

POLITECNICO DI MILANO
FACOLTÀ DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA ELETTRONICA



**SONDA BIOMEDICALE PER
FLEBOCLISI**

Relatore: Prof. Michele NORGIA

**Tesi di Laurea di:
STEFANO VERGARO
Matr. n. 708856**

Anno Accademico 2011 – 2012

INDICE

Abstract	7
Introduzione	8
Caratteristiche generali della sonda e fasi del progetto	11
MISURATORE DI LIVELLO: note generali	14
CAPITOLO 1- STIMA DEL LIVELLO: analisi teorica	16
RIFLESSIONE, RIFRAZIONE E SCATTERING	16
STIMA DEL LIVELLO DI LIQUIDO	18
CAPITOLO 2 – GENERAZIONE DEL FASCIO LUMINOSO: la sorgente	19
SCELTA DELLA SORGENTE LUMINOSA	19
CIRCUITO DI PILOTAGGIO	20
ASTABILE COMMERCIALE 555	21
STADIO DI POTENZA	23
DISPOTIVI LED	25
CAPITOLO 3 – CONFIGURAZIONE DEL SISTEMA OTTICO	28
CONFIGURAZIONE OTTICA PRECEDENTE	28
CONFIGURAZIONE OTTICA IMPLEMENTATA	29
CAPITOLO 4 – SISTEMA DI FOTORILEVAZIONE DELLA LUCE	33
PRIMO STADIO: FOTODIODO E RESISTENZA DI SENSE	33
FILTRO PASSA ALTO	34
STADIO AMPLIFICANTE E ALLUNGATORE DI PICCO	35
FILTRO PASSA BASSO	37
CAPITOLO 5 – CARATTERIZZAZIONE DELLA SORGENTE	38
METODO DI CARATTERIZZAZIONE	38
STIMA DEL LIVELLO DI LIQUIDO	41
CAPITOLO 6 – SOFTWARE DI ELABORAZIONE DATI	43

SCHEMA DI ACQUISIZIONE DATI	43
SOFTWARE DI ELABORAZIONE DEL SEGNALE: stima del livello	44
SCHERMATA UTENTE LABVIEW	45
SOFTWARE DI ELABORAZIONE DEL SEGNALE: sistema di allarme	46
CAPITOLO 7 – TEST E CONCLUSIONI	50
TEST DELLO STRUMENTO	50
CONCLUSIONI	50
MISURATORE VOLUMETRICO: note generali	52
CAPITOLO 9 – STIMA DEL VOLUME: analisi teorica	55
CAPITOLO 10 – GENERAZIONE DEL FASCIO LUMINOSO: la sorgente	58
CARATTERISTICHE DEL FASCIO LUMINOSO	58
SCELTA DELLA SORGENTE LUMINOSA	59
CIRCUITO DI PILOTAGGIO	60
STADIO DI POTENZA	61
DISPOSITIVI LASER	63
CAPITOLO 11 – GENERAZIONE FASCIO LUMINOSO: sistema ottico	65
PRECEDENTI CONFIGURAZIONI OTTICHE	65
CONFIGURAZIONE OTTICA IMPLEMENTATA	67
CAPITOLO 12 – SISTEMA DI FOTORILEVAZIONE DELLA LUCE	70
STADIO DI FOTORILEVAZIONE	71
FILTRAGGIO PASSA ALTO E STADIO AMPLIFICANTE	72
ALLUNGATORE DI PICCO E FILTRO PASSA BASSO	74
CAPITOLO 13 – CARATTERIZZAZIONE DEL LASER	78
METODO DI CARATTERIZZAZIONE	78
STIMA DEL DIAMETRO	80
CAPITOLO 14 – SOFTWARE DI ELABORAZIONE DATI	82

SCHEMA DI ACQUISIZIONE	82
SOFTWARE	83
DAQ ASSISTANT	83
CALCOLO DEL MASSIMO	84
NUMERO DI CAMPIONI DI INTEGRAZIONE	86
STIMA DEL DIAMETRO	87
STIMA DELLA VELOCITA' DI CADUTA	88
MISURA DEI CAMPIONI DI VOLO	90
TRIGGER DIGITALE	91
CAPITOLO 15 – STIMA DELLA VELOCITA'	93
ANALISI DELLA DINAMICA DEL MOTO	93
STIMA DELLA VELOCITA'	94
PRIMO ALGORITMO: goccia come corpo rigido	96
SECONDO ALGORITMO: goccia formata da particelle scorrelate	98
ALGORITMO IMPLEMENTATO	99
CAPITOLO 16 – SCHERMATA UTENTE LABVIEW	102
SCHERMATA PRINCIPALE	102
SCHERMATE SECONDARIE	103
CAPITOLO 17 – TARATURA, MISURE E CONCLUSIONI	106
TARATURA E MISURE	106
CONCLUSIONI	107
CAPITOLO 18 – SONDA BIOMEDICALE PER FLEBOCLISI	109
PROGETTO CAD DELLA SONDA	109
INTEGRAZIONE DEGLI STRUMENTI ALL'INTERNO DELLA SONDA	111
SISTEMA OTTICO PER LA MISURA DEL LIVELLO	111
SISTEMA OTTICO PER LA MISURA DEL VOLUME	112

DISPLAY E CICALINO	113
ALIMENTAZIONE	114
SISTEMA DI ELABORAZIONE EMBEDDED	115
CAPITOLO 19 – TARATURA, MISURE E CONCLUSIONI	116
TARATURA E MISURE	116
CONCLUSIONI	118
APPENDICE	119
CODICI MATLAB	119
CARATTERIZZAZIONE DEL LED	119
CARATTERIZZAZIONE DEL LASER	122
BIBLIOGRAFIA	123

ABSTRACT

Il lavoro di ricerca, svolto in ambito biomedicale, si interessa della tecnica di infusione più comunemente impiegata nelle strutture ospedaliere: la fleboclisi.

Lo scopo del progetto è quello di realizzare uno strumento di misura che, integrato con la struttura della flebo, renda questa tecnica di infusione per gravità paragonabile per prestazioni ai sistemi di pompaggio, offrendo, tuttavia, nel contempo costi di realizzazione nettamente inferiori.

Con questi obiettivi si è proceduto ad implementare un prototipo di sonda che consenta di misurare il volume di liquido infuso al paziente, permettendo nel contempo il monitoraggio del livello della soluzione all'interno della camera di gocciolamento, al fine di segnalare eventuali anomalie di riempimento e svuotamento della flebo.

INTRODUZIONE

Il lavoro di ricerca, svolto in ambito biomedicale, si interessa della tecnica di infusione più comunemente impiegata nelle strutture ospedaliere: la fleboclisi.

L'obiettivo prefissato è quello di progettare e realizzare un prototipo di sonda a basso costo in grado di fornire, in maniera accurata e affidabile, una serie di stime e di controlli di parametri caratteristici della fleboclisi, al fine di garantire sicurezza e precisione elevate nella somministrazione di sostanze medicinali.

La terapia di infusione, in generale, consiste nella somministrazione di soluzioni acquose, variamente composte, per via endovenosa.

E' oramai una prassi comune, nella pratica medica, sottoporre i degenti a tale terapia, in quanto essa è necessaria per somministrare farmaci non disponibili in forma di pillola, come i prodotti del sangue, gli agenti chemioterapici e più in generale per consentire di veicolare farmaci, antibiotici e sostanze nutritive a pazienti con sistema gastrointestinale compromesso.

La durata e le modalità delle infusioni possono variare notevolmente: si può trattare di una terapia di 20-30 minuti, in un'unica o in più somministrazioni, o di schemi terapeutici di un giorno o più.

L'apparecchiatura per la fleboclisi, ordinariamente conosciuta con il nome di flebo, concilia semplicità ed economicità, motivi per cui è la tecnica di infusione più utilizzata nelle strutture ospedaliere.

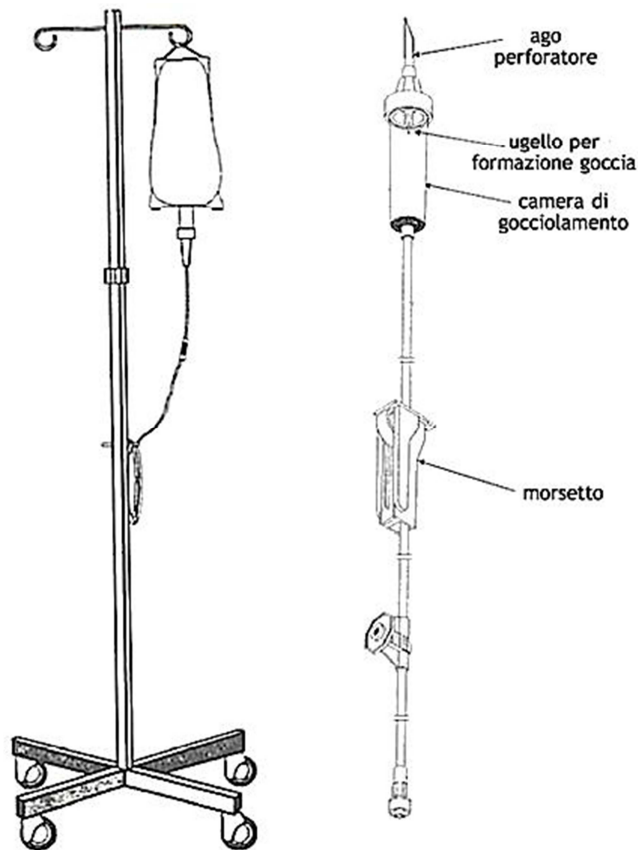


Figura 1 - Struttura per l'impiego della fleboclisi

Come illustrato in figura 1, la sua struttura prevede un supporto su cui viene fissato il flacone contenente la sostanza fisiologica. Quest'ultimo, una volta collegato ad un tubo flessibile dotato all'estremità di un ago, consente l'infusione al paziente della sostanza.

Si noti che lungo il tubo sono presenti una camera di gocciolamento ed un morsetto necessario alla regolazione della velocità d'immissione del liquido nel sangue. Entrambi costituiscono il deflussore.

Questo ultimo elemento costituisce il cuore del sistema in quanto consente di regolare la portata del flusso in base al numero di goccioline nell'unità di tempo, detto drop factor.

Alla tecnica di infusione appena descritta, che si basa sul semplice principio di gocciolamento per gravità, si contrappone un altro metodo che utilizza sistemi ben più complessi come le pompe infusionali o volumetriche. Questa modalità di infusione è più indicata in tutti quei casi in cui è richiesta un'elevata precisione nella somministrazione.

La regolazione del flusso delle pompe volumetriche, infatti, è gestito e controllato da sistemi elettromeccanici che regolano la pressione del liquido, garantendo elevate prestazioni in termini di accuratezza. Inoltre tali strumenti sono dotati di allarmi acustici per la segnalazione di

eventuali anomalie nella somministrazione quali la non corrispondenza tra la quantità infusa e la quantità programmata, presenza di bolle d'aria nelle linee, eccessivo riempimento della camera di gocciolamento, eventuali pieghe del catetere, ecc. Tutto questo, però, comporta elevati costi di acquisto e di manutenzione dello strumento.

Si noti che la fleboclisi, se confrontata con i più complessi sistemi di pompaggio, pecca di una totale assenza di controllo elettronico che insieme alla grossolana modalità di regolare il drop factor, non consente di somministrare una precisa quantità di soluzione al paziente. Inoltre, le posologie espresse in termini di drop factor sono imprecise perché non tengono conto di alcuni fattori come la diversità delle gocce, la quale dipende sia dalla struttura del deflussore (nello specifico il diametro dell'ugello) che dalle proprietà della soluzione fisiologica somministrata come peso specifico, viscosità e temperatura.

Pertanto, è sembrato di grande interesse lo sviluppo di una sonda che integrasse la fleboclisi al fine di coniugare semplicità di regolazione e relativo basso costo, alla precisione dei più costosi sistemi di pompaggio.

Il prototipo di sonda realizzato, quindi, consiste in uno strumento che, una volta agganciato ai sistemi di infusione per gravità presenti in commercio, fornisce una serie di misurazioni come la stima del volume di soluzione che cade sotto forma di goccia all'interno del deflussore e quella del livello di liquido accumulato nella camera di gocciolamento. Tale sonda, inoltre, è provvista di un allarme acustico per la segnalazione di eventuali anomalie nella somministrazione.

CARATTERISTICHE GENERALI DELLA SONDA

E FASI DEL PROGETTO

L'obbiettivo del progetto è quello di realizzare uno strumento di misura che, integrato con la struttura della flebo, renda la tecnica di infusione per gravità più comune paragonabile per prestazioni ai sistemi di pompaggio, ad un costo, però, nettamente inferiore.

Il lavoro di ricerca svolto, quindi, affronta lo studio e la prototipazione di una sonda in grado di misurare il volume di liquido infuso attraverso la stima del volume di ogni singola goccia che cade per gravità all'interno del deflussore e di monitorare contemporaneamente il livello di soluzione accumulata all'interno del gocciolatore. Si vuole inoltre dotare il prototipo di un allarme al fine di segnalare eventuali anomalie di riempimento o svuotamento della camera di gocciolamento. Si noti che è necessario rendere l'intero sistema portatile, quindi, alimentato da normali batterie a stilo.

Il monitoraggio svolto dalla sonda deve avvenire in modo non-invasivo, non deve cioè, entrare a contatto con le soluzioni fisiologiche analizzate; inoltre gli strumenti di cui è dotata devono necessariamente essere integrabili tra loro.

Gli aspetti fondamentali per rendere il prodotto finale appetibile al mercato, oltre al costo, sono la funzionalità e affidabilità del sistema ed il consumo di potenza.

Questi aspetti hanno influenzato la scelta di rendere il sistema più semplice possibile, attraverso un approccio analogico della misura volumetrica e dell'analisi del livello nel gocciolatore, ponendo particolare attenzione a mantenere bassi i consumi e le dimensioni della sonda compatte.

Lo sviluppo del progetto è articolato in tre fasi: nelle prime due ci si è dedicati separatamente allo studio e realizzazione degli apparati di misura prima citati, ossia del misuratore di livello di liquido presente all'interno della camera di gocciolamento e del misuratore volumetrico.

L'approccio utilizzato in queste prime fasi è stato quello di realizzare su breadbord tutta l'elettronica analogica necessaria per le misure.

Una volta validati gli apparati di misura, la terza fase è caratterizzata dal montaggio degli strumenti all'interno della sonda finale, che opportunamente progettata dal punto di vista del design, consente agevolmente di essere agganciata su sistemi di infusione per gravità presenti in commercio.

La progettazione della sonda prevede, inoltre, la presenza di un microcontrollore che andrà ad assolvere tutte le funzioni di controllo e misure, semplificando di molto il progetto elettronico nella parte analogica.

In figura 2 è mostrato il concept della sonda finale.



Figura 2 – Concept della Sonda

La tesi, infine, si articola seguendo fedelmente le fasi di progetto svoltesi in laboratorio: si parte con la descrizione dettagliata dei due apparati di misura, per poi nell'ultima parte, approfondire la progettazione della sonda finale.

MISURATORE DI LIVELLO:

note generali

La prima fase del progetto è dedicata allo studio ed alla successiva prototipazione di uno strumento in grado di stimare il livello di soluzione fisiologica che, durante la fleboclisi, si accumula all'interno della camera di gocciolamento.

Tenendo in considerazione le caratteristiche che contraddistinguono la sonda finale, si è cercato di semplificare al massimo la progettazione dello strumento scegliendo un approccio alla misura quanto più elementare possibile, garantendo contemporaneamente robustezza, affidabilità nella misura e basso costo di realizzazione.

Il principio di funzionamento del misuratore di livello si rifà a semplici basi teoriche d'interazione della luce con una generica soluzione fisiologica e, pertanto, ai fenomeni di riflessione, rifrazione e scattering.

Tutto questo ha portato alla realizzazione di un apparato sperimentale basato sulla circostanza che, sfruttando una sorgente luminosa ed un circuito di rivelazione, la variazione dell'intensità luminosa letta dal secondo risulta legata alla variazione del livello di liquido presente nel deflussore.

Pertanto, l'architettura dell'apparato di misura, schematizzato in figura 1, prevede l'utilizzo di una sorgente luminosa, di una circuiteria dedicata alla fotorivelazione e di un software di elaborazione dati che consente un'accurata stima del livello.

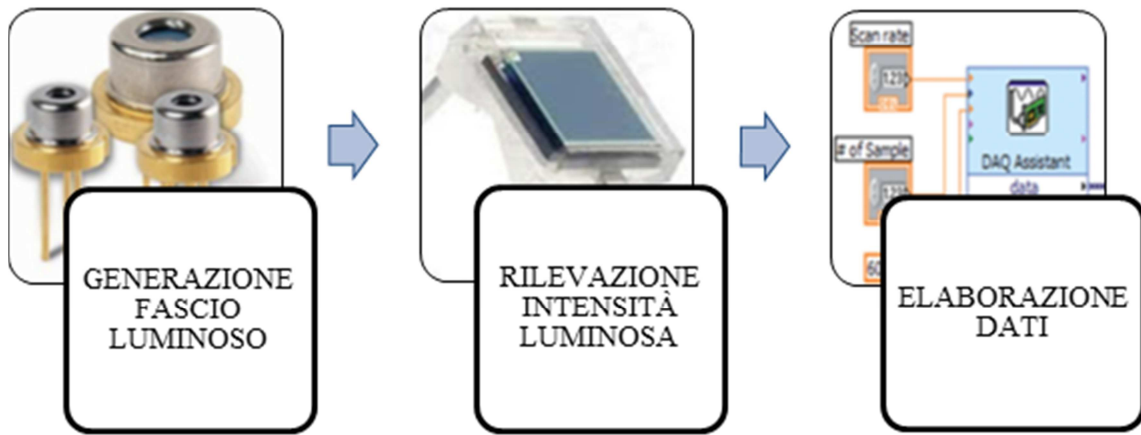


Figura 1 – Schema a blocchi del misuratore di livello

Prima di addentrarsi in un'analisi puntuale della progettazione dell'apparato sperimentale, è utile soffermarsi brevemente sui presupposti teorici che consentono la misura del livello di soluzione fisiologica accumulata all'interno della camera di gocciolamento della flebo.

RIFLESSIONE, RIFRAZIONE E SCATTERING

Il progetto del sistema di misura è basato sui fenomeni fisici di riflessione, rifrazione e scattering della luce che avvengono a seguito dell'interazione di questa con la soluzione fisiologica.

Sebbene i fenomeni di riflessione e rifrazione si verifichino con tutti i tipi di onde, nel nostro caso rilevano esclusivamente le onde elettromagnetiche luminose.

Facendo riferimento alla figura 1.1, in generale, l'incidenza di un'onda sulla superficie di separazione tra due mezzi, dà origine ad un'onda riflessa, che si propaga all'indietro nello stesso mezzo in cui è presente l'onda incidente e ad un'onda rifratta, che attraversa il secondo mezzo .

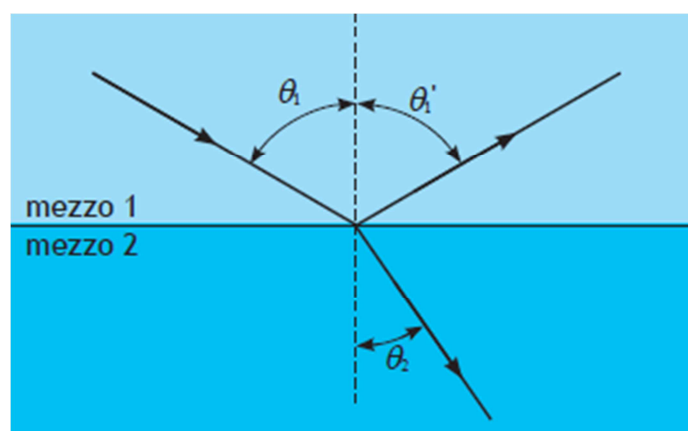


Figura 1.1 – Fenomeni di riflessione e rifrazione della luce

I due fenomeni sono regolati dalla legge della riflessione e dalla legge di Snell.

Definiti θ_1 , θ_1' e θ_2 rispettivamente l'angolo di incidenza, l'angolo di riflessione e quello di rifrazione, la prima legge asserisce che

$$\theta_1' = \theta_1$$

ossia l'angolo di riflessione θ_1' è uguale all'angolo di incidenza θ_1 .

Inoltre, il rapporto tra il seno dell'angolo di incidenza θ_1 ed il seno dell'angolo di rifrazione θ_2 è costante ed uguale al rapporto tra l'indice di rifrazione del mezzo 2 (n_2) e quello del mezzo 1 (n_1), nota come legge di Snell:

$$\frac{\text{sen } \theta_1}{\text{sen } \theta_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

Secondo l'ultima legge, quindi, se un fascio luminoso si propaga da un mezzo con indice di rifrazione n_1 ad un mezzo con indice di rifrazione, con $n_2 > n_1$, si ha che $\theta_2 < \theta_1$, cioè nell'attraversamento della superficie di separazione, la direzione di propagazione dell'onda trasmessa si avvicina alla normale alla superficie. Se, invece, risulta $n_2 < n_1$, allora $\theta_2 > \theta_1$, ossia l'onda trasmessa si allontana dalla normale alla superficie.

Il fenomeno di diffusione della luce, detto scattering, è invece descritto dalla legge di Rayleigh, che lega l'intensità della luce diffusa alla quarta potenza della lunghezza d'onda, secondo la relazione

$$I = (\theta, n, R, d) I_0 \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right)^4$$

dove in α è stata raggruppata la dipendenza dall'angolo di incidenza, dall'indice di rifrazione del mezzo, dalla distanza della particella e dalla sua dimensione.

Questa relazione mette in risalto la forte dipendenza della diffusione dall'inverso della lunghezza d'onda. Ciò implica che luce a più basse lunghezze d'onda, quella blu, subisca maggiormente il fenomeno della diffusione rispetto ad una luce a lunghezze d'onda maggiori, come quella rossa.

STIMA DEL LIVELLO DI LIQUIDO

L'idea su cui si basa il funzionamento del sistema di misura consiste nel legare la variazione di intensità luminosa rilevata alla variazione puntuale del livello di liquido.

Come visibile in figura 1.2, l'apparato sperimentale prevede l'utilizzo di una sorgente luminosa nella parte inferiore del deflussore e di due fotorivelatori collocati a diversa altezza sulla parete opposta alla sorgente. Il fascio luminoso, attraversando il liquido presente nella camera di gocciolamento, una volta raggiunta la superficie di separazione liquido/aria, subisce prevalentemente i fenomeni di riflessione e rifrazione. Si intuisce che la potenza incidente sui due fotorivelatori, oltre ad essere differente, è anche in funzione dell'altezza raggiunta dal liquido.

Infine, campionando i valori di tensione corrispondenti ai due fotorivelatori, attraverso il calcolo del rapporto tra la loro differenza e la loro somma, si riesce a stimare il livello di liquido della soluzione in esame.



Figura 1.2 – Configurazione ottica del sistema di misura

GENERAZIONE DEL FASCIO LUMINOSO: la sorgente

La scelta di una buona sorgente luminosa riveste un ruolo di primaria importanza per garantire la prototipazione di uno strumento che sia robusto alle variazioni dei singoli componenti, strutturali ed elettronici, e, nel contempo, che sia in grado di fornire una misura quanto più accurata possibile.

Questo capitolo è dedicato alla descrizione delle caratteristiche della sorgente luminosa più adatte al sistema di misura, seguita da un'analisi dettagliata del circuito di pilotaggio e dello stadio di potenza della sorgente medesima.

SCelta DELLA SORGENTE LUMINOSA

Riferendoci alle dimensioni del gocciolatore, il fascio luminoso deve essere caratterizzato da un ampio angolo di divergenza sufficiente a garantire, una volta rifratto e riflesso in corrispondenza della superficie liquido/aria, la raccolta di quanti più fononi possibile da parte dei fotorivelatori utilizzati per la misura.

Oltre a considerare le caratteristiche del fascio luminoso, per la scelta della sorgente, si è posta particolare attenzione alla compatibilità del dispositivo sia con la tensione di alimentazione, comune a tutti i circuiti elettronici e pari a 3 V, sia alla dimensione particolarmente ridotta della sonda finale.

Infine, con l'intento di ridurre il più possibile il rumore causato dalla luce proveniente da altre fonti esterne dallo strumento, bisogna che la sorgente abbia un ridotto spettro di emissione.

Pertanto, la scelta si è diretta verso un dispositivo LED smd (Surface Mounting Device), che oltre a soddisfare le specifiche richieste, consente di minimizzare il consumo di corrente.

Il LED smd in questione è il modello HLMP-P106//P156 prodotto dalla Agilent Technologies, caratterizzato da una eterogiunzione AlGaAs ed una lunghezza dominante nel rosso (650 nm). Infine, al termine di questo capitolo si descriverà brevemente il principio di funzionamento di un generico dispositivo LED.

CIRCUITO DI PILOTAGGIO

Per la scelta del circuito di pilotaggio della sorgente è necessario concentrare l'attenzione su due aspetti fondamentali. Il primo è il consumo, che, considerando l'alimentazione a batteria per l'intera sonda, deve essere necessariamente ridotto. Il secondo, invece, riguarda il necessario disaccoppiamento della luce fornita dal LED da tutte le altre sorgenti luminose esterne dallo strumento, come la luce solare e quella artificiale. Tutte queste sorgenti esterne, infatti, andrebbero ad interferire con la luce utile, rappresentando un grosso disturbo alla misura.

Per queste ragioni si è deciso di pilotare il LED in regime impulsato anziché in regime continuo.

Pertanto, il circuito di pilotaggio consiste in un Timer NE555, configurato come multivibratore astabile in grado di fornire in uscita un segnale PWM a frequenza e duty cycle voluti.

Considerando il singolo periodo T dell'onda quadra ed indicato con T_{on} il tempo in cui il laser risulta acceso, si definisce il duty cycle come:

$$D = \frac{T_{on|laser}}{T}$$

Il LED, quindi, in regime impulsato, consumerà $(1 - D)$ volte meno rispetto al regime continuo.

La scelta del periodo dell'onda quadra T deve favorire il disaccoppiamento della luce utile da quella indesiderata, in fase di rilevazione. Analizzando le possibili interferenti luminose, partendo dalla luce solare, si scopre che, nel breve periodo, essa è da considerarsi pressoché costante. Pertanto, il suo comportamento può essere assimilato ad un segnale continuo, non influenzando, quindi, la scelta della frequenza di pilotaggio.

Discorso diverso si ha per le sorgenti artificiali, le quali, emettendo un'intensità luminosa proporzionale al quadrato della corrente che circola in esse, generano una componente spettrale in continua ed una a frequenza pari al doppio di quella di alimentazione di rete, ossia 100Hz:

$$I_L \propto I^2 = A^2 \cos^2(2\pi 50) = \frac{1}{2} A^2 [1 + \cos(2\pi 100)]$$

Affinché lo strumento di misura sia insensibile a tale disturbo, si deve scegliere una frequenza di lavoro molto maggiore dei 100Hz e con l'ausilio di un filtro passa-alto posto a monte del circuito di fotorilevazione si riesce a selezionare solamente il segnale utile.

Si è deciso, quindi, di pilotare la sorgente ad una frequenza di circa 1.4 kHz e duty cycle pari al 1% circa.

ASTABILE COMMERCIALE 555

Si decide di realizzare il circuito di pilotaggio del LED utilizzando uno dei circuiti integrati più comuni e versatili mai prodotti, il Timer NE555, seguito da uno stadio di potenza.

Il timer NE555, illustrato in figura 2.1, introdotto nel 1972, è un circuito integrato lineare che contiene al suo interno un multivibratore. Esso, con l'aggiunta di pochi componenti esterni (resistenze e capacità), può essere configurato come multivibratore astabile, bistabile o monostabile, garantendo una buona stabilità e precisione.

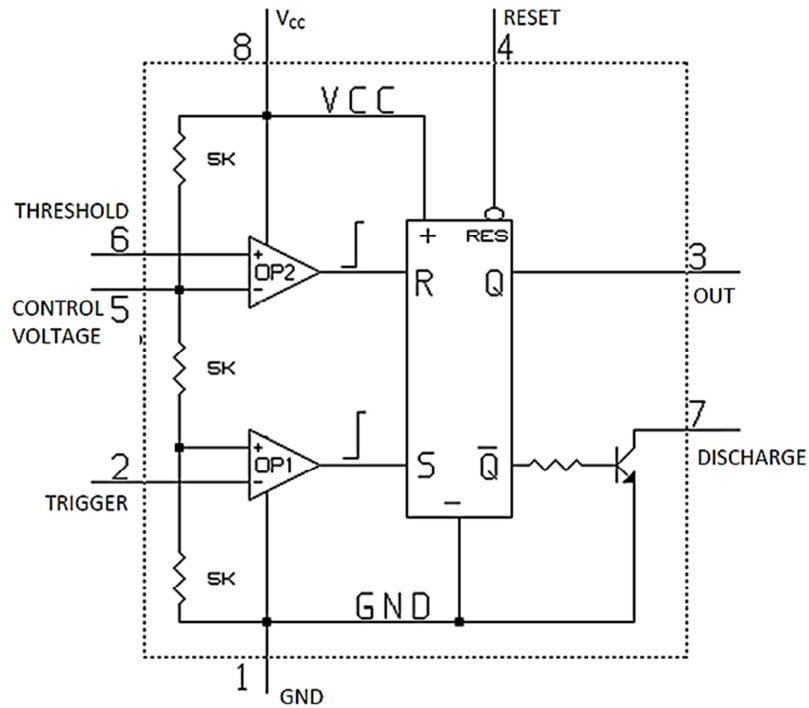


Figura 2.1 – Configurazione circuitale del Timer NE555

Come accennato nel paragrafo precedente, per le esigenze di progetto si necessita un comportamento astabile del circuito in modo da ottenere in uscita un'onda quadra con frequenza e duty-cycle programmabile. Occorre, quindi, creare una rete R-C esterna al NE555 come mostrato in figura 2.2.

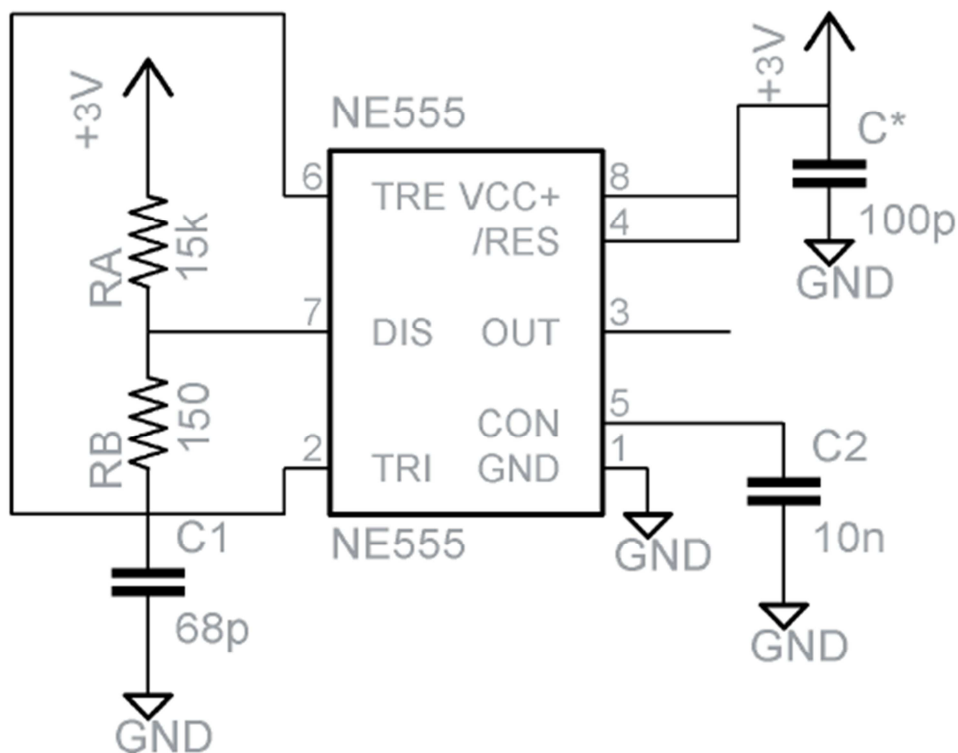


Figura 2.2 – Configurazione Astabile utilizzata del NE555

L'andamento del segnale in uscita dall'integrato dipende dalle costanti di tempo con cui avvengono la carica e la scarica del condensatore C_1 .

Si noti che il tempo di carica di C_1 , durante il quale il segnale di uscita viene mantenuto pari a V_{DD} , dipende dal valore delle resistenze R_1 ed R_2 e vale

$$t_H = \ln 2 (R_A + R_B) C_1$$

Il tempo di scarica, durante il quale l'uscita viene mantenuta a massa, è caratterizzata, invece, in prima approssimazione dall'intervento della sola R_B e vale

$$t_L = \ln 2 R_B C_1$$

Pertanto la frequenza di lavoro è data da:

$$T = t_L + t_H = \ln 2 (R_A + 2R_B) C_1$$
$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{\ln 2 (R_A + 2R_B) C_1}$$

Infine, si noti la presenza del condensatore C , pari al valore di 10nF, connesso tra l'ingresso Control Voltage e massa. Esso ha la funzione di evitare di tenere flottante il piedino, evitando che eventuali disturbi modifichino la durata dell'impulso generato all'uscita.

STADIO DI POTENZA

Lo stadio di potenza, indicato in figura 2.3, riceve in ingresso il segnale PWM prodotto dall'astabile e comanda l'accensione del LED attraverso un transistor bipolare operante come interruttore.

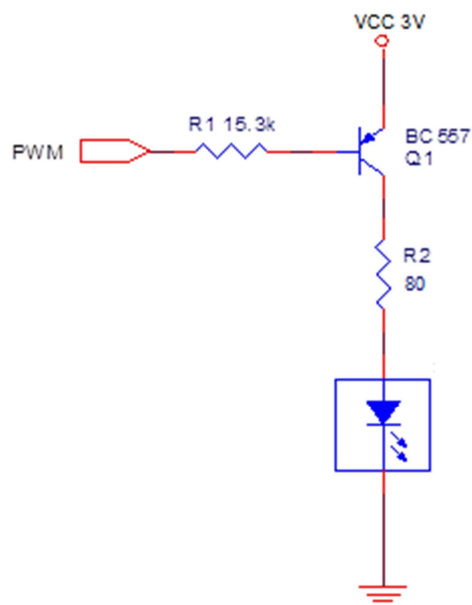


Figura 2.3 – Configurazione circuitale dello stadio di potenza

Il transistor scelto per questo stadio è il bipolare di tipo pnp BC557; pertanto, la sua accensione avviene quando sulla base è presente il livello basso del segnale PWM.

Desiderando che l'accensione del LED abbia un duty cycle circa dell'1%, è necessario che l'uscita dell'astabile produca un onda quadra con duty cycle pari al 99% risultando quindi che:

$$D = \frac{T_{on|laser}}{T} = \frac{T_{off|NE555}}{T}$$

Facendo riferimento alla configurazione circuitale dell'astabile in figura 2.2, per generare un segnale ad onda quadra a frequenza pari a 1.4 kHz e duty cycle del 99% circa, i componenti esterni all'NE555 utilizzati hanno i seguenti valori:

$$R_A = 15 \text{ K}\Omega$$

$$R_B = 150 \text{ }\Omega$$

$$C_1 = 68 \text{ pF}$$

Sperimentalmente si ottiene una frequenza di lavoro di 1.38 kHz ed un duty cycle pari al 0.98%.

DISPOSITIVI LED

Il LED (Light Emitting Diode) è una sorgente di radiazione elettromagnetica costituita da una semplice giunzione $p-n$, polarizzata in diretta.

Tipicamente la giunzione di un LED è formata da un semiconduttore a bandgap diretto in cui la ricombinazione di una coppia elettrone-lacuna si traduce nell'emissione di un fotone.

Come illustrato in figura 2.4, l'energia del fotone emesso è approssimativamente uguale a quella dell'energia di bandgap: $h\nu \approx E_g$ (dove h è la costante di Planck, $h = 6.6261 \cdot 10^{-34}$ Js e $\nu = c/\lambda$ è la frequenza).

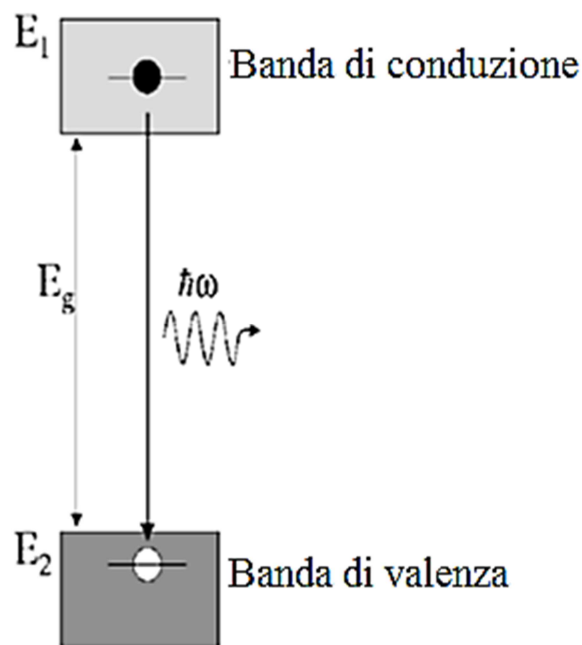


Figura 2.4 - Rappresentazione di una ricombinazione che genera un fotone

Pertanto la lunghezza d'onda della radiazione emessa è pari a:

$$\lambda = \frac{c}{\nu} = c \frac{h}{E_{gap}}$$

dipendente, quindi, al primo ordine, dal materiale impiegato nella realizzazione della giunzione stessa.

Per comprendere il funzionamento di un LED, si parte da un dispositivo non polarizzato fornito per esempio di una giunzione pn⁺, in cui la zona n è drogata più pesantemente rispetto alla zona p. Dalla figura 2.5 si nota come la regione di depletion si estenda prevalentemente nella zona p.

L'alta concentrazione di elettroni di conduzione presente nella zona n favorisce la loro diffusione verso la zona p; tuttavia tale diffusione è frenata dalla barriera di potenziale eV_0 , risultato della differenza tra la banda di conduzione della zona n e la banda di conduzione E_c della zona p ($\Delta E_c = eV_0$), dove V_0 è la tensione di built-in.

Non appena si applica una tensione diretta V , la tensione di built-in si riduce di $V_0 - V$, consentendo agli elettroni di diffondere dalla zona n a quella p (Figura 2.5b). Di conseguenza l'elettrone decade "spontaneamente" dal livello che occupa sul fondo della banda di conduzione ad un livello vuoto della banda di valenza. L'energia persa ΔE è emessa come fotone. Naturalmente anche le holes diffonderanno nella zona n ricombinandosi con i portatori maggioritari ma il fenomeno è trascurabile rispetto a quello degli elettroni.

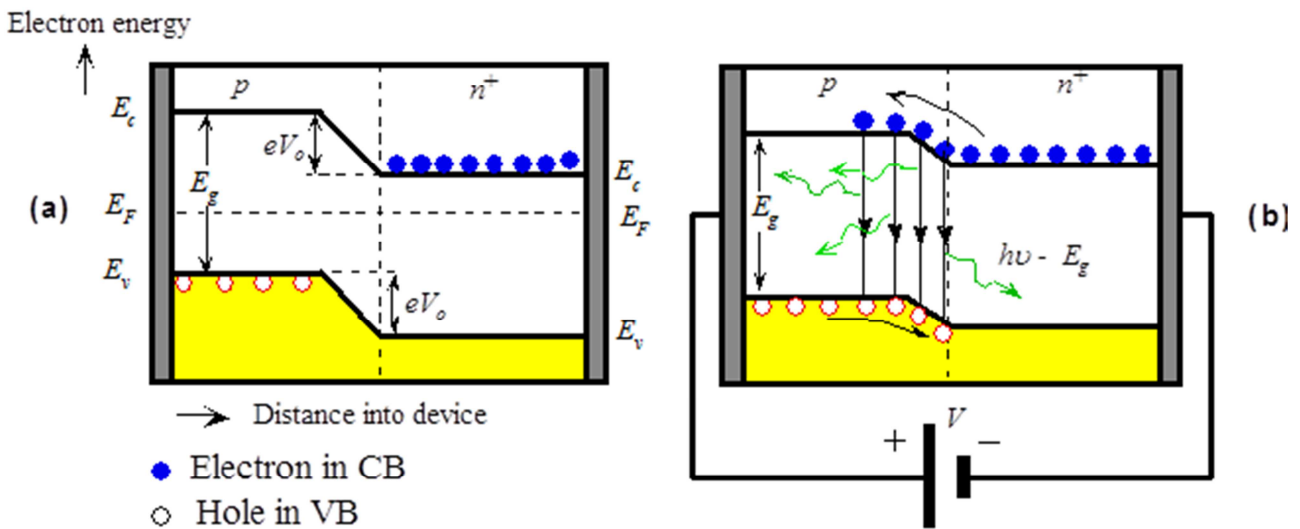


Figura 2.5 (a) Diagramma a bande di una giunzione p-n in assenza di polarizzazione. Si noti come la zona n sia drogata pesantemente e come il diagramma bande è tale da mantenere l'energia di fermi E_F uniforme in tutto il dispositivo. (b) L'applicazione di una polarizzazione diretta riduce V_0 , consentendo agli elettroni di diffondere nella zona p. La ricombinazione nelle vicinanze della giunzione e all'interno della zona p, entro la lunghezza di diffusione, porta all'emissione dei fotoni

La ricombinazione degli elettroni all'interno della zona di depletion e nella zona neutrale p, definite entrambi *regione attiva*, risulta nell'emissione spontanea di fotoni che assumono direzioni casuali.

Se il fotone riesce a uscire dal dispositivo, il diodo funziona come sorgente di radiazione convertendo il segnale elettrico in un segnale ottico.

Infine, la distribuzione del flusso luminoso tipica di un led è di tipo labertiana, come mostrato in figura 2.6

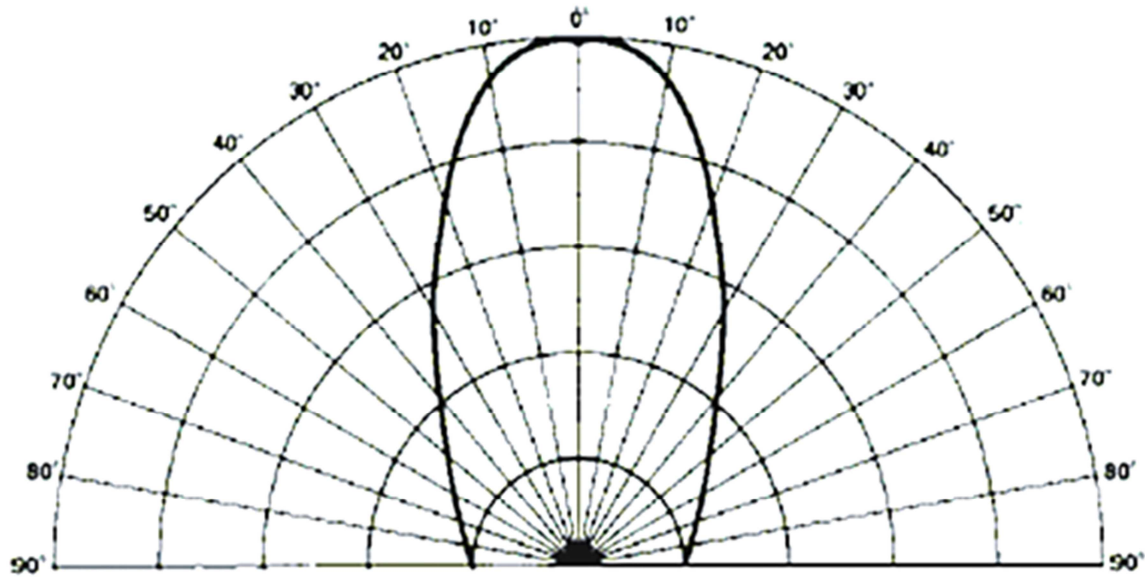


Figura 2.6 – Tipica distribuzione labertiana del flusso luminoso emesso da un LED

CAPITOLO 3

CONFIGURAZIONE DEL SISTEMA OTTICO

Una volta procurato un comune deflussore, si è proceduto allo studio della migliore configurazione del sistema ottico da implementare, al fine di ottenere una misura del livello di liquido quanto più accurata e robusta possibile.

In questo capitolo si descrive, quindi, la disposizione ottimale dei dispositivi di emissione e di lettura della luce posti attorno alla camera di gocciolamento.

CONFIGURAZIONE OTTICA PRECEDENTE

La camera di gocciolamento scelta per l'implementazione del sistema di misura è composta di un materiale plastico trasparente di spessore pari ad 1 mm e presenta un'altezza di 5 cm e un diametro di 1.7 cm.

Una prima soluzione ottica, basata sulla legge di Snell, prevede che la sorgente sia posta nella parte inferiore del deflussore con angolo di inclinazione pari a circa 28° e tale da permettere al fascio luminoso di puntare i due fotodiodi posizionati a diversa altezza h_1 ed h_2 sulla parete opposta, come mostrato in figura 3.1.

La posizione del fotodiodo inferiore è ricavata in modo tale da essere pienamente investito dal fascio luminoso in condizione di assenza di liquido, trascurando lo spessore del gocciolatore, che nella realtà incide in maniera irrisoria sulla propagazione del fascio stesso.

L'altezza h_2 , invece, è scelta in modo tale che il fotodiodo superiore riveli la potenza massima in condizione di massimo riempimento del deflussore.

In tutti i casi intermedi di riempimento della camera, i due fotodiodi rivelano le componenti riflesse e rifratte, legate dalla legge di Snell, fornendo due segnali analogici in funzione dell'altezza del liquido.

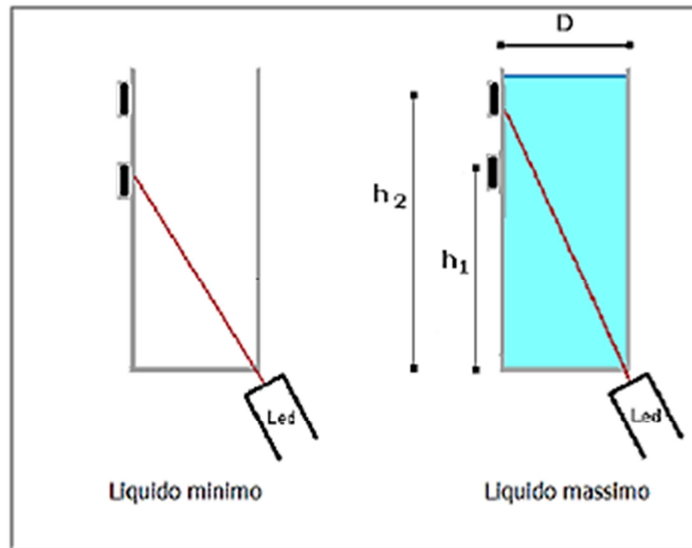


Figura 3.1 – Prima configurazione ottica proposta

Nonostante la validità a livello teorico, questa prima soluzione ottica è caratterizzata da una non linearità della caratteristica indotta dai menischi presenti tra la superficie del liquido e la parete interna del deflussore. Questo problema risulta particolarmente accentuato al passaggio del livello del liquido davanti ai fotorivelatori, riducendo di molto la gamma di valori rivelabili.

CONFIGURAZIONE OTTICA IMPLEMENTATA

Dalle considerazioni emerse nel precedente paragrafo, volendo ottenere una caratteristica il più possibile lineare e monotona, si deduce che una disposizione ottimale degli elementi ottici deve evitare il passaggio dell'interfaccia liquido/aria davanti ai fotodiodi.

Pertanto, non potendo misurare tutti i possibili livelli di liquido, nella soluzione effettivamente implementata si stabiliscono due livelli di riempimento critici che rappresentano il minimo ed il massimo livello di liquido da misurare ed in corrispondenza dei quali è possibile ottenere un segnale di allarme.

Il posizionamento degli elementi ottici, illustrata in figura 3.2, prevede un fotodiodo al di sotto del livello critico minimo e l'altro al di sopra di quello massimo, evitando quindi il passaggio della soluzione davanti ad essi.

La sorgente, come nella prima soluzione, è posizionata nella parte inferiore della parete opposta a quella dei fotorivelatori, in corrispondenza della base del camera di gocciolamento.

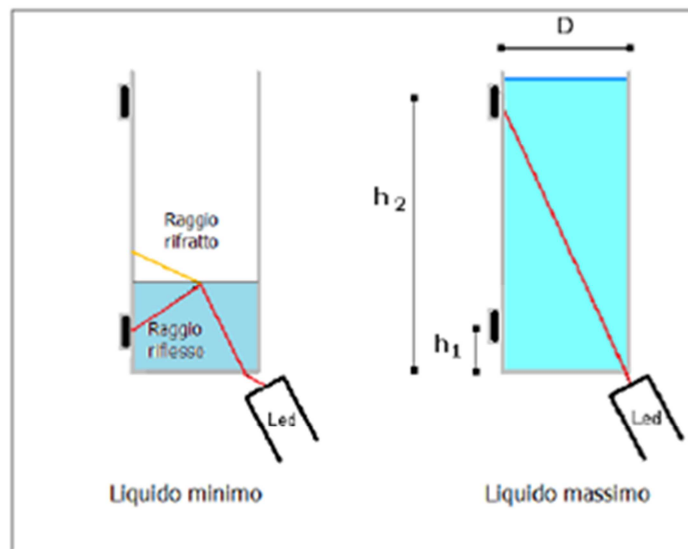


Figura 3.2 – Configurazione ottica realizzata

Con questa configurazione, il fotodiode inferiore rivela la luce riflessa dal pelo del liquido, fornendo un segnale analogico che varia secondo la legge della riflessione. Al crescere del livello, il fenomeno della riflessione diventa sempre meno marcato e quindi l'intensità incidente sul fotodiode diminuisce gradualmente.

Il fotodiode superiore, invece, opera seguendo la legge di Snell rivelando la luce in uscita dalla soluzione e quindi il fascio rifratto.

Al fine di stabilire la posizione di tutti e tre gli elementi ottici, sono stati svolti dei calcoli di massima.

Si stabilisce, per scelta di progetto, la posizione del fotodiode superiore ad un'altezza di 4 cm dal fondo della camera di gocciolamento, imponendo implicitamente il livello massimo di liquido misurabile.

A questo punto l'inclinazione del led, caratterizzato da un angolo di apertura di ± 20 , è decisa in modo che, in condizione di riempimento massimo (livello di liquido pari a 4 cm), in corrispondenza dell'interfaccia liquido/aria, la parte rifratta del fascio colpisca la superficie fotosensibile del fotodiode superiore.

Con riferimento alla figura 3.3, segue il calcolo dell'angolo d'inclinazione del LED.

Si parte col calcolare l'angolo trasmesso θ_t , sfruttando il triangolo evidenziato in figura ed avente come cateti D e h_2 , ne segue che

$$D = h_2 \tan \theta_t$$

ed implica che:

$$\theta_t = \tan^{-1}\left(\frac{D}{h_2}\right) = 23^\circ$$

Si calcola, quindi, l'angolo d'inclinazione del LED sfruttando la legge di Snell, come

$$n_{aria} \sin \theta_i = n_{sol} \sin \theta_t$$

da cui

$$\theta_i = \sin^{-1}\left(\frac{1.33}{1} \sin \theta_t\right) = 31.3^\circ$$

Sperimentalmente si osserva che l'inclinazione ottimale è di 30° , non lontano quindi, da quello teorico.

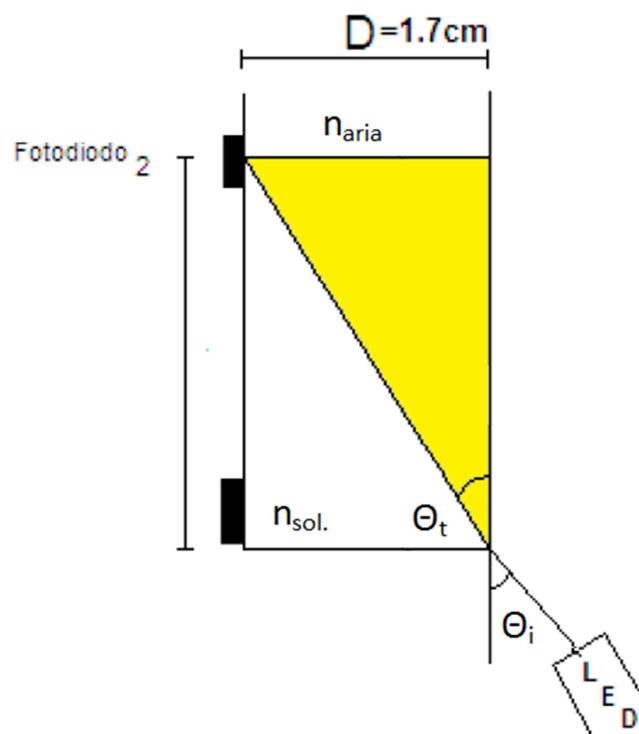


Figura 3.3 – Calcolo dell'angolo d'incidenza del LED

La posizione del fotodiodo inferiore, invece, è stata ricavata sperimentalmente partendo da un'altezza di 0.5 cm dal fondo della camera di gocciolamento e analizzando il comportamento del fotorivelatore diminuendola con passo di 1 mm.

Si è osservato che la sua posizione ottimale è pari a circa 0.3 cm, consentendo di rilevare un livello minimo del liquido pari a 1.2 cm.

È chiaro, quindi, che al di sopra del livello critico massimo e al di sotto di quello minimo, la misura non è attendibile per via della non linearità.

Questa soluzione, pur basandosi sugli stessi principi di funzionamento della prima configurazione proposta, si è rivelata migliore nella gamma dei valori di livello misurabili.

Lo stadio di rilevazione della luce, cui è affidato il compito di rilevare le variazioni di intensità luminosa in funzione dell'altezza del liquido, ha un ruolo centrale nell'eliminazione delle componenti del segnale non desiderate, come la luce ambiente e quella artificiale.

Pertanto, il sistema di ricezione prevede un primo stadio dedicato alla rilevazione del segnale luminoso proveniente dal LED ed un secondo responsabile della trattazione del segnale analogico, composto dalla cascata di un filtro passa alto, da un amplificatore, da un allungatore di picco e da un filtro passa alto.

PRIMO STADIO: FOTODIODO E RESISTENZA DI SENSE

Il primo stadio, cui ha il compito di rilevare il flusso luminoso, è realizzato da un fotodiode di tipo PIN con in serie una resistenza denominata resistenza di sense, come mostrato in figura 4.1. L'alimentazione è a 3V.

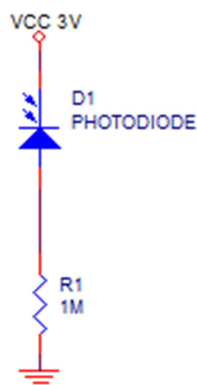


Figura 4.1 - Configurazione circuitale del primo stadio di fotorilevazione

Il generico fotodiiodo PIN, a differenza di un normale fotodiiodo a giunzione pn, è caratterizzato dalla presenza di un'ampia zona di carica spaziale, coincidente con la regione intrinseca, che separa le due zone della giunzione drogate p^+ e n^+ . Questa struttura permette al dispositivo di avere una maggiore area attiva, utile alla generazione di una foto-corrente.

Pertanto, il fotodiiodo PIN, una volta polarizzando inversamente, genera una corrente I_{ph} , proporzionale alla potenza ottica incidente secondo la relazione:

$$R = \frac{I_{ph}}{P_0}$$

dove si è indicato con R la responsività del fotorivelatore e con P_0 la potenza ottica incidente sul superficie fotosensibile. Si noti che la responsività R è detta anche responsività spettrale per via della sua dipendenza dalla lunghezza d'onda.

Per il sistema di misura si utilizza il fotodiiodo PIN BPW34, realizzato in silicio e prodotto dalla Vishay, caratterizzato da una responsività pari al 60% alle lunghezze d'onda comprese tra i 600 nm e i 700 nm, risultando sensibile, quindi, alla lunghezza d'onda di emissione del LED.

La presenza della resistenza di sense, pari ad $1M\Omega$, consente di convertire il segnale di corrente generato dal fotodiiodo in un segnale di tensione proporzionale anch'esso all'intensità luminosa rivelata.

Il segnale di tensione ai capi della resistenza è, quindi, la variabile da elaborare per la stima del livello del liquido.

FILTRO PASSA ALTO

Il segnale di tensione, prima di essere opportunamente elaborato, deve essere filtrato passa alto per eliminare i disturbi a bassa frequenza e, come detto, le interferenti provenienti da altre sorgenti esterne dallo strumento.

Il filtro passa alto implementato, mostrato in figura 4.2, è un semplice filtro passivo CR posto in cascata al primo stadio. Esso è caratterizzato da una frequenza di taglio pari a

$$f_{HP} = \frac{1}{2\pi(R_1 + R_2)C_1} = 2.4 \text{ KHz}$$

dove R_1 ed R_2 sono pari a $1\text{ M}\Omega$, mentre C_1 è di 33 pF .

Si noti che aver implementato un filtro passa alto con una frequenza di taglio maggiore di quella del segnale (ricordando che il segnale utile è caratterizzato da una forma impulsiva e da una frequenza di 1.4 KHz), non preclude il resto della sua elaborazione, essendo interessati soltanto all'ampiezza dei fronti di salita degli impulsi, che contiene l'informazione utile ai fini della misura.

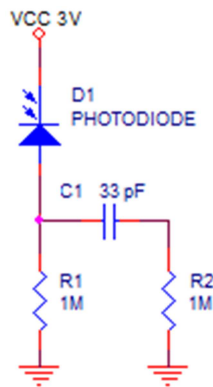


Figura 4.2 – Configurazione circuitale del filtro passa alto

STADIO AMPLIFICANTE E ALLUNGATORE DI PICCO

Il segnale in uscita dal filtro passa alto viene successivamente amplificato da un stadio caratterizzato da un amplificatore operazionale in configurazione non invertente, come mostrato in figura 4.3.

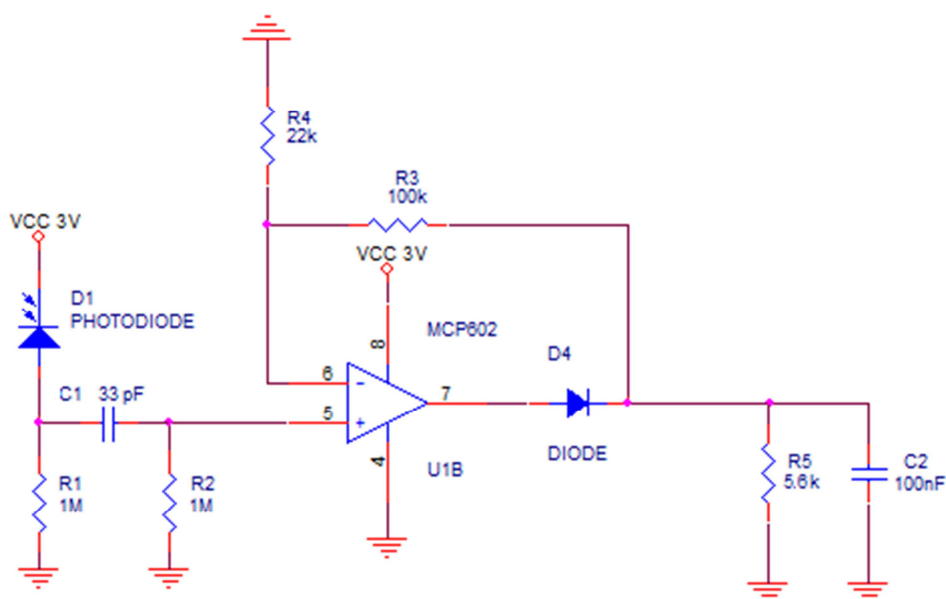


Figura 4.3 – Configurazione circuitale dello stadio amplificante e dell'allungatore di picco posti in cascata al filtro passa alto

L'amplificatore non invertente implementato ha un guadagno costante pari a

$$G = 1 + \frac{R_3}{R_4}$$

e va dimensionato in modo tale che non faccia saturare l'operazionale.

Da analisi sperimentali si dimostra che un guadagno di 5.5 è più che sufficiente per la nostra applicazione; si dimensionano di conseguenza le resistenze, che risultano essere pari a

$$R_3 = 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_4 = 22 \text{ K}\Omega$$

Non essendo richieste particolari prestazioni in termini di banda e tensione di uscita, si utilizza il MCP602 prodotto dalla Microchip, sufficiente per gli scopi del progetto, economico e di facile reperibilità.

In uscita dello stadio amplificante si ottiene, quindi, un segnale quasi impulsivo la cui ampiezza dipende dall'intensità rivelata dal fotodiode in funzione dell'altezza del liquido.

In cascata all'amplificatore è posto un allungatore di picco che, realizzato dal parallelo della resistenza R_5 e della capacità C_2 , ha il compito di livellare i picchi del segnale in uscita.

La presenza del diodo, posto all'interno dell'anello di reazione, ha la funzione, in corrispondenza dei fronti di salita del picco, di imporre la tensione di uscita alla capacità C_2 (che si carica istantaneamente) e di disaccoppiarla dall'amplificatore per evitare che quest'ultima si scarichi istantaneamente, in corrispondenza dei fronti di discesa.

Pertanto, la costante di tempo di scarica di C_2 data dalla seguente espressione

$$\tau = C_2 [R_5 // (R_3 + R_4)]$$

non deve essere né troppo breve né troppo lunga. Nel primo caso si perderebbe l'informazione utile alla misura, nel secondo si rischierebbe di non inseguire adeguatamente le variazioni di ampiezza degli impulsi presenti all'uscita dell'amplificatore.

Dimensionando R_5 con un valore di 5.6 K Ω e C_2 con un valore di 100 nF, si ottiene una costante di tempo pari a circa 0.535 ms.

FILTRO PASSA BASSO

Per attenuare il ripple residuo del segnale in uscita dall'allungatore di picco è necessario porre un filtro passa basso alla fine del ramo di fotorilevazione. Esso è necessario per ottenere un segnale costante da inviare alla scheda di acquisizione, che insieme ad un software specifico, consentirà in seguito la stima del livello.

Il filtro passa basso realizzato è un filtro passivo RC dimensionato in modo che la frequenza di taglio sia sufficientemente bassa, ma tale da garantire una risposta puntuale del sistema alle variazioni di livello.

I valori scelti per la resistenza e capacità del filtro sono:

$$R_6 = 56 \text{ K}\Omega$$

che consentono di ottenere un polo pari a circa

$$f_{LP} = \frac{1}{2\pi R_6 C_3} \simeq 26 \text{ Hz}$$

In figura 4.4 è illustrato l'intero sistema di fotorilevazione della luce.

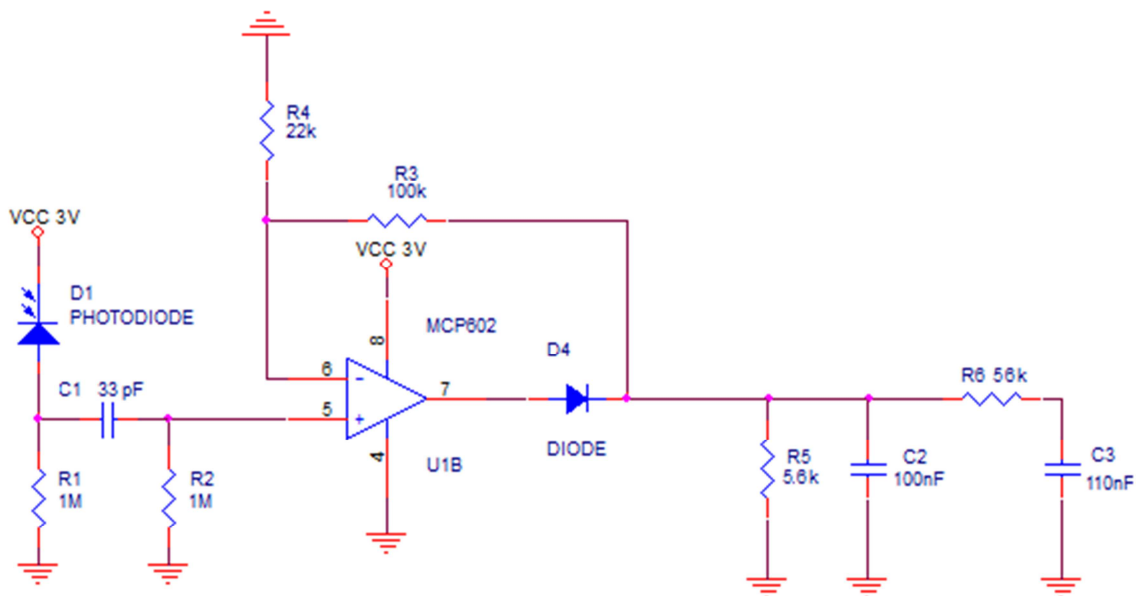


Figura 4.4 – Configurazione circuitale del sistema di rilevazione della luce

Infine, si ricorda che ai fini della misura occorrono due fotodiodi e, di conseguenza, due rami di fotorilevazione identici a quello descritto in questo capitolo.

CAPITOLO 5

CARATTERIZZAZIONE DELLA SORGENTE

Una volta realizzata la configurazione ottica del sistema di misura si procede alla caratterizzazione metrologica dello strumento.

METODO DI CARATTERIZZAZIONE

Per la caratterizzazione del LED si sfrutta la struttura del prototipo che, grazie alla scelta di pilotare la sorgente in regime impulsato ed alla presenza di un sistema di rilevazione in grado di selezionare la sola potenza proveniente dalla sorgente, bene si presta a tale scopo.

La taratura dello strumento consiste nel misurare i valori medi di tensione in uscita dai due rami di fororilevazione in corrispondenza di alcune altezze note del liquido.

In particolare, partendo dalla condizione di camera vuota, utilizzando una siringa, si è aumentato il livello del liquido con passo di 1 mm, campionando di volta in volta le tensioni provenienti dal fotodiodo superiore e inferiore.

In seguito, partendo dalla condizione di camera piena, è stato ripetuto lo stesso procedimento diminuendo con lo stesso passo il livello del liquido.

La necessità di procedere due volte al campionamento delle tensioni, nelle due situazioni di riempimento e di svuotamento del deflussore, risiede nel fatto che la superficie del liquido può essere più o meno concava a seconda che il livello sia in salita o in discesa, provocando una deflessione del fascio luminoso ed introducendo non linearità nella caratteristica dello strumento.

Con l'ausilio di un software di elaborazione dati specifico, al quale è dedicato il successivo capitolo, per ciascun fotodiodo, i valori di tensione relativi alla salita e alla discesa del liquido corrispondenti a ciascun livello, vengono mediati tra loro.

I valori mediati dei due fotorivelatori sono riportati in tabella 5.1.

ALTEZZA DEL LIQUIDO [cm]	TENSIONE MEDIA FOTODIODO SUPERIORE [V]	TENSIONE MEDIA FOTODIODO INFERIORE [V]	ALTEZZA DEL LIQUIDO [cm]	TENSIONE MEDIA FOTODIODO SUPERIORE [V]	TENSIONE MEDIA FOTODIODO INFERIORE [V]
0.0	0.6520	3.5140	2.7	0.7405	3.8685
0.1	0.5695	2.9565	2.8	0.7480	3.8685
0.2	0.6055	3.2605	2.9	0.7570	3.8700
0.3	0.6565	3.7810	3.0	0.7720	3.8700
0.4	0.7270	3.9605	3.1	0.7785	3.8710
0.5	0.7320	3.9790	3.2	0.7925	3.8720
0.6	0.7530	4.0045	3.3	0.8085	3.8730
0.7	0.7525	4.0060	3.4	0.8220	3.8740
0.8	0.7295	3.9840	3.5	0.8330	3.8750
0.9	0.6995	3.9490	3.6	0.8555	3.8765
1.0	0.6745	3.9015	3.7	0.8720	3.8780
1.1	0.6665	3.8795	3.8	0.8920	3.8795
1.2	0.6630	3.8740	3.9	0.9145	3.8805
1.3	0.6655	3.8655	4.0	0.9310	3.8815
1.4	0.6675	3.8650	4.1	0.9345	3.8805
1.5	0.6695	3.8645	4.2	0.9020	3.8780
1.6	0.6720	3.8645	4.3	0.8680	3.8755
1.7	0.6765	3.8645	4.4	0.8540	3.8745
1.8	0.6805	3.8650	4.5	0.8195	3.8720
1.9	0.6850	3.8650	4.6	0.8075	3.8710
2.0	0.6900	3.8650	4.7	0.7875	3.8695
2.1	0.6950	3.8660	4.8	0.7690	3.8675
2.2	0.7015	3.8660	4.9	0.7605	3.8670
2.3	0.7075	3.8660	5.0	0.7540	3.8660
2.4	0.7135	3.8700	5.1	0.7495	3.8655
2.5	0.7205	3.8700	5.2		
2.6	0.7300	3.8685			

Tabella 5.1 – Valori medi del fotodiode superiore e inferiore in funzione del livello del liquido

Sfruttando ancora una volta il software di elaborazione, si calcola per ciascun livello, la differenza $(\bar{V}_{SUP} - \bar{V}_{INF})$, la somma $(\bar{V}_{SUP} + \bar{V}_{INF})$, e rapporto $(\frac{\bar{V}_{SUP}-\bar{V}_{INF}}{\bar{V}_{SUP}+\bar{V}_{INF}})$ dei valori medi riportati in tabella. Utilizzando il software Matlab ed il codice realizzato per l'elaborazione dei dati, riportato in appendice, si ottiene la caratterizzazione del LED, come mostrato in figura 5.1.

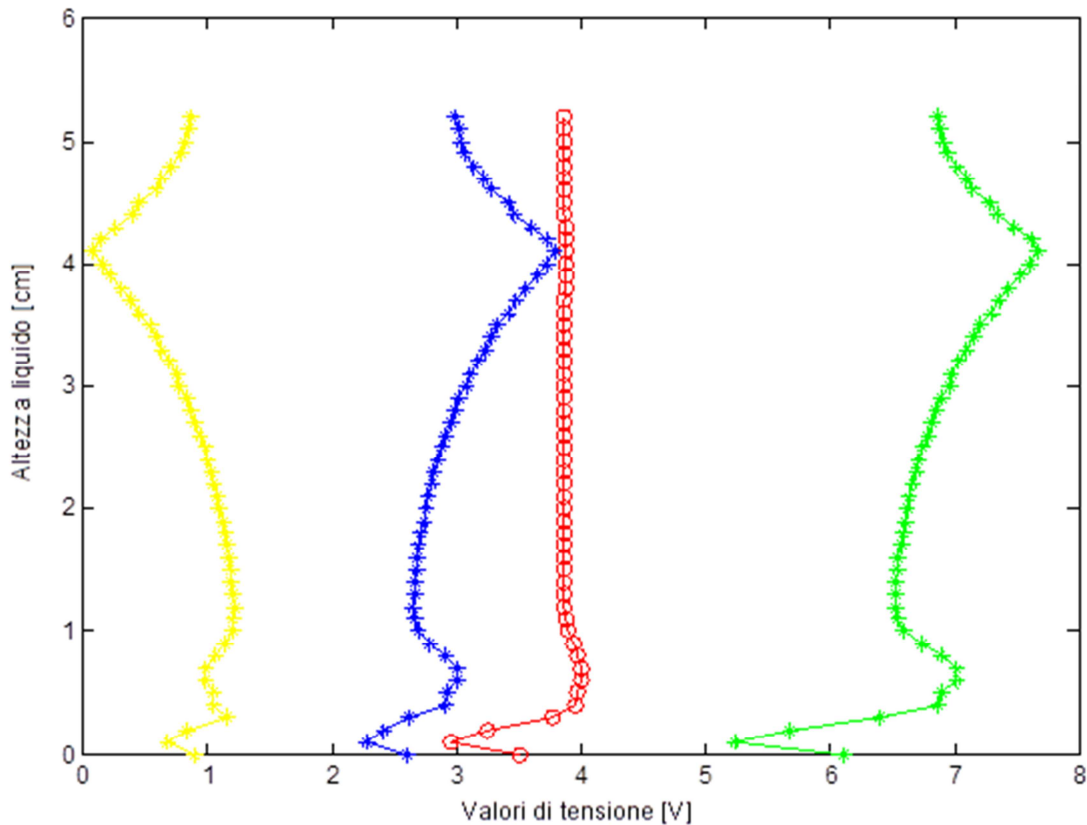


Figura 5.1 – Caratterizzazione del LED: in blu sono rappresentati i campioni relativi alla tensione media del fotodiode superiore, in rosso quelli relativi al fotodiode inferiore, in giallo è rappresentata la differenza dei due segnali e in verde la loro somma

In figura 5.2 è visibile, invece, la caratterizzazione del LED in funzione della differenza normalizzata rispetto alla somma dei campioni mediati dei due fotodiodi. Si noti come, da un'altezza del livello di liquido compresa tra 1.2 cm e 4 cm, la caratteristica è monotona.

Pertanto solo su questo range di altezze è possibile stimare il livello di liquido, mentre al di fuori di esso, come descritto nel prossimo capitolo, il software farà scattare un allarme visivo di anomalo funzionamento della flebo.

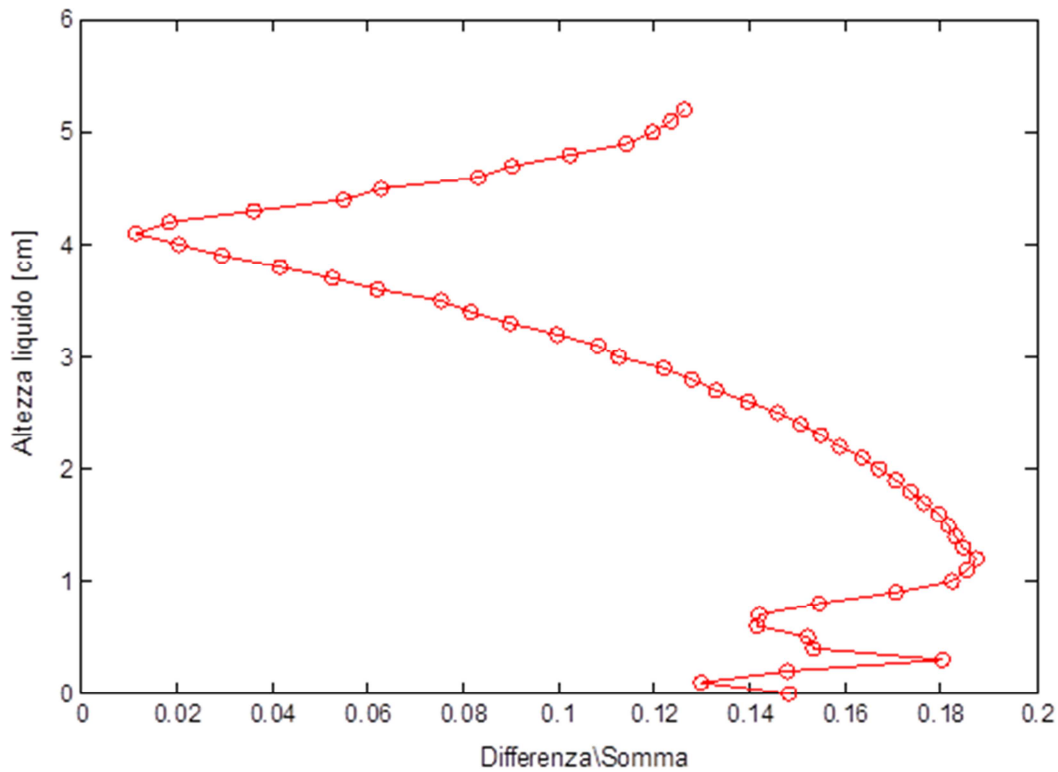


Figura 5.2 – Tensione normalizzata (Differenza/Somma)

STIMA DEL LIVELLO DI LIQUIDO

Utilizzando le informazioni relative alla caratterizzazione del LED, si desidera ora associare i valori della tensione normalizzata al livello del liquido accumulato all'interno del deflussore.

Come accennato nel paragrafo precedente, è possibile una stima del livello solo entro un certo range di altezza del liquido, compreso tra 1.2 cm e 4 cm.

Pertanto, lavorando sul segnale normalizzato troncato, riportato in figura 5.3, occorre trovare una relazione funzionale tra le variabili in gioco del tipo $h = f(V_n)$, dove V_n rappresenta la tensione normalizzata.

A tale scopo si è utilizzato il metodo della regressione, che, partendo da un limitato insieme di punti, consiste nell'esprimere la variabile dipendente (il livello di liquido) in funzione della variabile indipendente (la tensione normalizzata).

Data la disposizione dei punti nel piano, corrispondenti ai campioni ottenuti, si è deciso di sfruttare una regressione polinomiale che vada ad approssimare al meglio l'andamento dei dati ottenuti come mostrato in figura 5.3.

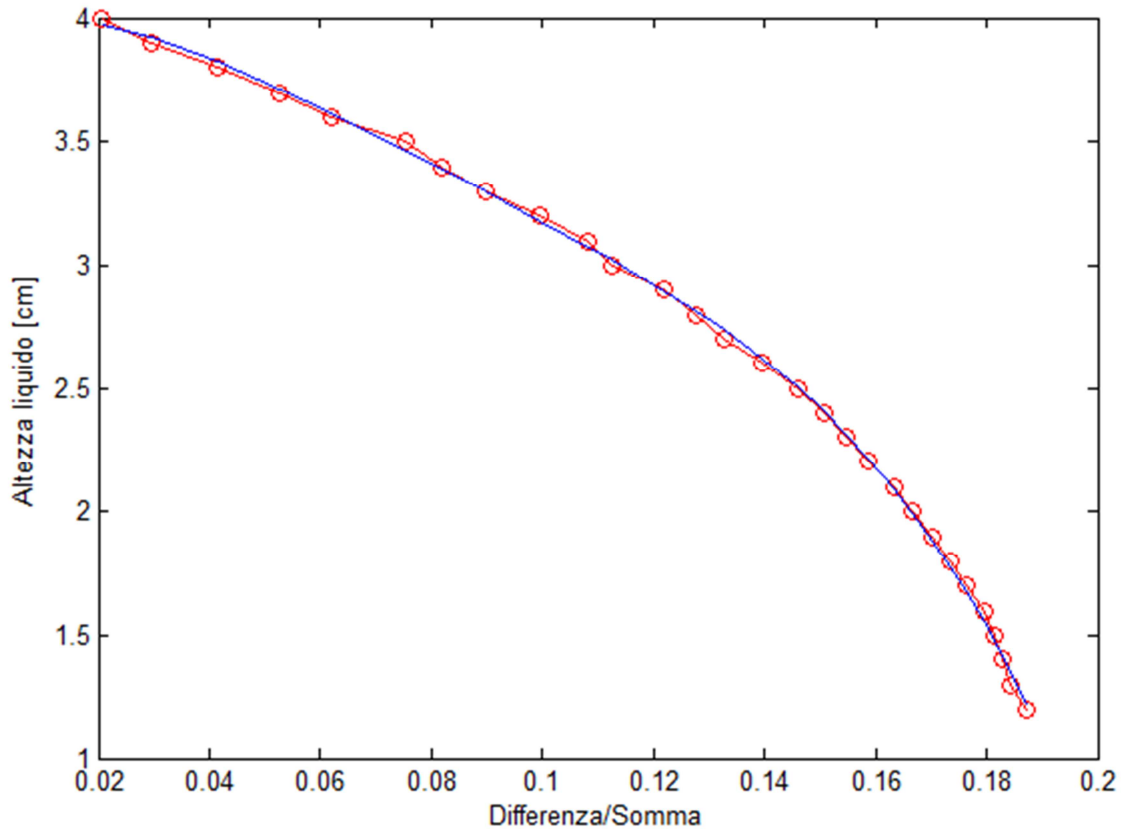


Figura 5.3 – Tensione normalizzata troncata (rosso) e curva interpolante (blu)

Il grado del polinomio che meglio interpola la curva che esprime il livello in funzione di V_n è il quarto, ottenendo la seguente funzione:

$$h = -6.9772x^4 + 2.2722x^3 - 0.2840x^2 + 0.0046x + 0.0040$$

Il programma Matlab dedicato a questa analisi è riportato in appendice.

A questo punto, utilizzando il polinomio di quarto grado nel sistema di elaborazione dati è possibile stimare il livello di soluzione all'interno del deflussore.

CAPITOLO 6

SOFTWARE DI ELABORAZIONE DATI

Per ultimare il sistema di misura è necessario munirlo di un software specifico in grado, attraverso l'elaborazione dei segnali analogici in uscita dai rami di fotorilevazione, di stimare il livello della soluzione.

Questa fase di prototipazione è dedicata all'acquisizione e alla successiva elaborazione dei segnali analogici, prevedendo l'utilizzo di una scheda di acquisizione dati e del software LabVIEW.

SCHEDA DI ACQUISIZIONE DATI

La scelta della scheda di acquisizione DAQ, che costituisce l'interfaccia tra il segnale ed il calcolatore, si basa sulle specifiche dettate dalla dinamica della misura e dal tipo di segnale da acquisire.

Come accennato nei capitoli precedenti, il sistema in esame è provvisto di due rami di fotorilevazione corrispondenti ai due fotodiodi collocati sul lato opposto rispetto alla sorgente.

Considerando le rilassate specifiche relative alla frequenza di acquisizione, dettate prevalentemente dalla frequenza dei segnali analogici da campionare pari a circa 1.38 KHz, si è deciso di utilizzare la scheda di acquisizione della National Instruments NI USB-6008. Questa è provvista di 8 canali analogici, 12 canali digitali, risoluzione di 12 bit in grado di acquisire fino a 10KSample/s.

Nel caso in esame si utilizzano due ingressi analogici in modalità differenziale.

SOFTWARE DI ELABORAZIONE DEL SEGNALE: Stima del livello

Il primo blocco del programma è dedicato all'acquisizione dei dati che, affidata al DAQ Assistant (figura 6.1), permette di impostare i parametri caratteristici dell'acquisizione dei segnali come la frequenza di campionamento e il numero di campioni acquisiti.

Per la nostra applicazione, si sceglie una frequenza di campionamento di 1000 Sample/s acquisendo 100 campioni relativi a ciascun segnale analogico proveniente dai due fotorivelatori.

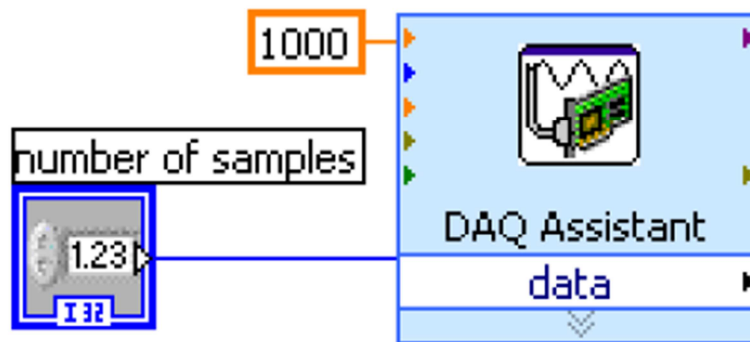


Figura 6.1 – Blocco LabVIEW: DAQ Assistant

I campioni acquisiti, come descritto nei capitoli precedenti, una volta mediati, vengono sottratti e sommati in modo da consentire il calcolo della tensione normalizzata intesa come il rapporto

$$\left(\frac{\bar{V}_{SUP} - \bar{V}_{INF}}{\bar{V}_{SUP} + \bar{V}_{INF}} \right).$$

Come mostrato in figura 6.2, si rende disponibile la visualizzazione dei segnali relativi agli ingressi mediati, alla somma e differenza ed alla tensione normalizzata.

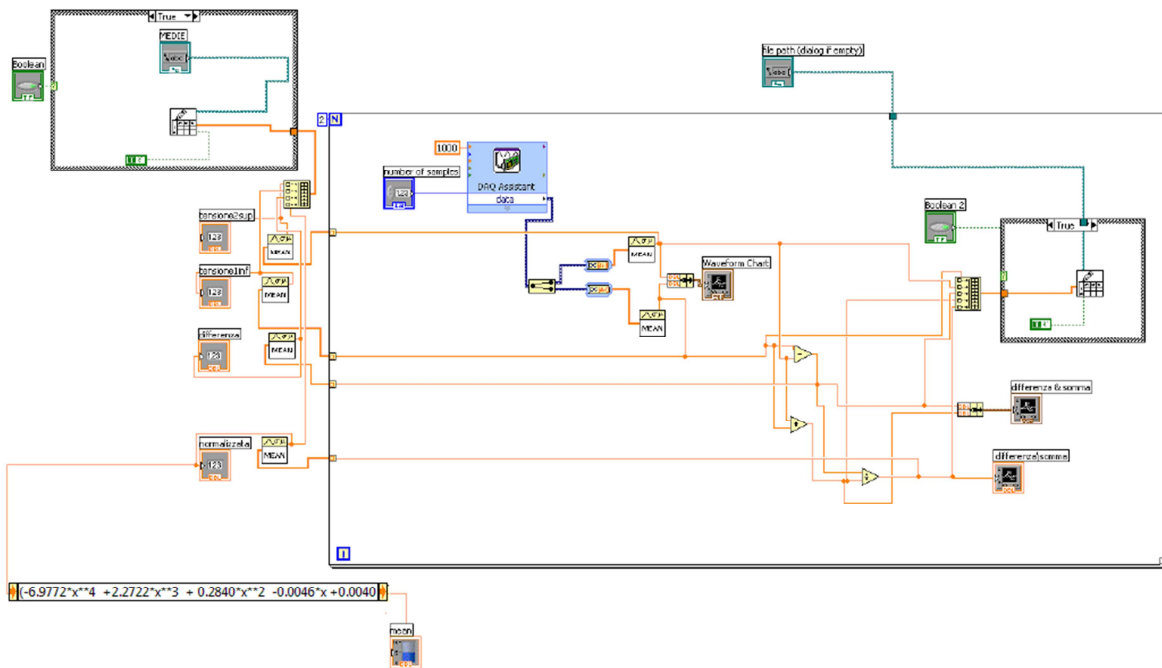


Figura 6.2 – Blocco Labview: Sistema di elaborazione dati per la stima del livello

Come si nota in figura 6.2, il processo di elaborazione dati finora descritto è inserito in un ciclo *for* ripetuto due volte. All'esterno del ciclo tutti i segnali di tensione vengono nuovamente mediati e successivamente salvati su file di tipo txt, per permettere la loro computazione nel programma LabVIEW.

Infine, i valori mediati della tensione normalizzata (all'esterno del ciclo *for*) vengono inseriti nel polinomio ricavato nell'analisi della caratterizzazione del LED, consentendo la stima del livello.

SCHERMATA UTENTE LabVIEW

Come mostrato in figura 6.3, la schermata utente Labview offre una completa panoramica dei principali segnali e parametri che caratterizzano la misura del livello.

Si mette a disposizione, infatti, una serie di videate riguardanti rispettivamente i due segnali mediati relativi ai fotodiodi, i segnali somma e differenza ed il segnale normalizzato.

Si osservi, inoltre, nella parte sinistra della schermata, la presenza di due indicatori di livello: uno numerico, l'altro che simula il gocciolatore del deflussore.

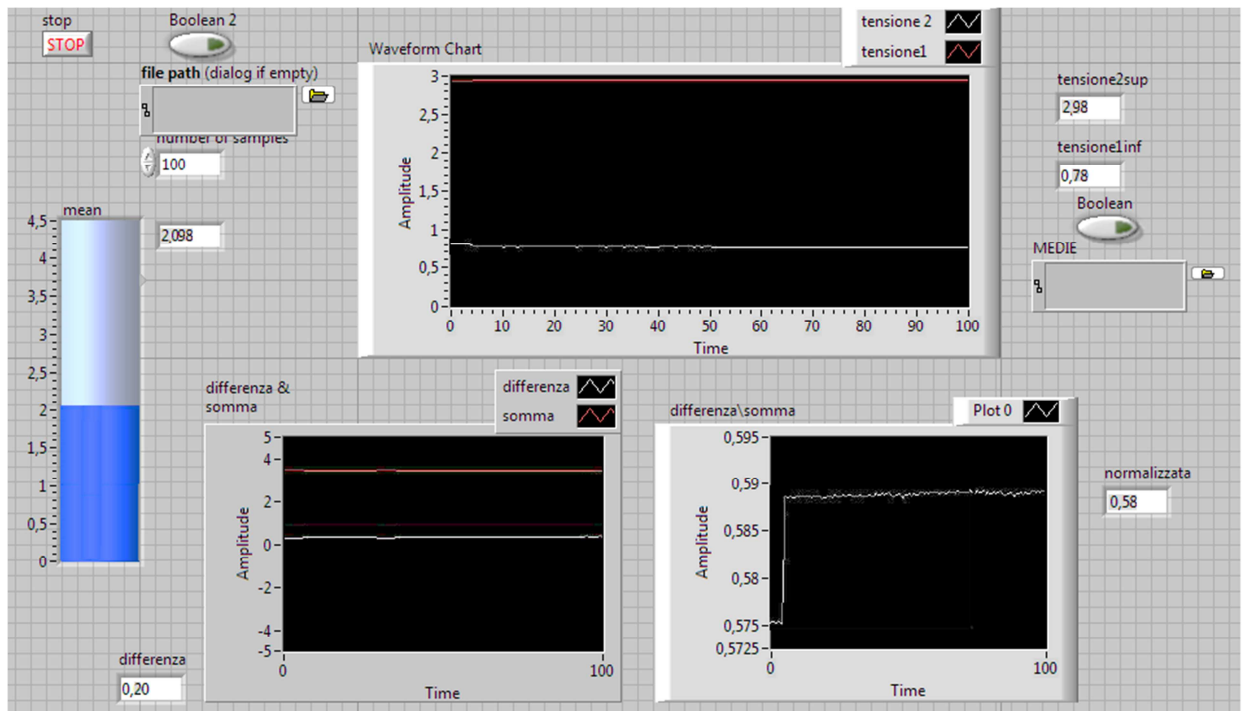


Figura 6.3 – Schermata utente LabVIEW

SOFTWARE DI ELABORAZIONE DEL SEGNALE: Sistema di allarme

Si descrive ora il software di elaborazione dedicato al sistema di allarme necessario al fine di segnalare eventuali anomalie di riempimento o svuotamento della camera di gocciolamento.

Si stabiliscono, prima di tutto, due soglie ragionevoli corrispondenti al livello massimo e minimo di liquido accumulabile all'interno del deflussore; si scelgono, pertanto 0,3 cm per la soglia minima e circa 3 cm per quella massima.

Facendo riferimento alle figure 5.2 e 5.3, come si osserva in figura 6.4, nella quale è visibile l'implementazione del programma, si sfrutta il segnale mediato del fotodiode inferiore per la verifica del superamento o meno della soglia inferiore del livello, mentre si utilizza la tensione normalizzata per monitorare lo stato di riempimento massimo.

Pertanto, il segnale luminoso si accende se una delle seguenti condizioni è verificata:

1. Valore della tensione del fotodiode inferiore minore di 4.2 V.
2. Valore della tensione normalizzata minore di 0.03 V.

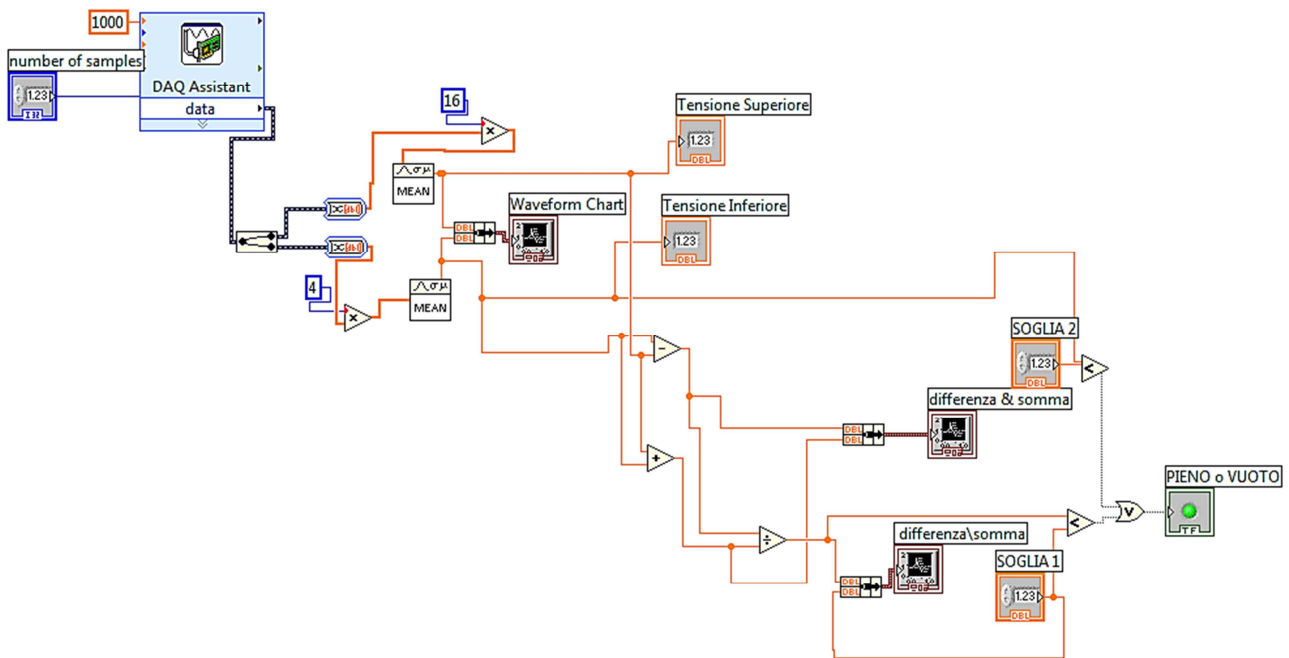


Figura 6.4 – Blocco LabVIEW: Sistema di allarme vuoto/pieno della camera di gocciolamento

Si noti che da prove sperimentali, si è ritenuto opportuno amplificare i segnali campionati in ingresso con guadagni diversi (16 per il fotodiodo superiore e 4 per quello inferiore).

Il funzionamento del sistema è visibile nelle figure 6.5, 6.6 e 6.7 corrispondenti alle tre condizioni di funzionamento della flebo: gocciolatore vuoto, gocciolatore eccessivamente pieno e funzionamento corretto entro il range stabilito.

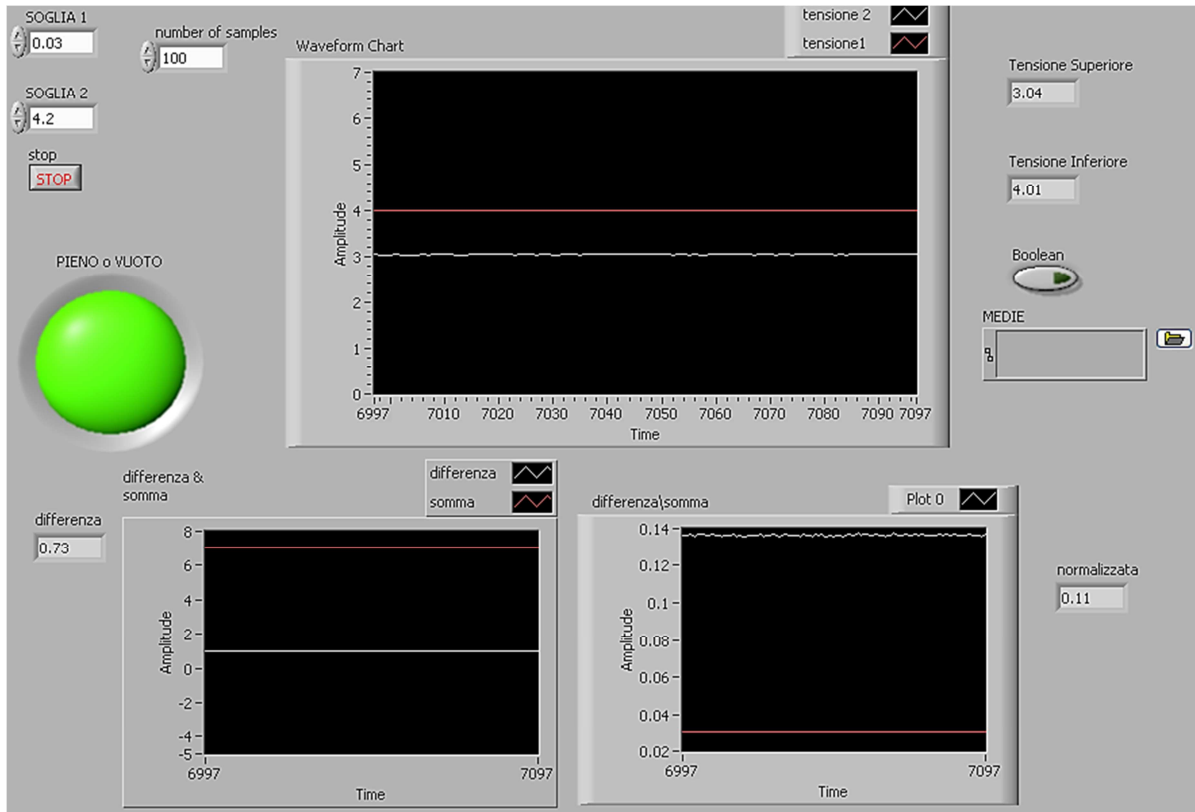


Figura 6.5 – Schermata utente LabVIEW corrispondente alla camera di gocciolamento vuota

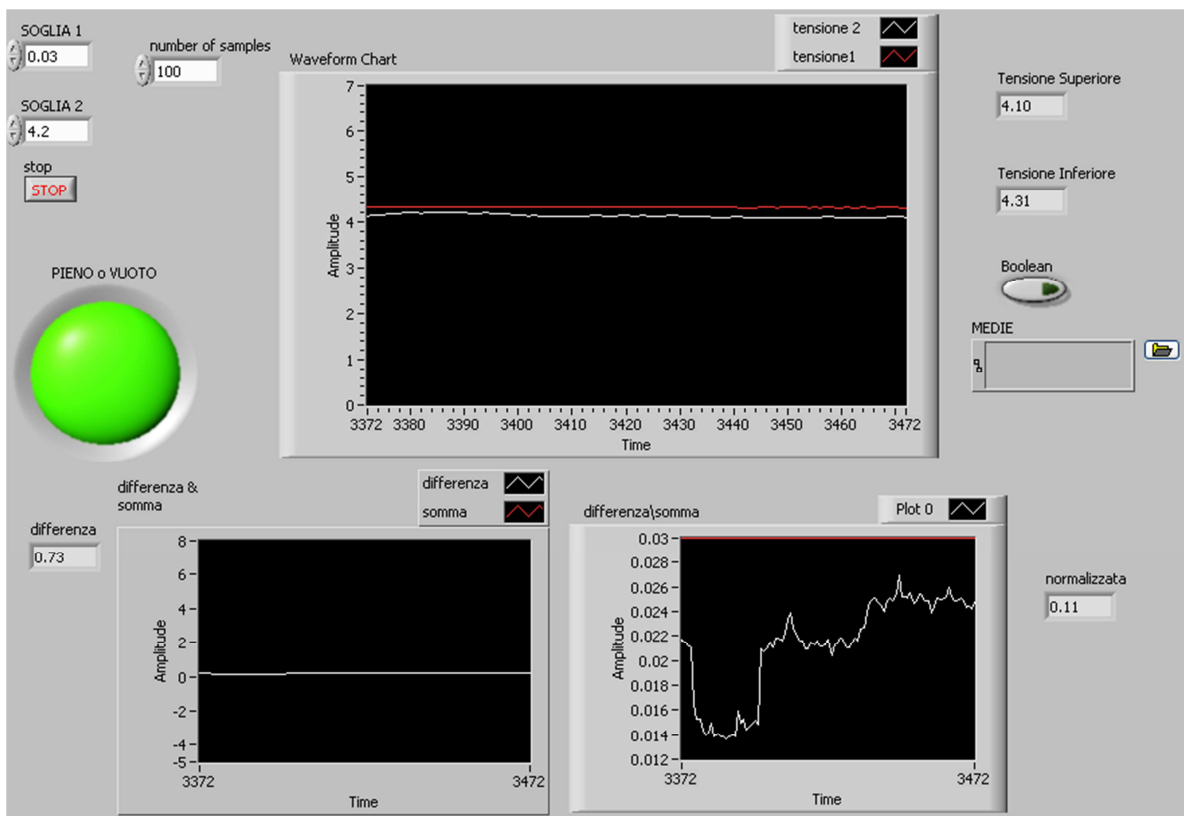


Figura 6.6 – Schermata utente LabVIEW corrispondente ad un livello di liquido di circa 3 cm

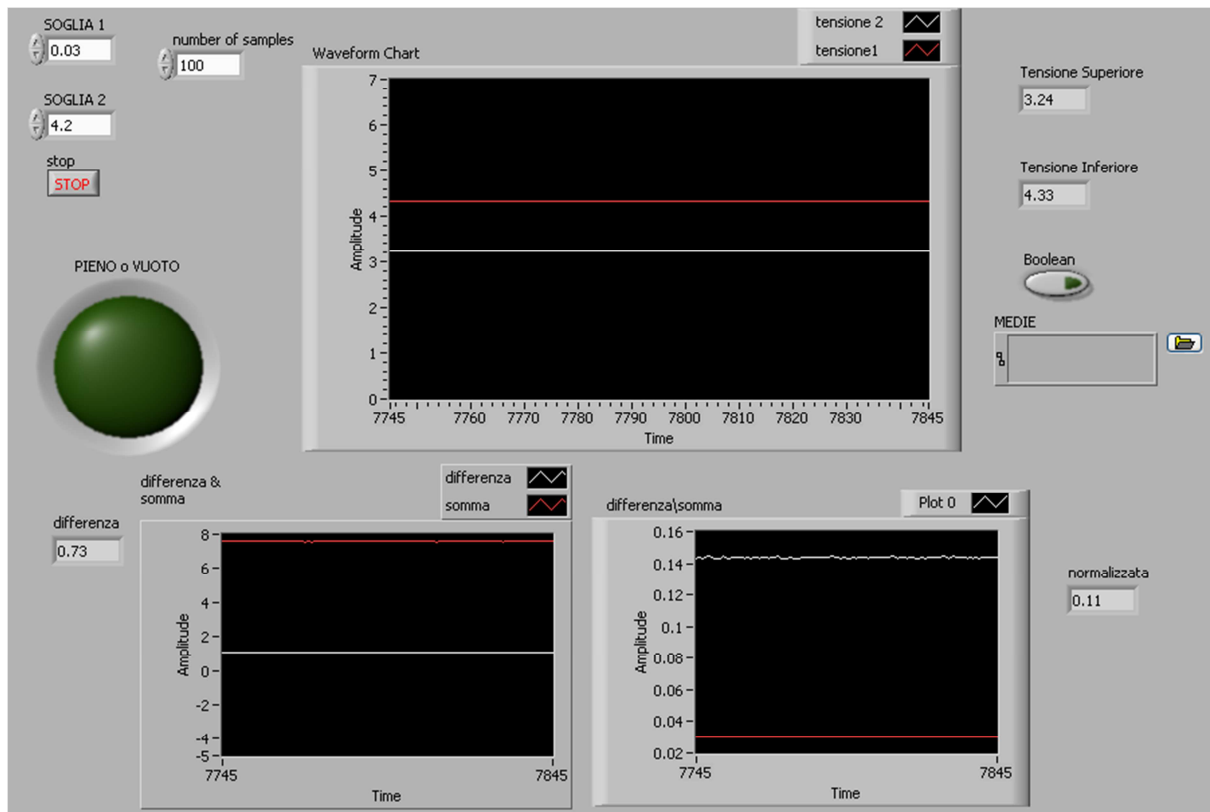


Figura 6.7 – Schermata utente LabVIEW corrispondente ad un livello di liquido di circa 2 cm

TEST DELLO STRUMENTO

In fase di prova, il misuratore di livello è stato sottoposto a test di varia natura, simulando le situazioni più comuni che potrebbero verificarsi in un uso quotidiano della fleboclisi.

Il deflussore, collegato al flacone contenente il medicinale, non essendo ancorato all'asta di supporto della flebo, è soggetto ad oscillazioni, che spostano in maniera imprevedibile il pelo dell'acqua contenuta nella camera di gocciolamento.

Per esaminare la reiezione ai disturbi dello strumento si è proceduti con il primo test, che consiste, partendo da un riempimento della camera di 1.7 cm, nell'inclinare la provetta di 30° verso il lato dove è posizionato il LED. In questa condizione lo strumento segnala un livello di 2.2 cm, fornendo un errore alla misura pari a $\epsilon = |0.5|$ cm.

In seguito, con la stessa angolazione e con la medesima quantità di liquido, si è inclinata la provetta dalla parte opposta (corrispondente al lato dei fotodiodi), misurando un'altezza di 1.44 cm, commettendo un errore di $\epsilon = |0.26|$ cm.

Infine, si è svolta la stessa prova reclinando il deflussore di 30°, ottenendo una misura dell'altezza pari a 1.57 cm, con un errore di $\epsilon = |0.13|$ cm.

CONCLUSIONI

Il prototipo di strumento realizzato soddisfa pienamente le specifiche di economicità, robustezza e minimo dispendio di potenza, fornendo un'attendibile stima dell'altezza del liquido all'interno del deflussore.

Lo strumento presenta, pertanto, le seguenti caratteristiche:

- Risoluzione di 1mm
- Errore massimo, in caso di buona verticalità, inferiore ai 2 mm

Errore massimo, in caso di inclinazione di 30°, inferiore ai 5 mm

MISURATORE VOLUMETRICO:

note generali

Validato il prototipo del misuratore di livello, per completare la progettazione della sonda finale, si è proceduto alla realizzazione dell'apparato di misura dedicato alla stima del volume di liquido infuso al paziente.

Lo studio relativo alla stima del volume di un generico liquido è stato già affrontato in diversi elaborati, dando origine a soluzioni alternative.

Storicamente la prima soluzione prevedeva di effettuare la stima attraverso il conteggio del numero di gocce il cui volume è ritenuto costante e noto a priori, operando cioè una *misura statica*. Tale approccio prevede una iniziale campagna di misure del numero di gocce che, rapportato al volume totale di liquido iniziale, consente di stimare il volume medio delle singole gocce (rapporto tra volume totale e numero gocce). Questo metodo di misura, benché molto semplice dal punto di vista sia concettuale che realizzativo (basterebbe in teoria un LED, un fotodiodo e un microcontrollore), presenta un'evidente imperfezione: il volume della goccia non è affatto costante. Esso infatti, oltre ad essere dipendente dalla dimensione dell'ugello di formazione della goccia, è in funzione della temperatura e umidità atmosferica, della tensione superficiale del liquido, e di altri fattori.

Un diverso approccio alla misura consiste nel rilevare il passaggio della goccia attraverso una fotografia su sfondo luminoso. Sfruttando quindi il contrasto dell'immagine, attraverso il conteggio dei pixel corrispondenti ad ogni sezione infinitesima della goccia e con l'ausilio di un'elaborazione software delle immagini, si riesce a risalire al volume della goccia in caduta. Lo svantaggio principale di questa tecnica, però, risiede nell'impiego di fotocamere con tempi di acquisizione molto brevi, nell'ordine dei *ms* e quindi molto costose, senza poi contare della complessità dell'elettronica di acquisizione ed elaborazione.

È per questo che, in un altro elaborato, si è pensato di sfruttare lo stesso principio di funzionamento precedentemente accennato, sostituendo la fotocamera con un CCD lineare. Si genera, quindi, una sottile lama di luce che andando ad intercettare istante per istante la goccia,

consente, per diffusione, di proiettare sul CCD un'immagine spazialmente proporzionale al profilo della goccia stessa. L'utilizzo del CCD, però, rimane limitante nella sua gestione e nel tenere bassi i costi.

Considerando il costo limitato che deve caratterizzare la sonda finale e sulla base dei risultati e delle considerazioni scaturite nei precedenti elaborati, si è cercato, fin dalle prime fasi di studio, di semplificare il più possibile la progettazione dello strumento, partendo da un approccio fisico alla misura quanto più elementare possibile, con lo scopo di ottenere uno strumento sì a basso costo, ma nel contempo robusto e affidabile.

Questo ha portato alla realizzazione di un apparato sperimentale basato sul semplice fatto che, una volta predisposti una sorgente luminosa ed un circuito di rivelazione, la potenza letta dal secondo risulta inversamente proporzionale alla quantità di materia che interferisce con il fascio luminoso.

La progettazione del prototipo, quindi, si rifà sugli stessi presupposti teorici del misuratore di livello, ossia sui fenomeni di riflessione, rifrazione e scattering causati dall'interazione della luce con la soluzione fisiologica.

Nel caso in esame il fenomeno prevalente risulta essere quello di rifrazione rispetto a quello di riflessione e scattering, considerando che la soluzione fisiologica è generalmente trasparente.

L'architettura della sonda, simile al misuratore di livello, prevede dunque una parte circuitale di generazione del fascio luminoso, in particolare un Laser a semiconduttore con a monte un circuito di pilotaggio ad esso dedicato ed un circuito di rivelazione della variazione di intensità luminosa, provocata dal passaggio del liquido sotto forma di gocce. Tra la parte di generazione del fascio e quella di fotorilevazione vi è posto un gruppo ottico, cioè un sistema di lenti necessario a rendere il fascio stesso utilizzabile per la nostra applicazione. Infine, a valle del sistema, è prevista una parte dedicata all'elaborazione dei dati provenienti dai segnali acquisiti e che consente di portare a termine la stima del volume.

Lo schema a blocchi dell'apparato di misura è di seguito rappresentato in figura1.

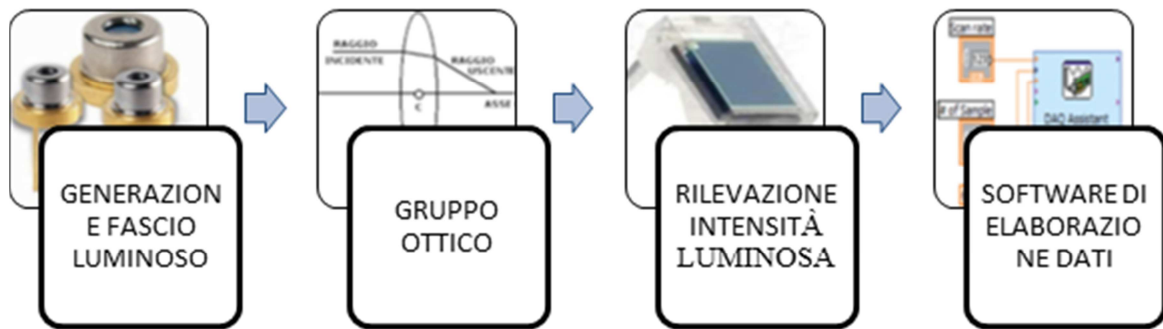


Figura 1 – Schema a blocchi del misuratore volumetrico

L'idea di fondo alla base della stima del volume è quella di rilevare la variazione di intensità luminosa, a seguito del passaggio del liquido sotto forma di gocce, legandola in qualche modo al volume della goccia stessa.

Intercettando con un fascio luminoso infinitesime porzioni della goccia, supposto che essa goda di simmetria cilindrica, è possibile approssimarla ad una somma di cilindretti, teoricamente continua, come illustrato in figura 9.1.

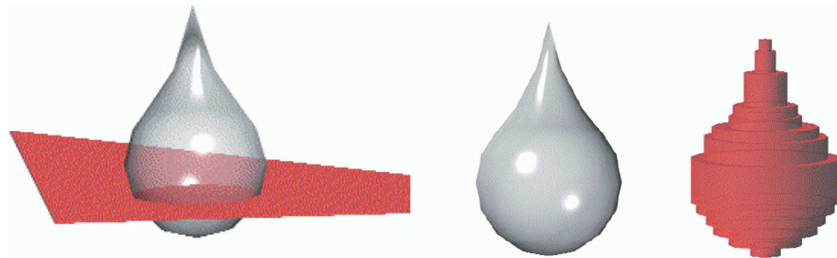


Figura 9.1 – Approssimazione della goccia come somma discreta di cilindretti

A seguito del passaggio della goccia attraverso il fascio luminoso, a valle del circuito di fotorilevazione, ci si attende un segnale di tensione con andamento simile a quello mostrato in figura 9.2.

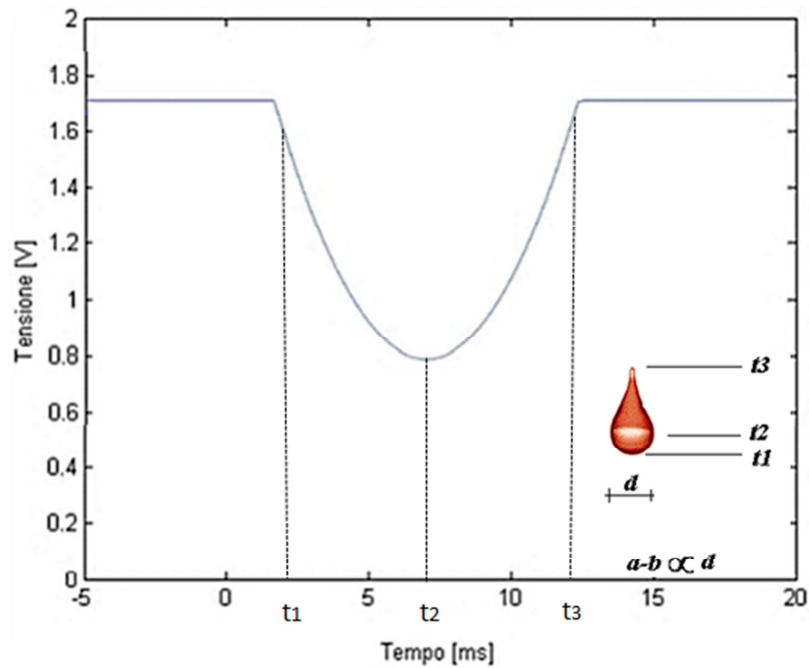


Figura 9.2 – Segnale di tensione atteso a fronte del passaggio di una goccia attraverso il fascio luminoso

Concentrando ora l'attenzione sul singolo cilindretto, ai fini del calcolo del suo volume, è possibile rilevare la variazione di intensità luminosa e stimarne il raggio.

Partendo dal campionamento del segnale analogico mostrato in figura 9.2, si susseguono una serie di elaborazioni per il calcolo del raggio puntuale della goccia. Definito V il vettore delle tensioni campionate, si calcola prima di tutto il vettore normalizzato:

$$V_n = \frac{V}{\max(V)}$$

rappresentato graficamente in figura 9.3.

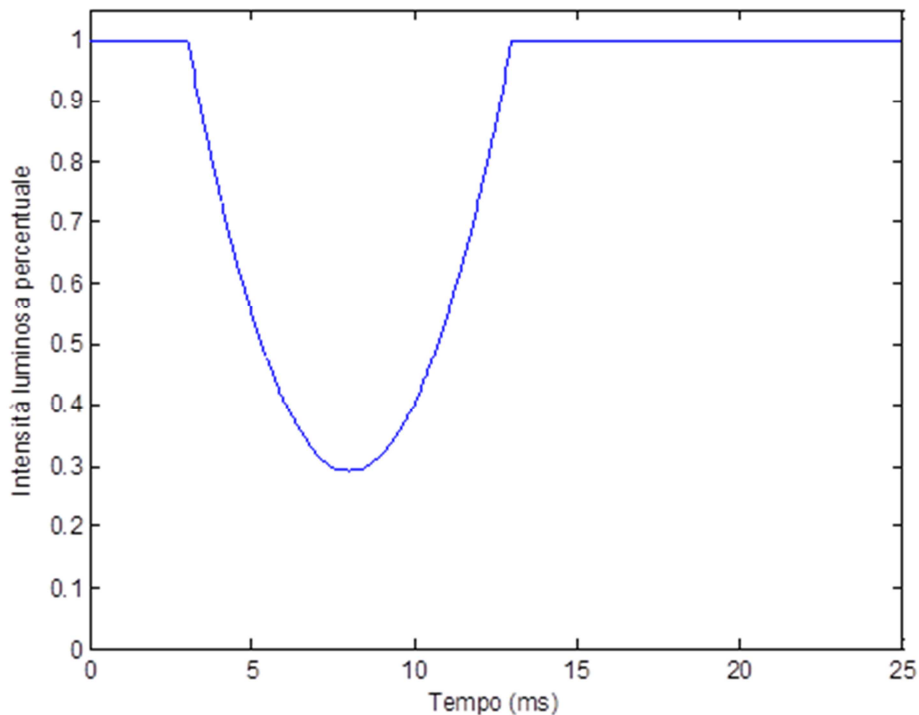


Figura 9.3 – Segnale normalizzato rispetto al massimo

Considerando l'*i*-esimo campione del vettore V_n , si ottiene il raggio della base dell'*i*-esimo cilindretto di cocchia calcolando

$$r[i] = f(V_n[i])$$

dove $r[i]$ è un'opportuna funzione in grado di calcolare il raggio in funzione del valore normalizzato della tensione. Noto il raggio si ottiene immediatamente l'area di base dell'*i*-esimo cilindretto.

Per portare a termine la stima del volume dell'*i*-esimo cilindretto è necessario stimare la sua altezza. Utilizzando quindi, un'ulteriore barriera luminosa, è possibile valutare il tempo di volo della singola goccia e la relativa velocità di caduta risalendo all'altezza del cilindretto e quindi del suo volume.

$$Vol[i] = \pi r[i]^2 h$$

Per il calcolo del volume complessivo della goccia, non potendo realizzare un sistema in grado di integrare in senso stretto, si è scelto di effettuare una somma cumulativa di termini discreti corrispondenti al volume dei singoli cilindretti di goccia, ottenendo quindi che:

$$Vol = \sum_1^n Vol[i]$$

GENERAZIONE DEL FASCIO LUMINOSO: la sorgente

La scelta di una buona sorgente luminosa, insieme ad un adeguato sistema ottico, è fondamentale per ottenere un fascio luminoso congeniale al sistema di misura che si vuole realizzare.

In questo capitolo si descrivono le caratteristiche che deve assumere il fascio luminoso in base alle quali, poi, si è scelta la sorgente luminosa. Segue, l'analisi del circuito che realizza il pilotaggio della sorgente con il suo relativo stadio di potenza.

CARATTERISTICHE DEL FASCIO LUMINOSO

Il fascio luminoso deve poter intercettare piccole porzioni di goccia che, dall'ugello del deflussore, cadono all'interno della camera di gocciolamento. Esso, quindi, deve essere particolarmente sottile (dovrebbe assomigliare, idealmente, ad una lama di luce in grado di sezionare la goccia in caduta per gravità). Inoltre, l'emissione di potenza deve essere idealmente costante nel piano in modo da rendere la stima del volume quanto più insensibile ad un gocciolamento non al centro del fascio stesso.

Pertanto, mentre sulla prima proprietà del fascio si può agire otticamente, il secondo aspetto, cioè sull'uniformità di emissione, dipende prevalentemente dalla sorgente scelta.

Ad ogni modo, la realizzazione nella realtà di un fascio luminoso quanto più vicino alle caratteristiche appena descritte, riveste un ruolo di primaria importanza per garantire la prototipazione di uno strumento robusto rispetto alle variazioni dei singoli componenti sia strutturali che elettronici ed in grado di fornire una misura quanto più accurata possibile.

SCELTA DELLA SORGENTE LUMINOSA

In base alle considerazioni fatte nel paragrafo precedente, la sorgente deve innanzitutto essere di tipo unidirezionale, fornendo un'emissione di potenza idealmente costante nel piano e con ampio angolo di divergenza orizzontale. Con l'intento poi, di ridurre il più possibile il rumore dovuto alla luce proveniente da altre fonti esterne dallo strumento, bisogna che essa abbia un ridotto spettro di emissione.

Inoltre, si deve porre particolare attenzione alla compatibilità di tutti i componenti elettronici, e quindi anche della sorgente luminosa, con la tensione di alimentazione comune a tutti i circuiti elettronici e al microcontrollore, ricordando che la sonda finale sarà alimentata a batteria.

Infine considerando gli aspetti puramente realizzativi del prototipo, essendo quest'ultimo molto compatto, è necessario che la sorgente sia di dimensioni ridotte.

Analizzati tutti questi aspetti, la scelta si riduce tra due tipologie di sorgenti luminose: i dispositivi LED e quelli Laser.

Prendendo in esame le considerazioni scaturite dai precedenti elaborati e tenendo conto del fatto che la sorgente deve poter fornire un fascio luminoso ad ampio angolo di divergenza orizzontale, garantendo contemporaneamente un'elevata luminosità a fronte di un basso consumo di corrente, la scelta si è diretta verso un dispositivo laser.

Il Laser scelto per il sistema di misura, quindi, è il modello APC Laser Diode ADL-65075TA2 prodotto da Arima Lasers. Il dispositivo è un diodo laser a semiconduttore con lunghezza d'onda dominante nel rosso (650nm) e sprovvisto di lente di collimazione.

All'interno del package, come mostrato in figura 10.1, è presente un circuito integrato di regolazione della corrente di alimentazione del dispositivo. Questo circuito, provvisto di un anello di retroazione comandato dalla corrente di un fotodiodo di monitor, garantisce una potenza ottica in uscita costante, prevenendo l'invecchiamento del diodo laser ed eventuali variazioni di temperatura.

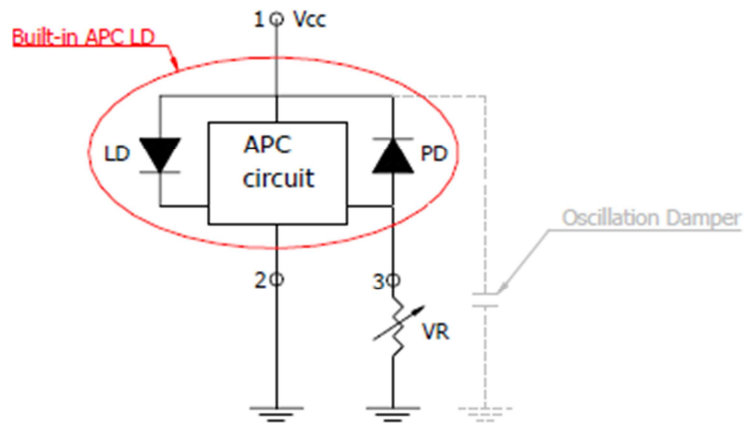


Figura 10.1 – Configurazione circuitale del laser e del circuito di protezione

Il circuito di regolazione richiede una tensione di alimentazione pari a 3V e prevede l'utilizzo di una resistenza variabile e di una capacità esterna. Per la nostra applicazione è stato scelto una resistenza pari a 5,6 K Ω e capacità di 150nF.

Si noti che la scelta di una sorgente luminosa sul rosso, benché più soggetta al fenomeno di scattering, grazie alla trasparenza della quasi totalità delle soluzioni fisiologiche, fa sì che nella nostra applicazione il fenomeno prevalente rimanga comunque quello della rifrazione.

La scelta di questa sorgente luminosa, dunque, risulta valida per la rivelazione del diametro puntale della goccia.

Alla fine di questo capitolo si descrive brevemente il principio di funzionamento di un generico dispositivo Laser.

CIRCUITO DI PILOTAGGIO

La scelta del circuito di pilotaggio, posto a monte dello stadio di potenza che alimenta il Laser, è caratterizzata dalle stesse considerazioni scaturite durante lo studio del misuratore di livello.

Anche in questo caso, pertanto, si preferisce un regime impulsato ad un regime continuo, sia per ragioni di basso consumo (come specificato nella trattazione del misuratore di livello), che per consentire il disaccoppiamento della luce utile al sistema di misura dalle interferenti luminose esterne allo strumento.

Il circuito di pilotaggio consiste quindi in un Timer NE555, configurato come multivibratore astabile in grado di fornire in uscita un'onda quadra a frequenza e duty cycle voluti.

La scelta della frequenza dell'onda quadra e quindi del valore di T è al centro di importanti questioni. Prima di tutto, essa deve risultare sufficientemente elevata da poter scandire correttamente il diametro della goccia che, a pochi centimetri di caduta, attraversa la lama di luce in pochi millisecondi. Allo stesso tempo, come detto, deve favorire il disaccoppiamento della luce utile da quella non voluta. Per quanto riguarda quest'ultimo aspetto si è visto che è sufficiente un segnale d'onda quadra di frequenza molto maggiore di 100Hz, pari cioè al doppio della frequenza di alimentazione di rete.

Considerando il T_{ON} dell'onda quadra, esso deve avere un valore sufficiente per garantire il corretto funzionamento del circuito integrato di regolazione del Laser che richiede un tempo minimo di accensione.

Alla luce di queste considerazioni si è deciso di pilotare la sorgente con una frequenza di circa 20 kHz ($T \approx 50 \mu s$) e duty cycle pari a circa il 7% ($T_{on} \approx 3.5 \mu s$).

Infine si ricorda che, come per il misuratore di livello, ci si è avvalsi del multivibratore astabile solo nelle fasi di realizzazione e test del prototipo. Una volta validato, lo strumento verrà alloggiato all'interno del *case* della sonda finale sprovvisto del circuito di pilotaggio perché rimpiazzato dal microcontrollore, che opportunatamente programmato, fornirà il segnale PWM desiderato.

STADIO DI POTENZA

Lo stadio di potenza, indicato in figura 10.2, riceve in ingresso il segnale prodotto dall'astabile e comanda l'accensione del Laser attraverso un transistor bipolare operante come interruttore.

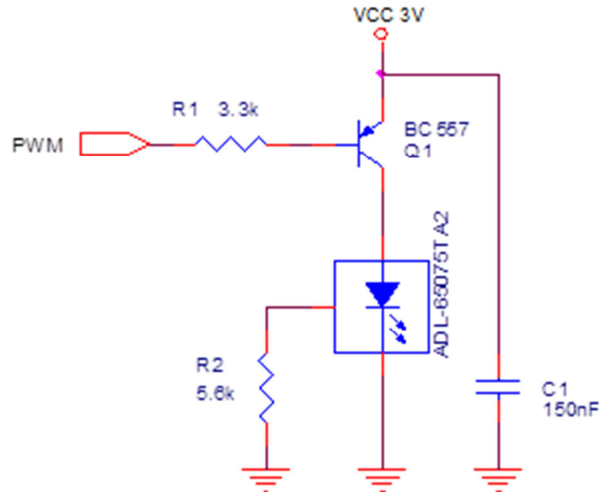


Figura 10.2 – Configurazione circuitale dello stadio di potenza

Il transistor scelto per questo stadio è il bipolare di tipo pnp BC557 e risulta evidente che la sua accensione avviene quando sulla sua base è presente il livello basso del segnale.

Desiderando che l'accensione del Laser abbia un duty cycle circa del 7%, è necessario che l'uscita dell'astabile produca un'onda quadra con duty cycle pari al 93%, risultando quindi che:

$$D = \frac{T_{on|laser}}{T} = \frac{T_{off|NE555}}{T}$$

Facendo riferimento alla configurazione circuitale dell'astabile descritto nella trattazione del misuratore di livello, per generare un segnale PWM a frequenza pari a 20kHz e duty cycle del 93% circa, i componenti esterni all'NE555 utilizzati hanno i seguenti valori:

$$R_A = 560K\Omega$$

$$R_B = 100K\Omega$$

$$C_1 = 68 pF$$

Sperimentalmente si ottiene una frequenza di lavoro di 19.2 kHz ed un duty cycle di circa 7.7%, corrispondenti ad un $T_{on} = 48\mu s$ e $T_{off} = 4\mu s$, sufficienti a garantire la corretta accensione del Laser.

DISPOSITIVI LASER

I laser (Light Amplification by the Stimulated of Radiation) sono dispositivi in grado di emettere un fascio di luce monocromatica, coerente e con distribuzione gaussiana.

Questi dispositivi devono il loro funzionamento di emissione al fenomeno di emissione stimolata, figura 10.3.

In un emissione stimolata, un generico fotone incidente su un materiale semiconduttore provoca la transizione di un elettrone da un livello energetico più alto E_2 ad un livello energetico più basso E_1 , provocando l'emissione di un fotone. Quest'ultimo risulta in fase con il fotone incidente, avente cioè, la stessa direzione, polarizzazione ed energia.

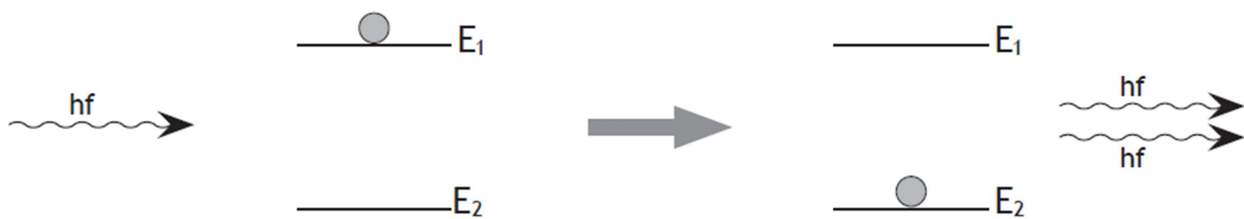


Figura 10.3 – Fenomeno di emissione stimolata in un semiconduttore

L'emissione stimolata, quindi, è la base per ottenere un'amplificazione di fotoni. Affinché si verifichi tale fenomeno bisogna però che, sia il fotone incidente che quello generato, non vengano assorbiti da elettroni presenti a livello energetico E_1 . Per garantire che questo accada è necessario che ci siano più atomi ad energia E_2 rispetto a quelli presenti in E_1 , tale condizione energetica è definita "inversione di popolazione", raggiungibile solamente con più di due livelli energetici.

È evidente infatti che con solo due livelli energetici, in uno stato stazionario, un flusso di fotoni incidenti può causare con uguale probabilità tante eccitazioni verso l'alto quante emissioni stimolate verso il basso.

La famiglia dei laser a semiconduttori consiste in una semplice giunzione $p-n$ realizzata con un materiale a bandgap diretto, polarizzata direttamente.

In questa tipologia di laser, per ottenere l'inversione di popolazione, come illustrato in figura 10.4, occorre drogare fortemente la giunzione in modo da separare sufficientemente i quasi-livelli di Fermi di elettroni e lacune, portandoli rispettivamente in banda di conduzione e di valenza. Così facendo, polarizzando direttamente la giunzione, in corrispondenza del depletion-layer e su

distanze circa pari alla lunghezza di diffusione dei portatori nelle zone quasi-neutre si ottiene l'inversione di popolazione e quindi l'azione laser. In altre parole, c'è inversione di popolazione tra l'energia vicino E_c e quella vicino E_v intorno alla giunzione. Un fotone incidente, quindi, con energia più grande di E_g ma minore di $E_{Fn} - E_{Fp}$ genera prevalentemente emissione stimolata.

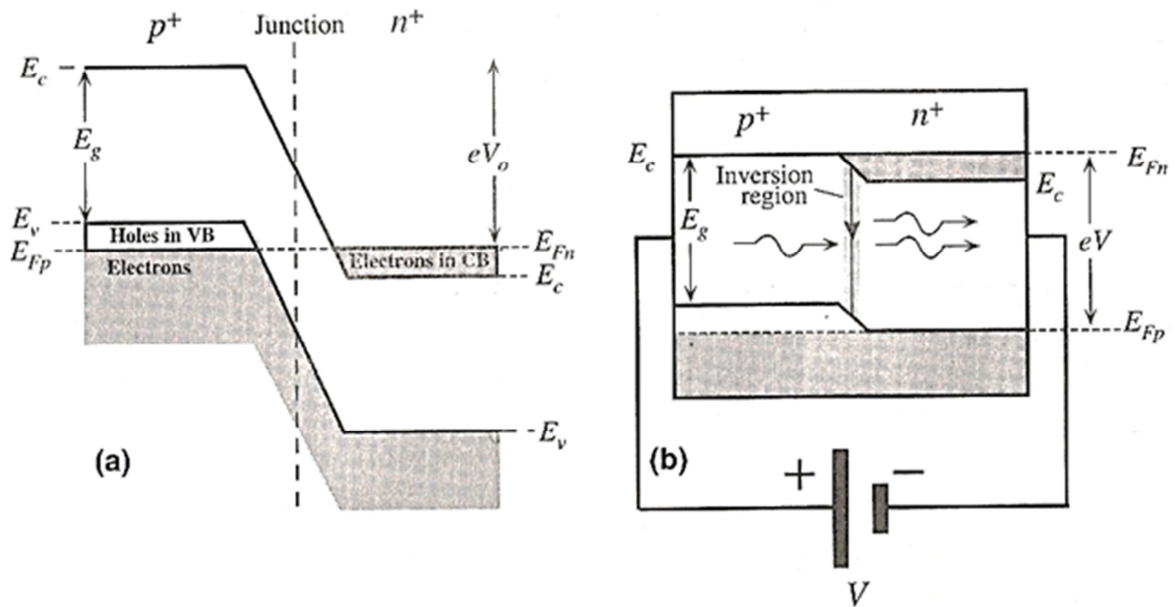


Figura 10.4 – Diagramma a bande di un giunzione pn fortemente drogata, in assenza di polarizzazione (a), Diagramma a bande della giunzione in presenza di una polarizzazione diretta, sufficiente a causare l'inversione di popolazione e quindi l'emissione stimolata (b)

GENERAZIONE FASCIO LUMINOSO: sistema ottico

Il fascio luminoso generato dal Laser, deve essere trattato da un opportuno sistema ottico per poter essere utilizzabile ai fini della misura.

È bene ricordare, infatti, che al sistema di misura occorre un fascio luminoso ad emissione di potenza quanto più possibile costante nel piano e sufficientemente sottile da costituire una lama di luce in grado di intercettare piccole porzioni di goccia. Mentre il primo aspetto è legato alla scelta della sorgente, il secondo richiede l'utilizzo di un sistema ottico specifico.

In questo capitolo si illustrano brevemente le varie configurazioni ottiche utilizzate nei precedenti elaborati per poi descrivere quella effettivamente adottata per il prototipo finale.

PRECEDENTI CONFIGURAZIONI OTTICHE

Nel corso dei precedenti elaborati, lo sviluppo del sistema di misura ha portato a varie soluzioni ottiche con l'intento di ottenere un fascio che si avvicinasse sempre più alle caratteristiche volute. In tutte le configurazioni ottiche realizzate, il sistema di misura base prevede sempre un Laser senza lente di collimazione come sorgente luminosa e l'utilizzo di fotodiodi nel circuito di fotorilevazione.

La prima configurazione ottica prevedeva l'utilizzo di una fenditura di circa 3 mm di spessore posta ad una opportuna distanza dal laser (circa 10 mm), seguita in successione da una prima lente cilindrica, il cui scopo è quello di aumentare lo spessore del fascio, e una seconda lente cilindrica il cui compito è quello di restringerlo lateralmente adattandolo alla larghezza dei fotodiodi. Tra la fenditura e la prima lente è fissato il punto di gocciolamento.

Il sistema così fatto, nonostante abbia fornito dei buoni risultati generali, in fase realizzativa della struttura meccanica si è rivelato particolarmente problematico nel garantire in maniera estremamente precisa l'allineamento dei tre elementi ottici utilizzati. Occorre, prima di tutto,

assicurare che la sorgente luminosa e la fenditura abbiano il medesimo asse orizzontale, questo per evitare che la potenza ottica disponibile (considerando il profilo dell'intensità luminosa di tipo gaussiano) non si disperda sulla fenditura stessa. Inoltre si deve garantire che le due lenti impiegate nel sistema siano in asse con il fascio luminoso.

La conseguenza di quanto detto è stato quello di ottenere un segnale analogico in uscita dal circuito di fotorilevazione che presenta un anomalo picco, denominato *bump*, nella parte più bassa del segnale di tensione, come mostrato in figura 11.1.

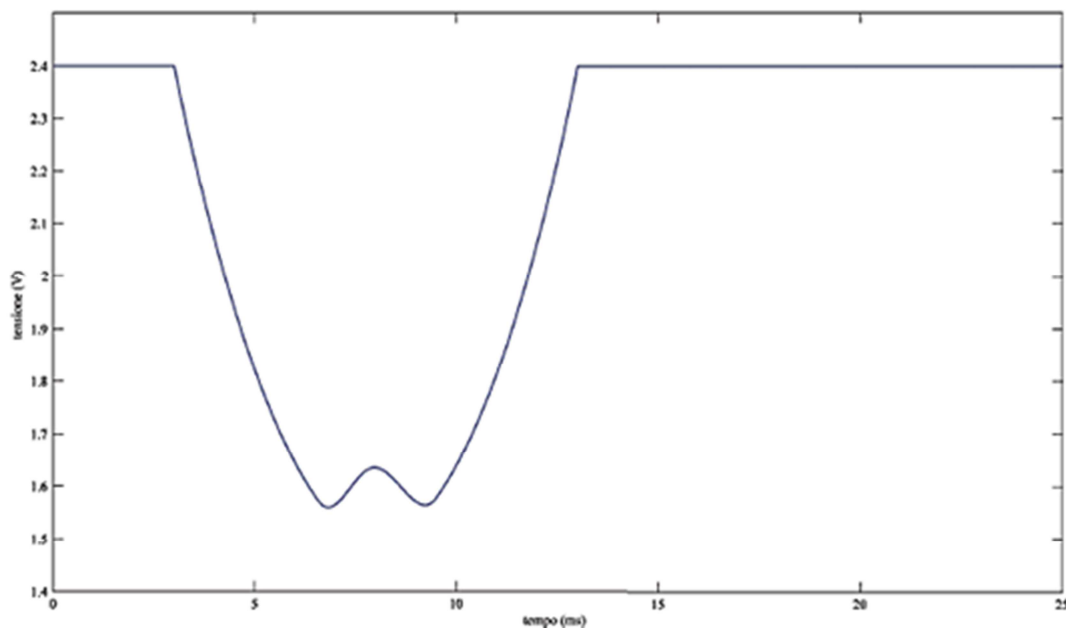


Figura 11.1 – Segnale di tensione rilevato dal precedente prototipo

Fisicamente, il picco che si viene a creare al centro della goccia, dove idealmente dovrebbe esserci il minimo assoluto, è imputabile ad uno scattering non ottimale che subisce la lama di luce in corrispondenza del diametro massimo della goccia, venendo così in parte trasmessa ai fotodiodi. La presenza di questo *bump*, ovviamente, degrada le prestazioni dell'intero sistema di misura e pertanto va eliminato.

Con lo scopo di migliorare la qualità del fascio luminoso in funzione degli errori di posizionamento dei componenti ottici, è stata avanzata una diversa soluzione. Questa evita l'utilizzo di una fenditura, il cui posizionamento è risultato critico nella precedente configurazione e fa uso di tre lenti cilindriche, come illustrato in figura 11.2.

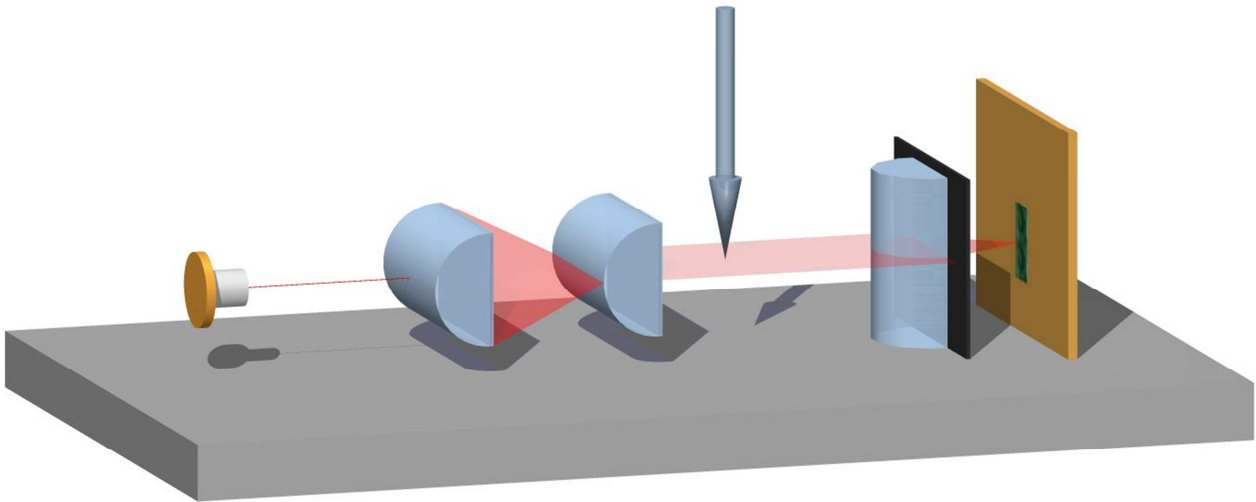


Figura 11.2 – Seconda configurazione ottica proposta

Come si può notare, in questa seconda configurazione, la prima lente colpita dal fascio laser crea sul piano focale una distribuzione luminosa pari ad una linea, consentendo di rendere il fascio stesso indipendente dal posizionamento della sorgente. La seconda lente, invece, posta esattamente sul piano focale della prima, ha il compito di generare un sottile fascio luminoso, simile ad una lama di luce, che va ad intercettare la goccia in caduta. Occorre infine una terza lente in grado di restringere lateralmente il fascio adattandolo alle dimensioni dei fotodiodi posti a valle del sistema ottico.

Tale sistema è risultato migliore del primo ma comunque affetto dalle stesse problematiche che generano effetti indesiderati, come il *bump*.

CONFIGURAZIONE OTTICA IMPLEMENTATA

Dalle considerazioni scaturite nelle precedenti configurazioni sembra evidente che per garantire un sistema di misura stabile e robusto, minimamente sensibile al collocamento dei componenti ottici, occorre ridurre al minimo il numero di elementi ottici da utilizzare.

È stato necessario, quindi, studiare un nuovo sistema ottico con caratteristiche differenti dai precedenti. La configurazione ottica effettivamente adottata, illustrata in figura 11.3, prevede, in

corrispondenza del punto di gocciolamento, la presenza di un fascio spesso simile ad un “*tubo di luce*” e non più un fascio luminoso sottile come nelle precedenti configurazioni.

Il fascio luminoso sarà quindi ridotto in corrispondenza dei fotodiodi, oscurando parte della loro superficie sensibile con una barriera meccanica.

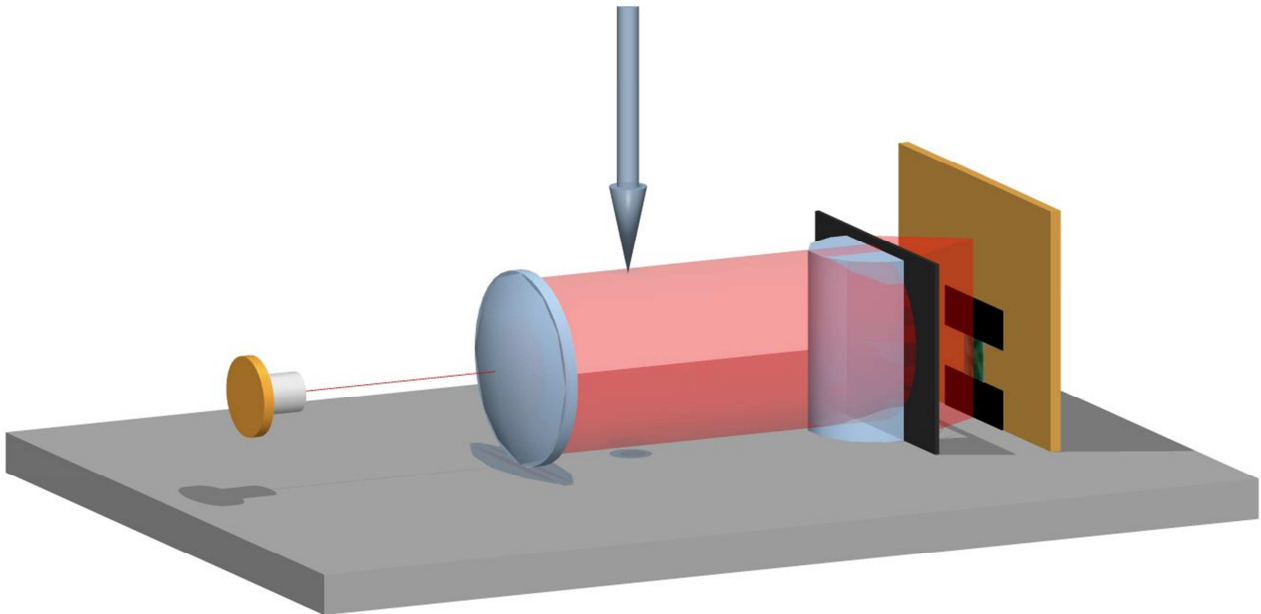


Figura 11.3 – Configurazione ottica realizzata

Si noti l’utilizzo di sole due lenti: una biconvessa di diametro pari a 25 mm ed una piano convessa di diametro di 15 mm. La prima lente, posta alla distanza focale dalla sorgente (circa 4 cm), ha il compito di generare un fascio di luce a forma cilindrica, mentre la seconda lente ha il solito ruolo di restringere lateralmente il fascio, focalizzandolo in una linea verticale lungo la quale vengono posizionati i due fotodiodi. Il Laser, sprovvisto della lente di collimazione, è collocato in modo tale da proiettare il suo fascio ellittico divergente con il raggio minore orientato perpendicolare al piano ottico.

Sebbene il fascio luminoso proveniente dalla lente biconvessa è più ampio della lente cilindrica nella dimensione orizzontale, la parte eccedente del fascio è bloccata dalla struttura del *case* della sonda finale, come si avrà modo di vedere nei capitoli successivi.

Infine, come accennato, si riduce l’area sensibile dei fotodiodi che da 7.5 mm^2 passa a circa 2.5 mm^2 , applicando del semplice nastro isolante.

Con questa configurazione ottica Il segnale analogico ottenuto a valle del circuito di fotorilevazione, mostrato in figura 11.4, è privo del *bump*, validando la configurazione ottica adottata.

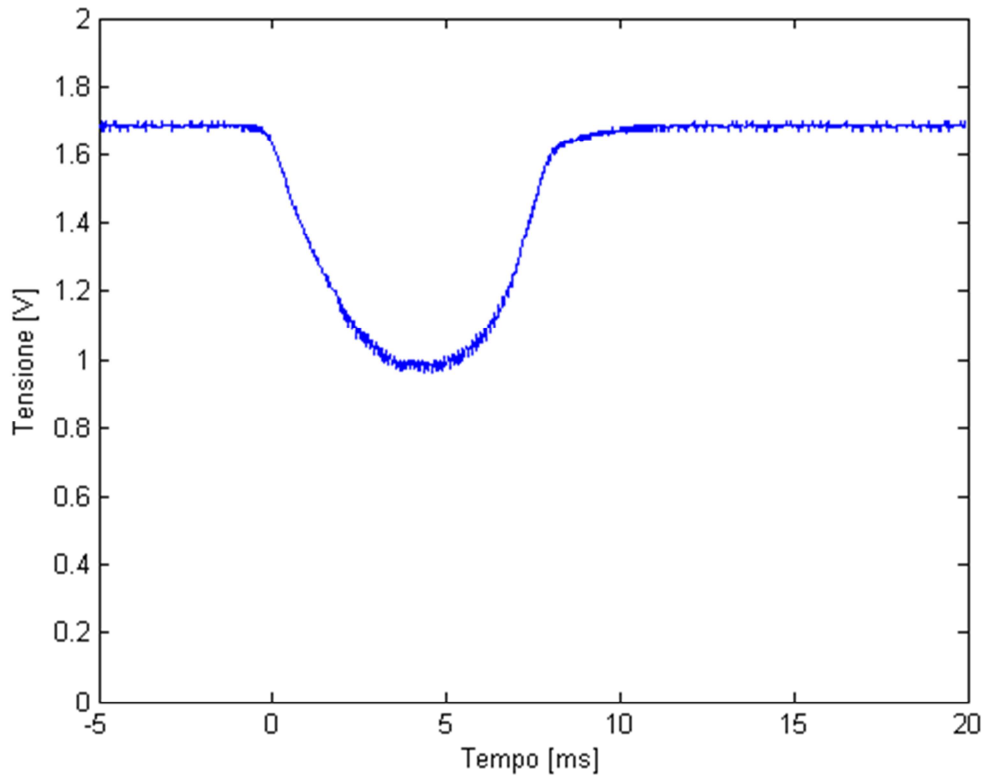


Figura 11.4 – Segnale di tensione all'uscita del sistema di misura

SISTEMA DI FOTORILEVAZIONE DELLA LUCE

Il sistema di ricezione del fascio luminoso proveniente dal sistema ottico ha il compito di rilevare l'oscuramento prodotto dal passaggio della goccia attraverso il fascio stesso. Esso è sintetizzabile come la cascata di due stadi: il primo dedicato alla rilevazione della luce ed il secondo all'elaborazione del segnale analogico.

Come illustrato in figura 12.1, il primo stadio è realizzato tramite un fotodiiodo in serie ad una resistenza, mentre lo stadio successivo, responsabile della trattazione del segnale, è composto da quattro sotto blocchi. Il primo sotto blocco riguarda il filtraggio passa alto del segnale, necessario ad eliminare le componenti non desiderate, come ad esempio la luce ambiente. L'elaborazione del segnale prosegue con uno stadio amplificante, un allungatore di picco ed un filtro passa basso, per ottenere in uscita un segnale di tensione costante ed inversamente proporzionale al raggio della goccia.

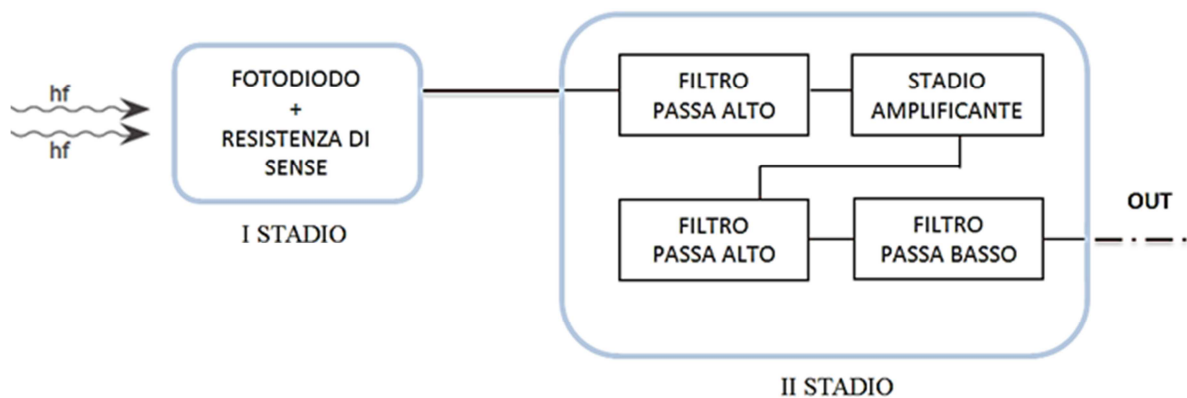


Figura 12.1 – Sistema di rilevazione della luce

STADIO DI FOTORILEVAZIONE

Come accennato nell'introduzione del capitolo, per rilevare il fascio luminoso proveniente dal sistema ottico, è stato utilizzato un fotodiodo di tipo PIN con in serie una resistenza, denominata resistenza di sense, come mostrato in figura 12.2, l'alimentazione è a 3V.

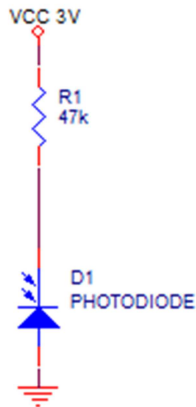


Figura 12.2 – Configurazione circuitale del primo stadio di fotorilevazione

Più precisamente è stato impiegato lo stesso modello di fotodiodo utilizzato nel misuratore di livello, parliamo quindi del BPW34, realizzato in silicio e prodotto dalla Vishay e che presenta una responsività pari a circa 60% alle lunghezze d'onda comprese tra i 600 nm e i 700 nm.

Il funzionamento del circuito è noto: il fotodiodo, polarizzato inversamente, in base alla sua responsività genera una corrente I proporzionale all'intensità del segnale ottico che lo colpisce. Tale corrente, fluendo nella resistenza di sense, genera una tensione anch'essa proporzionale all'intensità luminosa.

Il valore della tensione ai capi della resistenza di sense diventa, quindi, la variabile da utilizzare per ricavare il raggio della goccia che, in caduta, intercetta il fascio.

Si ricorda che essendo l'area sensibile del fotodiodo eccessiva per le necessità del progetto, si è deciso di oscurare una parte, mediante del nastro isolante nero. Si realizza un'area sensibile pari a circa 2.5 mm^2 .

Infine la resistenza di sense è stata dimensionata in modo tale che, in presenza di massimo segnale luminoso, in assenza di goccia, il valore di tensione all'uscita dell'intero blocco di elaborazione del segnale sia circa a metà dinamica.

Si dimostra sperimentalmente, in funzione della frequenza di lavoro del Laser e delle dimensioni complessive del sistema, che una resistenza di $47 \text{ K}\Omega$ è sufficiente a tale scopo.

FILTRAGGIO PASSA ALTO E STADIO APLIFICANTE

Il segnale di tensione, prima di essere opportunamente elaborato, deve essere filtrato passa alto per eliminare sia i disturbi a bassa frequenza, sia quelli provenienti da altre sorgenti luminose, naturali o artificiali, come già osservato in precedenza.

Successivamente al filtraggio, occorre amplificare il segnale. Facendo riferimento alla figura 12.3, si nota che l'operazione di filtraggio e di amplificazione, viene compiuta dall'amplificatore operativo in configurazione a transimpedenza.

Se si considera il diodo come un generatore ideale di corrente, il cui valore è proporzionale alla quantità di fotoni incidente sul dispositivo, si può facilmente ottenere, nel dominio della Trasformata di Laplace, la seguente funzione di trasferimento del segnale:

$$T(s) = \frac{V_{OUT}(s)}{I_{ph}(s)} = \frac{SC_1R_1R_2}{(1+SC_1R_1)+(1+SC_2R_2)}$$

Si osserva, quindi, che lo stadio amplificante così realizzato, in realtà funge da filtro passa banda con guadagno a media frequenza pari ad R_2 .

Essendo interessanti solamente all'ampiezza dei fronti di salita è possibile dimensionare il filtro con una frequenza caratteristica del primo polo pari a circa 10 Khz e frequenza del secondo polo attorno ai 156 Khz. Nel dimensionamento si è trascurata la capacità parassita del fotodiodo, che, essendo in parallelo a C_1 , sposterà leggermente il polo più a bassa frequenza; i valori di resistenza e capacità sono mostrate nello schematico.

Con i valori scelti, il guadagno a media frequenza dello stadio amplificante risulta essere pari $R_2 = 120 \text{ K}\Omega$ ed è tale da non far saturare l'operazionale. Si noti che valori delle resistenze sono dell'ordine del $\text{K}\Omega$ per ridurre il consumo di corrente.

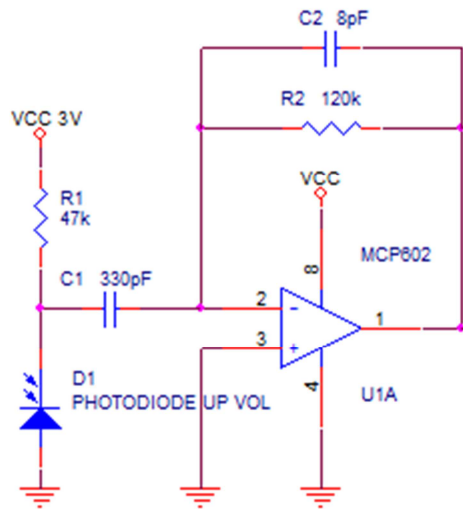


Figura 12.3 – Configurazione circuitale del primo stadio con in cascata lo stadio amplificante

Non essendo richieste particolari prestazioni in termini di banda e tensione di uscita, si utilizza il MCP602 prodotto dalla Microchip, sufficiente per gli scopi del progetto, economico e di facile reperibilità.

In uscita dello stadio amplificante si ottiene un segnale quasi impulsivo la cui ampiezza è legata al raggio puntuale della goccia che attraversa il fascio luminoso, come illustrato in figura 12.4.

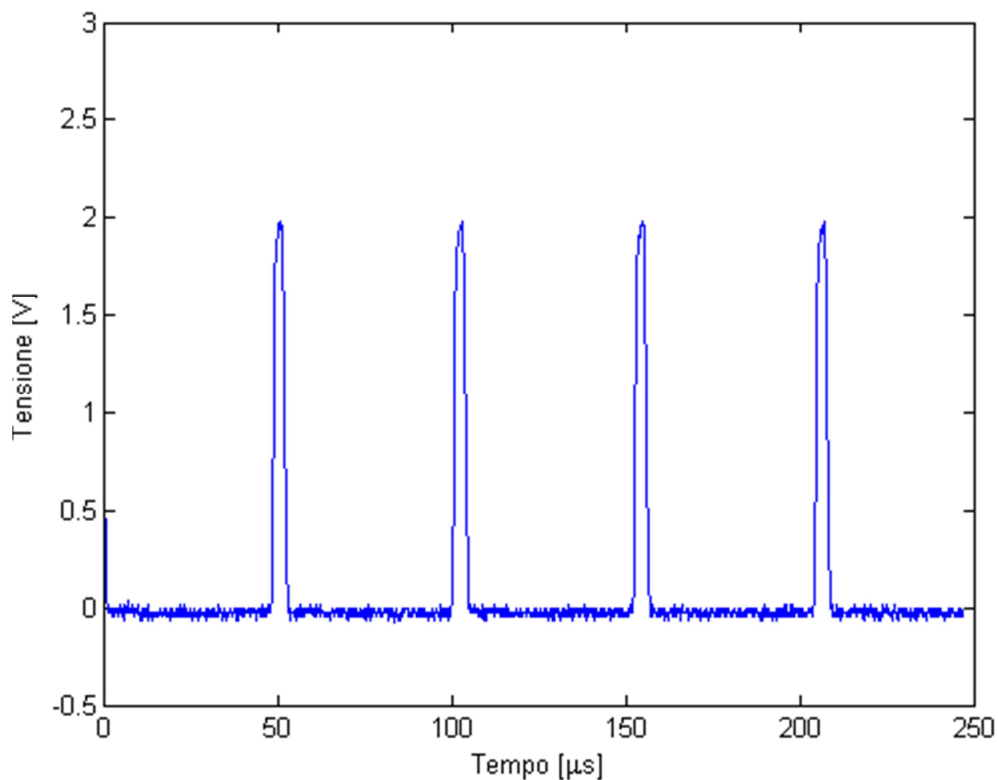


Figura 12.4 – Segnale di tensione all'uscita dell'amplificatore

ALLUNGATORE DI PICCO E FILTRO PASSA BASSO

Per fornire in ingresso alla DAQ un segnale di tensione a livello costante, è necessario porre in cascata allo stadio amplificante un allungatore di picco seguito da un filtro passa basso.

Il primo, formato dal parallelo della resistenza R_3 e della capacità C_3 , ha il compito di livellare i picchi del segnale, come illustrato in figura 12.5 e 12.6.

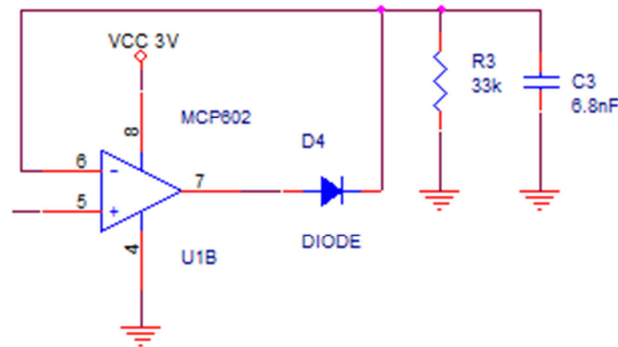


Figura 12.5 - Configurazione circuitale del super diodo seguito dall'allungatore di picco

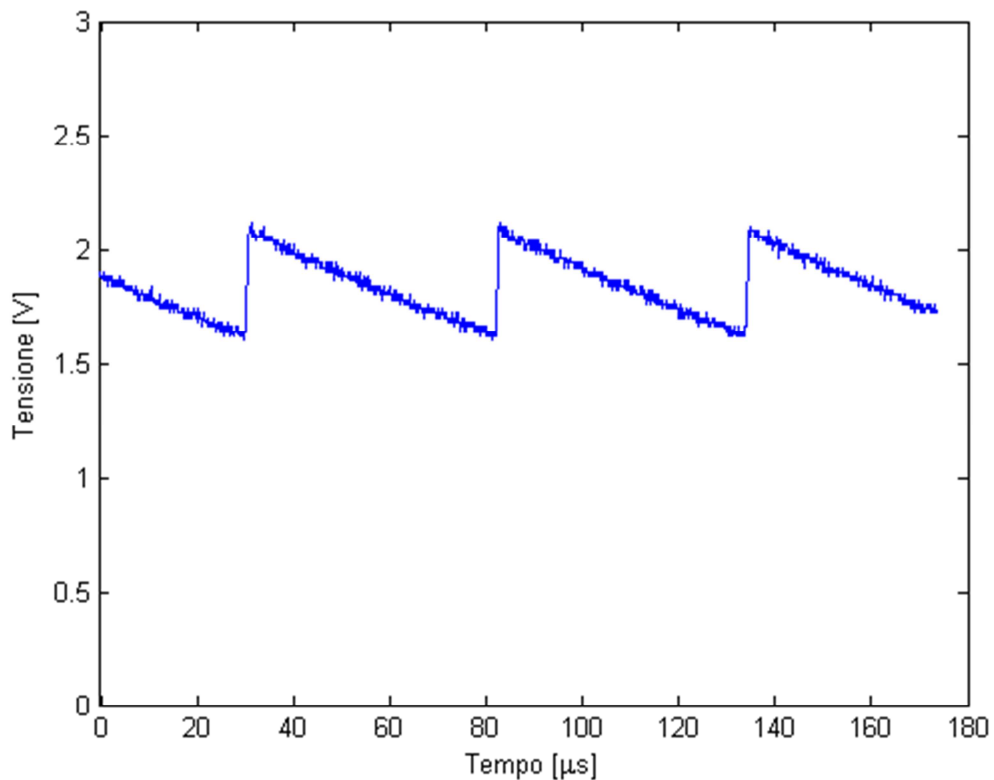


Figura 12.6 – Segnale ai capi dell'allungatore di picco

Come si nota dallo schematico, l'allungatore di picco è preceduto da un raddrizzatore di precisione a singola semionda costituito da un diodo posto nel ramo di retroazione negativa di un amplificatore operazionale. Questa configurazione compensa le caratteristiche non ideali del diodo, consentendo alla sua tensione di soglia di passare dai tipici 0.7 V ai 0 V.

All'arrivo dell'impulso questo circuito, definito superdiodo, carica istantaneamente la capacità C_3 (imponendo, in uscita, la tensione presente sul piedino positivo) salvo disaccoppiare l'operazionale non appena la tensione d'ingresso diminuisce.

I valori di R_3 e C_3 devono essere scelti in modo da generare un tempo di scarica né troppo breve, rendendo il segnale inutile per gli scopi prefissati, né troppo lungo, non consentendo di inseguire le variazioni di ampiezza degli impulsi provenienti dall'uscita dell'amplificatore.

La costante di tempo di scarica di C_3 , molto maggiore di quella di carica, è data da

$$\tau_1 = C_3 R_3$$

Con R_3 di 33 K Ω e C_3 pari a 6.8 nF si ottiene una costante di tempo pari a circa 0.225 ms.

Infine il segnale ai capi del rilevatore di involuppo viene filtrato passa basso tramite un circuito RC , attenuando così il ripple residuo del segnale di uscita. La frequenza di taglio è pari a:

$$f_{LP} = \frac{1}{2\pi R_4 C_4}$$

Desiderando che quest'ultima sia di circa 720 Hz, si dimensionano

$$C_4 = 2.2 \text{ nF}$$

$$R_4 = 100 \text{ K}\Omega$$

Il circuito completo, illustrato in figura 12.7, fornisce in uscita un segnale costante di circa 1.65V, mentre al passaggio della goccia l'uscita assume l'andamento mostrato in figura 12.8.

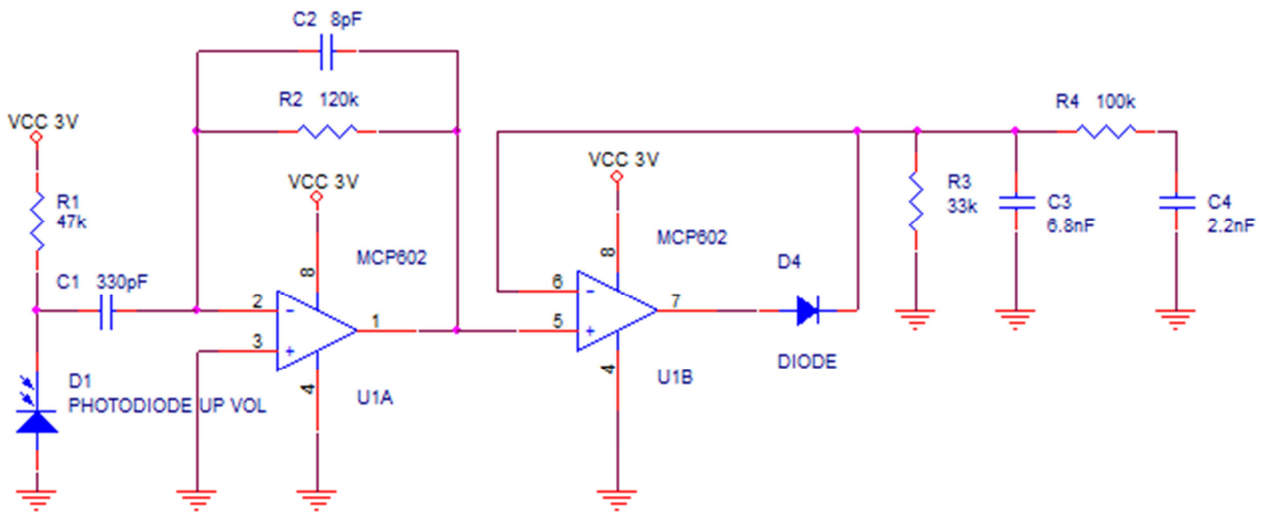


Figura 12.7 – Configurazione circuitale del sistema di rilevazione della luce

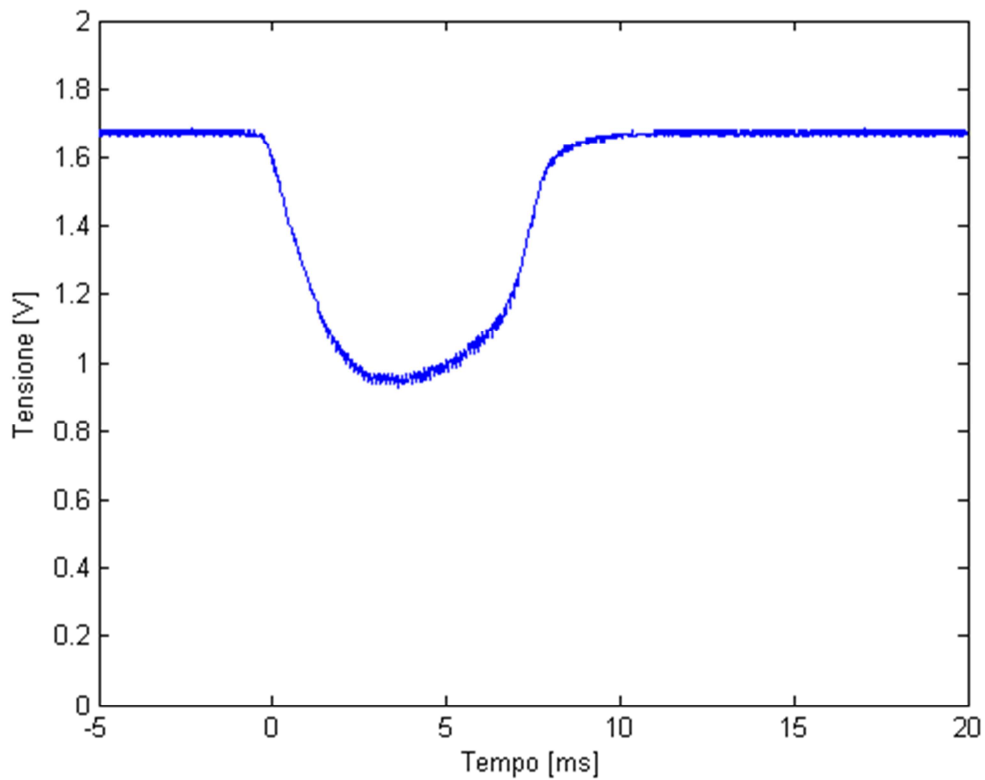


Figura 12.8 – Segnale all'uscita del filtro passa basso al passaggio della goccia

Osservando l'intero circuito di rilevazione, attraverso un'analisi più accurata, si evince che le due capacità C_3 e C_4 sono indipendenti ed interagenti. Utilizzando, quindi, il metodo delle costanti di tempo si può determinare in maniera più precisa la costante di tempo con cui il segnale si scarica, pari a circa 0.5 ms.

Infine, come accennato nei capitoli precedenti, per consentire il calcolo del volume occorre stimare il raggio puntuale della goccia e misurare la sua velocità di caduta. È chiaro che si necessita di un secondo ramo di rilevazione identico al precedente con la sola variazione dei valori di R_2 e C_2 , rispettivamente di 150 K Ω e 6.8 nF. Questa leggera differenza è necessaria per ottenere in uscita dai rami di rilevazione due segnali analogici identici.

La modifica nel dimensionamento apportata nel secondo ramo sposta leggermente il secondo polo più in alta frequenza di circa 10Khz rispetto al polo precedentemente calcolato (oltre ad una amplificazione maggiore).

Si noti che il fatto di ottenere due segnali lievemente differenti è imputabile, probabilmente, al non perfetto matching tra le aree fotosensibili dei due fotodiodi.

Il primo ramo di rilevazione descritto corrisponde al fotodiodo inferiore, mentre il secondo al fotodiodo superiore.

CAPITOLO 13

CARATTERIZZAZIONE DEL LASER

Una volta realizzata la struttura meccanica del prototipo e completata la circuiteria dedicata al fotorilevamento, si procede alla caratterizzazione metrologica dello strumento.

METODO DI CARATTERIZZAZIONE

Per la caratterizzazione del Laser si è deciso di sfruttare la struttura del prototipo che bene si presta a tale scopo. Infatti, grazie alla scelta di pilotare la sorgente luminosa in regime impulsato e avendo a disposizione un sistema di rilevamento ottico in grado di rilevare la sola potenza ottica proveniente dal LASER, non si è sentita la necessità di utilizzare un power meter, ossia uno strumento in grado di rilevare la potenza luminosa incidente su un piano fotosensibile.

Una volta accertato che la sorgente fosse in asse con il sistema di lenti si è proceduto, quindi, alla caratterizzazione del Laser.

La taratura dello strumento consiste nell'utilizzo di oggetti di diametro noto, nello specifico delle punte da trapano, che, posti di volta in volta all'altezza del punto di gocciolamento, ha consentito di misurare, attraverso l'oscilloscopio, la tensione media presente in uscita dal sistema di fotorilevazione. I valori delle tensioni rivelate, in funzione del diametro degli oggetti utilizzati, sono indicati in tabella 13.1:

DIAMETRO [mm]	TENSIONE [V]
0.0	1.640
2	1.380
2.5	1.280
3	1.200
3.2	1.170
3.5	1.140
4	1.090
4.5	1.020
4.8	0.993
5	0.946
5.5	0.876
6	0.830
6.5	0.750
7	0.628
9	0.365
9.5	0.625
10	0.151

Tabella 13.1 – Misure per la caratterizzazione del Laser

Utilizzando il software Matlab ed il codice realizzato per l'elaborazione dei dati, riportato in appendice, si ottiene la caratterizzazione del Laser, come mostrato in figura 13.1. In figura 13.2 è visibile, invece, la caratterizzazione del Laser in funzione della tensione normalizzata rispetto al valore massimo.

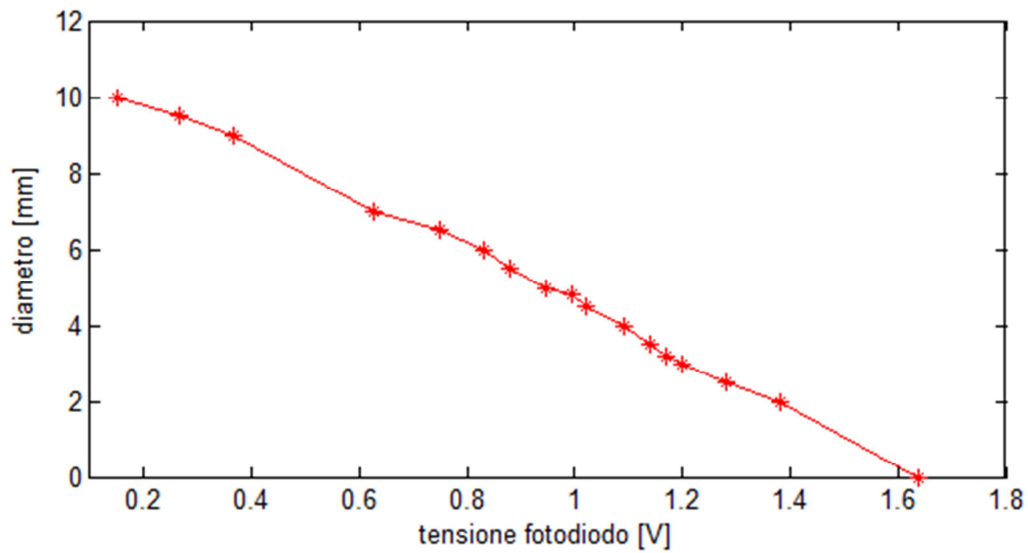


Figura 13.1 - Caratterizzazione del Laser: valori di tensione campionati

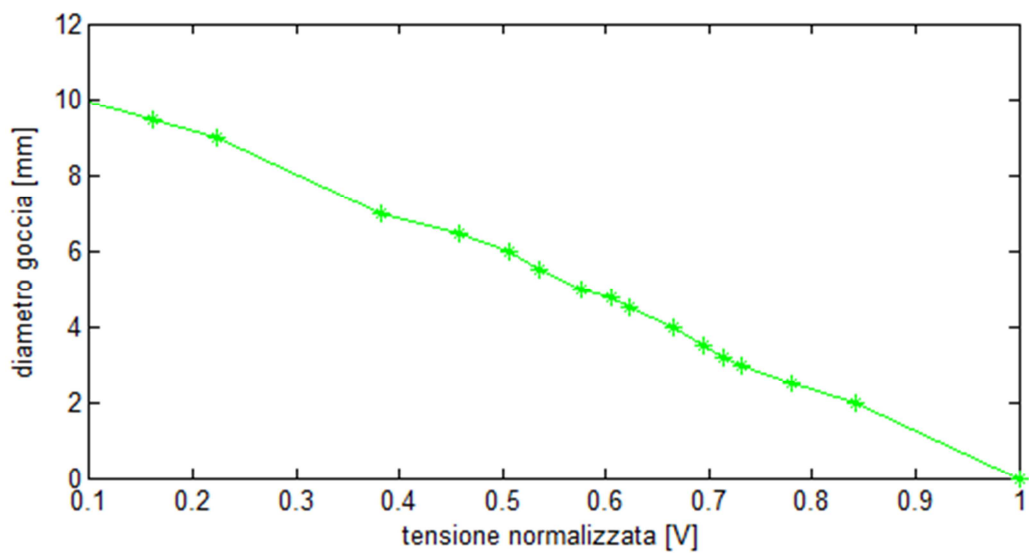


Figura 13.2 – Caratterizzazione del Laser: valori di tensione normalizzati rispetto al valore massimo

STIMA DEL DIAMETRO

Utilizzando le informazioni relative alla caratterizzazione del Laser, precedentemente ricavate, si desidera ora associare i valori della tensione normalizzata al diametro della goccia che attraversa il fascio luminoso. Occorre, quindi, trovare una relazione funzionale tra le variabili in gioco del tipo $d = f(V_n)$.

A tale scopo si è utilizzato il metodo della regressione, che, partendo da un limitato insieme di punti, consiste nell'esprimere la variabile dipendente (il raggio della goccia) in funzione della variabile indipendente (la tensione normalizzata).

Data la disposizione dei punti nel piano, corrispondenti ai campioni ottenuti, si è deciso di sfruttare una regressione lineare che vada ad approssimare al meglio il comportamento dei dati ottenuti come mostrato in figura 13.3.

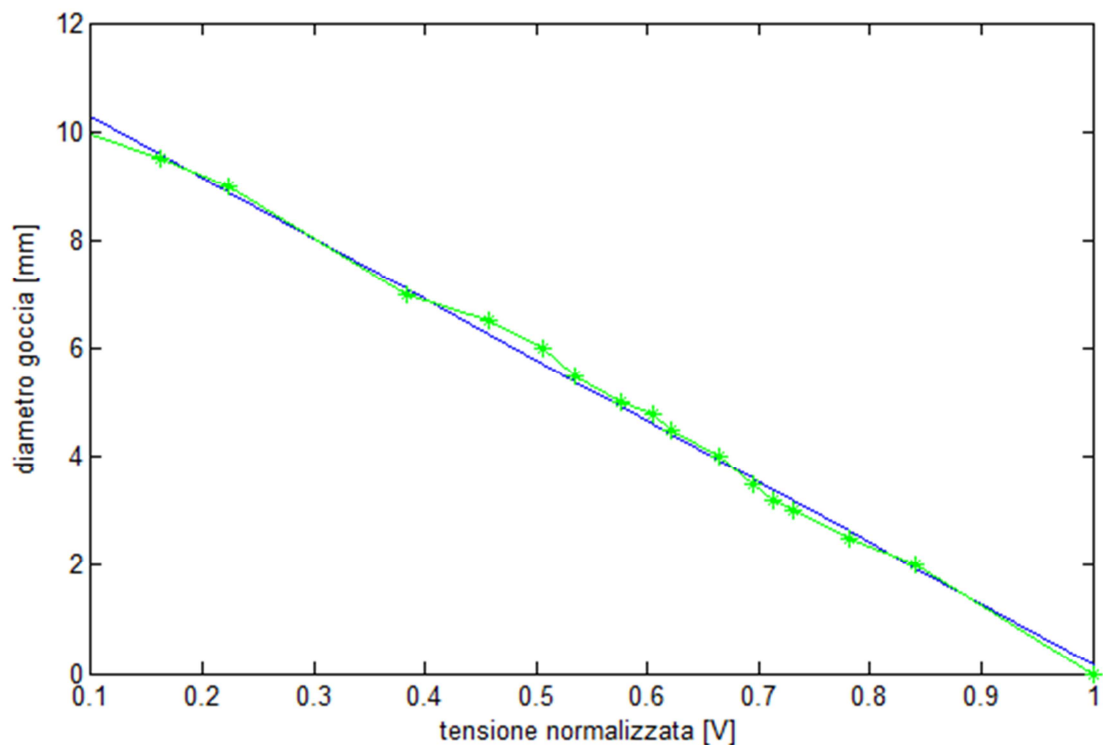


Figura 13.3 – Valori di tensione normalizzati (verde) e retta interpolante (blu)

Si è proceduto quindi a calcolare il polinomio di primo grado che interpola la curva che esprime il diametro in funzione di V_n , ottenendo la seguente funzione:

$$d = -11.2233 x + 11.3894$$

Il programma Matlab dedicato a questa analisi, riportato in appendice, presuppone che la goccia cada in corrispondenza del picco di emissione di potenza del Laser e goda di simmetria assiale.

A questo punto, utilizzando il polinomio di primo grado nel sistema di elaborazione dati (descritto in seguito) è possibile stimare il diametro della goccia che attraversa il fascio luminoso.

Per ultimare il sistema di misura è necessario munirlo di un software specifico in grado, attraverso l'elaborazione dei segnali analogici in uscita dai rami di fotorilevazione, di stimare il volume delle gocce in caduta per gravità.

Questa fase di prototipazione è dedicata all'acquisizione e alla successiva elaborazione dei segnali analogici, prevedendo l'utilizzo di una scheda di acquisizione dati e del software LabVIEW.

SCHEDA DI ACQUISIZIONE

La scelta della scheda di acquisizione DAQ, che costituisce l'interfaccia tra il segnale ed il calcolatore, si basa sulle specifiche dettate dalla dinamica della misura e dal tipo di segnale da acquisire.

Come accennato nei capitoli precedenti, il sistema in esame è provvisto di due rami di fotorilevazione corrispondenti ai due fotodiodi collocati sul lato opposto rispetto alla sorgente.

Il ramo corrispondente al fotodiodo superiore ha il compito di stimare la velocità della goccia ed è provvisto di un trigger digitale (la cui utilità è spiegata più avanti) che fornisce in uscita un segnale digitale.

Il secondo fotodiodo, quello posto più in basso, è invece necessario al calcolo del diametro della goccia e fornisce in uscita, come visto, un segnale analogico.

Dal desiderio di calcolare in maniera precisa la velocità della goccia e considerando le rilassate specifiche relative alla frequenza di acquisizione, legata prevalentemente alla durata della goccia compresa tra 8 e 20 ms circa, si è scelto di utilizzare la scheda di acquisizione della National Instruments NI USB-6212. Questa è provvista di 8 canali analogici differenziali, 32 canali digitali, tutti dotati di terminali a vite, risoluzione 16 bit, trigger digitale, in grado di acquisire fino a 400 kSa/s.

Per l'applicazione in esame si utilizzano un ingresso digitale per l'acquisizione del segnale di trigger ed un ingresso analogico, configurato in modo differenziale, per l'acquisizione del segnale analogico proveniente dal fotodiodo inferiore.

Effettuati opportunamente i collegamenti tra le uscite del circuito e la scheda di acquisizione e lanciato il programma LabVIEW, descritto nei paragrafi seguenti, è possibile la stima del volume.

SOFTWARE

L'idea su cui si basa l'intero sistema di misura consiste nell'approssimare la singola goccia ad una somma di tanti cilindretti, per ciascuno dei quali va calcolato il diametro e l'altezza, ai fini della stima del volume totale della goccia stessa.

Per una migliore comprensione del software, sviluppato in ambiente LabVIEW, lo si può riassumere in due rami paralleli di elaborazione. Il primo è dedicato alla stima del diametro puntuale della goccia, legato alla variazione dell'intensità luminosa rivelata dal fotodiodo inferiore; il secondo si riferisce alla valutazione della velocità di caduta della goccia che consente di stimare l'altezza di ciascun cilindretto.

La somma cumulativa dei termini discreti, corrispondenti al volume dei singoli cilindretti, permette la stima del volume dell'intera goccia.

DAQ ASSISTANT

Il primo blocco del programma è dedicato all'acquisizione dei dati che, affidata al DAQ Assistant (figura 14.1), permette di impostare i parametri caratteristici dell'acquisizione dei segnali come la frequenza di campionamento e i numeri di campioni acquisiti.

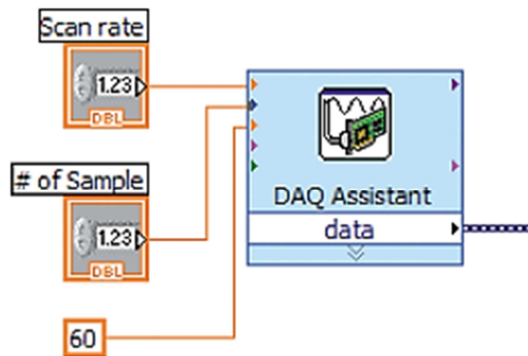


Figura 14.1 – Blocco LabVIEW: DAQ Assistant

L'avvio all'acquisizione dei dati viene fornito dal circuito che realizza il trigger digitale posto in cascata al ramo di fotorilevazione corrispondente al primo fotodiodo. In questo modo, all'arrivo della goccia in corrispondenza del primo fotorivelatore, parte l'acquisizione dei valori di tensione corrispondenti al secondo fotodiodo, garantendo il campionamento dell'intero segnale analogico.

Il trigger digitale è descritto in dettaglio in seguito mentre per quanto riguarda la frequenza di campionamento, essa deve garantire sia buona scansione dei dati relativi al passaggio della goccia attraverso il fascio luminoso, sia una buona stima della velocità di caduta. Quest'ultima, legata al tempo di volo (dell'ordine di qualche ms), impone un campionamento più fitto; si è optato, pertanto, per una frequenza di campionamento pari a circa 20 kSa/s.

Si noti che l'ordine di grandezza della frequenza di campionamento utilizzata è compatibile con il maggior numero di microcontrollori disponibili in commercio, ciò facilita la scelta del dsPIC che nell'ultima fase progettuale andrà a rimpiazzare l'intero programma LabVIEW.

Per quanto riguarda il numero di campioni da acquisire, grazie alla presenza del trigger digitale si consente di limitare il numero dei campioni acquisiti a quelli strettamente necessari all'elaborazione successiva.

Infine, il time out è stato impostato al livello massimo consentito dal software.

CALCOLO DEL MASSIMO

Per svincolare la misura dalla potenza istantanea del Laser occorre riportare la tensione rilevata al passaggio della goccia con la tensione massima presente all'uscita del circuito.

Nonostante l'attenzione dimostrata nel dimensionamento dei filtri, sul segnale di tensione si è osservata la presenza di un ripple residuo di ampiezza dell'ordine della decina di millivolt e frequenza pari a circa 5 KHz, come mostrato in figura 14.2.

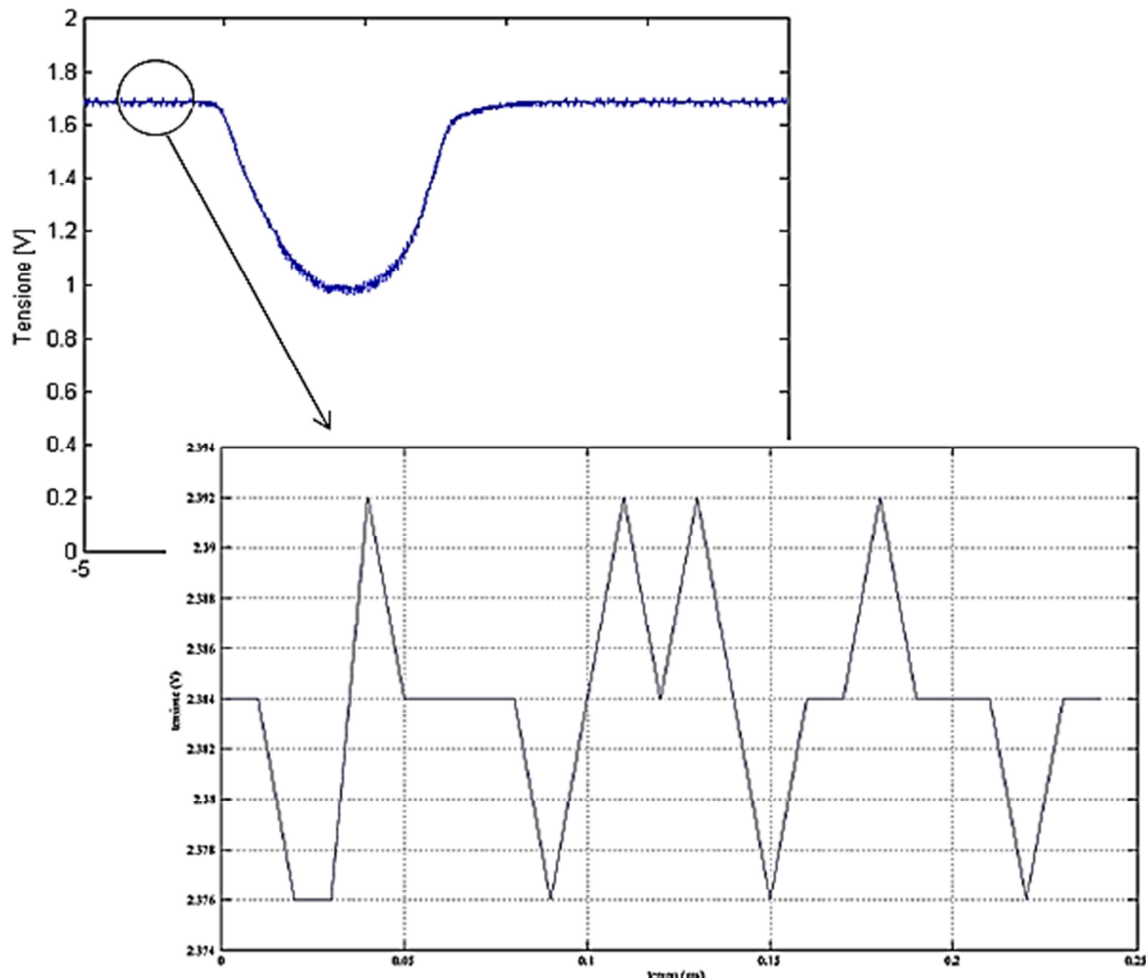


Figura 14.2 – Ripple residuo sul segnale di tensione campionato

Per non degradare la qualità della misura si decide di valutare il massimo come media dei primi quattro campioni, come mostrato in figura 14.3.

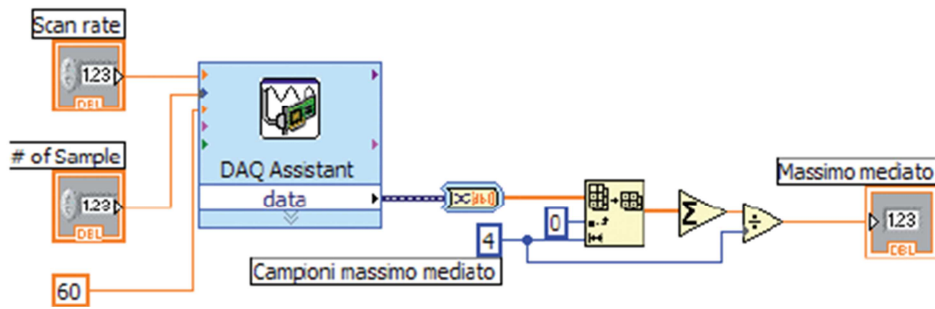


Figura 14.3 – Blocco LabVIEW: Calcolo del massimo mediato

NUMERO DI CAMPIONI D'INTEGRAZIONE

Le gocce in caduta nel gocciolatore e quindi i corrispettivi segnali di tensione, come si può intuire, sono differenti tra loro in durata e forma. Le dimensioni che esse assumono dipendono da vari fattori come la quantità di liquido ancora presente nel flacone e l'altezza del punto di gocciolamento dal fascio luminoso. La loro forma, invece, è in continua variazione per via dell'attrito viscoso con l'aria a cui le gocce sono sottoposte durante il tempo di volo.

Ponendo particolare attenzione sulla differente durata temporale dei segnali di tensione si decide di effettuare la stima del volume su un numero variabile di campioni.

Come si può notare in figura 14.4, il segnale acquisito viene inviato ad un blocco con la funzione di trigger analogico sensibile al fronte di salita che, impostando il livello di trigger pari a quello del circuito esterno che realizza il trigger digitale, fornisce in uscita il numero di campioni corrispondenti alla durata della goccia.

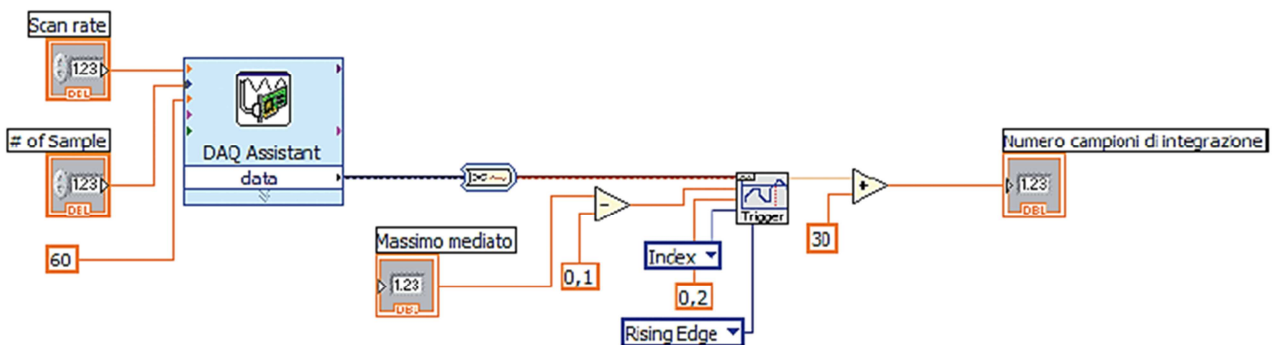


Figura 14.4 – Blocco LabVIEW: Calcolo del numero dei campioni di integrazione

Da osservazioni sperimentali, al fine di identificare in maniera completa la goccia, il numero di campioni in uscita dal trigger viene incrementato di trenta, figura 14.5.

Il valore totale del numero di campioni in uscita dal blocco in esame viene utilizzato per estrarre i campioni del segnale dal vettore delle tensioni campionate.

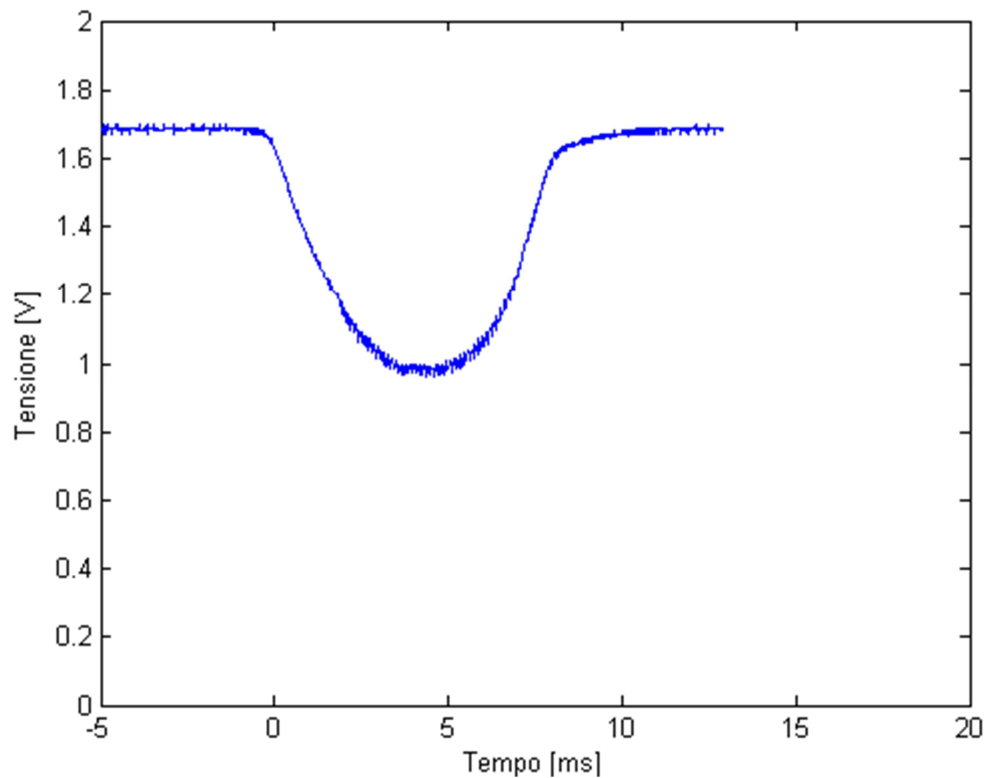


Figura 14.5 – Segnale di tensione troncato

STIMA DEL DIAMETRO

Il segnale così acquisito viene normalizzato dividendo il vettore per il valore massimo mediato. Successivamente, tramite il polinomio ricavato nell'analisi della caratterizzazione del Laser, si stima il diametro dei singoli cilindretti che compongono la goccia, figura 14.6.

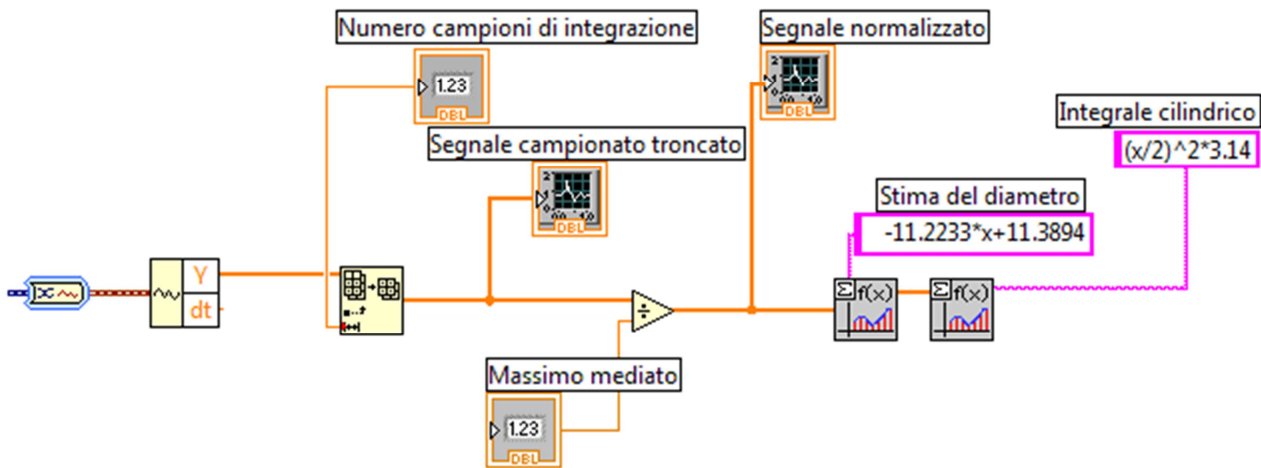


Figura 14.6 – Blocco LabVIEW: Stima del diametro del singolo cilindretto e calcolo dell'area di base

STIMA DELLA VELOCITA' DI CADUTA

Per portare a termine la stima del volume occorre risalire all'altezza dei singoli cilindretti che compongono la goccia. Per il raggiungimento di tale scopo, come vedremo, è fondamentale la stima della velocità con cui la goccia attraversa il fascio luminoso.

La misura della velocità si ottiene attraverso il calcolo dei campioni di volo corrispondenti al tempo in cui la goccia attraversa uno spazio pari altezza del primo fotodiodo, quello posto più in alto.

Alla luce di quanto detto, come osservato più volte, è chiara la necessità di utilizzare una seconda barriera luminosa alla quale corrisponde un secondo ramo di rivelazione della luce. Si noti che, grazie al sistema ottico implementato, il fascio luminoso è sufficientemente ampio da investire entrambi i fotodiodi.

In figura 14.7, è osservabile l'andamento dei segnali corrispondenti ai due fotodiodi a fronte del passaggio di una goccia.

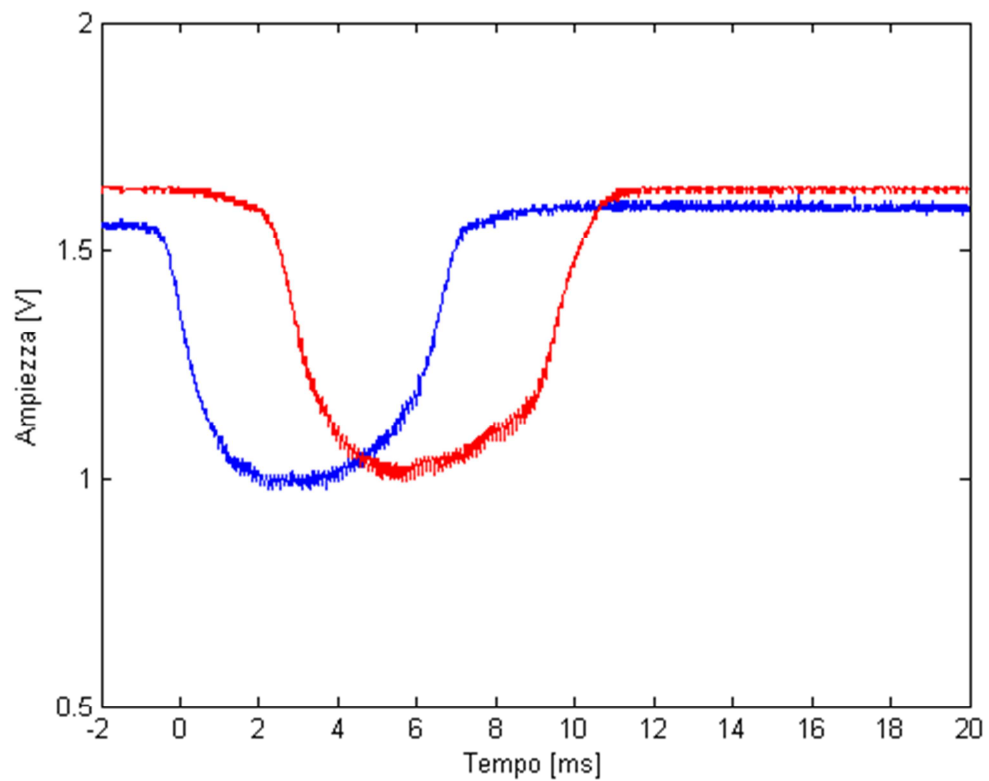


Figura 14.7 – Segnali all'uscita del circuito del primo (blu) e del secondo (rosso) fotodiode

Il valore dei campioni di volo, come osservabile in figura 14.8, sarà successivamente elaborato da un algoritmo dedicato alla stima della velocità, al quale è dedicato il successivo capitolo. Successivamente viene valutata l'altezza del singolo cilindretto moltiplicando la velocità di caduta con il dt del segnale acquisito

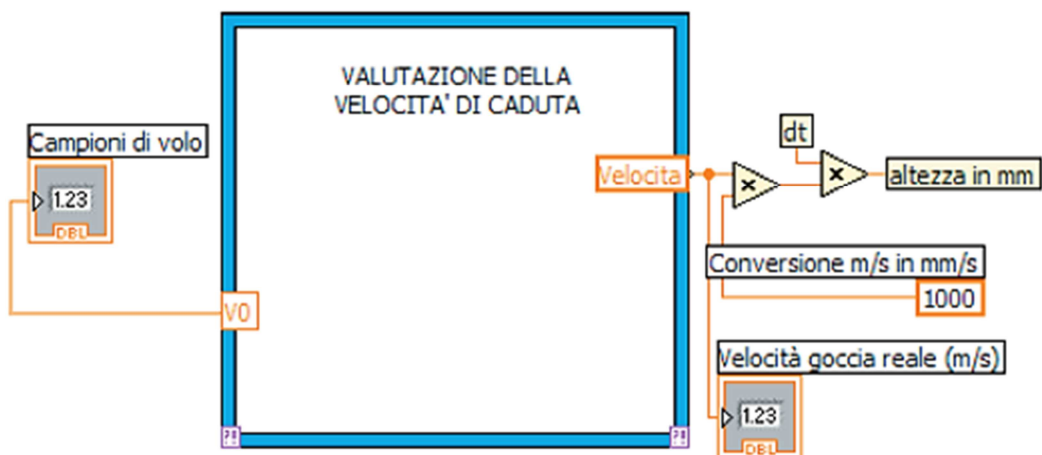


Figura 14.8 - Blocco LabVIEW: Approccio teorico per il calcolo della velocità

Infine si procede al calcolo dell'integrale cilindrico come illustrato in figura 14.9.

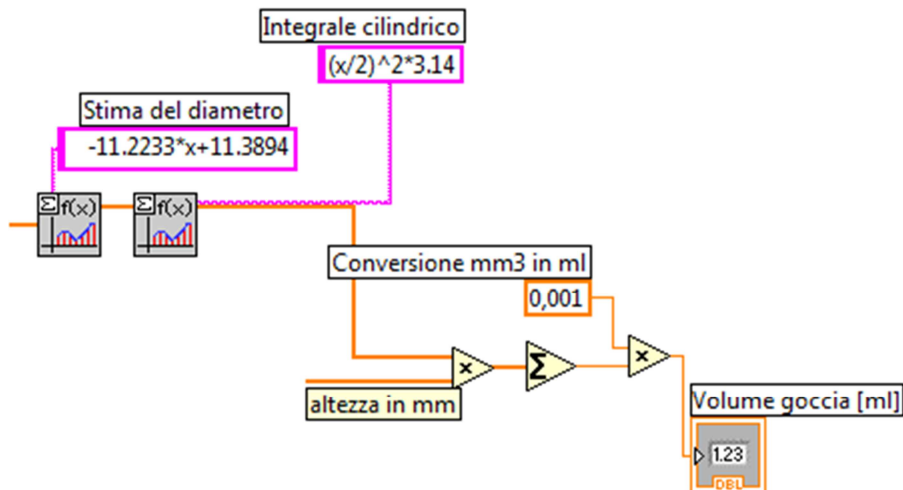


Figura 14.9 - Blocco LabVIEW: Calcolo del volume

MISURA DEI CAMPIONI DI VOLO

Il calcolo dei campioni di volo e, quindi, del tempo impiegato dalla goccia per attraversare il primo fotodiodo avviene sfruttando due trigger entrambi sensibili al fronte di discesa dei segnali visibili in figura 14.7.

Il primo trigger digitale, descritto in dettaglio nel paragrafo successivo, ha il compito di fornire un segnale digitale al passaggio della goccia dal primo fotodiodo, cioè quello posto più in alto.

Questo circuito di trigger, pertanto, è posto in cascata alla fine del primo ramo di rivelazione ed invia il segnale digitale alla scheda di acquisizione.

Il secondo trigger, realizzato in LabVIEW con un apposito blocco, ha in ingresso il segnale analogico proveniente dal fotodiodo inferiore e fornisce in uscita il numero di campioni di volo. Come mostrato in figura 14.10, la sua soglia è impostata utilizzando le informazioni relative alla stima del massimo e alla realizzazione del trigger digitale di seguito descritto.

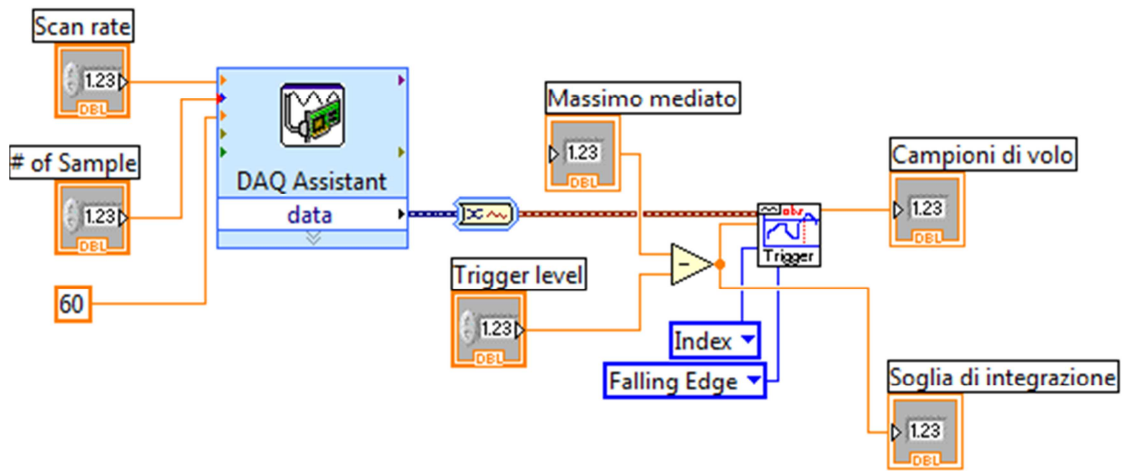


Figura 14.10 - Blocco LabVIEW: Stima dei campioni di volo

TRIGGER DIGITALE

Il circuito che implementa il trigger digitale ha la funzione di sancire l'inizio della misura dei campioni di volo e come evidenziato in figura 14.11 è posto in cascata al primo ramo di fotorilevazione (corrispondente al fotodiodo superiore).

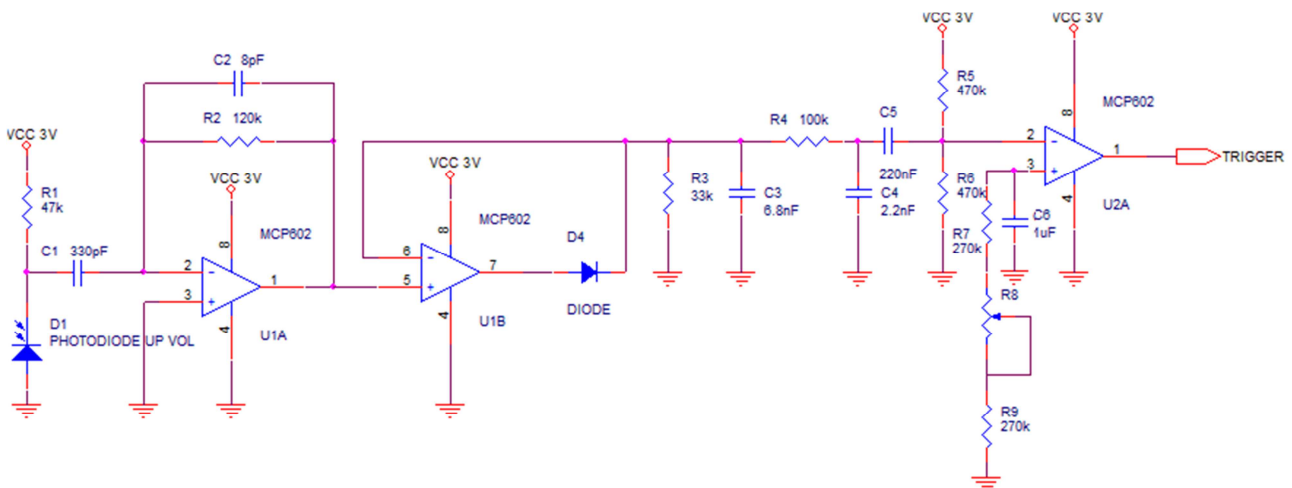


Figura 14.11 - Circuito di fotorilevazione con in cascata il trigger digitale

Il trigger, attivo necessariamente sul fronte di discesa del segnale, è realizzato tramite un comparatore con soglia di scatto creata in corrispondenza dell'ingresso non invertente attraverso due resistenze di uguale valore ed un timer. In questo modo si riesce ad impostare la soglia ad un valore di tensione al di sotto del valore di metà dinamica. La presenza della capacità C_6 tra il

nodo non invertente e massa, di valore pari a $1\mu\text{F}$, ha lo scopo di ridurre il contributo di rumore tenendo stabile la tensione al nodo stesso.

Il segnale analogico proveniente dal fotodiode, invece, viene prima portato in AC attraverso un filtro passa alto e poi posto sul piedino invertente dell'operazionale. La scelta di portare in AC il segnale consente di svincolarlo da eventuali variazioni dei valori assoluti dei singoli componenti.

Il filtro passa alto è realizzato con due resistenze di valore pari $470\text{ K}\Omega$ ed una capacità C_5 pari a 220 nF , ottenendo una frequenza di taglio intorno a qualche Hz.

In figura 14.12 è riportato il segnale in uscita dal comparatore a fronte della caduta di una goccia.

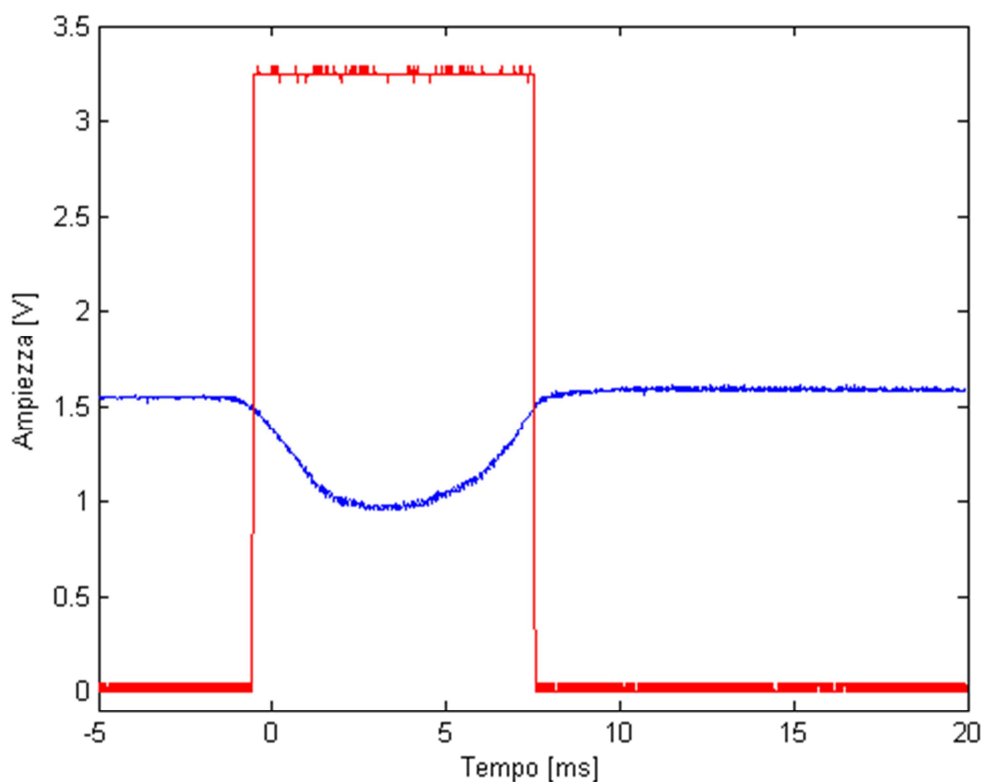


Figura 14.12 – Segnale di tensione in uscita dal comparatore (rosso) e segnale presente al suo ingresso invertente (blu)

Come detto nel capitolo precedente, per terminare la stima del volume, occorre risalire all'altezza dei singoli cilindretti che compongono la goccia in caduta. Per fare ciò, è necessario stimare la velocità con cui la goccia attraversa il fascio luminoso.

Si dedica, quindi, l'intero capitolo allo sviluppo dell'algoritmo che meglio interpreta la dinamica reale del moto della goccia, fornendo un valore quanto più verosimile della sua velocità di caduta.

ANALISI DELLA DINAMICA DEL MOTO

Le gocce che cadono per gravità all'interno della camera di gocciolamento sono sottoposte ad un moto uniformemente accelerato, per cui la velocità di caduta varia punto per punto anche se in maniera lieve date le dimensioni ridotte del sistema.

Supponendo che la singola goccia, prima di staccarsi dall'ugello, abbia velocità iniziale nulla ed una certa energia potenziale, in caduta, tale energia si converte in energia cinetica. Da un semplice bilancio energetico si ottiene l'espressione teorica della velocità di caduta della goccia:

$$mgh = \frac{1}{2} mv^2$$
$$v = \sqrt{2gh}$$

Considerando ora la struttura del sistema di misura implementato, schematizzato in figura 15.1, si osserva che il punto in cui avviene la valutazione della velocità è differente da quello in cui si valuta il diametro puntuale. Questo aspetto, evidenziato in figura 15.2, non può essere trascurato nella stesura dell'algoritmo, in quanto, se pur di poco, la velocità cambia.

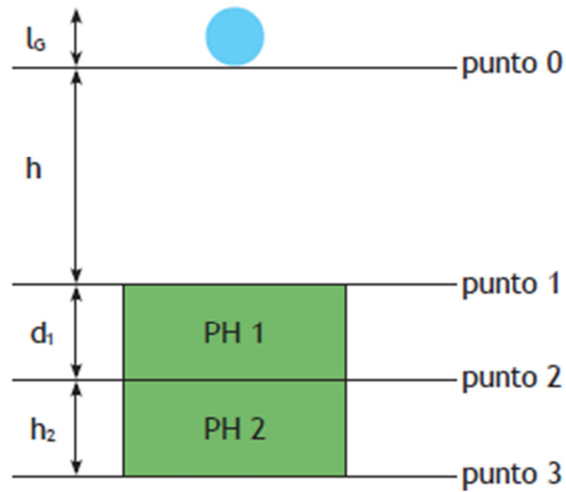


Figura 15.1 – Schema della struttura del sistema di misura

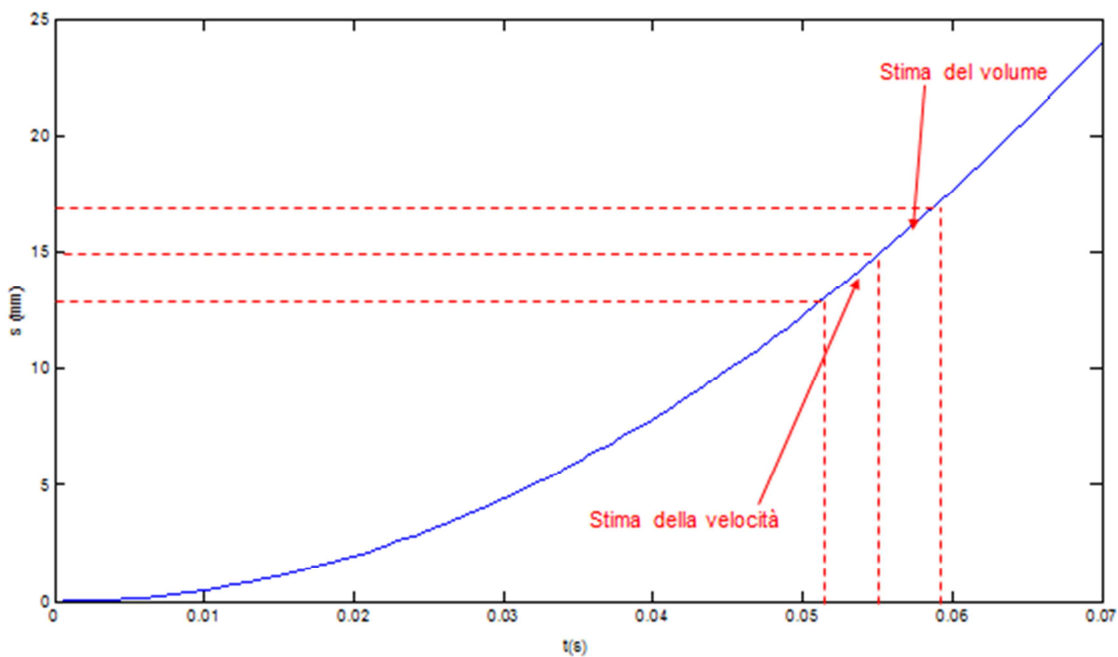


Figura 15.2 – Intervalli temporali di stima della velocità e del volume

STIMA DELLA VELOCITA'

Il sistema di misura finora implementato è in grado, attraverso la valutazione dei campioni di volo, di ottenere una stima della velocità della goccia valutata in corrispondenza del punto centrale del primo fotodiodo.

Come si osserva in figura 15.1, si sono individuati alcuni punti significativi per la trattazione: il *punto 0* rappresenta il punto in cui la goccia si distacca dall'ugello, tra il *punto 0* ed il *punto 1* intercorre la distanza che compie la goccia prima di attraversare il fascio di luce mentre tra il *punto 1* ed il *punto 3* incide il fascio luminoso. In particolare tra il *punto 1* ed il *punto 2* (corrispondente al primo fotodiode) avviene la valutazione dei campioni di volo della goccia e tra il *punto 2* ed il *punto 3* (corrispondente al secondo fotodiode) avviene la stima del diametro puntuale della goccia.

Considerando il primo tratto percorso dalla goccia, quindi dal *punto 0* al *punto 1*, lavorando a livello energetico, si ottiene

$$\frac{1}{2}mv_0^2 + mgh = \frac{1}{2}mv_1^2$$

dove la v_0 rappresenta la velocità della goccia nel *punto 0*. Si ricava quindi che

$$v_1 = \sqrt{v_0^2 + 2gh}$$

Allo stesso modo si ricava l'espressione della velocità al *punto 2* :

$$\frac{1}{2}mv_1^2 + mgd_1 = \frac{1}{2}mv_2^2$$

$$v_2 = \sqrt{v_1^2 + 2gd_1} = \sqrt{v_0^2 + 2g(h + d_1)}$$

A questo punto, come detto in precedenza, il sistema implementato è in grado, attraverso il conteggio dei campioni di volo, di stimare la velocità media tra il *punto 1* ed il *punto 2*, ossia quella assunta dalla goccia in corrispondenza del punto centrale del primo fotodiode. Tale velocità in base alla trattazione appena fatta, corrisponde analiticamente alla seguente espressione:

$$v_{mis} = \frac{v_1 + v_2}{2} \Big|_{h \gg d_1} \approx \sqrt{v_0^2 + 2gh}$$

L'approssimazione effettuata vale se h è molto maggiore di d_1 , quindi applicabile al nostro sistema di misura. Infatti, l'altezza tra il punto di gocciolamento e il fascio luminoso è di qualche

centimetro e si confronta con le dimensioni ridotte della superficie fotosensibile del fotodiode che presenta un'altezza d_1 pari a un millimetro circa.

Come accennato più volte, il sistema di misura, così com'è stato concepito, non può garantire una stima accurata del volume. Questo perché, essa, realizzata al passaggio della goccia tra il *punto 2* ed il *punto 3*, avviene ad una velocità superiore rispetto alla misura della sua velocità tra il *punto 1* ed il *punto 2*, poiché la goccia percorre uno spazio maggiore.

Per avere una stima corretta della velocità, sono stati studiati due algoritmi basati su diverse approssimazioni fisiche della caduta della goccia.

PRIMO ALGORITMO: goccia come corpo rigido

Nel primo algoritmo implementato si considera che la goccia si comporti come un corpo rigido, ciò consente, come fatto nel paragrafo precedente, di ricavare l'espressione della velocità media della goccia valutata in corrispondenza del punto centrale del secondo fotodiode.

Effettuando un nuovo bilancio energetico si ottiene

$$\frac{1}{2}mv_0^2 + mg(h + d_1 + h_2 + l_G) = \frac{1}{2}mv_3^2$$

$$v_3 = \sqrt{v_0^2 + 2g(h + d_1 + h_2 + l_G)}$$

La velocità media che la goccia assume nel momento in cui avviene la stima del volume risulta essere pari a

$$v_{int} = \frac{v_2 + v_3}{2} = \frac{\sqrt{v_0^2 + 2g(h + d_1)} + \sqrt{v_0^2 + 2g(h + d_1 + h_2 + l_G)}}{2} \Big|_{h \gg d_1}$$

$$\approx \frac{v_{mis} + \sqrt{v_{mis}^2 + 2g(h_2 + l_G)}}{2}$$

Andando a tracciare la velocità (v_{int}), corrispondente al momento della stima del volume, in funzione della velocità misurata (v_{mis}), come mostrato in figura 15.3, si osserva che le due velocità hanno un andamento significativamente diverso.

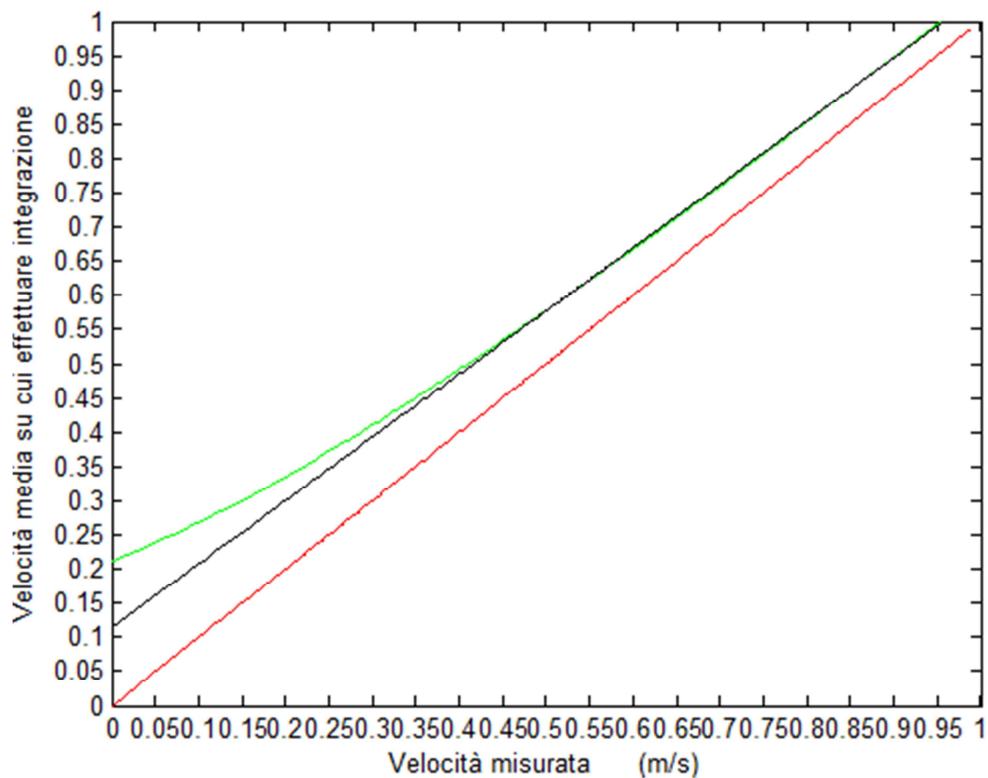


Figura 15.3 – Velocità media su cui effettuare l'integrazione in funzione della velocità misurata: andamento teorico (rosso), reale (verde), approssimante (nero)

Si calcolano coefficiente angolare e termine noto della retta che meglio interpola la curva corrispondente a v_{int} , escludendo nella computazione la parte a bassissime velocità di caduta compresa tra 0 e 0.4 m/s. Si ottiene che

$$v_{int} = 0.92v_{mis} + 0.12$$

A questo punto si implementa l'approccio appena descritto in LabVIEW, come mostrato in figura 15.4, procedendo successivamente ad una campagna di misura.

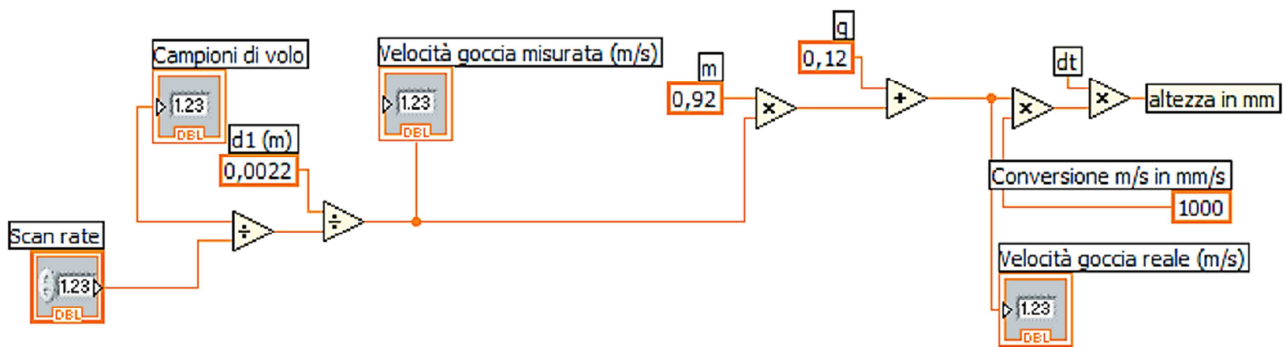


Figura 15.4 – Blocco LabVIEW: Calcolo della velocità, considerando la goccia come corpo rigido

Da prove sperimentali questa soluzione si dimostra accurata a fronte di taratura e mantenendo costante l'altezza del punto di gocciolamento. Si noti inoltre che nell'espressione della v_{int} compaiono i parametri h_2 e l_G , corrispondenti rispettivamente all'altezza della superficie sensibile del secondo fotodiodo e all'altezza della goccia. Mentre il primo termine, stabilito in fase di progetto, è facilmente misurabile, il secondo, è fortemente dipendente principalmente dalle dimensioni dell'ugello e dalla quantità di liquido presente nella sacca e quindi imprevedibile. Si deduce quindi che il moto reale della goccia non può essere perfettamente descritto da questa teoria.

SECONDO ALGORITMO: goccia formata da particelle scorrelate

Nel secondo algoritmo implementato si considera la goccia non più come corpo rigido, bensì formata da particelle tra loro scorrelate. Si intuisce quindi, che le particelle situate nella parte più in alto della goccia, per via di una maggiore energia potenziale, si muovono con una velocità maggiore rispetto a quelle corrispondenti alla parte inferiore. Questo comporta ad avere diverse altezze dei singoli cilindretti.

Facendo riferimento alla figura 14.8 infatti, fissata la frequenza di campionamento, l'altezza dei cilindretti è crescente in funzione del campione considerato.

Con questo approccio, per il calcolo del volume totale della goccia, si vuole assegnare un peso crescente alla stima della velocità di ogni singolo campione, in funzione della differente altezza del cilindretto.

Si noti però, che anche questa teoria da sola non rappresenta in pieno la realtà, in quanto le particelle interagiscono tra loro.

ALGORITMO IMPLEMENTATO

Dalle considerazioni emerse nei precedenti paragrafi si intuisce che una buona stima della velocità potrebbe essere ottenuta combinando opportunamente le due trattazioni studiate.

Procedendo su questa strada, si affronta il problema della stima sfruttando inizialmente la teoria della goccia come corpo rigido, per poi correggere la misura prendendo in considerazione la goccia formata da particelle scorrelate.

Dallo studio teorico affrontato nella prima trattazione si era giunti a ricavare l'espressione della velocità misurata come:

$$v_{mis} = \frac{v_1 + v_2}{2} \Big|_{h \gg d_1} \approx \sqrt{v_0^2 + 2gh}$$

corrispondente alla velocità della goccia a metà altezza del primo fotodiode.

Si calcola ora, sfruttando sempre il bilancio energetico, la velocità della goccia in corrispondenza del bordo superiore della superficie sensibile del secondo fotodiode (*punto 2*), dove cioè, ha inizio la stima del volume, ottenendo:

$$v_{int} = \sqrt{v_0^2 + 2g\left(h + \frac{d_1}{2}\right)} = \sqrt{v_{mis}^2 + gd_1}$$

A questo punto, supposto che il moto della goccia sia uniformemente accelerato ed ideale, si realizza un vettore che raccoglie le velocità dei singoli campioni (ciascuno dei quali rappresenta le particelle di cui è composta la goccia), definendolo come:

$$v[i] = v_{int} + gt[i]$$

Il vettore $t[i]$, di dimensione pari al numero di campioni acquisiti durante la singola misura, viene definito a partire da zero con passo pari al tempo di campionamento.

L'altezza del cilindretto è quindi ottenuto moltiplicando la sua velocità per il dt dell'onda acquisita, si definisce quindi il vettore altezza come

$$h[i] = v[i]dt$$

Infine, per il calcolo dei volumetti corrispondenti ai singoli cilindretti, il vettore $h[i]$ viene moltiplicato per l'area di base precedentemente ricavata ed attraverso la somma cumulativa di termini discreti si giunge ad una accurata stima del volume dell'intera goccia.

Il presente algoritmo implemento in LabVIEW è mostrato in figura 15.5

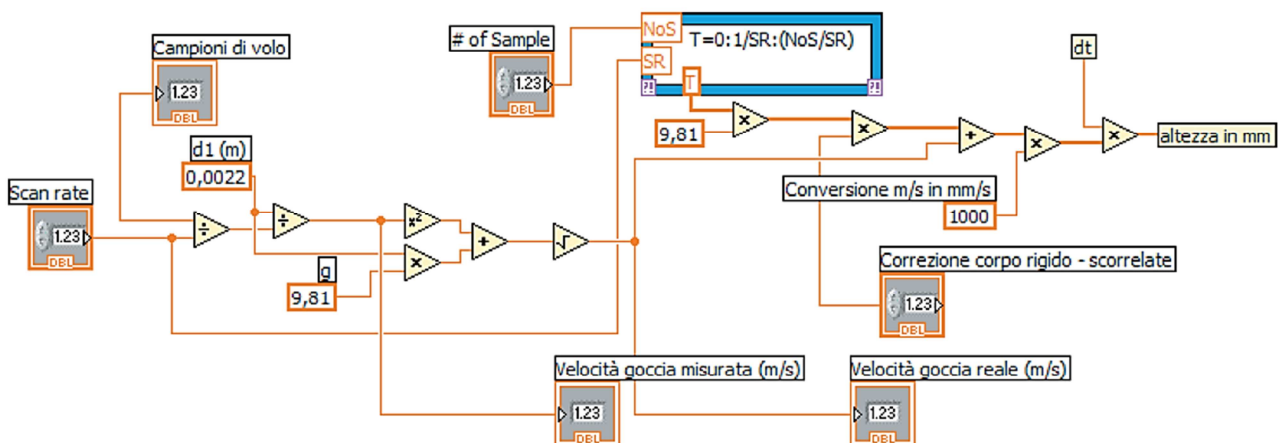


Figura 15.5 – Blocco LabVIEW: Stima della velocità della goccia effettivamente implementato

Dalla figura 15.5, si nota l'inserimento di un coefficiente correttivo che consente di bilanciare i due comportamenti della goccia discussi in questo capitolo. In base ad osservazioni sperimentali tale coefficiente è compreso tra 0.2 e 0.8, ed è dipendente dalle dimensioni delle gocce considerate, dando maggiore peso, quindi, al comportamento della goccia formate da particelle in moto scorrelato.

Osservando inoltre la figura 15.6, si può notare la presenza di un coefficiente di taratura che moltiplica la stima del volume, di modo da restituire una misura finale corretta.

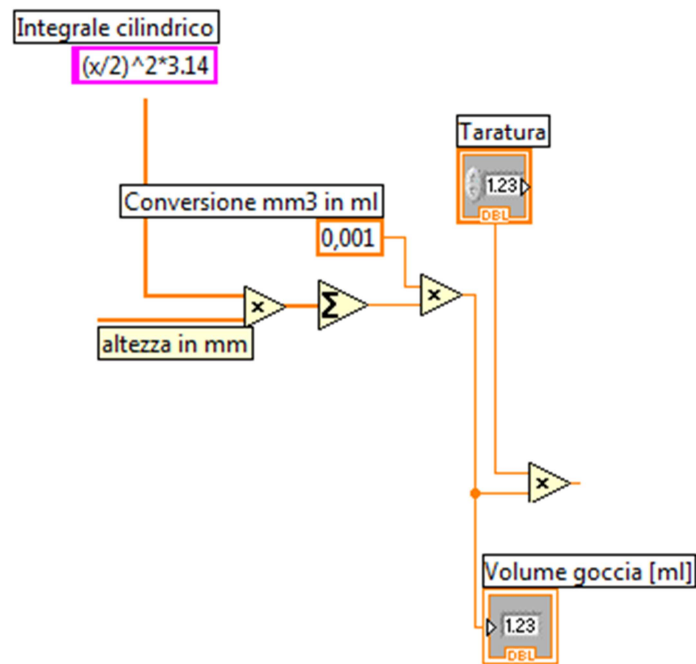


Figura 15.6 – Blocco LabVIEW: Stima del volume della goccia e coefficiente di taratura

Il sistema implementato, a differenza del primo approccio studiato, risulta dipendente dalla sola d_1 (facilmente misurabile) e non più dall'altezza della goccia l_G , consentendo di svincolare la stima del volume dalle dimensioni delle gocce.

SCHEMATA PRINCIPALE

La schermata utente Labview offre una completa panoramica dei principali segnali e parametri che caratterizzano la misura del volume di liquido sotto forma di gocce.

La schermata principale, osservabile in figura 16.1, mette a disposizione una serie di videate riguardanti rispettivamente il segnale campionato, quello troncato ed il segnale normalizzato.

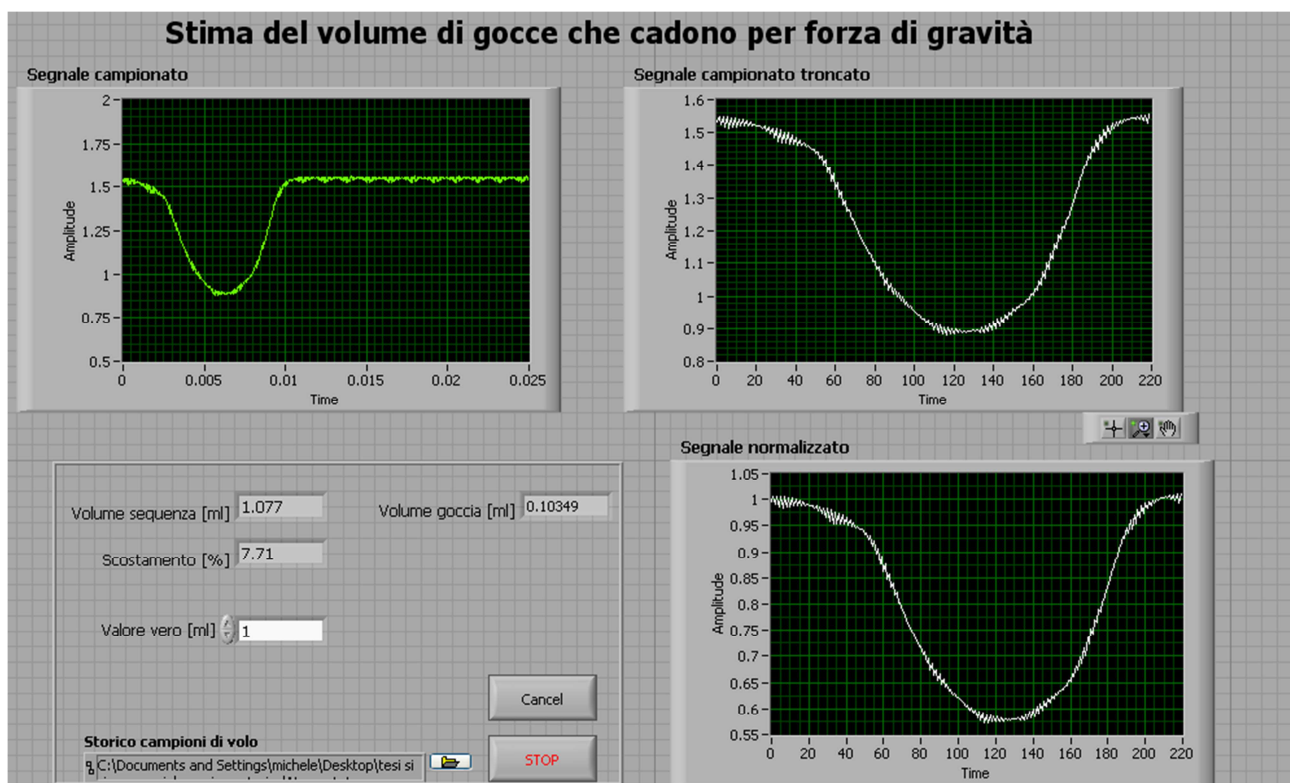


Figura 16.1 - Schermata utente LabVIEW: scheda principale

Sono visibili, nella parte inferiore della schermata principale, oltre ai pulsanti di *Stop* e *Cancel*, anche gli indicatori corrispondenti al valore di volume di liquido misurato, al volume dell'ultima goccia intercettata e allo scostamento percentuale calcolato come:

$$SC_{\%} = \left| \frac{Vol_{vero} - Vol_{mis}}{Vol_{vero}} \right|$$

Inoltre è possibile impostare il percorso di salvataggio del file in cui vengono memorizzati il numero dei campioni di volo di ciascuna goccia.

SCHEDE SECONDARIE

Di seguito sono descritte brevemente le schermate delle schede secondarie.

La prima scheda che citiamo riguarda i parametri caratteristici del segnale campionato; vengono visualizzati, quindi, il numero dei campioni di integrazione, il valore massimo misurato in assenza di gocce, ed il massimo mediato.

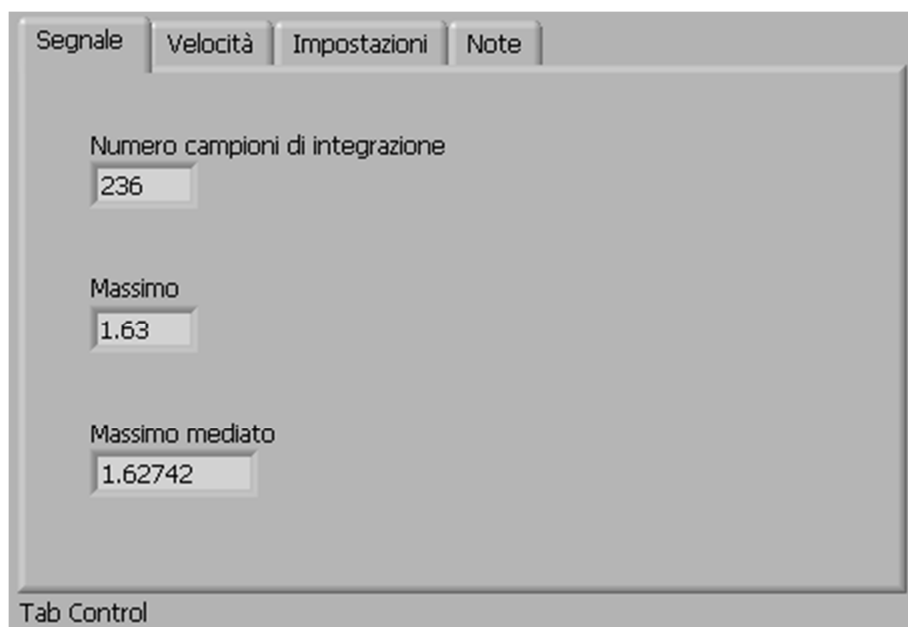


Figura 16.2 – Schermata utente LabVIEW: scheda “Segnale”

La seconda scheda, mostrata in figura 16.3, riguarda i dati relativi alla misura della velocità della goccia. Vengono indicati quindi, la velocità della goccia misurata, la velocità della goccia reale, la soglia d'integrazione ed i campioni di volo.

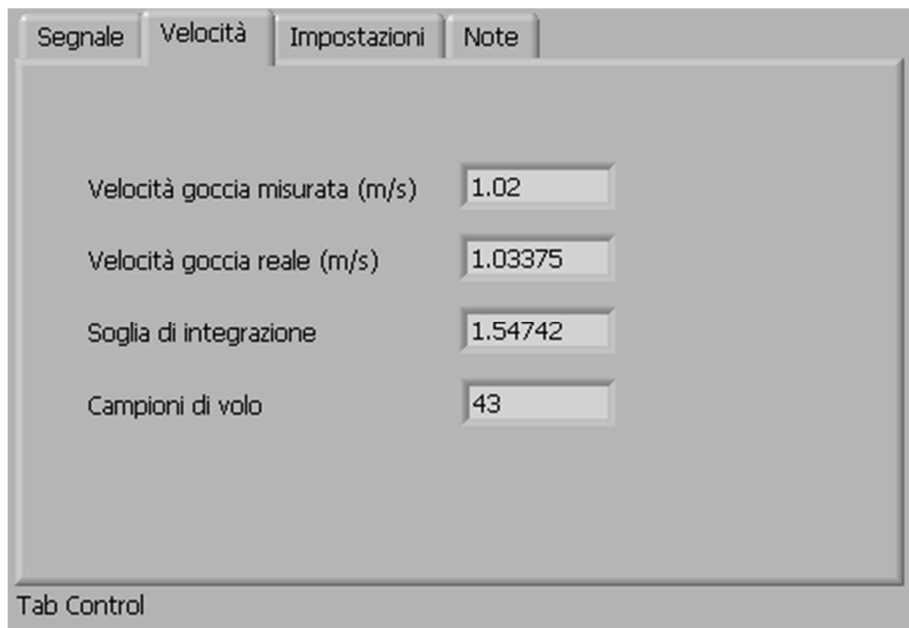


Figura 16.3 – Schermata LabVIEW: scheda “Velocità”

In figura 16.4 è illustrata la scheda che riporta tutti i parametri necessari per l'impostazione della misura e modificabili dall'utente. Si parte dalla frequenza di campionamento e dal numero di campioni acquisiti, per finire con la possibilità di impostare il coefficiente di taratura, il parametro di correzione ed il trigger level.

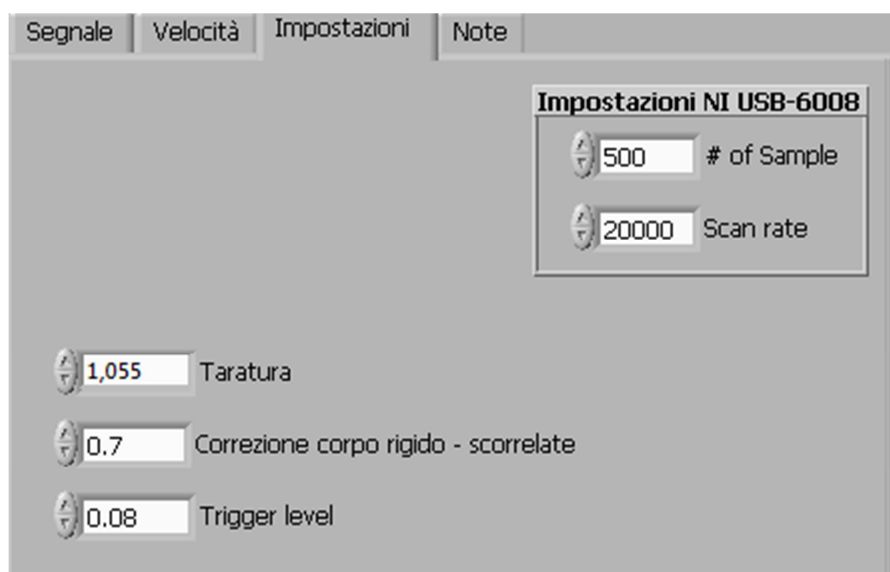


Figura 16.4 - Schermata LabVIEW: scheda “Impostazioni”

Infine l'ultima scheda messa a disposizione dell'utente riguarda le note relative ai coefficienti di correzione corpo rigido-particelle scorrelate, come mostrato in figura 16.5.

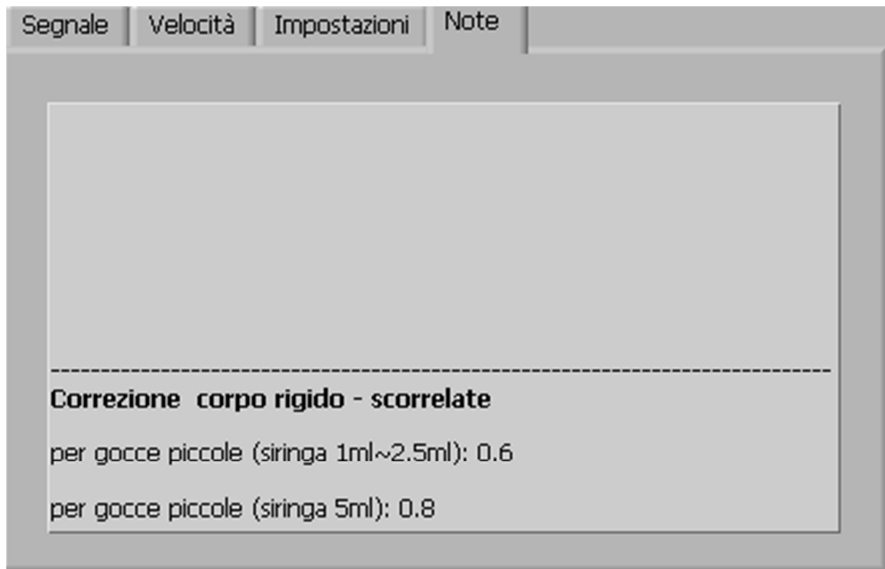


Figura 16.5 – Schermata LabVIEW: scheda “Note”

TARATURA E MISURE

Ai fini della taratura dello strumento è necessario calcolare il coefficiente relativo che consenta una stima corretta del volume infuso.

Sfruttando il programma LabVIEW, con l'ausilio di una siringa, si misura un volume di liquido (acqua di rubinetto) pari ad un 1ml. Come riportato in tabella 17.1, è stata effettuata una campagna di dieci misure per poi calcolarne il valore medio del volume misurato.

	Volume misurato [ml]
Misura 1	1,005
Misura 2	0,9153
Misura 3	0,9201
Misura 4	0,9795
Misura 5	0,9571
Misura 6	0,8992
Misura 7	0,9123
Misura 8	0,9736
Misura 9	0,9350
Misura 10	0,9783

Tabella 17.1 – Misure effettuate per la valutazione del coefficiente di taratura

Successivamente si procede al calcolo del coefficiente moltiplicativo di taratura facendo con l'intento di avvicinare il valore medio precedentemente ricavato al volume di liquido teoricamente gocciolato. Il coefficiente di taratura risulta quindi

$$C_T = 1.055$$

Poiché il coefficiente di taratura è prossimo all'unità si può ipotizzare che l'approccio fisico considerato e le approssimazioni effettuate nella stima della velocità siano corrette.

Conclusa la fase di taratura, si sono effettuate alcune misure volumetriche per valutare il corretto funzionamento dello strumento.

Le campagne di misure sono state effettuate con due siringhe differenti, una da 1 ml e l'altra da 2 ml ed utilizzando lo stesso coefficiente di taratura. I risultati ottenuti, riportati in tabella 18.2 e 18.3, sono pienamente soddisfacenti. Essi garantiscono la ripetibilità della misura e la poca influenza nella stessa da piccole variazioni dell'altezza del punto di gocciolamento.

1.089	0.995	1.016
1.100	1.034	1.005
0.934	0.997	1.015
1.118	1.022	0.997
1.072	1.002	0.933
0.933	1.019	1.075
0.933	1.019	1.075
1.054	1.009	1.050
1.047	0.995	0.999
1.084	1.051	0.967

Tabella 18.2 - Misure volumetriche corrispondenti ad 1ml di liquido

2.123	2.022	1.915
1.945	1.967	2.003
2.045	2.070	1.999
1.907	1.965	1.970
1.983	2.015	2.023
1.911	2,032	1.959
2.008	2.012	1.993
2.034	2.030	2.005

Tabella 18.3 - Misure volumetriche corrispondenti ad 2ml di liquido

CONCLUSIONI

Nonostante il principio di funzionamento su cui si basa il misuratore volumetrico sia molto semplice, lo strumento ideato si è rivelato idoneo allo scopo per cui è stato ideato.

Esso infatti permette il conteggio delle gocce e la misura del volume con un'accuratezza migliore del 2% rispetto al volume complessivo infuso.

Considerando la struttura generale dello strumento, essa è di dimensioni sufficientemente ridotte da essere agevolmente alloggiata, in una fase successiva del progetto, all'interno della sonda.

Lo strumento viene alimentato a 3 V e assorbe una corrente di qualche mA, compatibile quindi per un'alimentazione a batteria.

In fine il costo totale di produzione, avendo utilizzato componenti standard e di facile reperibilità, risulta molto contenuto.

Una volta validati gli apparati di misura, realizzati separatamente, la terza fase del progetto è dedicato al montaggio degli strumenti all'interno della sonda finale, che opportunamente progettata per ciò che concerne il design, consente di essere agganciata su sistemi di infusione per gravità presenti in commercio.

La progettazione della sonda prevede la presenza di un microcontrollore che andrà ad assolvere tutte le funzioni di controllo e le misure, semplificando di molto il progetto elettronico nella parte analogica. Inoltre, essendo sprovvista di comunicazione wireless, il sistema si limita ad attivare un allarme acustico in caso di riempimento o di svuotamento eccessivi da parte del deflussore.

Pertanto, il prototipo di sonda è in grado di misurare il volume di liquido infuso al paziente, attraverso la stima di ogni singola goccia, consentendo al contempo il al monitoraggio del livello del liquido all'interno della camera di gocciolamento, al fine di segnalare eventuali anomalie di riempimento e svuotamento del deflussore.

PROGETTO CAD DELLA SONDA

Dal concept della sonda, si passati al progetto in CAD della struttura realizzata dal Politecnico di Milano in collaborazione con DATAMED.

La struttura meccanica della sonda, realizzata in prototipazione rapida, consente al prototipo di essere agganciato facilmente ad alcuni modelli di camera di gocciolamento più comuni, come visibile in figura 18.1.

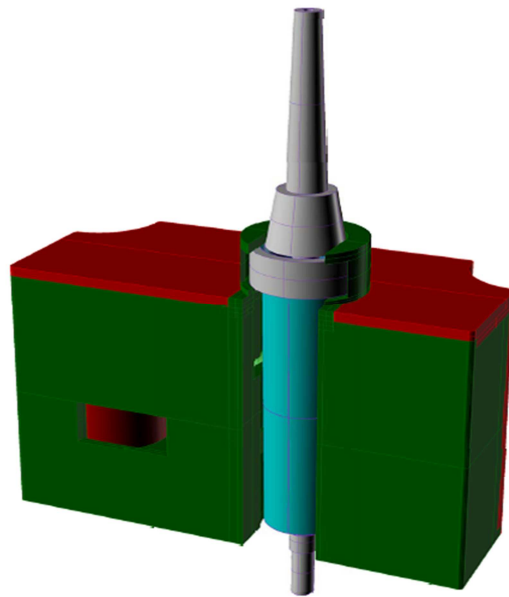


Figura 18.1- Progetto della sonda dimensionato su di una camera di gocciolamento

La sonda è composta da una struttura principale, che contiene, oltre all'elettronica analogica e digitale, l'ottica necessaria e le batterie per l'alimentazione (due pile stilo, modello AAA). Tale struttura, come illustrato in figura 18.2, è munita di un coperchio di chiusura.

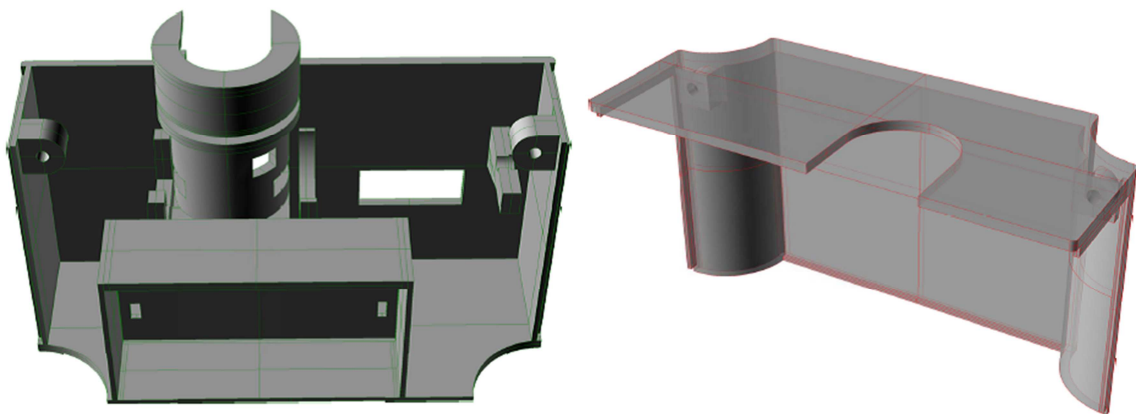


Figura 18.2 - Progetto CAD della sonda

L'intera struttura è larga 10 cm, alta circa 5 cm e profonda circa 4 cm; essa è progettata in modo tale da agganciarsi sulla testa del gocciolatore attraverso un incastro. Nella figura 18.3 sono illustrate la vista frontale e quella dall'alto della sonda.

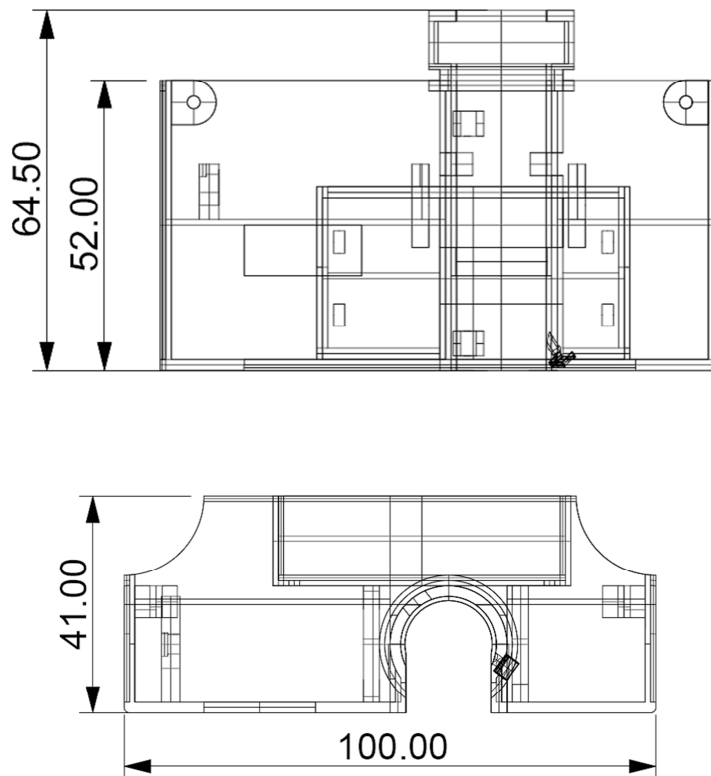


Figura 18.3 - Vista frontale e dall'alto della sonda, con dimensioni in mm

INTEGRAZIONE DEGLI STRUMENTI ALL'INTERNO DELLA SONDA

SISTEMA OTTICO PER LA MISURA DEL LIVELLO

Il misuratore di livello realizzato all'interno della sonda è stato ingegnerizzato in modo da riprodurre, in uno spazio più ridotto, la struttura del prototipo realizzato in laboratorio.

Come visibile in figura 18.4, si è utilizzato un LED smd (identico a quello utilizzato in laboratorio) il quale, posto alla base della struttura, punta verso i due fotodiodi sul lato opposto.

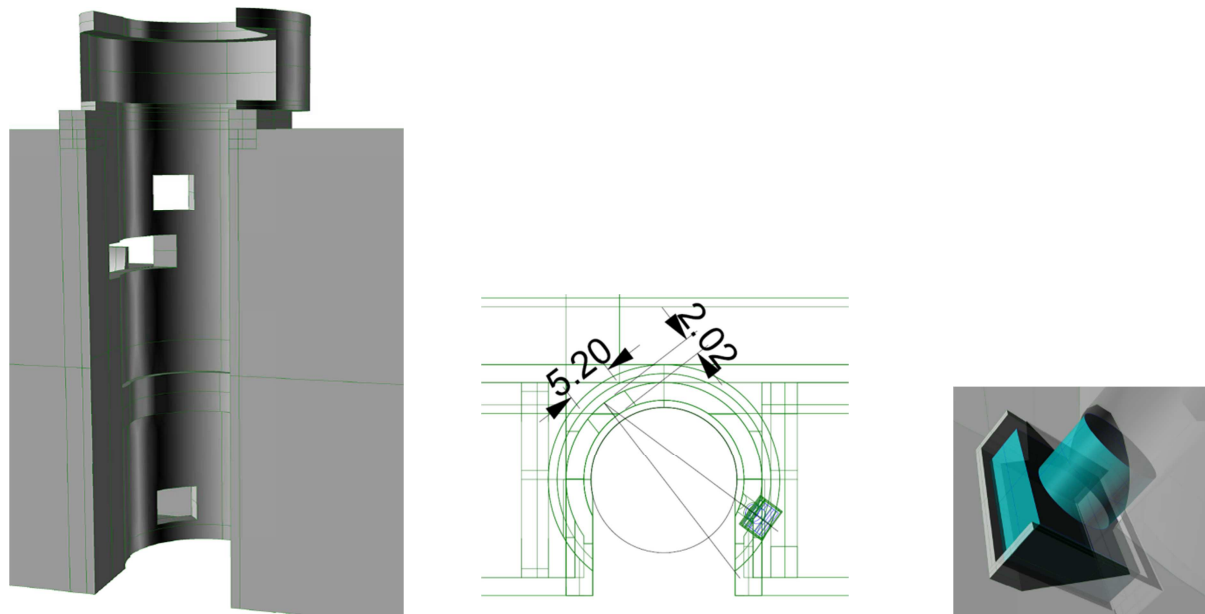


Figura 18.4 - Alloggio dei due fotodiodi e disposizione del LED smd per la misura di livello

SISTEMA OTTICO PER LA MISURA DEL VOLUME

Si è cercato, anche in questo caso, di riprodurre quanto più fedelmente all'interno della sonda la struttura del misuratore realizzata in laboratorio.

Pertanto, la disposizione del Laser, di identico modello a quello utilizzato in laboratorio, viene collimato a distanza da una lente biconvessa posta alla sua distanza focale pari a circa 4 cm. In questo modo si ottiene un fascio di luce circa uniforme che attraversa la camera di gocciolamento. Come nel prototipo realizzato in laboratorio, il fascio luminoso in uscita dal gocciolatore viene raccolto da una lente cilindrica e riportato sui due fotodiodi.

Si noti che tutti gli elementi ottici sono dello stesso modello di quelli utilizzati per la prototipazione in laboratorio.

In figura 18.5 e 18.6 sono visibili i supporti in materiale plastico per i componenti ottici.

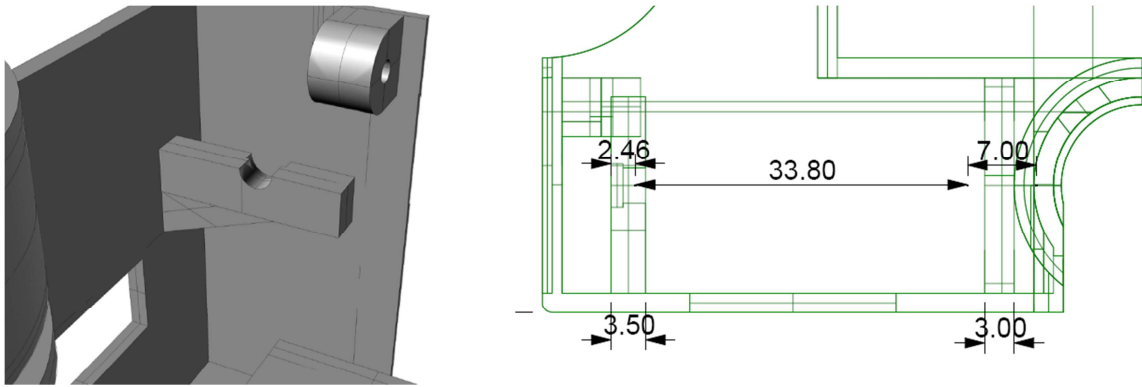


Figura 18.5 - Alloggio del LASER (sinistra), vista dall'alto del sostegno LASER-lente (centro), alloggio della lente plastica (destra)

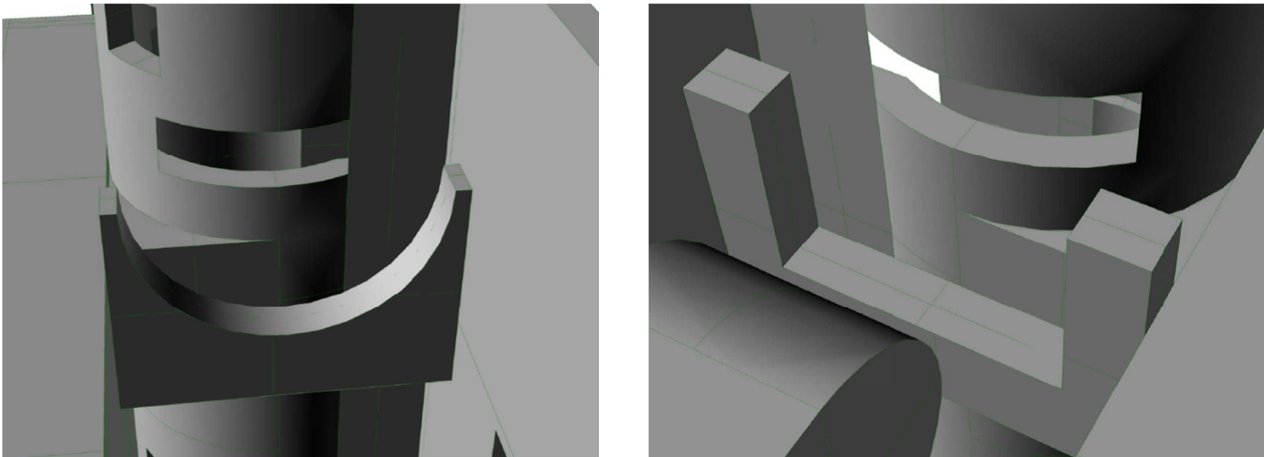


Figura 18.6 - Alloggio delle due lenti affacciate alle fessure per il fascio Laser

DISPLAY E CICALINO

L'interfaccia con l'utente è costituita da un display alfanumerico da 8 caratteri per 2 righe, modello MC0802A-SGR della EVERBOUQUET, estremamente compatto e a basso consumo. Esso fornisce tutte le informazioni relative alle misure effettuate dalla sonda ed è posizionato in modo da essere facilmente leggibile, come mostrato in figura 18.7. **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**

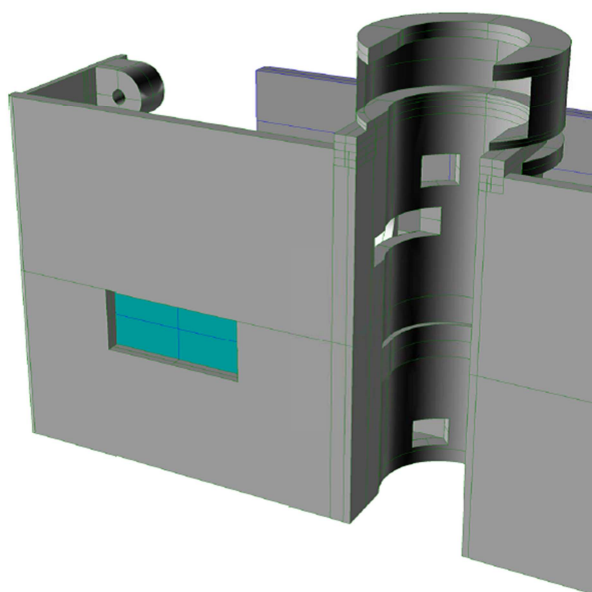


Figura 18.7 - Posizione del display

L'allarme sonoro, invece, è implementato da un trasduttore piezoelettrico della PRO SIGNAL, modello ABT-436-RC, comandato direttamente dal microcontrollore analizzato in seguito.

ALIMENTAZIONE

Come previsto nel progetto iniziale, l'alimentazione è a batteria, realizzata con due pile AAA alloggiare direttamente nella sonda e facilmente sostituibili (figura 18.8).

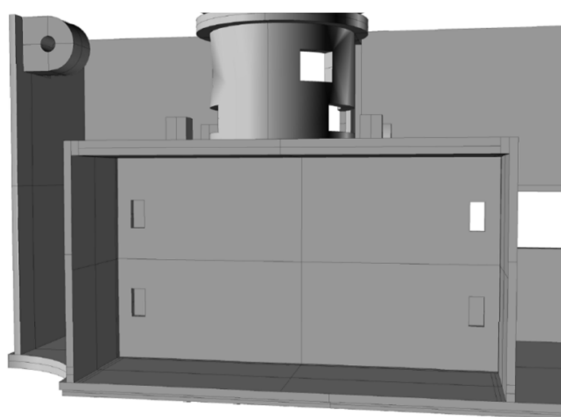


Figura 18.8- Comparto delle batterie di alimentazione

SISTEMA DI ELABORAZIONE EMBEDDED

Questa fase di prototipazione, oggetto di un altro elaborato, consiste nell'implementazione del sistema di acquisizione dei segnali e dell'elaborazione dati, in un microcontrollore molto diffuso della famiglia microchip, il dsPIC33F(modello DM330013), dotato di scheda di interfaccia di ridotte dimensioni e direttamente programmabile tramite USB.

Aver munito la sonda di un microcontrollore, consente di semplificare la gestione numerose funzioni:

- Generazione del segnale di comando dello stadio di potenza delle sorgenti luminose, prima affidate ad un circuito analogico.
- Acquisizione ed elaborazione dei segnali, consentendo l'eliminazione di schede di acquisizione ed elaborazione in Labview.
- Misura di livello sfruttata come allarme (gocciolatore pieno/vuoto) nel caso di errato funzionamento della flebo.
- Gestione di un display per la visualizzazione delle seguenti informazioni: volume infuso (ml), flusso istantaneo (ml/minuto), numero di gocce cadute e flusso misurato in termini di gocce al minuto.

Inoltre, sono state apportate importanti modifiche nella gestione dei segnali, necessarie alla coesistenza dei due sistemi di misura, evitando che interferiscano tra loro.

Al fine di rendere nullo il contributo di interferenza tra i due sistemi, si è deciso di evitare il sistema di ricezione attraverso un allungatore di picco, in quanto accoppierebbe inevitabilmente i segnali provenienti dai due strumenti.

Pertanto, al posto del sistema di rivelazione descritto nei capitoli precedenti, si è deciso di effettuare un campionamento sincrono dei fotorivelatori, in modo tale che ogni impulso generato dalla sorgente ottica venga campionato esattamente nell'istante in cui il segnale è massimo. Così facendo è possibile progettare le tempistiche degli impulsi in modo tale che, durante la misura di livello il Laser sia spento e, viceversa, durante la misura volumetrica, sia spento il LED.

TARATURA, MISURE E CONCLUSIONI

Si desidera, infine, effettuare la taratura della sonda per completare l'analisi finora svolta.

Pertanto, in questo capitolo viene riportato il lavoro svolto in un altro elaborato, il quale era dedicato alla programmazione del microcontrollore ed alla messa a punto della sonda.

TARATURA E MISURE

La taratura della sonda è stata eseguita procedendo ad una campagna di misure di una quantità nota di acqua.

Pertanto, da analisi sperimentali, il coefficiente di taratura relativo al misuratore di livello che compensa la differenza tra la media dei valori misurati e il valore reale risulta essere pari a 0,77.

Successivamente sono state effettuate alcune misure volumetriche per verificare il corretto funzionamento della sonda.

Come strumento di riferimento è stata usata una bilancia con risoluzione pari a 0,01g. Di seguito, in tabella 19.1, sono riportate le misure effettuate:

Pesato [g]	Misurato [ml]	err. %
3,43	3,55	3,50
8,54	8,65	1,29
13,74	14,41	4,88
8,43	8,24	-2,25
16,35	16,95	3,67
11,74	11,91	1,45
10,01	9,76	-2,50
11,99	12,42	3,59
12,11	12,25	1,16
5,73	5,91	3,14
12,45	13,03	4,66
2,04	2,06	0,98
2,2	2,13	-3,18
2,94	2,81	-4,42
2,27	2,34	3,08
3,24	3,11	-4,01
10,64	10,36	-2,63
7,5	7,35	-2,00
8,72	8,53	-2,18
9,11	9,09	-0,22
11,45	11,19	-2,27
11,11	11,07	-0,36
10,11	9,99	-1,19
11,24	11,10	-1,25
10,47	10,12	-3,34
10,88	10,81	-0,64
10,1	9,78	-3,17
8,63	8,25	-4,40
8,31	8,80	5,90
3,27	3,46	5,81
258,75	259,43	0,26

Tabella 19.1- Misure di volumetriche

Dai risultati ottenuti sulle singole misure si può notare che l'errore è dell'ordine di qualche punto percentuale. Se, però, si osserva il valore totale del liquido (valori in giallo riportati in tabella19.1), si noterà che l'errore diminuisce in modo considerevole rispetto alle singole misure.

Questo è dovuto al fatto che il volume è proporzionale al numero di gocce, mentre l'incertezza sulla misura è proporzionale alla radice del numero di gocce.

CONCLUSIONI

Il prototipo di sonda realizzato soddisfa pienamente le specifiche di economicità, robustezza e minimo dispendio di potenza prefissate nel progetto.

Inoltre, a fronte delle misure effettuate, si noti come la sonda rispetta le specifiche di progetto in termini di errore percentuale sulla stima del volume complessivo.

L'errore commesso nella misura del volume è sicuramente da attribuire alla stima della velocità di caduta della goccia, indispensabile per trovare l'altezza di ogni cilindretto.

Un modo per rendere più accurata la misura, sarebbe quella di migliorare la stima del tempo di volo aumentando i campioni necessari alla sua misura.

A questo proposito potrebbe procedersi in due direzioni: la prima consiste nel separare maggiormente i due fotodiodi; in alternativa si potrebbe aumentare la frequenza di campionamento.

In figura 19.1 è riportata la sonda in funzione.



Figura 19.1 – Prototipo di sonda realizzato

CODICI MATLAB

CARATTERIZZAZIONE DEL LED

`% Caratterizzazione LED`

```
h=[0.0 0.1 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.7 0.8 0.9 1.0 1.1 1.2 1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 2.0 2.1 2.2 2.3 2.4 2.5 2.6 2.7  
2.8 2.9 3.0 3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9 4.0 4.1 4.2 4.3 4.4 4.5 4.6 4.7 4.8 4.9 5.0 5.1 5.2];
```

```
Vm.sup=4*[0.6520 0.5695 0.6055 0.6565 0.7270 0.7320 0.7530 0.7525 0.7295 0.6995 0.6745 0.6665 0.6630  
0.6655 0.6675 0.6695 0.6720 0.6765 0.6805 0.6850 0.6900 0.6950 0.7015 0.7075 0.7135 0.7205 0.7300  
0.7405 0.7480 0.7570 0.7720 0.7785 0.7925 0.8085 0.8220 0.8330 0.8555 0.8720 0.8920 0.9145 0.9310  
0.9485 0.9345 0.9020 0.8680 0.8540 0.8195 0.8075 0.7875 0.7690 0.7605 0.7540 0.7495];
```

```
Vm.inf=[3.5140 2.9565 3.2605 3.7810 3.9605 3.9790 4.0045 4.0060 3.9840 3.9490 3.9015 3.8795 3.8740  
3.8655 3.8650 3.8645 3.8645 3.8645 3.8650 3.8650 3.8650 3.8660 3.8660 3.8660 3.8660 3.8670 3.8670  
3.8685 3.8685 3.8685 3.8700 3.8700 3.8710 3.8720 3.8730 3.8740 3.8750 3.8765 3.8780 3.8795 3.8805  
3.8815 3.8805 3.8780 3.8755 3.8745 3.8720 3.8710 3.8695 3.8675 3.8670 3.8660 3.8655];
```

```

D=Vm.inf-Vm.sup;
S=(Vm.inf+Vm.sup);
R=Vm.inf./Vm.sup;
N=D./S;

```

```

figure(1)
plot(Vm.inf,h,'rO-',Vm.sup,h,'b*-',S,h,'g*-',D,h,'y*-');

```

```

figure(2)
plot(Vm.inf,h,'rO-',Vm.sup,h,'b*-',S,h,'g*-',D,h,'y*-',N,h,'kO-',R,h,'m*-');

```

```

figure(3)
plot(h,D)

```

```

figure(4)
plot(D,h)

```

```

figure(5)
plot(N,h,'rO-')

```

‡ Trattazione della caratterizzazione del LED: Segnali trocati

```

h=[1.2 1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 2.0 2.1 2.2 2.3 2.4 2.5 2.6 2.7 2.8 2.9 3.0 3.1 3.2 3.3 3.4 3.5 3.6 3.7 3.8 3.9
4.0];

```

```

Vm.sup=4*[0.6630 0.6655 0.6675 0.6695 0.6720 0.6765 0.6805 0.6850 0.6900 0.6950 0.7015 0.7075 0.7135
0.7205 0.7300 0.7405 0.7480 0.7570 0.7720 0.7785 0.7925 0.8085 0.8220 0.8330 0.8555 0.8720 0.8920
0.9145 0.9310];

```

```

Vm.inf=[3.8740 3.8655 3.8650 3.8645 3.8645 3.8645 3.8650 3.8650 3.8650 3.8660 3.8660 3.8660 3.8660
3.8670 3.8670 3.8685 3.8685 3.8685 3.8700 3.8700 3.8710 3.8720 3.8730 3.8740 3.8750 3.8765 3.8780
3.8795 3.8805];

```

```

D=Vm.inf-Vm.sup;
S=(Vm.inf+Vm.sup);
R=Vm.inf./Vm.sup;
N=D./S;

p=polyfit(N,h,4);
Y=polyval(p,N);

figure(1)
plot(Vm.inf,h,'rO-',Vm.sup,h,'b*-',S,h,'g*-',D,h,'y*-');
xlabel('Altezza liquido [cm]')
ylabel('Valori di tensione [V]')

figure(2)
plot(Vm.inf,h,'rO-',Vm.sup,h,'b*-',S,h,'g*-',D,h,'y*-',N,h,'kO-',R,h,'m*-');
xlabel('Altezza liquido [cm]')
ylabel('Valori di tensione [V]')

figure(3)
plot(h,D)

figure(4)
plot(D,h)

figure(5)
plot(N,h,'rO-')
xlabel('Differenza/Somma')
ylabel('Altezza liquido [cm]')

```

CARATTERIZZAZIONE DEL LASER

```
% Campionamento all'altezza del punto di gocciolamento

d=[0.0 2.0 2.5 3.0 3.2 3.5 4.0 4.5 4.8 5.0 5.5 6.0 6.5 7 9 9.5 10];

V=[1.64 1.38 1.28 1.20 1.17 1.14 1.09 1.02 0.993 0.946 0.878
  0.830 0.750 0.628 0.365 0.265 0.151];

Vn=V./1.64;
p=polyfit(Vn,d,1);
Y=polyval(p,Vn);

%DIAMETRO vs TENSIONE
figure(1)
plot(V,d,'r*-');
title('diametro vs tensione ph')
xlabel('tensione fotodiode [V]')
ylabel('diametro [mm]')
axis([0.1 1.8 0 12])

%NORMALIZZATA vs DIAMETRO
figure(2)
plot(Vn,d,'g*-')
xlabel('tensione normalizzata [V]')
ylabel('diametro goccia [mm]')
axis([0.1 1 0 12])

%INTERPOLATA & Tensione normalizzata vs DIAMETRO

figure(3)
plot(Vn,Y,'b',Vn,d,'g*-')
title('diametro vs tensione normalizzata (verde)+ interpolata (blu)')
xlabel('tensione fotodiode normalizzata [V]')
ylabel('diametro goccia [mm]')
axis([0.1 1 0 12])
```

Bibliografia

- [1] Sironi C., Baccin G.,
PROCEDURE PER L'ASSISTENZA INFERMERISTICA
- [2] Mazzoldi P., Nigro M., Voci C.,
ELEMENTI DI FISICA ONDE
- [3] Kasap S.O.,
OPTOELETTRONIC AND PHOTONICS *Principles and practices*
- [4] Pirovano A., Monzio Compagnoni C.,
DISPOSITIVI OPTOELETTRONICI INTEGRATI – Progetto Leonardo Bologna