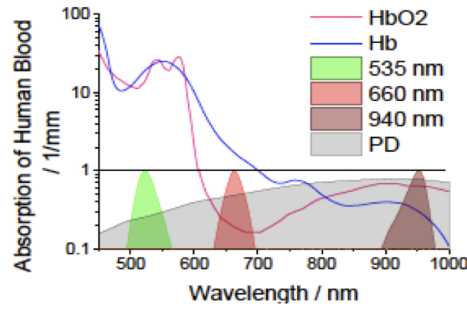


Figura 1.2: Spettro di assorbimento dell'emoglobina ossigenata (HbO_2) e non ossigenata (Hb)

La valutazione del rapporto delle variazioni relative di luce riflessa alle due radiazioni consente di calcolare la percentuale di ossigenazione del sangue arterioso (SpO_2).

$$SpO_2 = A - B \frac{R(\lambda_1)}{R(\lambda_2)}$$

dove A e B sono due costanti che dipendono dall'ematocrito,

$$R = \ln \frac{I_r}{I_0}$$

I_0 è l'intensità della luce incidente e I_r è l'intensità della luce riflessa.

Valutando le oscillazioni delle risposte ad una sola delle due radiazioni (rossa o infrarossa) si può compiere la misura della frequenza cardiaca. Se possibile, sarebbe preferibile utilizzare il LED I_r perché la sua luce è invisibile all'occhio umano. Questo può essere un criterio chiave poiché in ambienti bui il rosso può provocare bagliori che, se non correttamente schermati, potrebbero distrarre il soggetto.

1.3 Ricostruzione del segnale

Per poter elaborare la risposta del fotodiodo è necessario estrarre, dal segnale del fotodiodo, la risposta dovuta alla luce emessa dai LED. È anche necessario separare la risposta alla luce Rossa da quella alla luce Infrarossa. Iniziamo dal rosso: dobbiamo analizzare il segnale di pilotaggio di questo LED. Tale segnale, se prelevato a monte della resistenza di caduta, potrà assumere i valori di tensione 0V (LED spento) o 5V (LED acceso). In realtà non si arriverà a 5V per problemi di limitazione della corrente fornita dall'uscita digitale. In qualunque caso si può individuare una soglia, per esempio 3.5V, il cui superamento garantisce l'accensione del LED. Fino a che il segnale di pilotaggio rimane sopra questo valore il LED resta acceso. Ciò consente di individuare un intervallo di accensione del LED cui corrisponderà una risposta estraibile dal segnale rilevato sul fotodiodo. Mediando il segnale del fotodiodo nell'intervallo individuato si ottiene un punto che rappresenta il valor medio della risposta nell'intervallo. Continuando ad operare in questo modo su tutto il segnale acquisito, si ottiene la risposta completa alla luce rossa. Questa risulterà composta da tutti i punti medi calcolati per ciascuna accensione. Ciò equivale ad una risposta campionata alla frequenza dell'onda quadra di pilotaggio del LED. In maniera analoga si procede per la luce Infrarossa. Il segnale così ricostruito deve essere "ripulito" dal rumore.

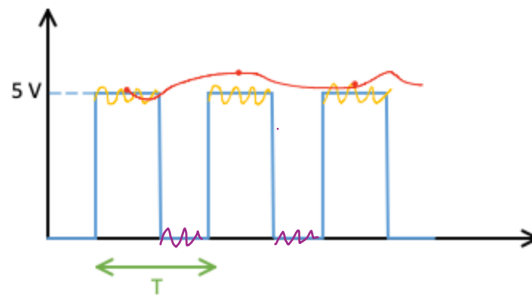


Figura 1.3: Pilotaggio dei LED

Si noti che quando il led è spento non ho più la luce riflessa, ma ho solo rumore ambientale (tratto viola). Per eliminare questo contributo di rumore posso calcolare il valor medio degli intervalli in cui il led è spento e sottrarre questo valore all'intervallo precedente.

Nota: Per poter compiere misure della frequenza cardiaca, la cui banda arriva a circa 5Hz , è inoltre necessario che la frequenza di pilotaggio sia maggiore di 10Hz . Questo però non garantirebbe una buona misura dell' SpO_2 perché i campionamenti delle risposte al Rosso e all'Infrarosso, sarebbero sfasati tra loro e il loro confronto per il calcolo del coefficiente R risulterebbe improprio. Per questo motivo si cerca di utilizzare frequenze dell'onda quadra più elevate. Nel nostro caso ci siamo scontrati con i limiti dell'hardware (PC) a disposizione che, comunque, ha garantito una scelta adeguata.

Capitolo 2

Fasi di sviluppo

2.1 Hardware

2.1.1 Descrizione degli strumenti

Vari sono gli strumenti e attrezzi che abbiamo utilizzato per ottimizzare il processo di assemblaggio dell'hardware sfruttato per il controllo del livello di ossigenazione nel sangue.

Saldatore

Strumento fondamentale è il saldatore (immagine d'esempio in fig. 2.1) con il quale è possibile fissare alla scheda circuitale resistenze, condensatori, led e tutto ciò che è utile ai fini del progetto. Le saldature sono state realizzate facendo sciogliere piccole parti di un filo di stagno per fissare i componenti.



Figura 2.1: Stazione saldante d'esempio

Pinze e supporti metallici

Abbiamo utilizzato anche alcune pinze di diverse dimensioni per maneggiare con precisione i componenti circuitali e per dimensionare a piacere i cavi di collegamento. Sono stati utili anche alcuni supporti metallici per mantenere in posizione stabile la scheda.

2.1.2 Progetto dell'hardware

Il circuito realizzato è quello rappresentato schematicamente in fig. 2.3 dove sono evidenziate tutte le componenti e le corrispettive “piste” di collegamento; in particolare, quelle rosse sono realizzate sul lato componenti e quelle verdi sul lato saldature. Lo schema circuitale (fig. 2.4) consiste di

un'alimentazione di 5V (V_{cc}) data dalla scheda di acquisizione e che fornisce corrente al collettore di ciascun transistor (BC337). La base è collegata all'uscita digitale mentre l'emettitore è collegato al parallelo tra due resistenze: una resistenza R ad alta impedenza per ottenere un segnale più pulito, e una resistenza a bassa impedenza (R_1 ed R_2 in fig. 2.2) per evitare che il LED si bruci o si usuri.

$$R_1 = \frac{(4.3 - 1.65)V}{90mA} = 30\Omega$$

$$R_2 = \frac{(4.3 - 1.5)V}{40mA} = 70\Omega$$

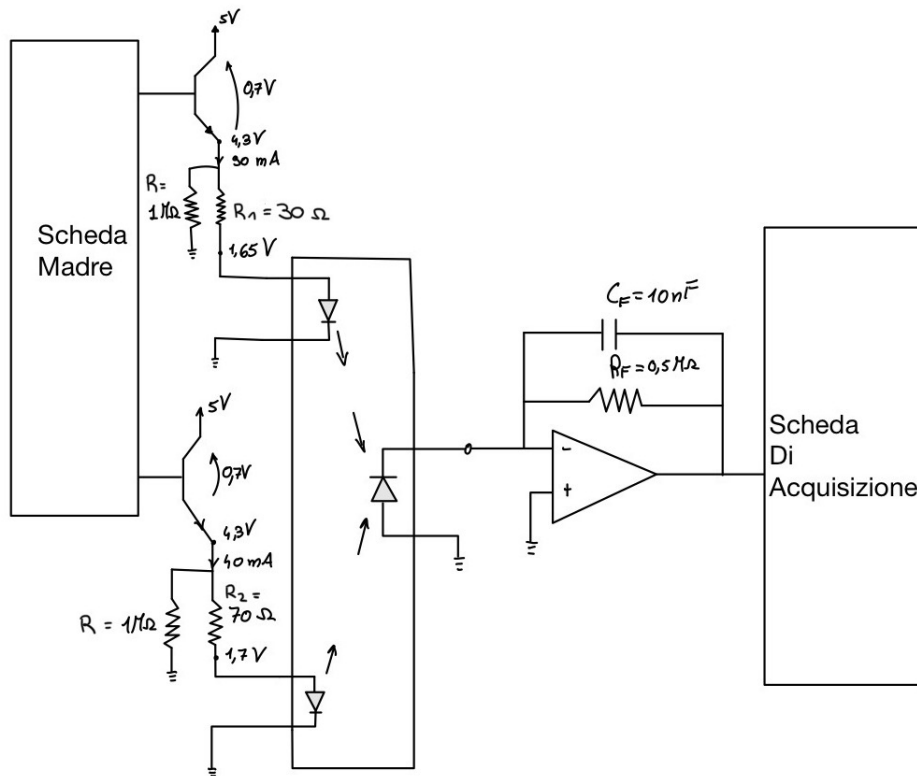


Figura 2.2: Calcoli resistenze

Nel caso in cui si considerassero valori troppo bassi di resistenze, si avrebbe una corrente troppo elevata e quindi una troppo elevata dissipazione di potenza. Se quest'ultima superasse quella consentita dalle specifiche, si andrebbe allora incontro ad un danneggiamento dei componenti e ad un errore di misura. Analogo ragionamento per l'altro led. Il fotodiodo preleva il segnale del led e ha la funzione di trasmettere i dati alla scheda madre. Quando la fonte luminosa è spenta il segnale è piccolissimo, solo un po' di rumore, quando invece è accesa la risposta è ben riconoscibile. Tra i sensori e la scheda di acquisizione viene però inserito un amplificatore di transimpedenza, che serve a convertire il segnale di corrente in uscita dal fotodiodo in un segnale di tensione amplificato, che può essere facilmente elaborato dalla scheda. A differenza dello schema rappresentato in fig. 2.4, abbiamo collegato alla scheda di acquisizione solamente gli ingressi 1 (GND), 3 (OUTLEDRED), 5 (OUTLEDIR), 8 (OUTSIGN), 10 (INCHD0), 11 (INCHD1). Abbiamo deciso quindi di rinunciare agli ingressi 2 (OUTELEDRED), 4, 6 (OUTELEDIR), 7 (GND), 9 (GND) perché il numero di ingressi della scheda che ci è stata fornita, era inferiore rispetto a quanti ne avremmo dovuti acquisire. Di conseguenza, abbiamo "scartato" quelli relativi agli emettitori e che avremmo considerato per "verificare" la corrente che scorre nei due led, insieme ai diversi GND (basta infatti l'ingresso 1).

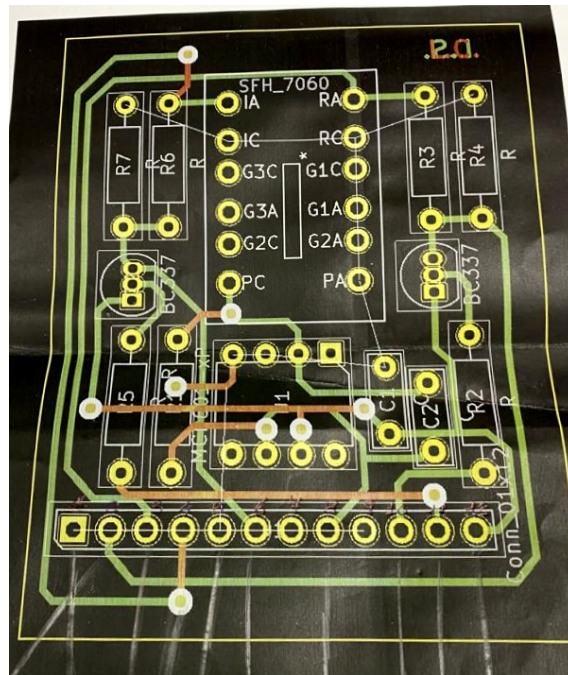


Figura 2.3: Schema

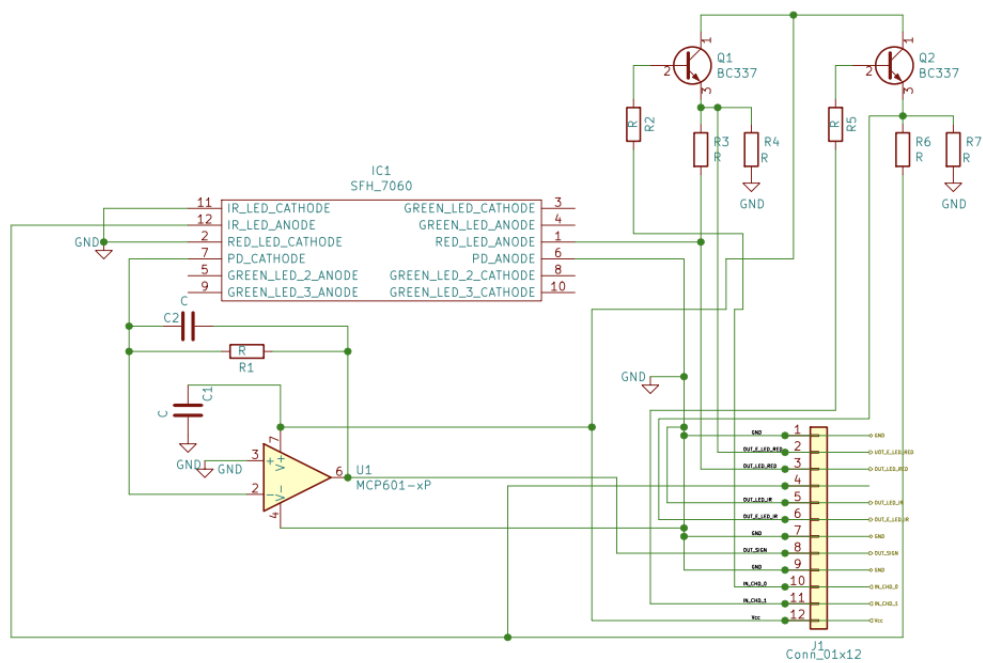
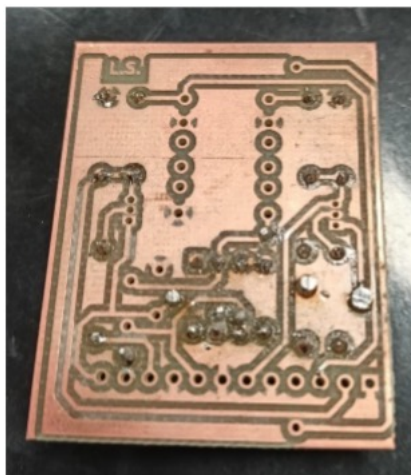


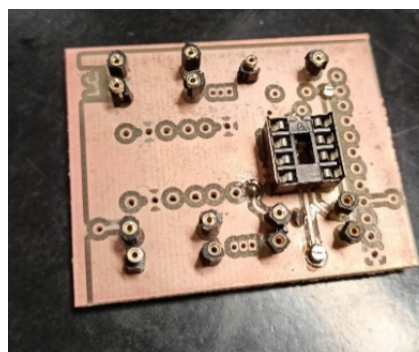
Figura 2.4: Schema elettrico

2.1.3 Costruzione dell'hardware

Il processo di costruzione dell'hardware inizia con la saldatura degli zoccoli alla scheda circuitale. La saldatura è effettuata tramite saldatore con stagno. L'utilizzo degli zoccoli (fig. 2.5b) facilita la modifica dei componenti del circuito. Molti componenti hardware presentano specifiche di lavoro precise, di conseguenza è necessario dimensionare adeguatamente resistenze e condensatori per fare in modo che i componenti principali lavorino nelle condizioni ottimali. I valori delle impedenze e conduttanze si ottengono attraverso calcoli risolvibili analiticamente sfruttando la legge di Ohm. Prima di procedere con il calcolo delle resistenze, però, descriviamo più dettagliatamente i singoli componenti ed esplicitiamo le loro condizioni di lavoro.



(a) Scheda lato saldature



(b) Scheda lato componenti

Figura 2.5: Scheda

Transistor BC337/338

Le condizioni di utilizzo del transistor (fig. 2.6) sono: $5V$ sul collettore e $4,3V$ sull'emettitore. All'interno del circuito abbiamo utilizzato due transistor identici.

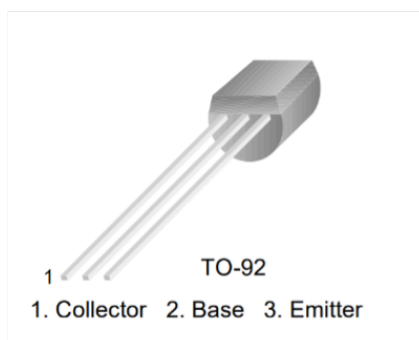


Figura 2.6: Transistor BC337/338

Amplificatore Operazionale MCP601

Si tratta di un amplificatore operazionale a bassa potenza in singola configurazione (fig. 2.7). Questo amplificatore presenta una bassa corrente diretta (DC), alta velocità di operazione, alto

guadagno a circuito aperto. L'amplificatore lavora con una singola corrente di alimentazione minima di $2.7V$ ma lo consideriamo alimentato con $V_{IN+} = 5V$ e $V_{IN-} = GND = 0V$.

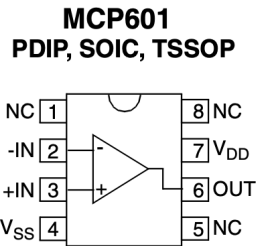


Figura 2.7: Op. Amp

SFH7060 Version 1.0 BioMon Sensor

Si tratta di un chip multi-pacchetto avente tre luci verdi, una rossa, un emettitore a infrarossi e un “ricevitore” (detector). Il sensore SFH7060 (fig. 2.8) è il componente fondamentale per lo sviluppo del nostro progetto: senza esso, infatti, non sarebbe possibile compiere la rilevazione della percentuale di ossigeno nel sangue. La temperatura di lavoro generale del sensore completo è in un range compreso tra -40 e $85^{\circ}C$. Le condizioni di lavoro dei led utilizzati sono le seguenti: per il led infrarosso $V_f \leq 1.8V$ mentre per il led rosso il $V_f \leq 2.8V$. Si osservi la seguente configurazione dei pin del componente (fig. 2.8a) e la sua relativa vista dall'alto (fig. 2.8b) seguita dal diagramma a blocchi (fig. 2.8c).

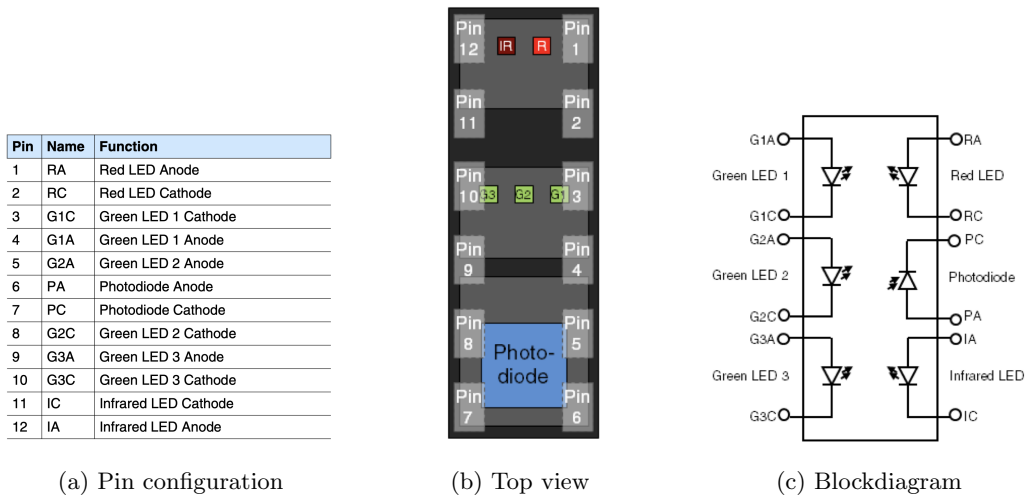


Figura 2.8: Sensore SFH7060

Resistenze

Le resistenze (esempio esplicativo in fig. 2.9) utilizzate di cui precedentemente sono riportati i calcoli (sezione 2.1.2), sono le seguenti:

- 2 resistenze da 1Ω che essendo molto piccole non abbiamo inserito nel circuito;
- 2 resistenze da $10M\Omega$ (questo era il valore che avevamo a disposizione in laboratorio ma in realtà possono assumere qualunque valore a patto che sia molto elevato);

- 1 resistenza da 48Ω in alternativa a quella da 30Ω ;
- 1 resistenza da 69Ω in alternativa a quella da 70Ω ;



Figura 2.9: Esempio di resistenza

Abbiamo così completato la fase preliminare di costruzione del circuito. Seguendo la scheda di progetto, completiamo il tutto montando nelle zone adeguate i componenti; infine, colleghiamo il circuito ad una scheda di conversione A/D. Ecco il circuito completo (fig. 2.10):

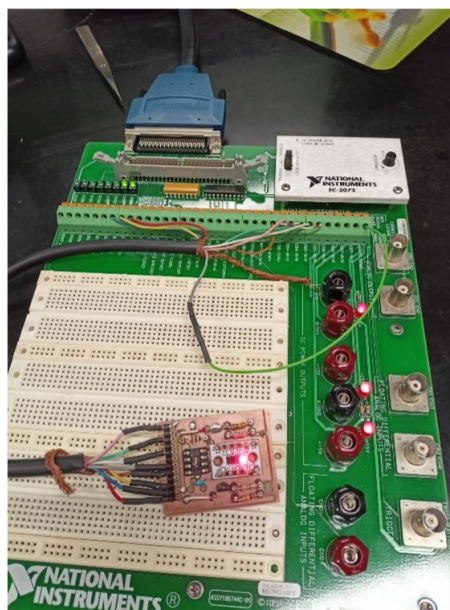


Figura 2.10: Hardware completo

2.2 Software

La componente software di questo progetto prevede tre principali sezioni: acquisizione, lettura ed elaborazione. La sezione di acquisizione (Acquisizione (2021,1).vi) si occupa di acquisire il segnale registrato in laboratorio. La sezione di lettura (Lettura dati (2021,1).vi) si occupa della memorizzazione in input del file contenente la registrazione del segnale. Infine, la parte di elaborazione (Software.vi) racchiude e sintetizza tutto il procedimento software per l'elaborazione del segnale ed il calcolo della frequenza cardiaca con successivo calcolo della percentuale di ossigenazione del sangue.

Nota: Per l'elaborazione del segnale, abbiamo utilizzato i dati di prova "Prova P7 Info2.dat" e non quelli da noi acquisiti in quanto questi ultimi presentavano una componente di rumore troppo elevata, tale da compromettere l'elaborazione del segnale stesso (sezione 2.3).

2.2.1 Progetto del software - diagramma di flusso

Il diagramma di flusso utilizzato per la progettazione del software è rappresentato in fig. 2.21 alla fine del capitolo.

2.2.2 Realizzazione del programma di elaborazione

Sequenza 1 - Isolamento dei canali

Viene restituito dalla funzione “Lettura dati” il segnale rilevato non ancora trattato, lo si rappresenta graficamente e si isolano i tre canali di interesse: LED1, LED2 e fotodiodo. Oltre a plottare i tre segnali, se ne mostrano le componenti e si ricava lo spettro di potenza iniziale del segnale. Si ricava anche il tempo di campionamento.

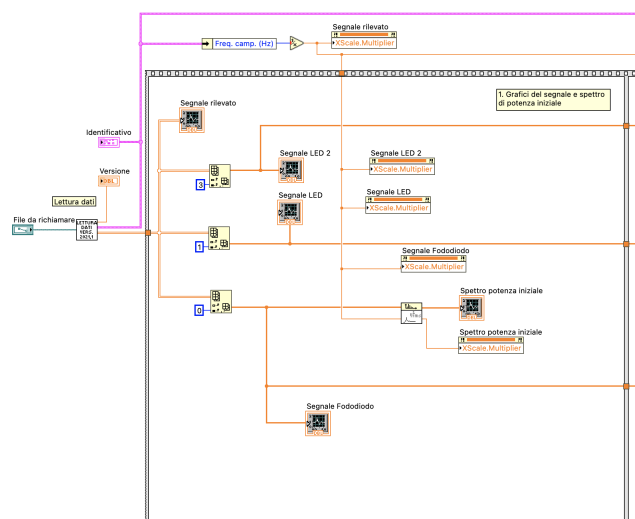


Figura 2.11: Sequenza 1

Sequenza 2 - Filtraggio del segnale

Viene inserito un filtro notch per filtrare il segnale del fotodiodo a $50Hz$ e successivamente è realizzato lo spettro di potenza. Il segnale da elaborare è quello del fotodiodo non filtrato (i motivi sono spiegati nella sezione 2.4).

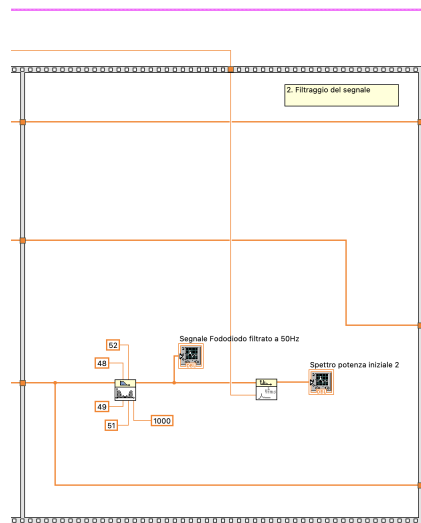


Figura 2.12: Sequenza 2

Sequenza 3 - Indici di salita e discesa

Mediante un ciclo while, si estraggono dal segnale di entrambi i led gli indici di salita e di discesa corrispondenti all'accensione e allo spegnimento dei due led, impostando poi un'opportuna soglia (nel nostro caso 1,3V). Il ciclo while terminerà non appena si sarà raggiunta la distanza desiderata (100) dalla fine del vettore in cui sono memorizzati i valori di ogni led.

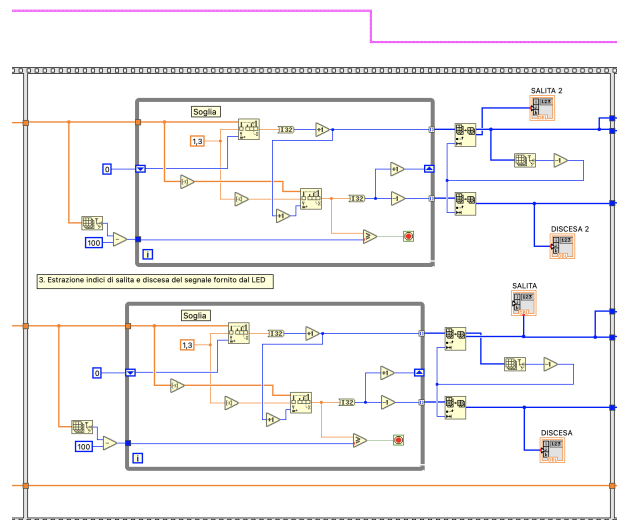


Figura 2.13: Sequenza 3

Sequenza 4 - Mediazione del segnale

Attraverso un ciclo for, si calcola la media del segnale del fotodiode ricavato nella sequenza precedente. Si esegue la media del segnale per ogni intervallo di accensione di entrambi i led e si plottano i rispettivi grafici.

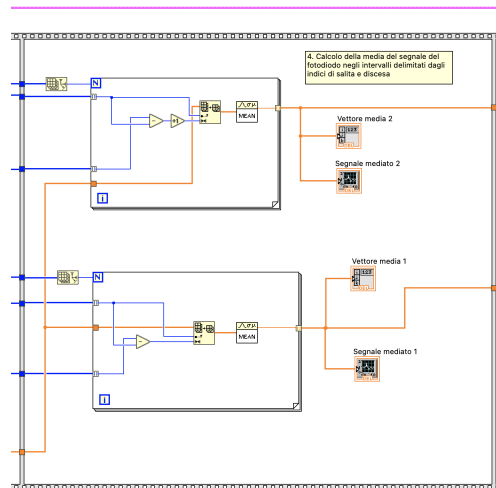


Figura 2.14: Sequenza 4

Sequenza 5 - Posizionamento dei cursori e analisi dello spettro di frequenza

Dal segnale mediato in corrispondenza degli intervalli di accensione di entrambi i led, si inseriscono i cursori da interfaccia per scegliere l'epoca in cui realizzare lo spettro di potenza. In particolare, si estrae la lista di cursori dal grafico dei segnali mediati per ricavare i due canali (canale 0 e 1) tramite gli 'unbundle by name' che restituiscono le due posizioni dei cursori. Si attende, però, che si selezionino i cursori e manualmente si procede con l'esecuzione del programma premendo il pulsante di conferma. Una volta calcolata l'epoca sottraendo i due cursori, si grafica il segnale precedentemente ottenuto ed il suo spettro di potenza. Sarebbe sufficiente estrarre le epoche da uno solo dei due perché il successivo calcolo della frequenza cardiaca è ottenuto da un segnale; tuttavia eseguiamo l'analisi sui segnali di entrambi i led per verificare che i dati ottenuti non si discostino di molto.

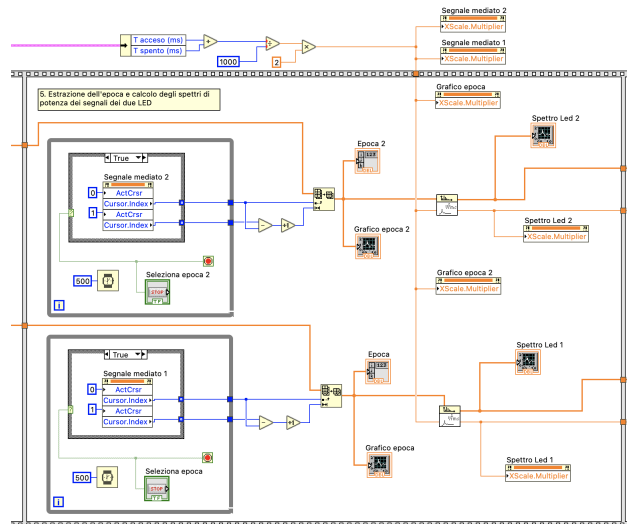


Figura 2.15: Sequenza 5

Sequenza 6 - Calcolo della frequenza cardiaca

Scelto un intervallo di interesse nello spettro (sequenza 5), se ne calcola il massimo e tale valore, opportunamente scalato, corrisponde alla frequenza cardiaca. In questa sequenza viene anche calcolato il parametro R necessario al calcolo della percentuale di ossigenazione del sangue. Nei

grafici delle epoche abbiamo individuato un picco ed una valle corrispondenti e, sulla legenda dei cursori abbiamo letto i valori del segnale in corrispondenza a valle e picco ed inserito questi valori nel calcolo di R. Per le osservazioni espresse nella sequenza precedente, il calcolo della frequenza viene effettuato su entrambi i segnali.

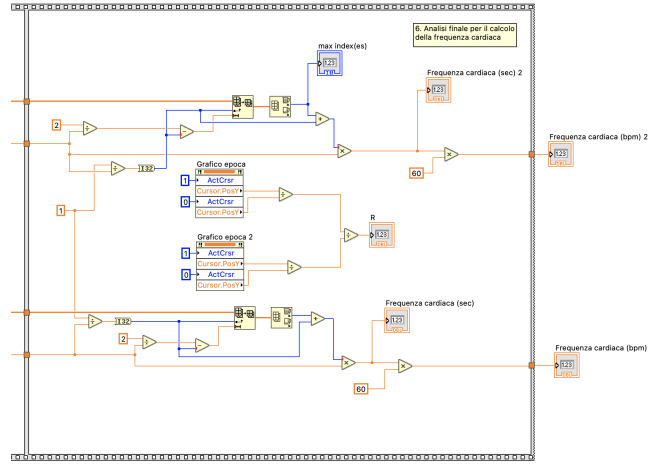


Figura 2.16: Sequenza 6

2.3 Raccolta di dati in condizioni sperimentali

Per effettuare la raccolta dei dati in condizioni sperimentali abbiamo avviato il software osservando, dapprima, l'alternarsi corretto delle accensioni dei led rosso ed infrarosso. Successivamente, abbiamo posizionato il dito indice della mano sul sensore per poter osservare il susseguirsi delle fasi cardiache. La versatilità dello strumento, in realtà, permette di porre il sensore in altre zone del corpo perché la modalità utilizzata è quella della fotopletismografia a riflessione. L'utilizzo del software ci ha permesso poi di memorizzare i dati raccolti sperimentalmente su uno di noi, in modo da poterli confrontare con quelli a disposizione e derivanti da esperimenti precedenti al nostro. Paragonando le acquisizioni è emerso che i nostri dati presentano più rumore rispetto a quelli di "libreria".

2.4 Risultati raggiunti

I risultati mostrano che gli spettri dei due led sono confrontabili per i due colori e che le rispettive frequenze cardiache calcolate assumono valori vicini (72,1bpm e 75,3bpm).

Abbiamo manualmente calcolato il coefficiente R che coincide con il valore restituito dal software per le epoche selezionate nel seguente modo:

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} = \frac{3,1283/3,0442}{2,5314/2,4122} = 0,979$$

Il coefficiente è stato riportato sulla curva per il calcolo della SpO_2 ottenendo un valore tra 85% e 90%. Tale valore è un po' basso, ma lo accettiamo perché stiamo analizzando una curva che non è quella specifica del nostro sensore.

Come è possibile notare dai grafici in fig. 2.19, la componente del segnale a 50Hz è abbastanza ridotta ma scompare la linea di fondo; per questi motivi abbiamo comunque scelto di analizzare ed elaborare il segnale non filtrato.

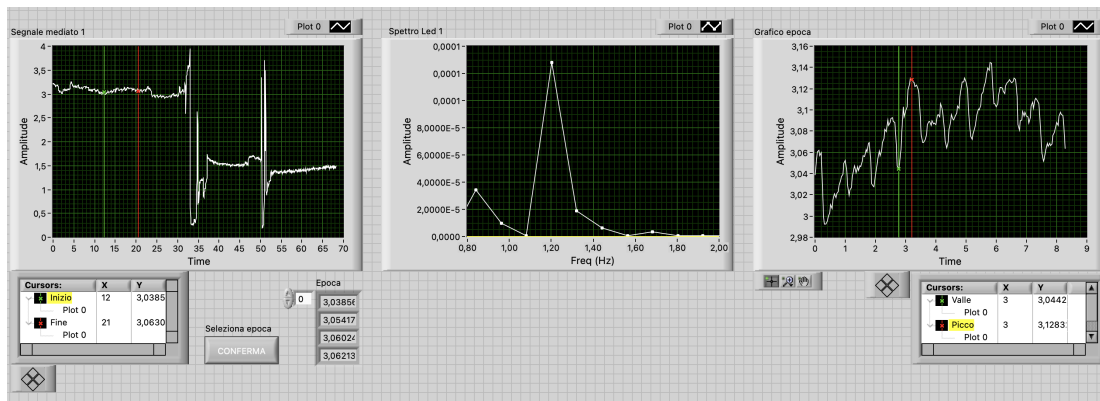


Figura 2.17: Segnale filtrato LED1

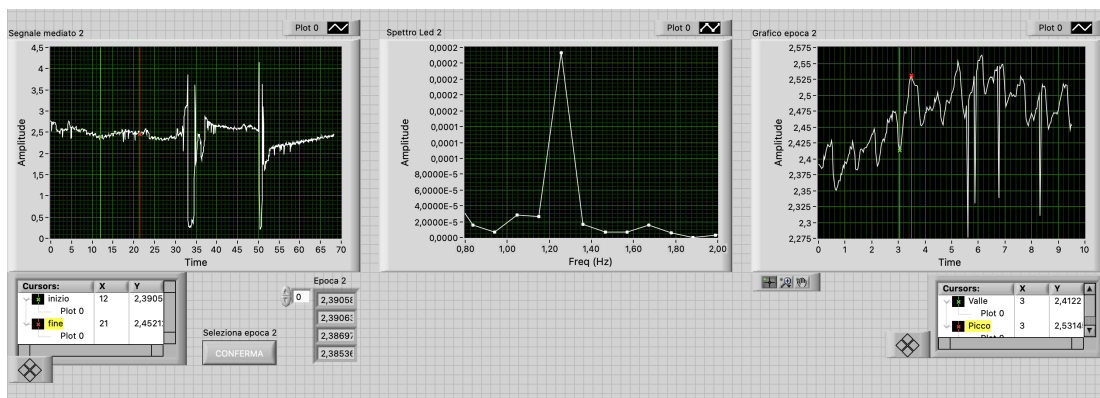
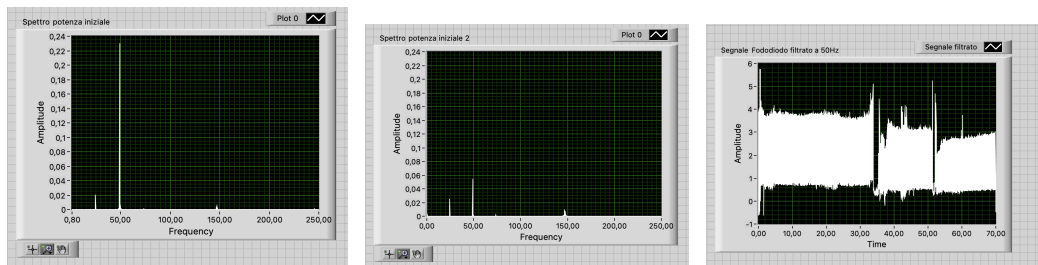


Figura 2.18: Segnale filtrato LED2



(a) Spettro di potenza iniziale (b) Spettro di potenza filtrato (c) Segnale filtrato a 50Hz

Figura 2.19: Filtro notch 50Hz

DATI FINALI	
Frequenza cardiaca (bpm)	Frequenza cardiaca (bpm) 2
72,1154	75,3138
Frequenza cardiaca (sec)	Frequenza cardiaca (sec) 2
1,20192	1,25523
max index(es)	R
2	0,979207

Figura 2.20: Risultati

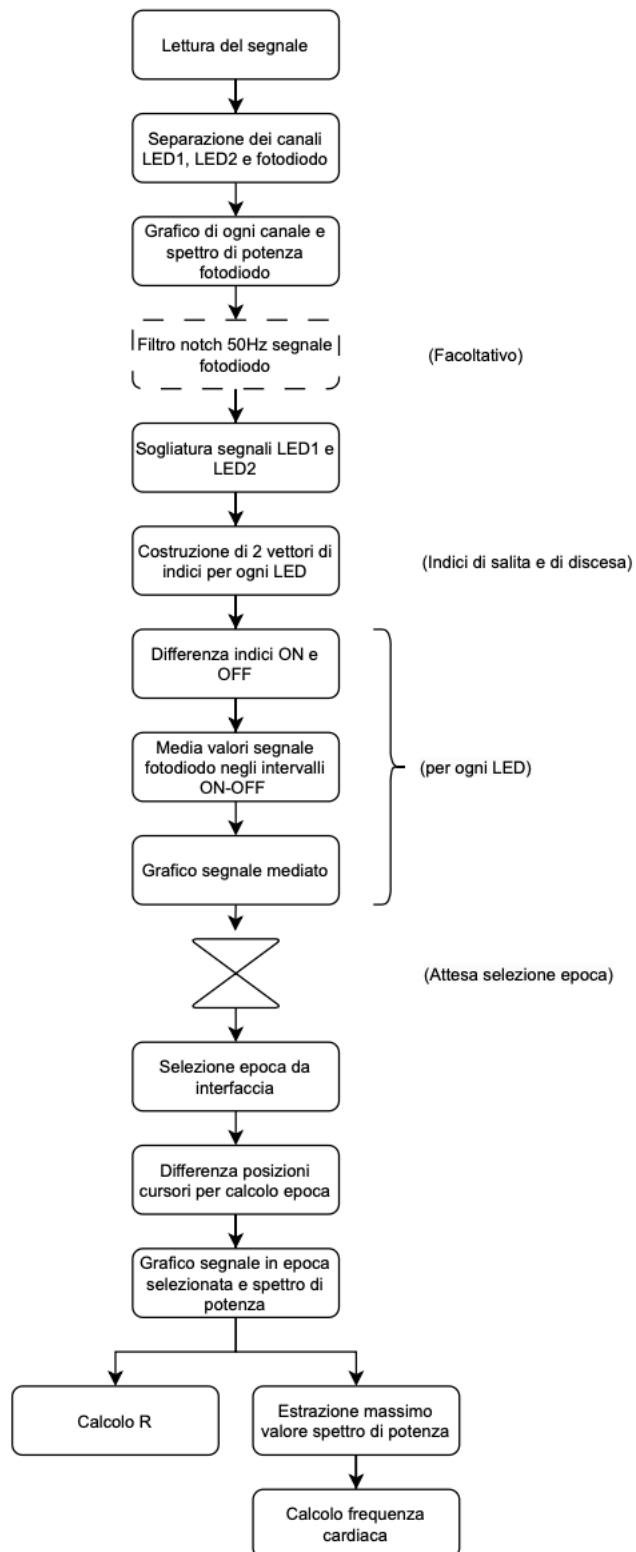


Figura 2.21: Flowchart

Capitolo 3

Conclusioni, difficoltà e criticità

Il progetto dell'ossimetro ha presentato diverse difficoltà riguardanti sia la capacità progettuale che la manualità necessaria per effettuare le saldature sul chip elettronico. Durante la fase di progettazione, abbiamo dovuto affrontare sfide nel selezionare i componenti giusti e progettare un circuito che soddisfacesse le specifiche richieste. La scelta dei componenti, come il sensore di luce e il fotodiodo, richiedeva una comprensione approfondita delle loro caratteristiche e delle esigenze del progetto. Abbiamo dovuto considerare anche le limitazioni delle risorse hardware ed i componenti circuitali disponibili per garantire un progetto efficiente e funzionante. La manualità necessaria per effettuare le saldature sul chip elettronico si è rivelata un'altra sfida significativa. Le dimensioni ridotte del chip richiedevano abilità e precisione nel posizionamento dei fili e nella saldatura. Un errore durante questo processo poteva compromettere l'integrità del chip elettronico e influenzare negativamente le prestazioni dell'ossimetro. Abbiamo investito tempo e sforzi per acquisire le competenze necessarie e per perfezionare le tecniche di saldatura. Nonostante queste difficoltà, abbiamo raggiunto un risultato soddisfacente con il prototipo dell'ossimetro. La nostra capacità progettuale si è evoluta, acquisendo una maggiore comprensione delle sfide tecniche e delle soluzioni possibili.

3.1 Registro ore attività di laboratorio

		Prev.	Cons.
FASE	DESCRIZIONE	ORE	ORE
A	Definizione funzionalità	2	4
B	Progetto HW	2	2
C	Realizzazione HW	8	12
D	Progetto SW acquisizione	4	4
E	Sviluppo SW acquisizione	6	6
F	Test HW e SW di acquisizione	1	1
G	Raccolta dati sperimentali	1	2
H	Progetto SW elaborazione/analisi	4	10
I	Realizzazione e test SW di analisi	10	10
J	Test e validazione strumento	2	2
Tot.		40	53

Figura 3.1: Tabella ore