

POLITECNICO DI TORINO

COLLEGIO DI INGEGNERIA BIOMEDICA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN
INGEGNERIA BIOMEDICA



Tesi di Laurea Magistrale

Imaging Fotoacustico: progettazione e sviluppo di una sorgente ottica impulsata basata su LED

Relatore

Prof. Alberto Vallan

Candidato

Vittorio Graglia

Corelatore

Prof. Filippo Molinari

Aprile 2019

Indice

Abstract	iii
1 Introduzione	1
2 La Fotoacustica	3
2.1 Storia	3
2.2 L'effetto fotoacustico	6
2.2.1 Profondità di illuminazione	8
2.2.2 Risoluzione spaziale	8
2.2.3 Normative	9
2.3 Imaging ad Ultrasuoni	11
2.3.1 Ultrasuoni	11
2.3.2 Imaging	12
3 Stato dell'arte	15
3.1 Tipologie di Imaging	15
3.1.1 Microscopia	17
3.1.2 Endoscopia	18
3.1.3 Spettroscopia	18
3.1.4 Flussimetria Doppler	19
3.1.5 Termometria	19
3.2 Sorgenti luminose	20
3.3 Dispositivi in commercio/produzione	22
4 Progettazione del dispositivo	27
4.1 Introduzione	27
4.2 Logica di controllo	30
4.2.1 Driver	31
4.3 Alimentazione	33
4.4 Led utilizzati	35
4.5 Il PCB	36
4.5.1 Componenti	42
4.6 Holder per il pcb	43
4.7 Setup delle prove	45
4.7.1 Configurazione del sistema di acquisizione	46

5	Caratterizzazione	47
5.1	Caratterizzazione elettrica	48
5.1.1	Misura delle tensioni del circuito	48
5.1.2	Corrente erogata in funzione della tensione sui condensatori	56
5.2	Caratterizzazione ottica	61
5.2.1	Caratterizzazione del fotodiode	61
5.2.2	Setup per misure radiometriche	65
5.2.3	Pattern di radiazione e densità di potenza	65
5.3	Energia degli impulsi	69
5.3.1	Confronto con AcousticX	70
6	Validazione del dispositivo	71
6.1	Phantom	71
6.2	Immagini ottenute	72
6.2.1	Primo Phantom	72
6.2.2	Secondo Phantom	77
7	Conclusioni e sviluppi futuri	83
	Riferimenti Bibliografici	86
	Datasheet	88
A	Appendice	90
A.1	Script elaborazione della misurazione di corrente	90
A.2	Script elaborazione dati radiometrici	91

Abstract

Biomedical imaging is a field of great interest regarding the results obtainable through the various state-of-the-art techniques. The need to have cutting-edge and evolving methods has led to the development and diffusion of photoacoustic imaging, connecting optics and acoustics through the effect from which this technique takes its name. The result is therefore the possibility of visualizing anatomical structures that were previously unobservable or difficult to measure with other techniques, such as blood flow in the various vessels.

Photoacoustic imaging can be performed using existing ultrasound imaging systems: the non-invasiveness, the low costs and the use of non-ionizing radiations make the use of this technique practical and safe. There are also advantages in terms of portability and ease of use of the various systems on the market and in research, compared to an MRI exam or a CT scan.

In recent years, different modalities based on the illumination of the tissues of interest have been presented with light impulses in the near infrared (NIR). The standard light sources used both in research and in commerce are laser-based due to their characteristics of energy per pulse and driving speeds.

Thanks to recent technological advances in production, high power IR LED diodes have recently become more interesting by being able to provide performances comparable to solid-state lasers but with much lower costs. In this way, not only the costs deriving from the use of LEDs are reduced, but also those related to the safety and encumbrance of the entire imaging system. The latter is a problem related to the use of laser systems. In this way, by using LED light sources, it could therefore be possible to reach portable photoacoustic systems, given the low energy consumption required.

The main objective of this thesis is to present an approach to the design and development of a light source for photoacoustic imaging, using high power infrared LEDs. The device includes both the control logic part and the light sources, so as to have only one system that is easy to assemble and use.

By taking advantage of one of the first commercial devices, also based on LED, it is possible to compare the images obtained through the different systems. Finally, by means of various electrical and radiometric measures, a judgment is given to the characteristics of the device made.

1 Introduzione

L'imaging biomedicale è un campo di grande interesse per quanto riguarda i risultati ottenibili attraverso le varie tecniche attualmente esistenti. La necessità di avere metodi sempre all'avanguardia e in evoluzione ha portato allo sviluppo e alla diffusione dell'imaging fotoacustico, mettendo in comunicazione l'ottica e l'acustica attraverso l'effetto da cui prende il nome questa tecnica. Si ha quindi come risultato la possibilità di visualizzare strutture anatomiche prima inosservabili o difficilmente misurabili con altre tecniche, come ad esempio il flusso sanguigno nei diversi vasi.

L'imaging fotoacustico può essere realizzato utilizzando sistemi per imaging ad ultrasuoni già esistenti: la non invasività, i bassi costi e l'utilizzo di radiazioni non ionizzanti rendono pratico e sicuro l'utilizzo di questa tecnica. Si hanno inoltre vantaggi per quanto riguarda la portabilità e la facilità d'uso dei vari sistemi in commercio e in ricerca, rispetto ad un esame RM o una TC.

Negli ultimi anni sono state presentate diverse modalità basate su illuminazione dei tessuti di interesse con impulsi luminosi nell'infrarosso vicino (NIR). Principalmente, nell'ambito di ricerca e in quello commerciale, le sorgenti basate su laser di vario tipo sono quelle più utilizzate, per via delle loro caratteristiche di energia per impulso erogata e velocità di pilotaggio.

Grazie ai recenti progressi tecnologici di produzione, ultimamente hanno preso piede anche i diodi LED IR ad alta potenza, in grado di fornire prestazioni paragonabili ai laser allo stato solido ma con costi decisamente inferiori. Vengono così ridotti non solo i costi derivanti dall'impiego di LED, ma anche quelli legati alla sicurezza e all'ingombro di tutto il sistema per imaging, problema diffuso proprio legato all'uso di sistemi laser. In questo modo, grazie all'utilizzo di sorgenti a LED, si potrebbe quindi arrivare anche a sistemi fotoacustici portatili, dati i bassi consumi energetici richiesti.

L'obiettivo principale di questa tesi è presentare un approccio alla progettazione e allo sviluppo di una sorgente luminosa per imaging fotoacustico, utiliz-

zando come base LED ad infrarossi ad alta potenza. Il dispositivo comprende sia la parte di controllo, sia le sorgenti luminose, in modo da avere una sola parte facilmente assemblabile e lavorabile.

Sfruttando uno dei primi dispositivi commerciali, anch'esso basato su LED, si rende possibile un confronto tra le immagini ottenute attraverso i diversi sistemi. Infine, mediante diverse misure di tipo elettrico e radiometrico, si dà un giudizio alle caratteristiche del dispositivo realizzato.

2 La Fotoacustica

2.1 Storia

Provando ad irradiare un qualsiasi oggetto, indipendentemente dal fatto che sia solido, liquido o gassoso, con un fascio di luce, si può notare come avvenga un fenomeno di riscaldamento dovuto alla conversione di energia luminosa in energia termica. Questa conversione di energia ha come conseguenza un'espansione temporanea nella zona in cui è stato illuminato l'oggetto, detto effetto termoelastico. Nel 1880, infatti, Alexander Graham Bell [1] riportò per primo l'osservazione di questo fenomeno, spiegando come potessero essere prodotti suoni udibili tramite l'assorbimento di luce solare in una cella solida collegata ad un mezzo di ascolto. Bell coniò quindi il termine *effetto fotofonico*, o *radiofonico*.

Un'applicazione dell'effetto fotoacustico (FA), presentata da Bell, fu il Fototelefono, un sofisticato sistema composto da specchi e lenti in grado di comportarsi da trasmettitore di voce umana: tramite riflessione della luce solare su di uno specchio, è possibile ascoltare la voce dell'interlocutore tramite uno specchio parabolico. Questo specchio eccita una cella al selenio che converte l'energia luminosa in impulsi inviabili ad un ricevitore telefonico, come rappresentato in Figura 2.1.1.

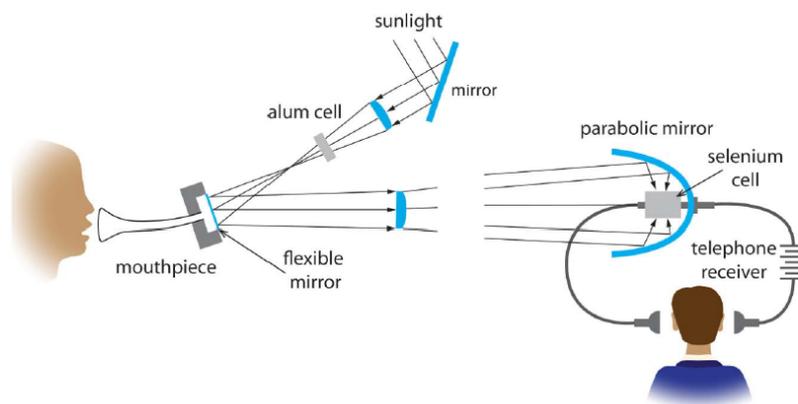


Figura 2.1.1: Rappresentazione del Fototelefono.

Grazie ad ulteriori studi, Tyndall [2] e Röntgen [3] confermarono quanto osservato da Bell tramite esperimenti su mezzi gassosi. Nel 1938, inoltre, venne pubblicato sul giornale dell'Accademia delle Scienze Sovietico [4] un articolo riguardante un metodo di spettroscopia ottico-acustico basato sui lavori di Tyndall e Röntgen. Successivamente vennero implementati degli analizzatori per gas basati su infrarossi e detector con microfoni, con dispositivi commerciali tedeschi: URAS [5], cioè *Ultrarotabsorptionsschreibers* o recorder ad assorbimento ad infrarossi.

Soppiantati dagli spettrofotometri ad infrarossi ed a causa dello scarso interesse nell'argomento e dei pochi progressi tecnologici dei sistemi di ascolto, non si ebbero ulteriori contributi alla ricerca fino agli anni '60. Infatti, grazie all'invenzione del LASER e dei moderni microfoni, fu possibile riprendere gli studi sull'effetto FA e stabilire nuovamente un metodo largamente utilizzato per effettuare studi su mezzi gassosi [6]. Sfruttando sorgenti laser era possibile infatti ottenere risultati con grande stabilità e riproducibilità delle operazioni.

Dagli anni '70 in poi lo studio dell'effetto fotoacustico sui solidi riprese nuovamente, siccome in precedenza era stata data più importanza ai liquidi e ai gas. Tramite esperimenti condotti da Rosencwaig [7, 8], Kreuzer [9], Robin e Harshbarger [10], venne portata avanti la ricerca e nacquero i termini optoacustica e fotoacustica, rispettivamente coniati da Robin-Kreuzer e Rosencwaig. Il nome scelto da quest'ultimo è quello che venne successivamente utilizzato per definire questo tipo di fenomeno, in quanto i termini optoacustica si riferisce principalmente alla diffrazione di luce in onde sonore nei mezzi cristallini.

Le applicazioni di questo fenomeno vennero inizialmente focalizzate nella spettroscopia di mezzi biologici, cioè citocromo ed emoglobina [11]. Questo può

essere visto come ulteriori passi verso l'applicazione dell'effetto fotoacustico nel campo biomedicale, vista la quasi assenza di studi precedenti fatta eccezione per alcuni studi condotti sugli occhi dei mammiferi.

Successivamente si è optato per lo sfruttamento di questo effetto nel campo della ricerca di impurità e difetti sulla superficie dei semiconduttori: siccome il fenomeno si basa sulla generazione di onde sonore irradiando con della luce un oggetto, la presenza di difetti va a causare una distorsione delle onde sonore. Infatti, andando a modificare il coefficiente di assorbimento ottico, vengono prodotte onde sonore diverse rispetto a quelle che verrebbero prodotte in un oggetto privo di difetti e/o impurità superficiali. In questo modo così è stato possibile realizzare i primi studi sull'imaging di tipo fotoacustico. Questo metodo e la spettrometria tramite fotoacustica sono stati i due campi in cui l'effetto fotoacustico ha trovato maggiore impiego.

Solo più tardi, dalla metà degli anni '90 in poi, iniziano a venire condotti sempre più studi *in vivo*: tramite lo sviluppo di un'apposita sonda ad ultrasuoni e ad un laser Nd:YAG, Chen *et al* [12] riescono ad ottenere le immagini di un dito umano. Da allora iniziano a venire proposti, per esempio, metodi per lo studio e la diagnostica di formazioni tumorali nel seno, vasculopatia periferica, Morbo di Crohn, ed indagini emodinamiche fino ad oggi in cui si è tuttora alla ricerca di nuovi impieghi e nuove innovazioni per ottenere migliori risultati [13–15].

2.2 L'effetto fotoacustico

Come viene mostrato in Figura 2.2.1, la generazione dell'effetto fotoacustico inizia con l'irraggiamento di un materiale, in questo caso i tessuti, tramite esposizione ad impulsi luminosi provenienti da una fonte laser o da una schiera di LED. Gli impulsi vengono successivamente convertiti in calore dai cromofori presenti nei tessuti, in base al loro grado di assorbimento. L'innalzamento di temperatura che ne segue localmente ne provoca una rapida espansione, detta termoelastica, generando quindi delle onde acustiche a bassa intensità: grazie all'uso di trasduttori ad ultrasuoni è possibile rilevarle e processarle per ottenere delle immagini fotoacustiche.

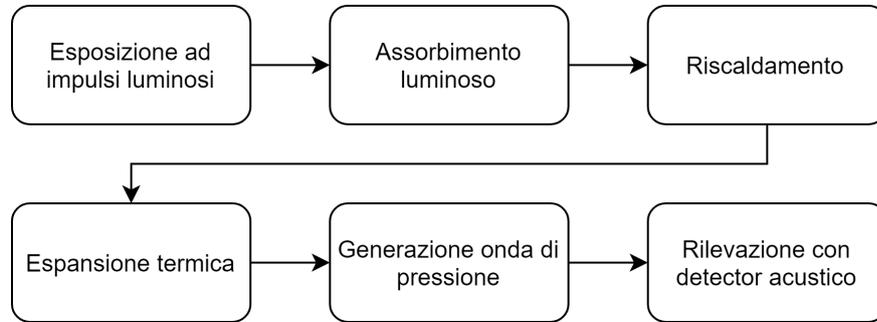


Figura 2.2.1: Effetto fotoacustico nei suoi passaggi.

Dal punto di vista termodinamico e acustico quello che avviene è la generazione di un'onda termoelastica in cui si ha variazione di pressione lungo la direzione principale di propagazione [8, 13]. Sfruttando impulsi luminosi di durata inferiore rispetto al tempo di rilassamento dello stress locale, è possibile ottenere il regime di *stress confinement* [13, 15, 16], in cui si ha una variazione di pressione $p_0(r)$ legata all'assorbimento ottico $H(r)$. Nell'equazione 2.1

$$p_0(r) = \Gamma H(r) \quad (2.1)$$

è presente il termine $\Gamma = \beta c^2 / C_p$, detto Coefficiente di Grüneisen, cioè una costante adimensionale termodinamica che fornisce un'indicazione dell'efficienza di conversione dell'energia termica in pressione. β è il coefficiente termico di espansione del volume, c è la velocità del suono nei tessuti e C_p è la capacità termica specifica del tessuto in condizioni di pressione costante. La distribuzione di energia ottica assorbita $H(r)$ consiste nel prodotto del coefficiente di assorbimento locale $\mu_a(r)$ [1/m] e dalla fluena ottica $\phi(r)$ [J/m²] alla quota $r = 0$ con un ter-

mine $e^{-\mu_e(r)}$, dipendente dal coefficiente di estinzione $\mu_e(r)$ proprio dei tessuti. Questo coefficiente viene definito come $\mu_e(r) = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$, nel quale μ'_s è il coefficiente di scattering nei tessuti [13, 16–18].

Si può ottenere quindi una versione esplicita dell'equazione 2.1 espandendone il termine $H(r)$

$$p_0(r) = \Gamma\mu_a(r)\phi_0(r)e^{-\mu_e(r)} \quad (2.2)$$

Nell'ambito dell'imaging FA, non si ha molta variazione delle proprietà termodinamiche e meccaniche e quindi il termine principale è il coefficiente di estinzione μ_a , il quale dipende dalla lunghezza d'onda λ utilizzata nel sistema di illuminazione. Bisogna comunque tenere in considerazione che questa affermazione ha alcuni limiti causati dalla presenza di eterogeneità nel coefficiente di Grüneisen [14]. Siccome generalmente il contrasto dell'immagine viene dominato dall'assorbimento ottico e dallo scattering nei tessuti coinvolti dagli impulsi luminosi, le immagini prodotte con questa tecnica vengono denominate "*absorption based*" [13]. Ciò è vero in parte, in quanto il contrasto non è funzione lineare del coefficiente μ_a , bensì è funzione del prodotto tra μ_a e ϕ_0 e quindi p_0 è una funzione non lineare di μ_a .

Il modo più efficace per ottenere risultati diversi è comunque quello di variare la lunghezza d'onda degli impulsi luminosi, in modo da poter osservare strutture anatomiche diverse grazie alla diversità dei cromofori, come mostrato in Figura 2.2.2.

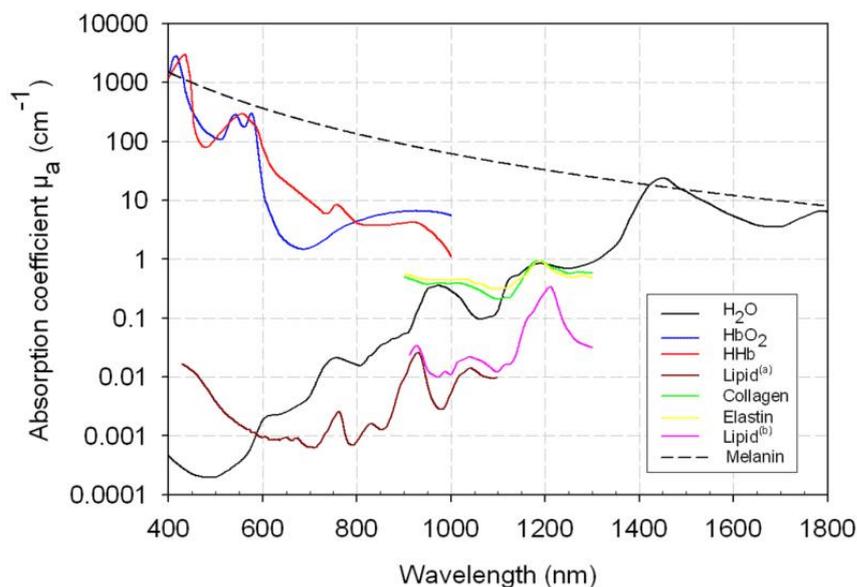


Figura 2.2.2: Spettro del coefficiente di assorbimento [19]. Si nota come nei diversi cromofori l'assorbimento vari in base alla lunghezza d'onda.

Generalmente ci si aggira tra i 300 nm e i 1300 nm, con maggior interesse nei riguardi dell'emoglobina, l'acqua e i lipidi. Tra queste strutture l'emoglobina è quella più importanti, sfruttando lunghezze d'onda attorno ai 650 e 950 nm, cioè attorno al punto isobestico dell'emoglobina ossigenata e deossigenata, rendendo possibile la misurazione dell'ossigenazione sanguigna.

2.2.1 Profondità di illuminazione

Come riportato da Beard [13], dato il coefficiente di assorbimento dei tessuti e presa in considerazione una sorgente luminosa a 700 nm, è possibile notare come dopo il primo millimetro gli impulsi luminosi inizino a diffondere per poi avere una decaduta esponenziale di irradianza con coefficiente μ_e . Viene fatto notare quindi che per ogni centimetro di cammino ottico si ha una perdita dell'impulso di un fattore 4 e che, considerando un'attenuazione acustica dell'onda piana di circa 0.75 dB/(cm MHz) ad una frequenza di 10 Hz, si ha almeno un ordine di grandezza perso per centimetro.

2.2.2 Risoluzione spaziale

Siccome le immagini vengono generate a partire da un sistema con detector ad ultrasuoni, la risoluzione spaziale dipende quindi dal sistema stesso e dalle carat-

teristiche in frequenza delle onde acustiche generate. Per ottenere buoni risultati si preferisce sfruttare durate degli impulsi attorno alle decine di nanosecondi, in modo da avere una risposta acustica a larga banda, fino ai megahertz [13]. Variando quindi la durata e l'energia degli impulsi è possibile ottenere frequenze acustiche diverse, influenzando sulla risoluzione spaziale finale. Inoltre, la profondità di illuminazione ha un grande impatto sulle onde acustiche, data l'attenuazione dei tessuti, limitando la frequenza massima dell'onda fotoacustica e quindi dando un limite superiore alla risoluzione spaziale ottenibile. Generalmente, le risoluzioni ottenibili sono:

- <1 mm ad 1 cm di profondità
- <100 μm a meno di 1 mm
- <10 μm a qualche μm

2.2.3 Normative

La scelta della lunghezza d'onda, della durata degli impulsi e dell'intensità dell'impulso stesso, quindi, sono fattori molto importanti per avere una buona penetrazione nei tessuti, infatti questo è uno dei principali problemi da affrontare nell'ambito della fotoacustica. Bisogna considerare inoltre che esistono normative per quanto riguarda l'esposizione dei tessuti umani ad impulsi luminosi. L'American National Standards Institute [20] impone dei limiti alla quantità di energia trasmessa dagli impulsi luminosi sulla pelle umana (MPE, [mJ/cm^2]): sfruttando lunghezze d'onda comprese tra 700 nm e 1050 nm, cioè quelle più comuni in queste applicazioni della fotoacustica, l'MPE vale

$$\text{MPE} = 20 \cdot 10^{0.002(\lambda-700)} \approx 39.9 \text{ mJ}/\text{cm}^2 \quad (2.3)$$

Analogamente al caso americano, la direttiva europea Dispositivi Medici 93/42/CEE [21] indica un limite massimo di esposizione per una qualsiasi sorgente, che emetta un qualsiasi tipo di radiazione elettromagnetica, come sorgenti luminose, radiazioni ionizzanti e onde elettromagnetiche per RM. La durata dell'impulso viene considerata irrilevante, limitando solamente la quantità di potenza trasmessa alla pelle umana. Questo limite è pari a

$$\text{Max}_P \approx 3 \text{ W}/\text{cm}^2. \quad (2.4)$$

Secondo la normativa CEI EN 60601-2-57 [22], invece, l'applicazione degli impulsi luminosi nella fotoacustica ricade nella tipologia di pericolo "termico retinico, stimolo visivo debole", nel caso di radiazioni impulsive comprese tra 780 nm e 1400 nm e con impulsi inferiori ai 10 μ s. Altri parametri da tenere in considerazione sono l'angolo di accettazione γ , cioè l'angolo piano entro il quale un rivelatore (pupilla) risponde alla radiazione ottica, e l'angolo sotteso α dalla sorgente o dalla sorgente e apparente al livello dell'occhio di un osservatore o del punto di misura. Entrambi sono indicati in rad. Nella fotoacustica quindi, utilizzando una sorgente impulsata a 850 nm, con durate nell'ordine dei nanosecondi, si rientra nella condizione di *Gruppo di Rischio Esente*.

Nell'allegato informativo BB viene inoltre specificato come calcolare il valore limite di esposizione termica retinica, secondo l'ICNIRP (International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection), come indicato nell'equazione 2.5

$$L_R = \frac{8,89 \cdot 10^8}{C_\alpha} \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr}) \quad (2.5)$$

dove C_α in questo caso è 11, in quanto il campo di vista è inferiore a 11 mrad. Il valore limite L_R è di quindi circa $8.081 \cdot 10^7 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr})$. La parte del corpo interessata è solo la retina, in quanto non si presentano pericoli per la cute o altre strutture anatomiche. Per quanto riguarda invece il limite di esposizione per radiazione ad infrarossi E_{IR} , in caso di impulsi di lunghezza inferiore a 1000 s, esso viene calcolato come

$$E_{IR} = 18000 \cdot t^{-0.75} \text{ W}/\text{m}^2 \quad (2.6)$$

dove t è la durata espressa in secondi.

2.3 Imaging ad Ultrasuoni

2.3.1 Ultrasuoni

Per ottenere delle immagini tramite lo sfruttamento dell'effetto fotoacustico bisogna utilizzare dei sistemi per imaging ad ultrasuoni [18]. In quanto onde acustiche, i suoni, essi hanno una propria frequenza. Siccome il range di udibilità umano è compreso tra i 20 Hz e i 20 kHz, tutto ciò che ha una frequenza maggiore viene classificato come ultrasuono. La generazione degli ultrasuoni viene effettuata mediante l'effetto piezoelettrico: il passaggio di una corrente elettrica in un elemento, di solito cristallino, fa sì che questo inizi a vibrare ad una certa frequenza. È possibile anche il contrario, cioè quando un elemento piezoelettrico viene sollecitato da una vibrazione questo genera una corrente. Nell'imaging ad ultrasuoni vengono impiegati delle sonde formate da array di cristalli piezoelettrici che hanno quindi una doppia funzione: generare onde acustiche e rilevarle.

Ci sono inoltre due caratteristiche importanti da considerare quando si parla di ultrasuoni, cioè la velocità di propagazione del mezzo v e l'impedenza acustica Z [18]:

$$v = \lambda f \quad (2.7)$$

$$Z = \rho v \quad (2.8)$$

v è la velocità, λ è la lunghezza d'onda, f la frequenza ed infine ρ la densità del materiale. Generalmente viene fissato un valore di circa 1540 m/s per i tessuti umani, in quanto i valori delle diverse strutture anatomiche oscillano attorno ad esso. Il valore minimo e massimo rispettivamente sono quelli dell'aria (330 m/s) e delle ossa (4080 m/s).

Il cammino acustico di un impulso ad ultrasuoni non è lineare, vi è un'attenuazione esponenziale che dipende dalle caratteristiche del materiale e quindi da un coefficiente di attenuazione α_z , esattamente come avviene per gli impulsi luminosi per l'effetto fotoacustico:

$$A(z) = A_0 e^{-\alpha_z} \quad (2.9)$$

dove A_0 è l'ampiezza iniziale. Nel caso del passaggio tra un materiale ed un altro

(A_1 e A_2), l'impulso non ha solo un'attenuazione (I) definita come

$$I = 20 \cdot \log_{10} \frac{A_2}{A_1} \quad (2.10)$$

ma subisce anche due effetti caratteristici di tutte le onde, *trasmissione* (T) e *riflessione* (R).

$$T = 1 - R \quad (2.11)$$

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (2.12)$$

Questi parametri indicano quindi ciò che può accadere in base alla diversità tra i due materiali adiacenti. Se sono simili in termini di impedenza acustica, allora si avrà minima riflessione. Qualora invece ci fosse molta differenza si avrebbe una grande riflessione e una bassa penetrazione dell'impulso nel materiale. Questo è ciò che avviene per esempio quando si ha uno strato di aria tra la sonda e i tessuti, ottenendo quindi scarsi risultati. In questo caso quindi è necessario frapporre uno strato di gel per ultrasuoni, in modo da limitare questo problema.

2.3.2 Imaging

Sfruttando i concetti di attenuazione e riflessione appena spiegati, è possibile realizzare immagini a partire dagli ultrasuoni, generati e rilevati dalla stessa sonda [18]. Sapendo che un impulso acustico impiega un tempo Δt per attraversare una lunghezza d , questa può essere misurata come

$$d = \frac{1}{2} c \Delta t \quad (2.13)$$

Dove c è il valore prefissato di velocità degli ultrasuoni nei tessuti umani, circa 1540 m/s, come descritto precedentemente. L'immagine viene ricostruita quindi andando ad interpretare i diversi echi causati dalle discontinuità nei tessuti.

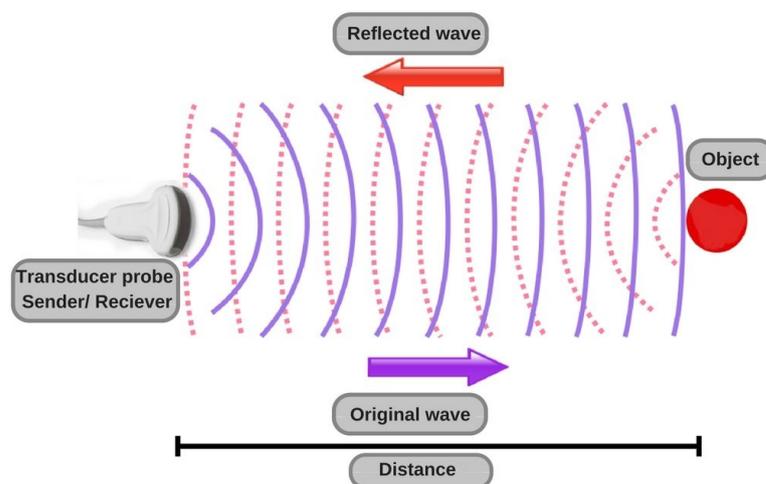


Figura 2.3.1: Schema di funzionamento di un trasduttore ad ultrasuoni.

Esistono diverse modalità con cui è possibile rappresentare le immagini e la più comune è la cosiddetta *B-Mode*, cioè ogni punto nell'immagine viene rappresentato con un'intensità diversa a seconda dell'ampiezza dell'eco prodotto in quel punto, scandendo con tutto l'array di cristalli nella sonda. Così facendo si ottiene un'immagine bidimensionale in scala di grigi per discretizzare le intensità diverse. Si possono quindi distinguere tre classi diverse di pixel, dovute alla riflessione: pixel *anecoici*, che non producono riflessi e quindi vengono rappresentati come pixel neri; pixel *ipoecoici* e *iperecoici* per riflessioni rispettivamente deboli e forti. Un esempio di tale immagine è rappresentata nella Figura 2.3.2.



Figura 2.3.2: Immagine di un feto all'interno della placenta effettuato con una sonda convex.

Siccome la risoluzione spaziale è di fondamentale importanza, bisogna fare

in modo che gli echi di ritorno abbiamo un contenuto in frequenza piuttosto elevato. Per fare ciò vengono impiegati treni di più impulsi ad alta frequenza, di solito due o tre, in modo tale che anche la durata degli impulsi stessi abbia un contributo per la ricostruzione di un'immagine.

Si può quindi affermare che, per ottenere immagini con risoluzioni accettabili, si rende necessario lo sfruttamento di impulsi ad alta frequenza tenendo però conto dei limiti di energia trasmessa ai tessuti. Questa limitazione, però, si riflette nella massima profondità di scansione ottenibile, rendendo necessario uno studio delle caratteristiche volute in un dispositivo per imaging ad ultrasuoni. In questo modo sarà possibile ottenere un dispositivo con le prestazioni necessarie allo scopo desiderato.

3 Stato dell'arte

3.1 Tipologie di Imaging

Per produrre l'effetto fotoacustico e per ricavare le immagini ad esso collegate vengono sfruttati metodi diversi, seguendo però sempre lo stesso schema: si sfruttano un sistema di generazione dei segnali luminosi, oppure a radiofrequenza, e un sistema di acquisizione acustica. Entrambi vanno collegati ad un sistema che generi i segnali di trigger per attivare in sequenza la parte luminosa e l'acquisizione. Bisogna inoltre interpretare e ricostruire in un'immagine i segnali ottenuti dai detector acustici tramite apposita interfaccia di computazione.

Variando la modalità di acquisizione è possibile ricorrere a più metodologie di ricostruzione delle immagini, ottenendo così tecniche diverse:

- Tomografia
- Microscopia
- Endoscopia
- Flussimetria doppler
- Termometria

Queste tecniche verranno approfondite nei paragrafi successivi.

Tomografia

Tramite acquisizione di più immagini lungo geometrie note, è possibile ricostruire il volume di tessuto in esame grazie ad algoritmi di retroproiezione, esattamente come nel caso della TC a raggi X. Vengono generalmente utilizzate geometrie di tipo planare, cilindrico e sferico [13, 16]. Sfruttando lunghezze d'onda dell'infrarosso vicino, NIR, è possibile illuminare buona parte dei tessuti grazie alla

loro quasi trasparenza in questa regione ottica. Tramite uno o più rilevatori ad ultrasuoni è possibile quindi rilevare le onde acustiche prodotte dai tessuti, in base alla geometria scelta.

Per esempio, nel caso in cui si voglia indagare tessuti prossimi alla superficie esterna, si predilige l'uso di scanner planari, anche se si è limitati per quanto riguarda risoluzione spaziale e profondità massima.

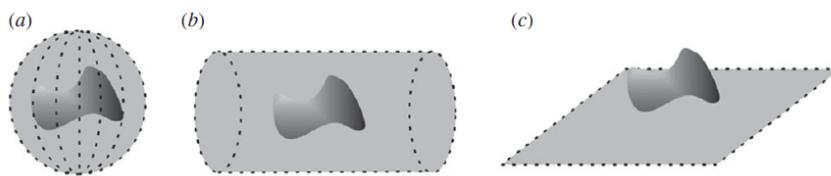


Figura 3.1.1: Esempi di geometrie per tomografia [13].

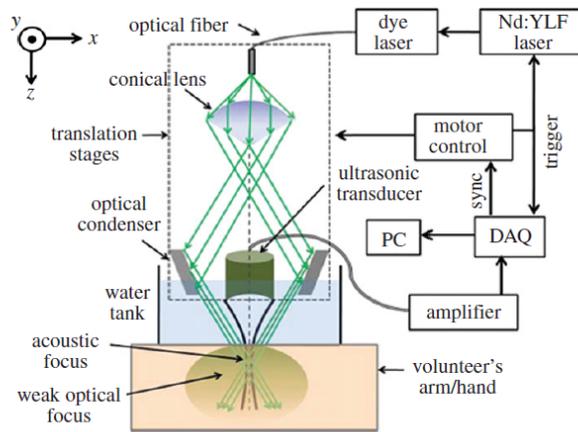
Nel caso dell'investigazione del tumore al seno [15], invece, risulta più conveniente utilizzare scanner a geometria cilindrica/sferica, anche se in alcuni casi vengono comunque utilizzati trasduttori planari. Uno dei grandi vantaggi dell'imaging fotoacustico, specialmente in questo ultimo caso, è lo sfruttamento di radiazioni non ionizzanti, a differenza di quanto accade nella TC a raggi X o nella Tomosintesi. In Figura 3.1.2 si ha un esempio di questo metodo, realizzato mediante un dispositivo per imaging PA a tomografia semicircolare.



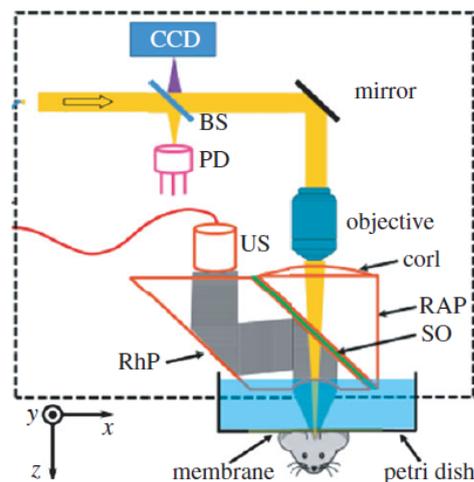
Figura 3.1.2: Immagine di una mano ottenuta tramite tomografia PA [23].

3.1.1 Microscopia

L'imaging fotoacustico prende il nome di microscopia FA quando vengono utilizzati sorgenti luminose o sensori focalizzati: nel primo caso si parla di OR-PAM, altrimenti di AR-PAM [13, 24]. La differenza principale consiste nella risoluzione spaziale assiale e laterale, in quanto nella AR-PAM queste variano in base alla propagazione degli US e della loro rilevazione. Nella OR-PAM invece hanno a che fare con un solo piano spaziale, di solito, e quindi dipendono dalla sorgente luminosa utilizzata, riducendo fino a circa 1mm la profondità massima di scansione. (Fig. 3.1.3).



(a)



(b)

Figura 3.1.3: (a) Imaging AR-PAM e (b) Imaging OR-PAM.

3.1.2 Endoscopia

Analogamente all'acquisizione di immagini IVUS, è possibile montare su una sonda con estremità rotante sia il sistema di generazione di impulsi sia i sensori di acquisizione acustica [13, 25]. Ciò permette quindi di avere immagini endocavitari, ruotando l'apice della sonda lungo 360° e acquisendo una serie di immagini tipo A-mode. Nell'esempio in Figura 3.1.4 si è usato un laser a 1230 nm per eccitare i tessuti con maggior presenza di lipidi all'interno dell'arteria coronaria.

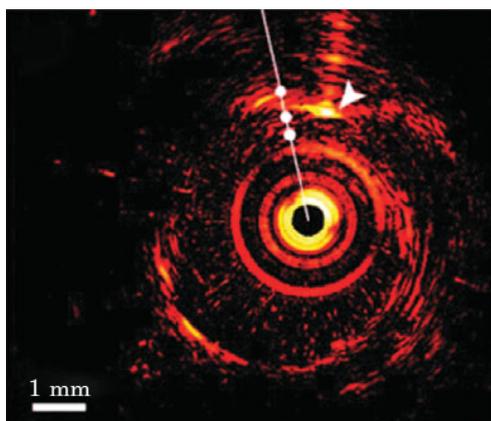


Figura 3.1.4: Immagine PA endocavitaria dell'arteria coronaria *ex-vivo* [25].

Visto l'alto livello di difficoltà per la realizzazione di sistemi per imaging endocavitario, fino ad ora lo studio *in-vivo* è andato avanti in modo piuttosto lento.

3.1.3 Spettroscopia

Acquisendo immagini fotoacustiche cambiando la lunghezza d'onda della sorgente, è possibile effettuare un'analisi spettroscopica dei tessuti esaminati, in quanto si ha una risposta diversa a seconda della loro composizione: i cromofori presenti hanno un assorbimento luminoso diverso in base alle lunghezze d'onda e quindi può esserne ricostruita la concentrazione. È possibile quindi, per esempio, stimare le concentrazioni di emoglobina ossigenata e deossigenata presenti in un certo tessuto [6, 11, 13]. Allo stesso modo viene reso possibile rilevare e misurare la presenza di mezzi di contrasto appositamente utilizzati per essere legati a certe sostanze e molecole. In questo modo si aggiunge una possibilità di utilizzo come metodo di imaging funzionale.

Vi è però il problema del cross-talk luminoso: siccome i fotoni possono attraversare i tessuti, è possibile che questi vadano a sollecitarne altri, per scattering, e quindi lo spettro ottenuto contenga al suo interno anche quello degli altri tessuti attraversati.

Per risolvere questo problema, quindi, bisogna ricorrere a metodi e modelli matematici diversi rispetto alla spettroscopia a trasmissione ottica convenzionale.

3.1.4 Flussimetria Doppler

Diversamente dalla flussimetria Doppler tradizionale, dove le cellule sanguigne riflettono i segnali acustici, nella flussimetria fotoacustica sono proprio queste le sorgenti del segnale e quindi è possibile avere un incremento significativo delle prestazioni [13]. Ciò infatti è un vantaggio nel caso dell'investigazione del flusso sanguigno nelle regioni capillari, nelle quali le velocità di flusso sono relativamente basse e quindi si avrebbe una debole riflessione dei segnali acustici. Si procede quindi ad analizzare in frequenza il segnale ad ultrasuoni generato dalle sorgenti ottiche pulsate.

In questa tecnica vengono inoltre applicati i sistemi OR-PAM, AR-PAM, o PAT in modo da ottenere risultati e prestazioni diversi.

3.1.5 Termometria

Nel caso della rimozione di tessuto tumorali tramite aumento della temperatura locale, l'acquisizione di immagini fotoacustiche può essere molto utile, in quanto si possono vedere esattamente quei tessuti al quale si legano i mezzi di contrasto, sensibili alla lunghezza d'onda della sorgente luminosa. Essendo, inoltre, la temperatura legata al coefficiente di Gruneisen [13, 18, 24], è possibile averne una diretta lettura dell'innalzamento locale.

3.2 Sorgenti luminose

Vista la precisione e la potenza richieste per gli impulsi luminosi, fin dall'inizio dell'applicazione della fotoacustica nei vari campi sono stati impiegati laser come sorgenti. Ad oggi le tecnologie produttive dei diodi LED invece ha fatto molti passi avanti per quanto riguarda la minimizzazione delle sorgenti, il miglioramento dell'efficienza e la gestione della potenza ottica e quindi è possibile avere dei LED molto potenti di dimensioni compatte. Si ha un esempio in Fig. 3.2.1.



Figura 3.2.1: Un diodo laser (a) e dei LED ad infrarossi (b).

Viene proposto qui di seguito un confronto delle caratteristiche principali delle due tipologie di sorgenti luminose.

Laser:

- Tipologie preferite:
Nd:YAG/Nd:YLF
- Ampiezza potenza di picco:
100-800 kW
- Larghezza spettrale stretta
- Transitori salita/discesa veloci
- Brevi impulsi: 1-10ns e inferiori
- Utilizzabili con fibre ottiche
- A banda larga (>350 MHz)
- Costi moderati/alti
- Alto consumo energetico: \sim kW
- Necessità di dissipazione attiva

LED:

- Ampiezza potenza di picco: 1kW
- Ampia larghezza spettrale ma
più possibilità di scelta della
lunghezza d'onda
- Transitori più lenti
- Impulsi più larghi: 50-150 ns
- Costi molto bassi
- Sostituzione più facile
- Angoli di apertura maggiori
- Applicabili in dispositivi portatili
- Basso consumo energetico

Date queste caratteristiche per entrambe le sorgenti, si nota che l'ampiezza di emissione e la durata degli impulsi siano favorevoli per quanto riguarda i laser. Questi vantaggi principali però sono da confrontare con la complessità e, maggiormente, il costo dei sistemi di pilotaggio e generazione dei segnali, i quali comprendono una buona parte dello sviluppo per le applicazioni della fotoacustica. A discapito di una minor potenza infatti, i LED possono essere utilizzati minimizzando i costi per l'implementazione in un dispositivo, a favore dell'utilizzo di un numero maggiore di diodi pilotati con impulsi più larghi, per ottenere un'energia totale simile a quella ottenuta utilizzando un laser [26, 27].

Nella sezione successiva verranno illustrati alcuni dei sistemi in commercio, tra i quali uno dei primi dispositivi commerciali realizzati sfruttando le tecnologie a LED per imaging fotoacustico.

3.3 Dispositivi in commercio/produzione

Cyberdyne - AcousticX

Viene proposto dalla Cyberdyne [1] un sistema standalone per imaging fotoacustico tramite scansione planare, in Fig. 3.3.1. Diversamente dagli altri dispositivi in commercio, è basato su illuminazione tramite diodi LED, anziché tramite diodi laser, permettendo un notevole risparmio sia dal punto di vista del consumo energetico, sia per quanto riguarda i costi. Esso è dotato di una sonda convenzionale per imaging ad ultrasuoni accoppiata a due array di LED, accoppiabili alla sonda stessa. Ogni array è composto da 4 file di 36 LED, divisi in lunghezze d'onda a 850nm e a 690nm, e può essere posto sulla sonda per avere un angolo di incidenza sui tessuti diverso da quello dei sensori piezoelettrici. In questo modo, avendo due array, i fasci di radiazione luminosa dei LED collimano in una linea posta ad una certa distanza rispetto alla sonda in base all'angolo impostato.

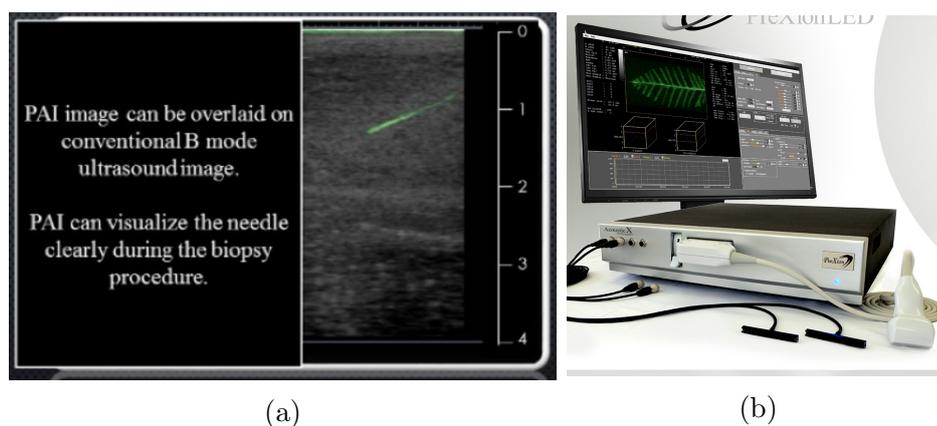


Figura 3.3.1: (a) Esempio di applicazione del dispositivo PreXion, (b) il dispositivo.

Il dispositivo permette la scelta della durata degli impulsi luminosi, da 50 ns a 150 ns a passi di 5 ns, e anche della frequenza di ripetizione degli impulsi, cioè da 1 kHz a 4 kHz a passi di 1 kHz. Entrambe le sorgenti luminose sono in grado di fornire circa 200 μJ di energia per impulso. La sonda lineare a 128 canali utilizzata viene pilotata a frequenze impostabili, centrate tra 7 MHz e 10 MHz. In Figura 3.3.2 l'insieme composto da trasduttore ad ultrasuoni e sorgenti luminose montate sopra di esso.

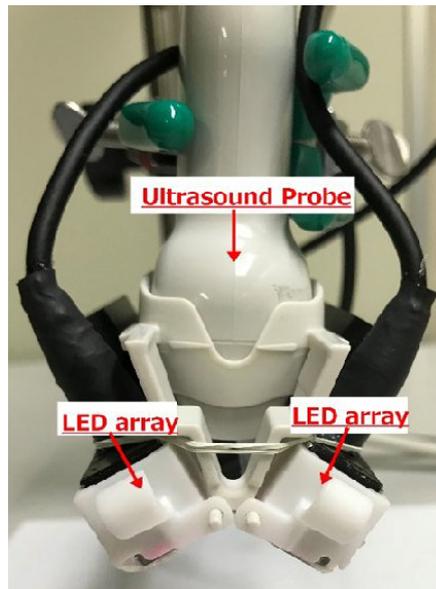


Figura 3.3.2: La sonda completa.

Le immagini ottenute possono essere visualizzate a parte oppure possono essere sovrapposte alle scansioni B-mode del trasduttore lineare, in modo da avere un'immagine combinata.

Fujifilm Visualsonics - Vevo LAZR

Sfruttando un laser Nd:YAG per generare l'effetto fotoacustico, il sistema della Fujifilm Visualsonics [2] può produrre immagini fotoacustiche con elevata risoluzione spaziale, fino a $45\ \mu\text{m}$ a 1 cm di profondità. Il laser impiegato funziona tra i 680 nm e i 970 nm di lunghezza d'onda, con impulsi di durata 4-6 ns ed energia massima di circa 45 mJ.

Sono possibili rilevazioni statiche e dinamiche, permettendo quindi di procedere anche con esami di flussimetria doppler tramite effetto fotoacustico; viene data la possibilità di misurare la concentrazione di emoglobina ossigenata e inoltre si può variare la lunghezza d'onda della sorgente laser per studiare più agenti di contrasto simultaneamente, incrementando l'SNR allo stesso tempo.



Figura 3.3.3: L'apparecchio Vevo LAZR.

Come nel caso del dispositivo AcousticX, è possibile sovrapporre le immagini ottenute per effetto fotoacustico con quelle del trasduttore piezoelettrico in B-mode, ottenendo così un'immagine ibrida.

All'interno di un apposito carrello è possibile effettuare tutti gli esami in vivo su piccoli animali, minimizzando il rischio per l'operatore derivato dall'utilizzo di una sorgente laser. Dei supporti motorizzati controllabili permettono lo spostamento della sonda tramite software.

Fullphase

Presentato come un dispositivo compatto, portatile ed efficiente, la sonda Full-Phase sviluppata dal gruppo Twente [3], consiste nell'unione di un array di trasduttori ad ultrasuoni e di un diodo laser in un singolo modulo. In questa configurazione è in grado di effettuare entrambe le metodologie di imaging, minimizzando l'equipaggiamento necessario.



Figura 3.3.4: Il dispositivo Fullphase.

I diodi laser impiegati funzionano ad una lunghezza d'onda di 805 nm e, ad una lunghezza di impulso pari a 130ns, emettono circa 0,56 mJ di energia per impulso. Viene inoltre impiegata una frequenza di ripetizione da 2 kHz a 10 kHz, per avere una buona risoluzione temporale e spaziale. Tramite un sistema di specchi e lenti, i diodi laser emettono fasci di luce che vengono poi collimati lungo la regione di interesse di fronte alla sonda ad ultrasuoni. La sonda utilizzata è la Esaote SL3323, di cui è stata modificata la scocca per questa applicazione. Essa è composta da 128 elementi di trasduzione e lavora a 7.5 MHz.

Per elaborare i dati ricevuti dalla sonda viene impiegato un sistema per scanning ad ultrasuoni Esaote MyLab One, modificato anch'esso appositamente per questo scopo, aggiungendo così funzionalità software e hardware sia per generare il segnale di trigger per la sonda sia per elaborare le immagini ricevute. A causa di limitazioni hardware non è possibile effettuare entrambi i tipi di imaging simultaneamente e quindi bisogna aspettare per l'elaborazione della parte fotoacustica per procedere con l'imaging ad ultrasuoni. Per quanto riguarda la risoluzione spaziale, la sonda è in grado di risolvere un capello umano di circa 80 micron di diametro fino a 22mm, con una risoluzione assiale di 0.22 mm.

iThera MSOT inVision



Figura 3.3.5: Applicazione del dispositivo iThera MSOT inVision.

L'azienda iThera Medical [4] ha sviluppato un sistema multifunzionale per imaging fotoacustico che comprende un sistema laser e rilevatori 2D/3D per visualizzazione in tempo reale di cambiamenti relativi a patologie nella concentrazione e nella distribuzione dei cromofori tissutali. Come specificato dall'azienda stessa il sistema viene reputato valido per essere applicato in più campi di ricerca clinica diversa, tra i quali lo studio del Morbo di Chronn e la vasculopatia periferica.

Questo sistema vede implementato un laser di lunghezza d'onda compresa tra 700 nm e 850 nm, frequenza variabile tra 10 e 50 Hz e risoluzione spaziale fino a 80 - 250 μm . Vengono impiegati impulsi della durata di 4 - 7 ns, con energia massima di 30 mJ per impulso.

Il sistema viene accoppiato ad una suite software per effettuare tipologie di esami diversi, management, post processing e analisi.

4 Progettazione del dispositivo

4.1 Introduzione

Lo scopo di questa tesi è ottenere un dispositivo in grado di essere compatibile con gli attuali sistemi per imaging fotoacustico in commercio, a basso costo e con prestazioni accettabili per quanto riguarda le immagini ottenute, in termini di risoluzione spaziale e di qualità dell'immagine stessa. Gli attuali sistemi commerciali presentano soluzioni basate su sorgenti laser con generazione di impulsi ad alto contenuto energetico e negli ultimi anni si è notato che è possibile ottenere prestazioni simili sfruttando sorgenti a LED, riducendo inoltre i costi di produzione [27–30]. La scelta quindi è ricaduta su questa ultima soluzione.

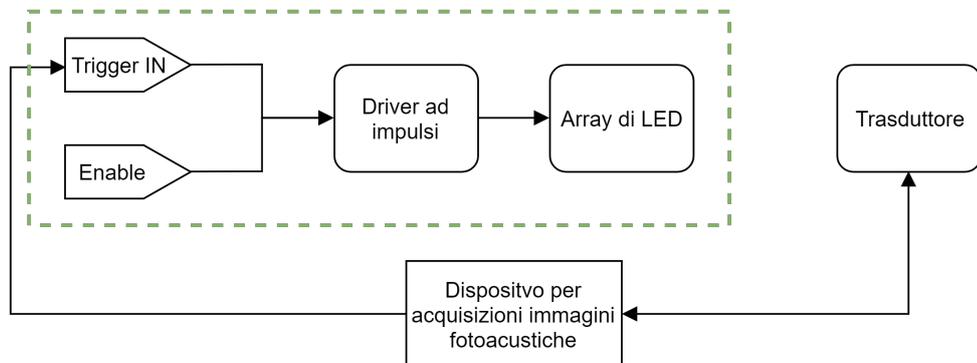


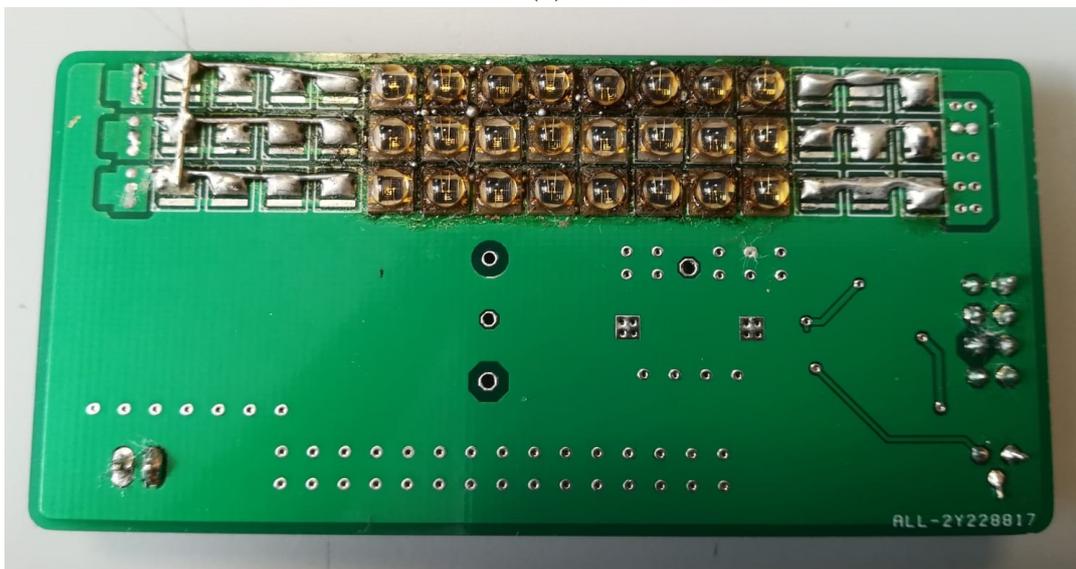
Figura 4.1.1: Schema a blocchi del sistema.

Come si può vedere in Figura 4.1.1, il dispositivo progettato comprende un driver per l'array di LED, pilotato da una sorgente esterna che, in questo caso, è l'uscita *sync out* del dispositivo Cyberdyne AcousticX. Tramite un comando di Enable, per esempio un interruttore o un pulsante temporaneo, è possibile decidere quando attivare il driver. Ciò è utile quando si vuole interrompere a piacimento la generazione di impulsi luminosi, pur mantenendo attiva l'acqui-

sione di immagini. Due LED di stato, di colori diversi, indicano lo stato di standby e di accensione dell'array di LED del dispositivo.



(a)



(b)

Figura 4.1.2: Lato superiore (a) ed inferiore (b) del pcb.

Il dispositivo in questione raggruppa, sullo stesso circuito stampato, sia l'elettronica di controllo, sia le sorgenti luminose a LED, in modo da minimizzare le dimensioni e ridurre allo stesso tempo problemi dovuti alle induttanze parassite presenti. Questa scelta comporta la necessità di ottimizzare le tracce e i percorsi effettuati per pilotare l'array di LED.

Una batteria di condensatori viene caricata ad una tensione, maggiore o uguale a 50 V, per poter fornire ai LED la corrente necessaria in tempi brevi, cioè impulsi nell'ordine di decine di nanosecondi [31]. I condensatori hanno anche una doppia funzione di salvaguardia per i LED e per la vista dell'operatore, limitando la corrente massima che può scorrere. Il controllo della corrente viene effettuato variando la tensione di carica sui condensatori: aumentando o diminuendola è possibile regolare quindi anche la potenza ottica totale generata dal dispositivo.

4.2 Logica di controllo

Il sistema Cyberdyne AcousticX dispone di un'uscita *sync out*, dalla quale vi è in uscita un segnale TTL. La frequenza del segnale è pari a quella impostata via software, cioè con valori tra 1 kHz e 4 kHz e un Duty Cycle di circa 99.97%. Essendo un segnale di trigger basta prendere in considerazione solo i fronti di discesa.

Tra questo sistema e il dispositivo progettato è stato interposto un generatore di segnali, l'Agilent 33220A [5], come mostrato in Figura 4.2.1, il quale fornisce una forma d'onda pre programmata a partire dal segnale di trigger in ingresso.

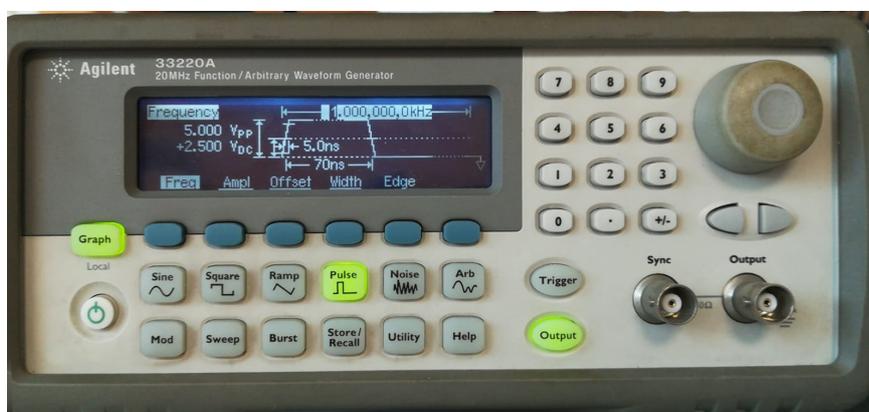


Figura 4.2.1: Pannello frontale.

Il generatore di segnali è stato quindi impostato per generare un'onda con i seguenti parametri:

Frequenza [Hz]	$2 \cdot \text{AcousticX}$
Δt [ns]	$70 \div 300$
Tempo salita/discesa [ns]	5
Modalità	Burst - Negative Edge Triggered
Ampiezza DC [V]	$0 \div 5 \text{ V}$

Tabella 4.1: Parametri di impostazione

L'impostazione dei parametri di ampiezza DC, durata dell'impulso e frequenza va effettuata prima di selezionare la modalità Burst. Si ottiene quindi una

forma d'onda, mostrata in Figura 4.2.2, di durata pari a quella impostata dal dispositivo AcousticX. Questa andrà a pilotare l'ingresso del mosfet driver.

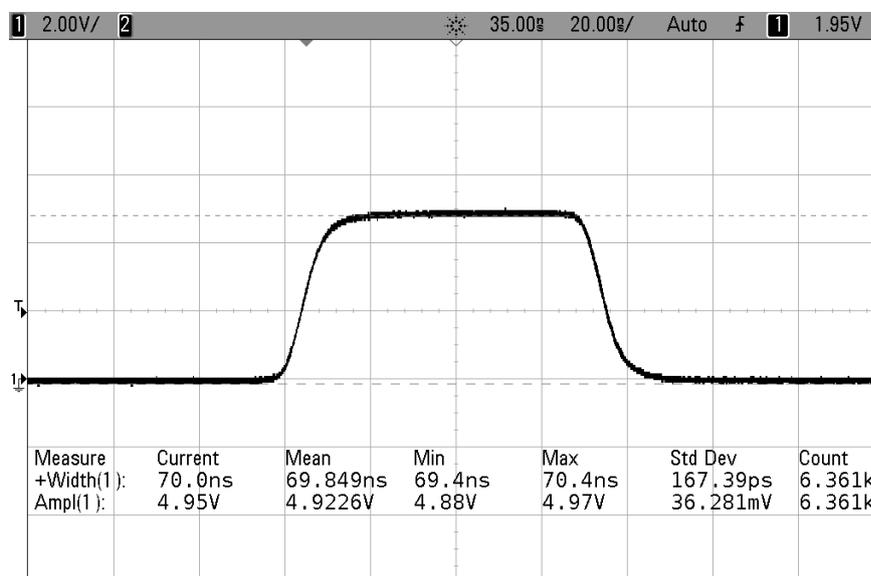


Figura 4.2.2: Segnale pilota, durata di 70 ns.

4.2.1 Driver

Il componente utilizzato è l'UCC3722D della Texas Instruments [6]. Esso consente di pilotare Mosfet di tipo N [7] che necessitano di transizioni ad elevate dV/dt arrivando ad erogare fino a 9 A di picco come corrente di pilotaggio. I driver vengono generalmente utilizzati quando non è possibile far sì che un sistema PWM guidi direttamente i dispositivi di commutazione per uno o più motivi: può accadere per esempio che non ci sia la potenza necessaria a far commutare il gate oppure si vuole limitare il rumore di commutazione per applicazioni ad alta frequenza avvicinando il driver al mosfet stesso, utilizzando correnti elevate. Inoltre, molti dispositivi hanno uscite ad alta impedenza e quindi è più conveniente sfruttarle per pilotare dei Mosfet driver, come quello preso in considerazione.

L'input può essere sia di tipo TTL, come in questo caso, oppure anche CMOS indipendentemente dalla tensione di alimentazione, impostata a 10 V.

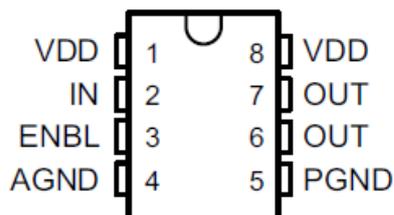


Figura 4.2.3: Pinout del driver.

Per abilitare il driver, inoltre, è necessario chiudere il contatto denominato *BT* verso massa, sfruttando o un interruttore o un pulsante temporaneo. Per fare ciò si utilizza un mosfet: il gate viene collegato, tramite un LED di stato con propria resistenza serie, direttamente a VCC e ad un capo dell'interruttore; l'altro capo e il source a massa e il drain direttamente al pin *Enable*. Questo quest'ultimo, internamente portato a Vdd tramite un resistore di pullup da 100 k Ω , viene portato a livello logico alto o basso in modo manuale. In Figura 4.2.4 il circuito in questione.

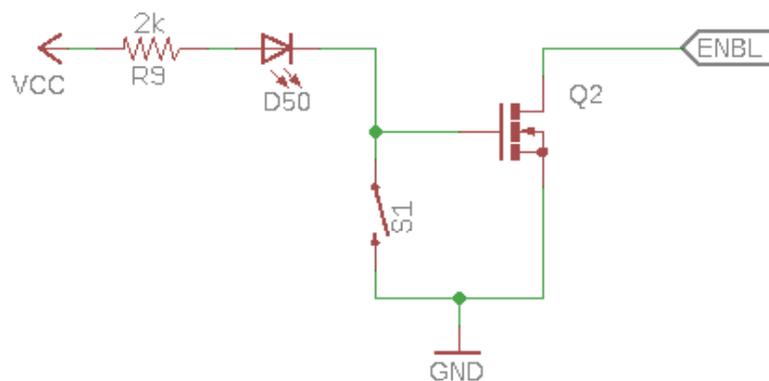


Figura 4.2.4: Circuito dell'enable.

4.3 Alimentazione

In questo dispositivo sono presenti due linee di alimentazioni diverse: V_{CC} e V_S .

V_{CC} è la tensione di alimentazione della logica di controllo e dei LED di stato del dispositivo. Questa deve essere nel range $10 \div 15$ V.

Per alimentare la schiera di LED, invece, è stato scelto di utilizzare una batteria di condensatori installabili su di una lunga piazzola. Questa può ospitare fino a 8 condensatori al tantalio, in package 2917, oppure più di una ventina se si sceglie un package più piccolo, come lo 0805.

I condensatori sono collegati a V_S tramite una resistenza serie, di valore 100Ω . Inizialmente si è optato per un package SMD 0805 ma successivamente è stato usato un parallelo di due resistori da 100Ω through hole, ottenendo quindi 50Ω in grado di dissipare più potenza vista la tensione applicata ai suoi capi, che è maggiore o uguale a 50 V.

Per un'ulteriore sicurezza, in un futuro design, sarebbe opportuno inserire un fusibile autoriparante, in serie, in modo da limitare ancora di più la corrente che può passare, in caso di corto circuiti o altri problemi. La limitazione di corrente viene inoltre impostata dai generatori di tensione a cui viene collegato il dispositivo.

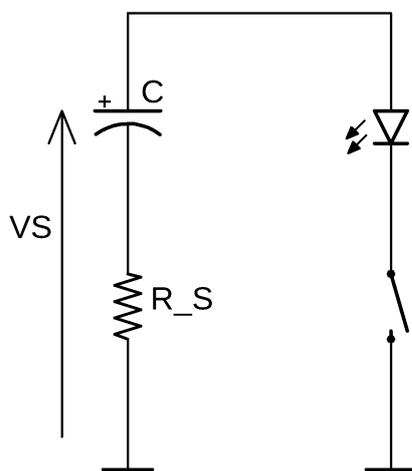


Figura 4.3.1: Schema semplificato dell'alimentazione dei LED.

Come si può vedere nella semplificazione in Figura 4.3.1, sui condensatori C cade tutta la tensione di alimentazione V_S , dopo il transitorio iniziale di carica. Quando l'interruttore si chiude la stessa tensione cade su tutta la schiera di LED, se non viene interposta una resistenza seri, e fa sì che questi vengano alimentati

dai condensatori. Passa così una corrente che viene misurata tramite la caduta di tensione sui resistori di shunt R_S , di valore molto piccolo. Andando a leggere la tensione su R_S quindi, si può risalire alla corrente totale I_{Led} che è stata erogata durante un impulso, dividendo per il valore totale di R_S . Siccome vi è una resistenza serie da $50\ \Omega$ per leggere la tensione, bisogna moltiplicare per due questo valore:

$$I_{Led} = \frac{2 \cdot V_{Rs}}{N \cdot R_S} \text{ A} \quad (4.1)$$

4.4 Led utilizzati

La scelta dei LED da impiegare in questo dispositivo è ricaduta sui L1I0-0850090000000 dell'azienda Lumileds [8].

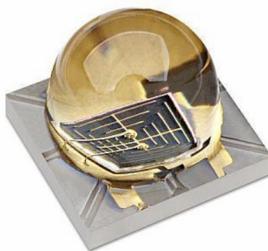


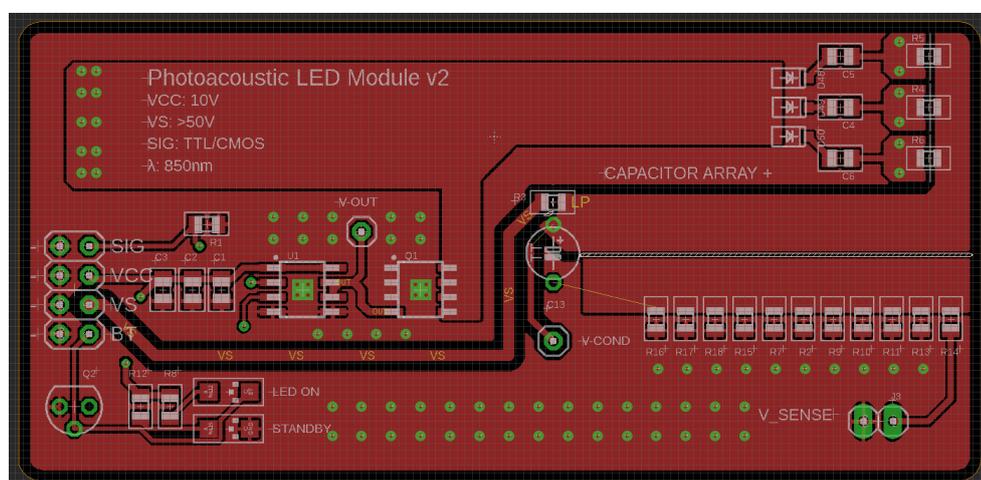
Figura 4.4.1: LUXEON IR L1I0-0850090000000.

Angolo di emissione ($^{\circ}$)	90
Potenza Radiante [mW] @ $I = 1000 \text{ mA}$	$1000 \div 1350$
Intensità Radiante [mW/sr]	750
Tensione [V]	$2.7 \div 3.4$
Corrente impulsata massima [mA]	3000
Dimensioni L/A/P [mm]	$3.7 / 2.96 / 3.7$

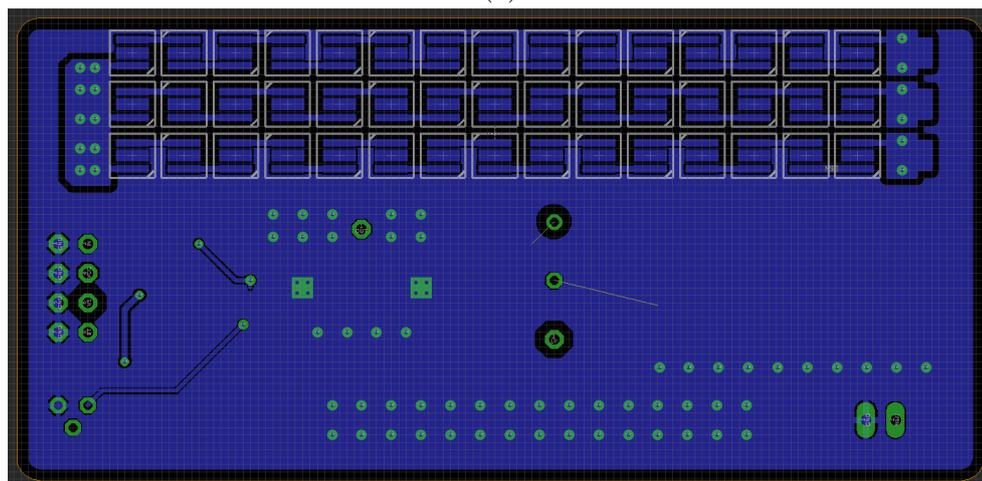
Tabella 4.2: Parametri da datasheet

Questa tipologia di LED ad infrarossi, con larghezza centrale di banda a 850 nm, è caratterizzata dalle piccole dimensioni e dall'elevata potenza radiante. La variante scelta presenta un angolo di emissione di 90° , poco rilevante in quanto la distanza di utilizzo è di al massimo 2-3 cm. Inoltre, il dispositivo è stato progettato cercando di posizionare in maniera compatta l'array di LED, minimizzando le distanze reciproche e quindi sopperendo alle leggere perdite dovute al posizionamento delle sorgenti luminose. In questo modo può essere sfruttata la quasi totalità della potenza ottica emessa.

4.5 II PCB



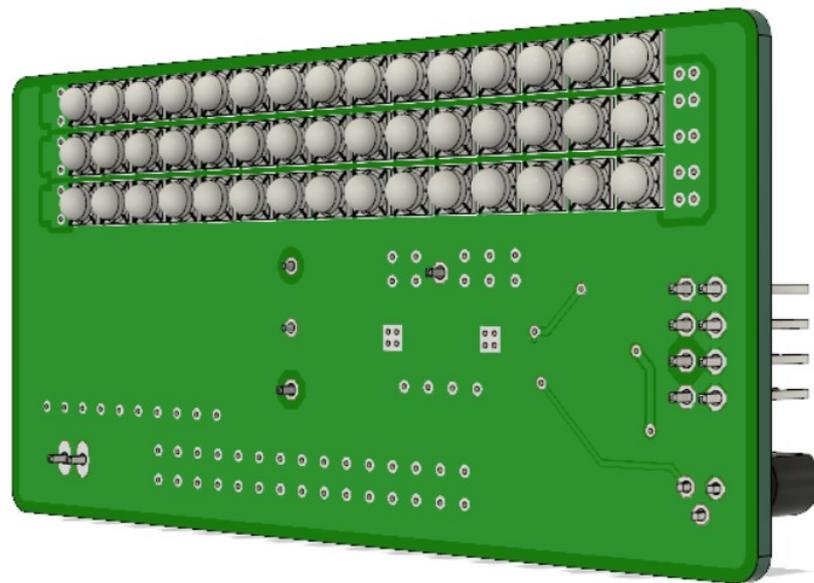
(a)



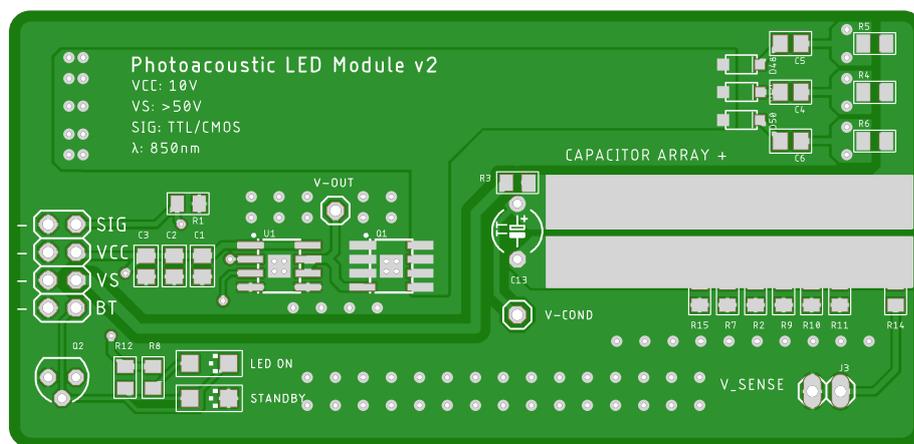
(b)

Figura 4.5.1: Lato superiore (a) ed inferiore (b) del pcb.

In in Figura 4.5.1, sono rappresentati i due layer del circuito stampato, disegnato con l'ausilio del software *Autodesk Eagle*. Sfruttando l'integrazione di Eagle con Fusion 360 è stato possibile inoltre ottenere una anteprima di come sarebbe lo stampato dopo il montaggio dei vari componenti (Fig. 4.5.2).



(a)



(b)

Figura 4.5.2: Render del PCB: (a) lato dei LED, (b) lato della logica di controllo e dell'alimentazione.

Sono ben visibili sia le piazzole per i condensatori, sia quelle per l'array di condensatori. È stato scelto di inserire 3 file da 15 LED ciascuno, in modo da avere un totale di 45 LED massimi pilotabili. Il pcb così disegnato presenta dimensioni di 83 mm in lunghezza e 40 mm di altezza, con uno spessore di circa 1.2 mm.

Come indicato dal *silk screen*, le tensioni VCC e VS, rispettivamente devono essere di 10 V e >50 V. Tramite connettori a strip maschi vi sono le seguenti connessioni:

- SIG - Segnale in ingresso
- VCC - Tensione VCC
- VS - Tensione VS
- BT - Interruttore/Pulsante per Enable

Il segnale in ingresso può essere sia di tipo TTL sia CMOS, in quanto il mosfet driver può funzionare con entrambi. Sono stati predisposti dei pad in cui è possibile saldare dei pin header per misurare la forma d'onda in uscita dal mosfet driver, la tensione sui condensatori e la corrente prelevata da questi ultimi, tramite una resistenza di sense in serie ad essi. Quest'ultima prevede un resistore da 50 Ω in serie per poter essere collegata direttamente ad un oscilloscopio con terminazione a 50 ohm.

È possibile notare inoltre la presenza dei condensatori di bypass presenti accanto al mosfet driver: due da 1 μF ed uno da 100 nF.

Per mitigare gli effetti di capacità ed induttanze parassite si è scelto di posare i componenti in modo da ottenere ritorni di corrente non circolari sfruttando entrambi i layer del circuito stampato: grazie ai numerosi via e ai due piani di massa si ottiene quindi un percorso che va ad intersecarsi da solo, evitando di formare un anello.

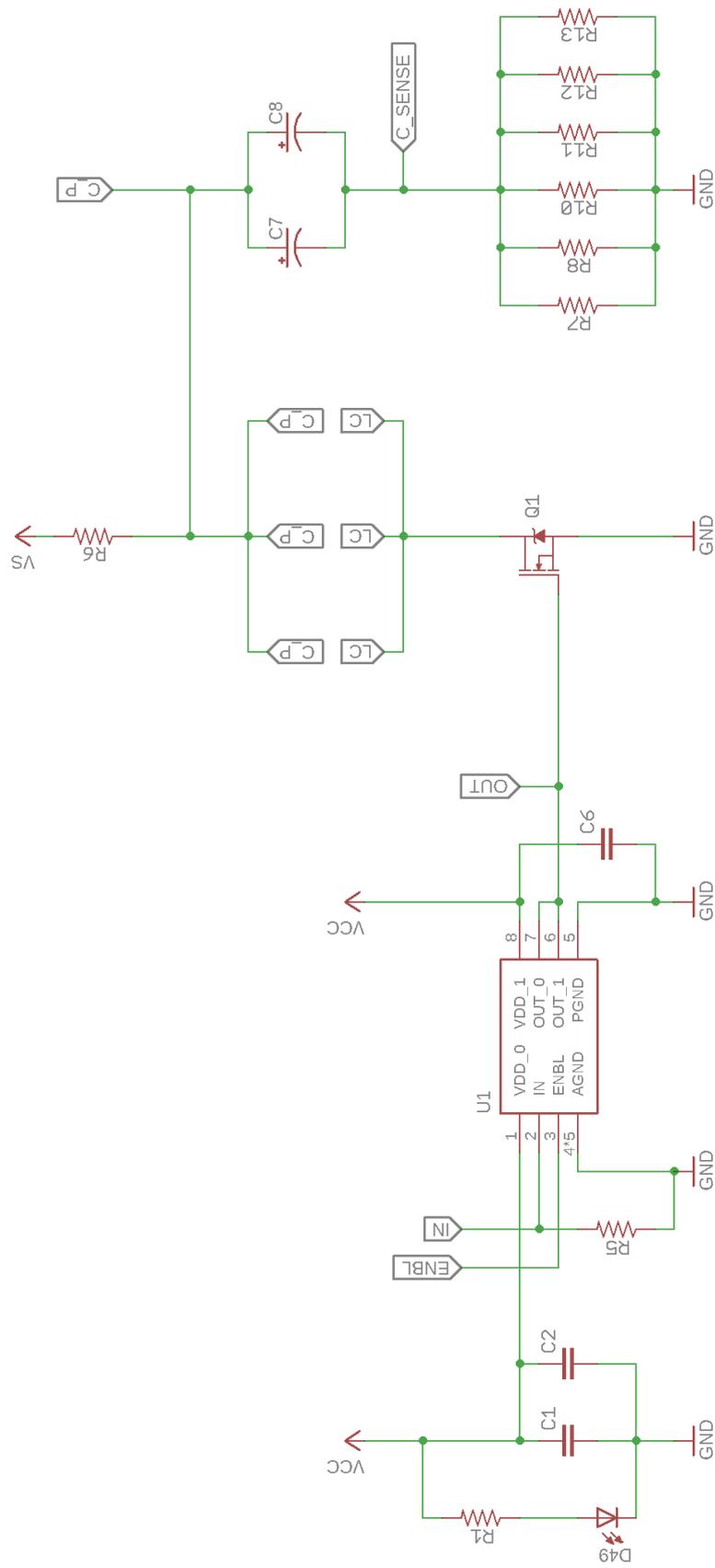


Figura 4.5.3: Schema elettrico del dispositivo.

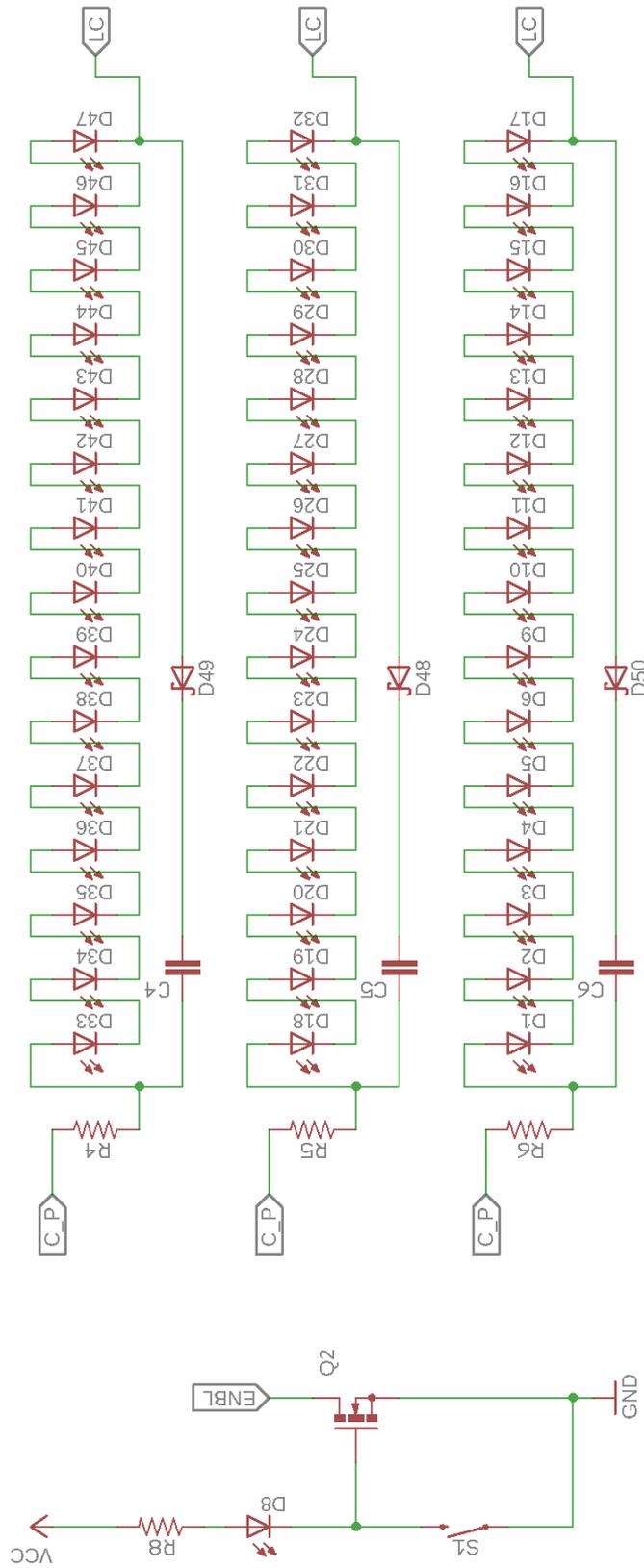


Figura 4.5.4: Schema dell'array di LED e dello switch per l'enable.

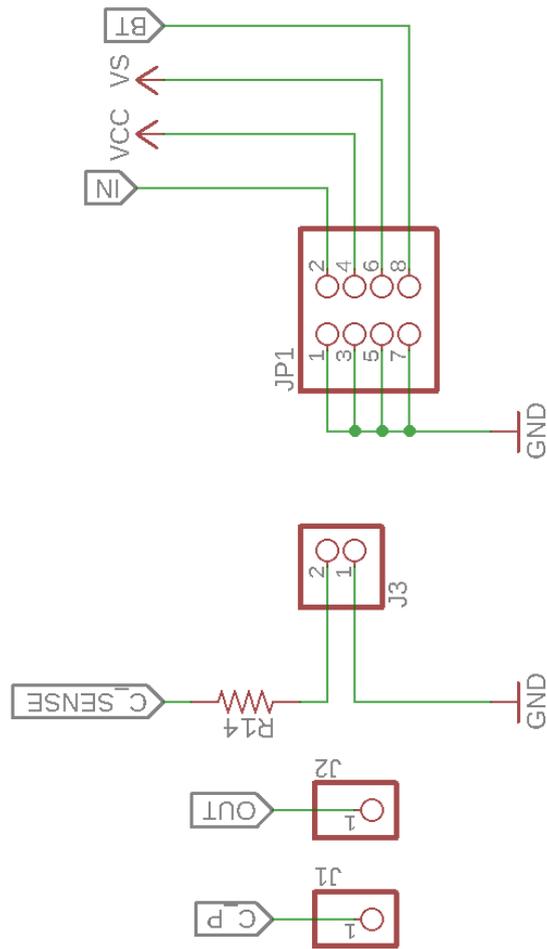


Figura 4.5.5: Connessioni e pin.

4.5.1 Componenti

I componenti utilizzati e i loro valori sono riportati nella tabella qui di seguito:

Componente	Valore	Tipo	Package
C1, C6	1 μ F	Condensatore	0805
C2	100 nF	Condensatore	0805
C3, C4, C5	10 pF	Condensatore	0805
C7	10 μ F	Condensatore (>50 V)	Through-hole
C8 \div Cn	n μ F	Condensatore (>50 V)	0603 \div 2917
D1 \div D45	Led 850-90°	Led IR	LUXEON IR Do-med Line
D46, D47, D48	1N5819HW	Diodo Schottky	SOD-123
D49, D50	Led	LED-1206	1206
Q1	FDS86140	N-Mosfet	SO08
Q2	BS170	N-Mosfet	TO-92
R1	2 k Ω	Resistore	0805
R2, R3, R4	0.33 Ω	Resistore	0805
R5, R14	50 Ω	Resistore	0805
R6	100 Ω	Resistore	0805
R7, R8, R10, R11, R12, R13	330 m Ω	Resistore	0805
R9	2 k Ω	Resistore	0805
S1	-	Interruttore	-
U1	UCC37322D	Mosfet Driver	SO08

Tabella 4.3: Componenti installati

4.6 Holder per il pcb

In modo da poter svolgere correttamente le operazioni di imaging, è stato necessario dover disegnare e produrre una scatola, o holder, in cui inserire il circuito stampato. Si è realizzato quindi, tramite Fusion 360 e successiva stampa 3D in PET-G, un oggetto con le seguenti caratteristiche:

- Dimensioni 103x30x90 mm (LxAxP).
- Incavo per pcb di 1.6 mm.
- Foro per interruttore, diametro 16 mm.
- Parte cava al di sotto del pcb per permettere il passaggio dei cavi di alimentazione e dei segnali.
- Spazio aggiuntivo per poter appoggiare correttamente i phantom sopra al pcb.

Nelle Figure 4.6.1 e 4.6.2 sono raffigurati il render da Fusion360 e la successiva realizzazione, con il pcb già inserito.

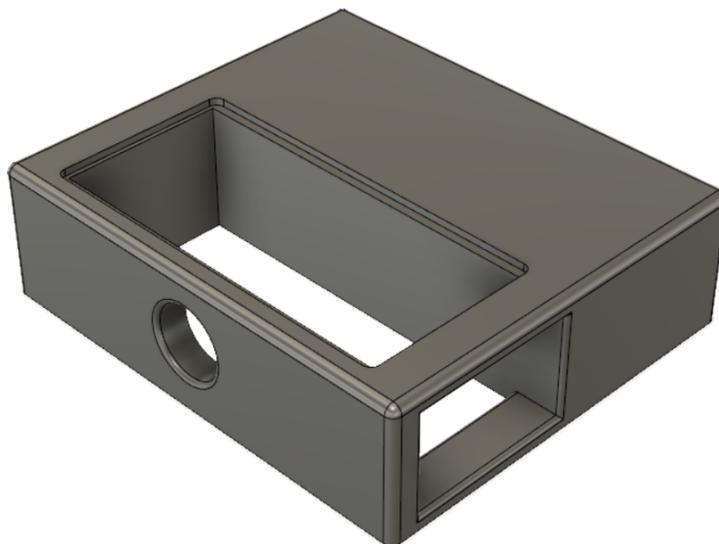


Figura 4.6.1: Render dell'holder.



Figura 4.6.2: Il pcb installato nel suo alloggiamento..

Durante le prove, la parte superiore di tutto l'insieme, contenente i LED esposti, è stata chiusa con un foglio trasparente e sigillato con del nastro adesivo isolante. Ciò per evitare che il gel per gli ultrasuoni danneggiasse o incrostasse il circuito stampato.

4.7 Setup delle prove

Il dispositivo così sviluppato è stato interfacciato con un sistema Cyberdyne AcousticX, sia per sfruttarne il sistema di imaging e di trigger esterno forniti sia per poter avere un confronto sui dati ottenuti.

L'intero sistema si compone quindi dei seguenti dispositivi:

- Sistema di acquisizione immagini - Cyberdyne AcousticX
- Generatore di tensione 10 V per logica di controllo (V_{CC})
- Generatore di tensione ≥ 50 V per caricare i condensatori (V_S)
- Oscilloscopio
- Generatore di segnali, trigger esterno

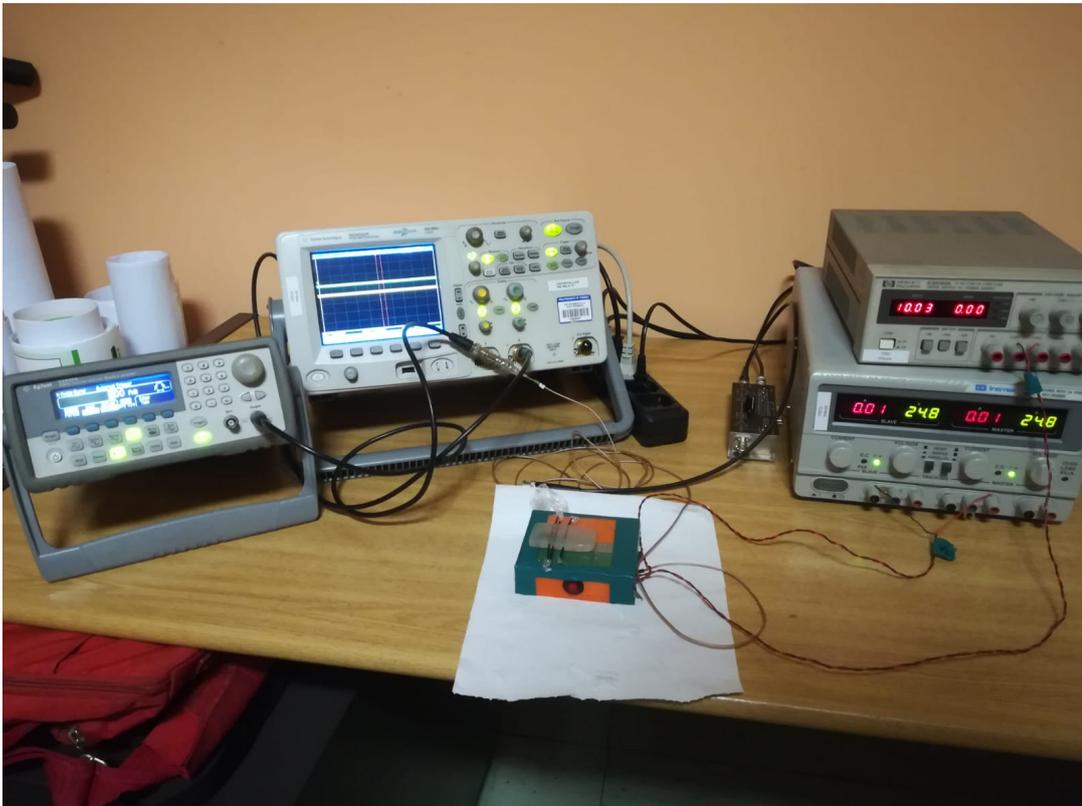


Figura 4.7.1: Il setup del sistema, phantom in agar.

4.7.1 Configurazione del sistema di acquisizione

Il dispositivo AcousticX è stato impostato con questi parametri:

- Gain (guadagno) - 68 dB
- Dynamic Range - 56 dB
- STC (o TGC, Time Gain Control) - [0,0,0,0, -20, -20] dB
- Sampling Rate - 4 MHz
- Averaging - 128 volte
- Durata impulso e frequenza (AcousticX) - 70 ns a 4 kHz
- Durata impulso e frequenza (pcb) - 200 ns a 4 kHz

In Figura 4.7.2 viene mostrata l'interfaccia del software di controllo, in cui sono visibili i vari controlli impostabili. È possibile notare i dati dell'acquisizione impressi a video nella parte in alto a sinistra, oltre ai righelli che indicano la corrispondenza dimensionale dell'immagine rispetto alla realtà: la massima profondità raggiungibile è di circa 4 cm e la velocità del suono nei tessuti impostata è di 1480 m/s.

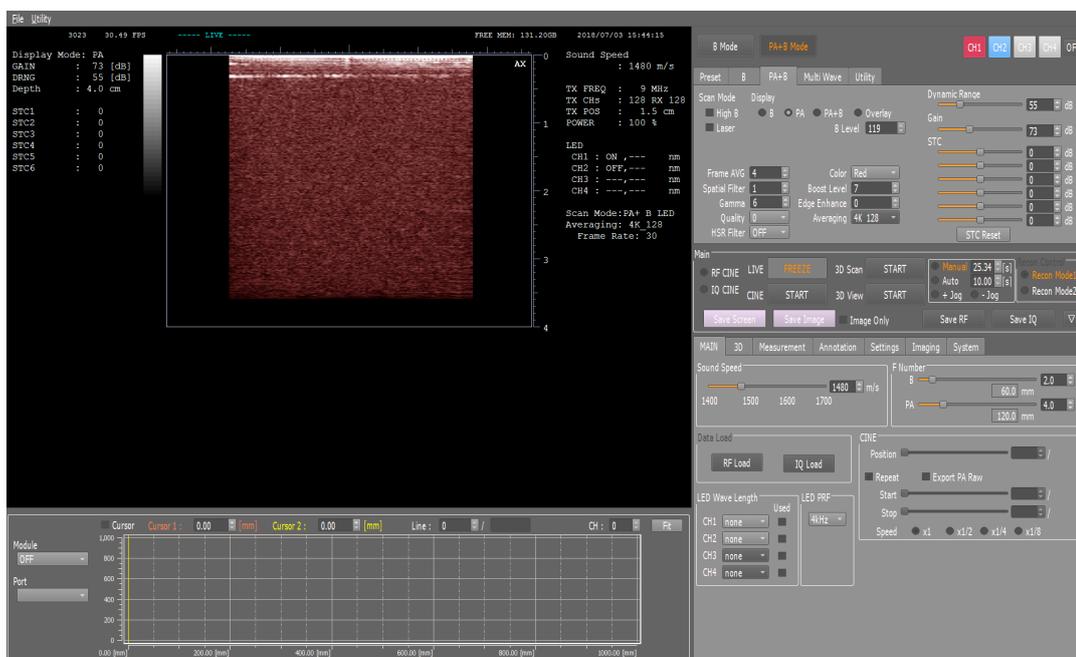


Figura 4.7.2: GUI fornita.

5 Caratterizzazione

Dopo la realizzazione del dispositivo ne è stato studiato il comportamento tramite caratterizzazioni elettriche e ottiche. Sono state effettuate varie prove per determinare le seguenti caratteristiche, approfondite successivamente:

- Caratterizzazione elettrica
 - Tensioni durante il funzionamento.
 - Corrente erogabile in funzione della tensione sui condensatori.
- Caratterizzazione ottica
 - Caratterizzazione del fotodiode.
 - Flusso radiante e densità di potenza dei LED.
- Energia per impulso.

I dati numerici sono stati raccolti ed elaborati in script Python. La rappresentazione dei grafici è stata fatta mediante la libreria *matplotlib*.

5.1 Caratterizzazione elettrica

5.1.1 Misura delle tensioni del circuito

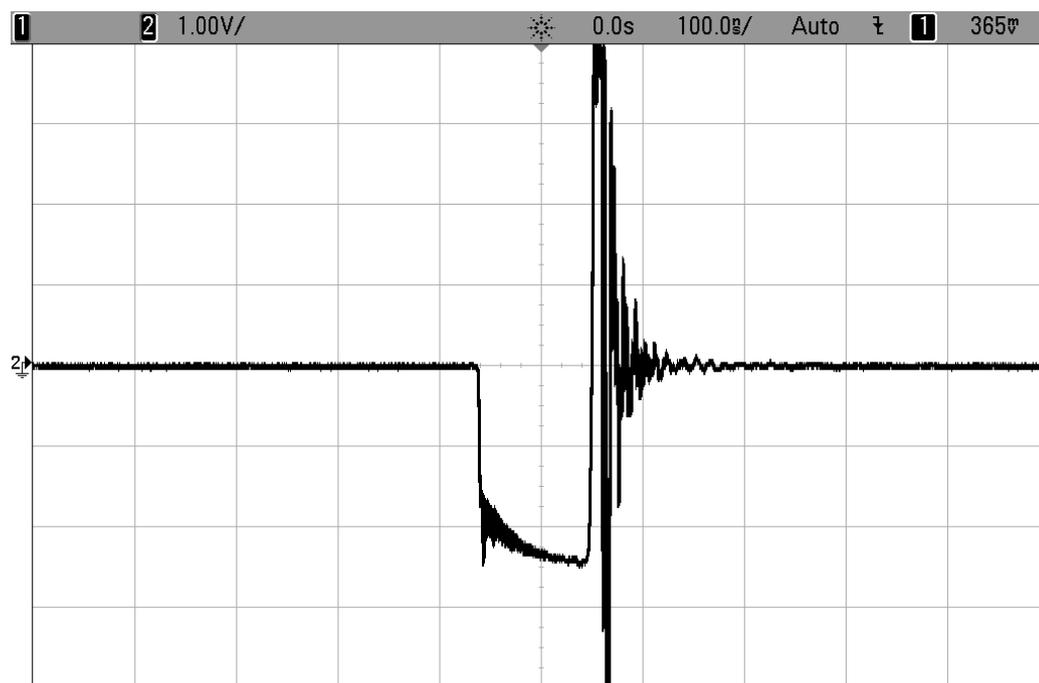
Sono state misurate le tensioni nei seguenti punti del circuito:

- Tensione su R_S , V_{Rs} , utilizzando la sonda dell'oscilloscopio e un cavo coassiale terminato a $50\ \Omega$.
- Tensione prima del resistore di carica dei condensatori, V_S , con offset e con centratura schermo a 50 V.
- Tensione sui condensatori, V_C , centratura schermo a 50 V.
- Tensione sui LED prima e dopo resistore serie da $0.33\ \Omega$.
- Tensione sul MOSFET, centratura a 0 V.

Sono state inoltre misurate le tensioni lette dalla sonda con fotodiode e fibra ottica, collegate ad un amplificatore transimpedenza con guadagno $1\ \text{k}\Omega$ e $80\ \text{MHz}$ di banda passante:

- Segnale di durata $100\ \text{ns}$ a $12\ \text{cm}$ di distanza .
- Segnale di durata $300\ \text{ns}$ a $6\ \text{cm}$ e $12\ \text{cm}$ di distanza.

Di seguito, dalla Figura 5.1.1 alla 5.1.7, sono riportati gli screenshot delle forme d'onda lette sull'oscilloscopio.



(a)

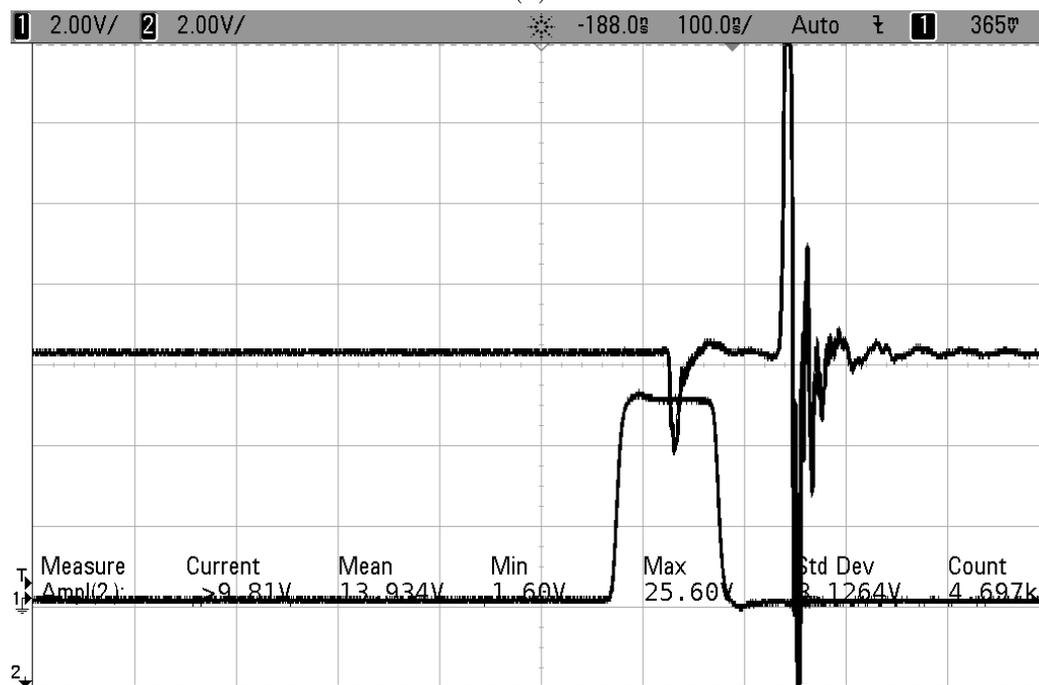


(b)

Figura 5.1.1: (a) V_{R_s} con sonda dell'oscilloscopio, centrato a 0 V, 1 V/div. (b) V_{R_s} con cavo coassiale terminato a $50\ \Omega$, centrato a 0 V, 500 mV/div.



(a)



(b)

Figura 5.1.2: V_S (a) con offset, (b) centrato a schermo a 50 V. Entrambi 2 V/div.



Figura 5.1.3: V_C centrato a 50 V, 2 V/div.



(a)

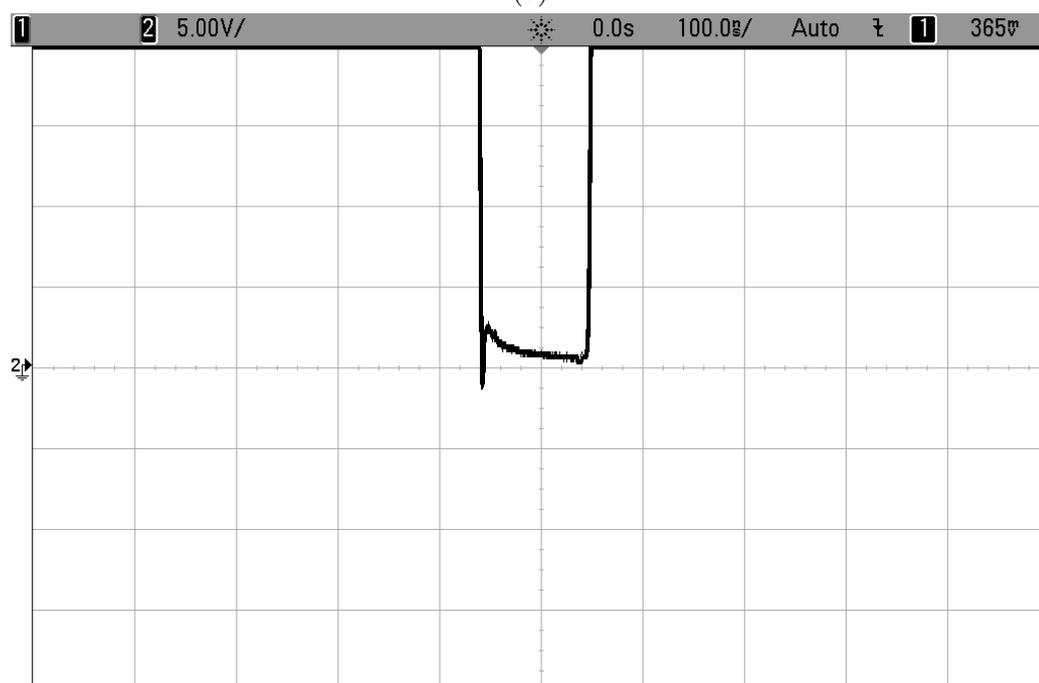


(b)

Figura 5.1.4: Tensione su LED (a) prima e (b) dopo il resistore serie, entrambi 2 V/div. Si nota una caduta di 2 V sul resistore.



(a)



(b)

Figura 5.1.5: Tensione su MOSFET centrato a 0 V. (a) 20 V/div, (b) 5 V/div.

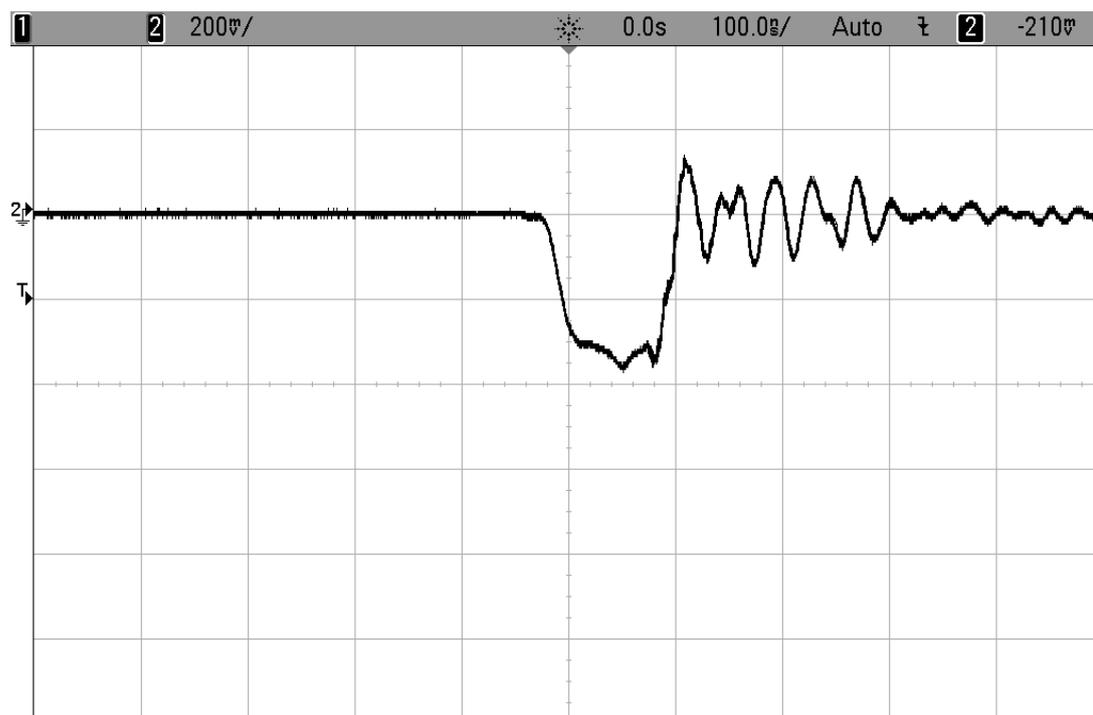
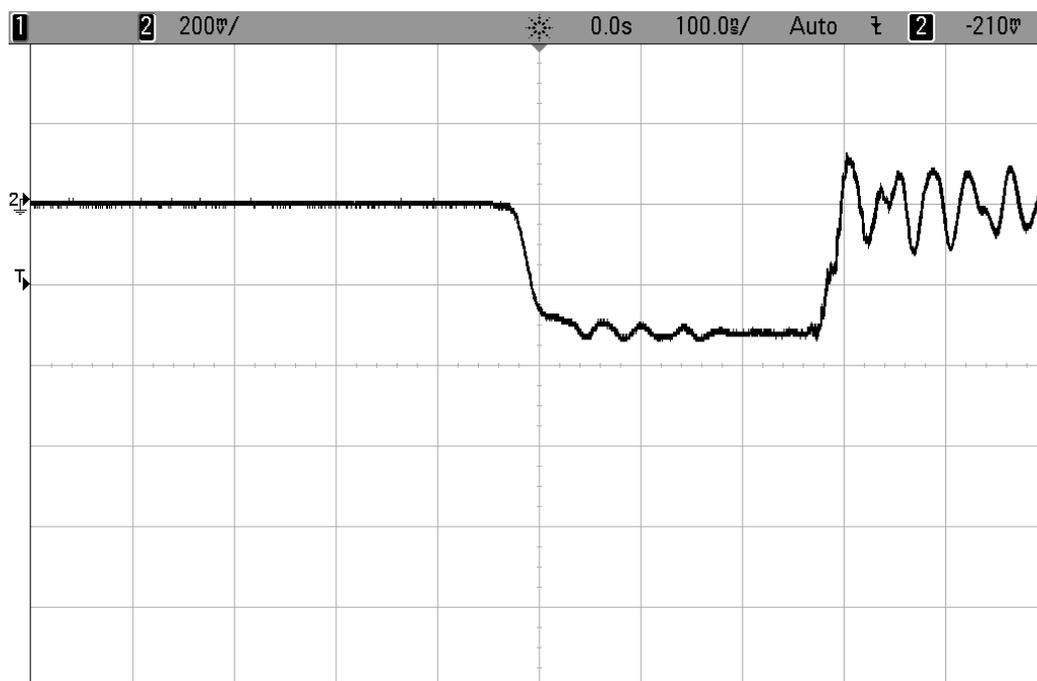
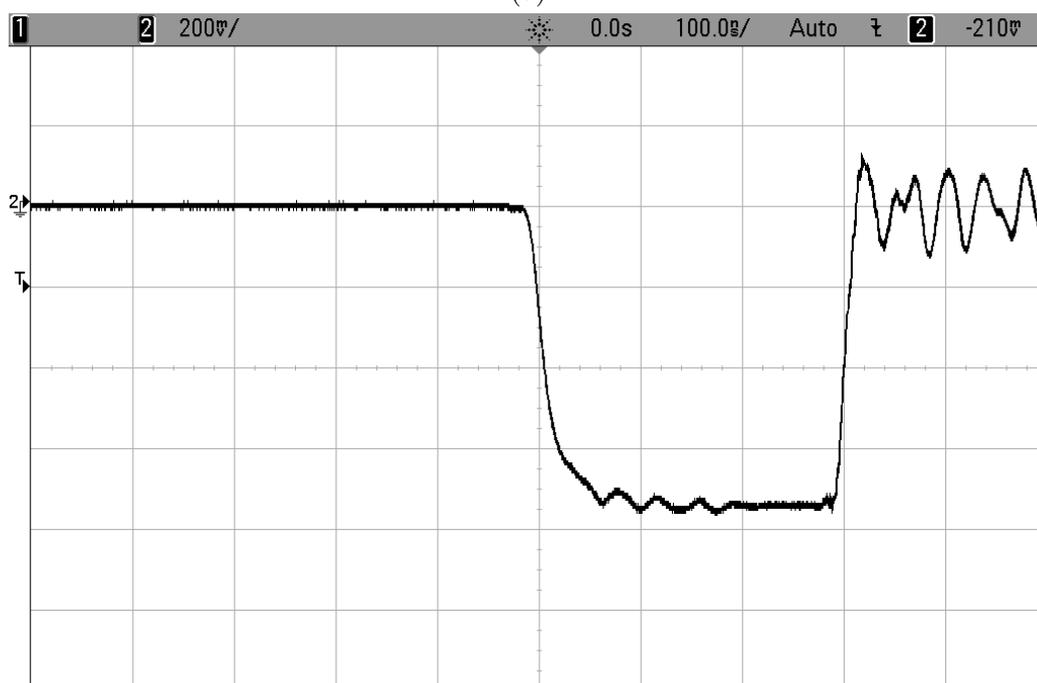


Figura 5.1.6: Tensione su fotodiode, ΔT 100 ns, 12 cm distanza, 200 mV/div.



(a)



(b)

Figura 5.1.7: Tensione su fotodiode, (a) ΔT 300 ns, 12 cm distanza, (b) ΔT 300 ns, 6 cm distanza. Entrambi 200 mV/div.

5.1.2 Corrente erogata in funzione della tensione sui condensatori

Misurando con l'oscilloscopio la tensione sui resistori di sense R_S , è stato possibile capire come vari la corrente al variare della tensione di carica sui condensatori, V_C . Nelle Figure 5.1.8 e 5.1.9 si possono vedere le forme d'onda acquisite direttamente dall'oscilloscopio.

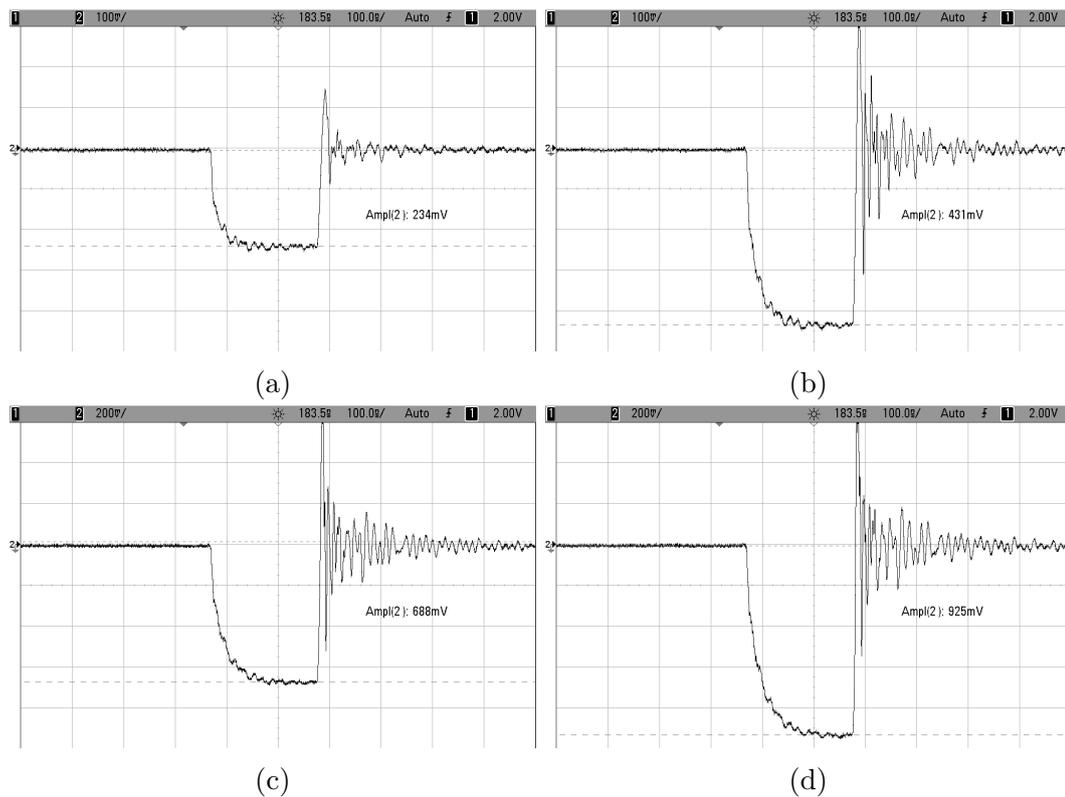


Figura 5.1.8: Forme d'onda della tensione su R_S . Range V_C [30 - 45] V. 100 ns/div, (a, b) 100 mV/div, (c, d) 200 mV/div.

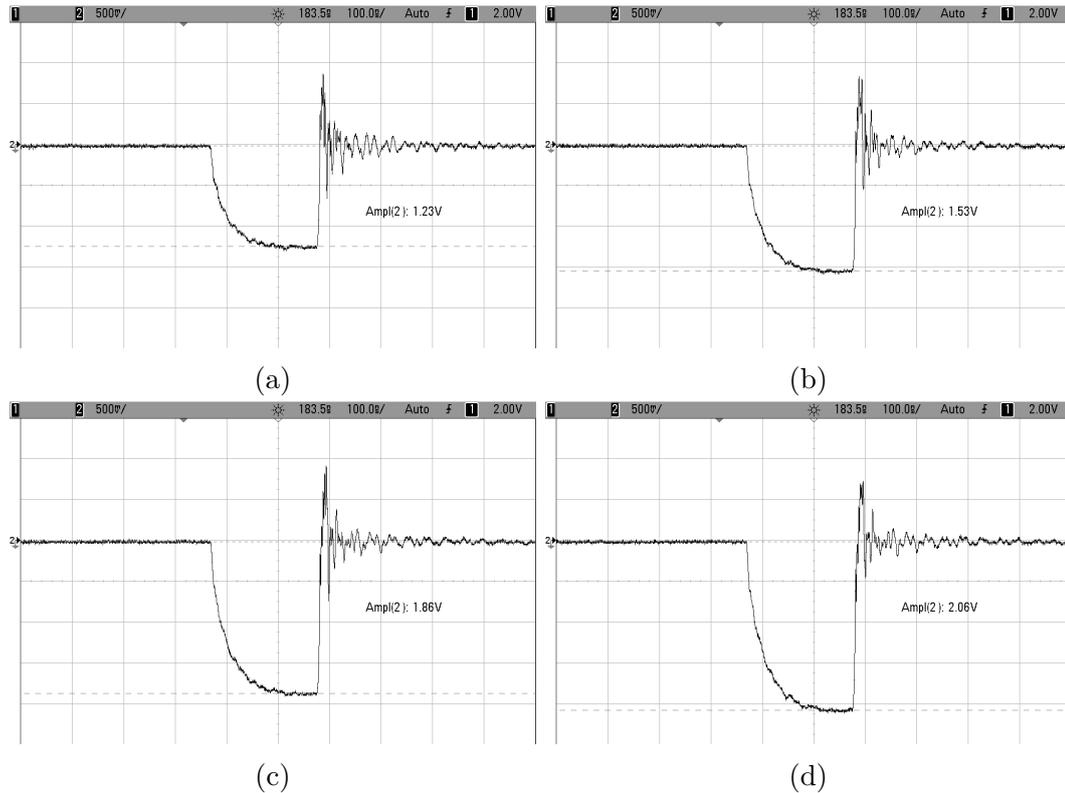


Figura 5.1.9: Forme d'onda della tensione su R_S . Range V_C [50 - 63] V. 100 ns/div, (a, b,c, d) 500 mV/div.

Per ottenere il valore di corrente I_{Led} corrispondente bisogna effettuare la seguente operazione:

$$I_{Led} = \frac{2 \cdot V_{Rs} \cdot N_R}{R_S} \text{ A} \quad (5.1)$$

Dove V_{Rs} è la tensione sui resistori di sense, N_R è il numero di resistori in parallelo e R_S il loro valore. Siccome il segnale viene prelevato mediante un cavo coassiale terminato a 50Ω , sul pcb, l'oscilloscopio va impostato in modalità 50Ω in ingresso e quindi ogni valore letto a schermo deve essere raddoppiato. Ciò viene effettuato per sfruttare la massima banda disponibile durante la misurazione, vista la ridotta durata dei segnali.

In questo caso sono stati installati 3 resistori di valore 0.33Ω . È stata variata la tensione V_C a partire da 30 V a passi di 5 V fino a 60 V, e poi a 63 V, cioè il massimo consentito dall'alimentatore disponibile. In questo modo sono stati ottenuti i valori raggruppati nella tabella 5.1.

V_C [V]	V_{Rs} [mV]	Corrente I_{Led} [A]
30	234	4.254
35	431	7.836
40	688	12.509
45	925	16.818
50	1230	22.364
55	1530	27.818
60	1860	33.818
63	2060	37.455

Tabella 5.1: Corrente erogata rispetto a tensione sui condensatori.

Questi valori rappresentano la corrente complessiva erogata dai condensatori verso i LED. Sono state montate tre file in parallelo e quindi bisogna dividere per tre la corrente totale misurata per sapere quanta ne è passata in ogni fila. In Figura 5.1.10 si può notare l'andamento della corrente I_{Led} rispetto a V_C . Per una maggiore leggibilità è stato inoltre inserito un insieme di punti ottenuti per interpolazione, la quale risulta essere di tipo polinomiale:

$$f(x) = 0.0084x^2 + 0.2314x - 10.35 \quad (5.2)$$

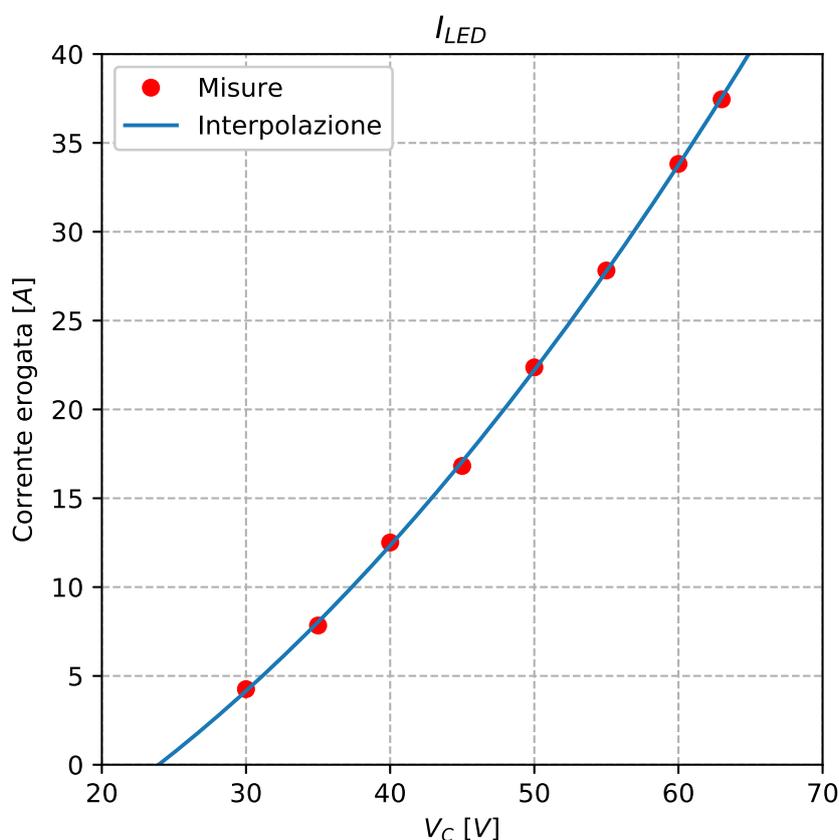


Figura 5.1.10: Grafico dell'andamento di I_{Led} rispetto a V_C .

Si può notare come già a partire da 40 V si abbia una corrente abbastanza elevata: si hanno circa 12.5 A suddivisi in tre file di LED diverse, e quindi circa 4.16 A per fila. Quest'ultimo valore è ben superiore al valore massimo consentito dal datasheet dei diodi LED, cioè di 3 A.

Nel caso di V_C posta a 63 V, si ha un valore di corrente per fila di circa 12.5 A che equivale a poco più di quattro volte il limite massimo. Siccome i LED vengono pilotati con un *Duty Cycle* molto piccolo, circa 0.02% con durata dell'impulso di circa 200 ns ad 1 kHz, essi riescono a reggere l'eccessivo carico, sia elettrico sia termico. Infatti, visto l'elevato passaggio di corrente, questi si riscaldano facendo quindi diminuire le proprie prestazioni.

Tutto ciò va comunque considerato facendo l'assunzione che la corrente vada a ripartirsi in modo equo, trascurando problemi legati alla conduzione o ai LED stessi, poichè non è possibile effettuare correttamente una misurazione LED per LED.

In ogni caso, visti i valori elevati ottenuti rimanendo entro i 60 V, non è consigliato utilizzare tensioni più elevate come ipotizzato durante la progettazione: più corrente si eroga, più la probabilità di danneggiare in modo irreparabile i LED aumenta in modo considerevole.

È stato deciso quindi di mantenere a 50 V l'alimentazione della batteria di condensatori, al fine di contenere i rischi.

5.2 Caratterizzazione ottica

5.2.1 Caratterizzazione del fotodiodo

In modo da ottenere una relazione tra tensione letta ai capi di un fotodiodo e il flusso radiante Φ emesso dall'array di LED è necessario effettuare una caratterizzazione ottica. Per questo scopo si è usato il power meter *Ophir Vega*, mostrato in Figura 5.2.1, in grado di misurare il flusso radiante e l'energia degli impulsi emessi da una sorgente luminosa di una certa lunghezza d'onda. Esso dispone di un sensore circolare di diametro 10 mm ed è indicato principalmente per la misura di potenza per fibre ottiche, laser e altre sorgenti luminose.



Figura 5.2.1: Il power meter Ophir Vega, completo di fotodiodo separato.

Data la distanza e la tipologia di setup in questo caso, esso trova comunque una grande utilità per lo scopo previsto. Inoltre i LED utilizzati hanno una λ di 850 nm e quindi la misurazione è stata facilmente realizzabile.

È stato reso necessario disegnare e realizzare un supporto per poter effettuare le misure in modo ripetibile e preciso. Questo oggetto è composto da tre parti diverse:

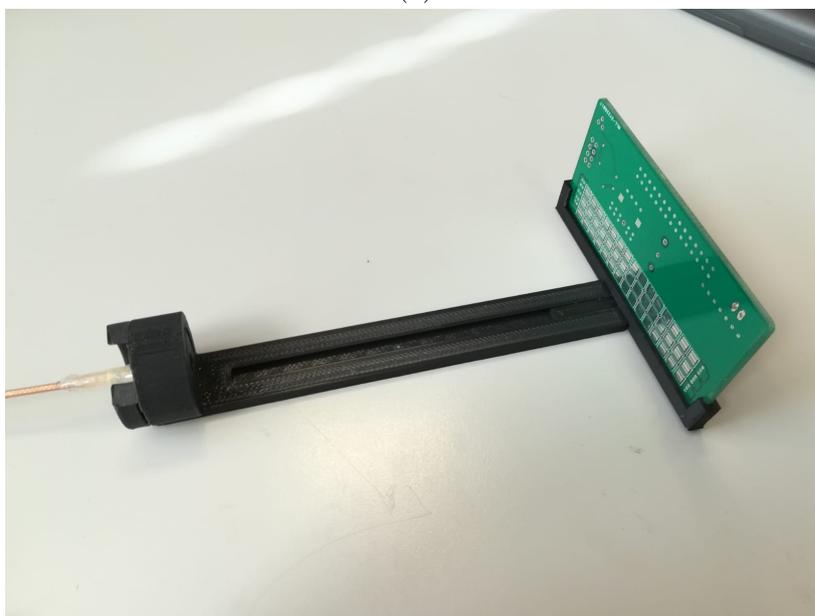
- Corpo principale, con innesto per inserimento del fotodiodo (con o senza fibra ottica) o del power meter e scanalatura per eventuale misurazione a distanze diverse.
- Innesto con foro di diametro uguale a quello del fotodiodo.

- Porta pcb, che va ad inserirsi nella scanalatura. I LED sono centrati rispetto al fotodiodo e al power meter.

Nella Figura 5.2.2 è possibile vedere il risultato finale, ottenuto tramite stampa 3D in PLA, con altezza layer di 0.2 mm.



(a)



(b)

Figura 5.2.2: (a) I componenti principali; (b) L'assieme con fotodiodo, senza fibra ottica, e pcb inseriti.

Per poter effettuare misurazioni sia sul dispositivo sviluppato sia sull'AcousticX, è stato necessario utilizzare un fotodiodo accoppiato ad una fibra ottica lunga circa due metri (POF diametro 1 mm), in grado di attenuare molto il segnale luminoso per garantire una buona dinamica di lavoro. La terminazione della fibra è stata inserita in una testina facilmente manovrabile, ricavata dal corpo di una biro Bic. (Figura 5.2.3). Il fotodiodo in questione è un SFH-203P, il quale possiede un'area sensibile di 1 mm^2 e una sensibilità spettrale, a 850 nm , di 0.62 A/W . Esso è stato innestato in un connettore apposito per fibre ottiche, in modo da poter essere collegato alla POF utilizzata.



Figura 5.2.3: La fibra ottica nel suo alloggiamento.

Tramite questo sistema è stata misurato il flusso radiante di uno dei LED montati, disposto a 12 cm dal fotodiodo/power meter e alimentato in corrente continua a 50 mA . Le misurazioni sono state effettuate prima a Led spento e poi a Led acceso, in modo da trovare l'offset dato dalla luce ambientale. In modo da attenuare quest'ultima il sistema è stato coperto. In Figura 5.2.4 è presente la schematizzazione della misura del flusso radiante W , effettuata in questo modo.

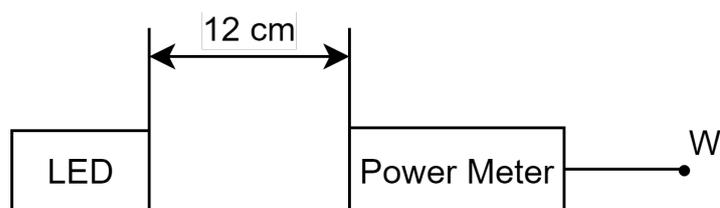


Figura 5.2.4: Misura con power meter.

Per quanto riguarda il power-meter:

- Led spento - $5 \mu\text{W}$.
- Led acceso - $175 \mu\text{W}$.

Si hanno quindi $170 \mu\text{W}$ di flusso radiante, senza l'offset della luce ambientale. La densità di potenza D_P , ottenuta dividendo la potenza P con l'area A totale

del power meter, vale

$$A = r^2\pi = 5^2 \cdot \pi \approx 78.5 \text{ mm}^2 \quad (5.3)$$

$$D_P = \frac{P}{A} = 2.16 \text{ } \mu\text{W}/\text{mm}^2 \quad (5.4)$$

Con il fotodiode invece, dopo averlo collegato ad un amplificatore a transimpedenza *DHPCA-100*, si ha il setup in Figura 5.2.5.

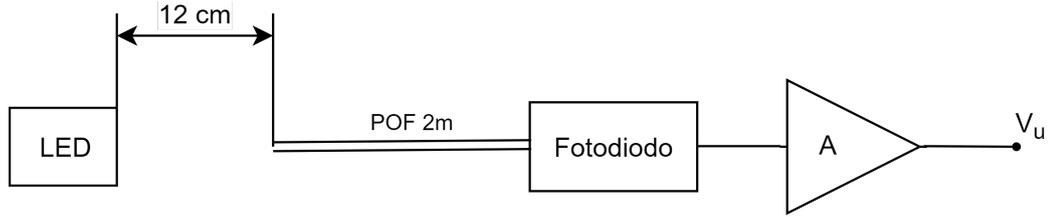


Figura 5.2.5: Misura con fotodiode e fibra ottica.

Impostato l'amplificatore con un guadagno di $1 \text{ M}\Omega$, accoppiamento DC e bias pari a 10 V , sono stati ottenuti i seguenti valori di tensione in uscita V_u :

- Spento - $(-1) \text{ mV}$.
- Acceso - $(-120) \text{ mV}$.

Questi valori sono negativi in quanto il catodo del fotodiode è collegato all'ingresso invertente dell'amplificatore. Si va quindi a calcolare la seguente relazione tra fotodiode e power meter, cioè la sensibilità del sistema S

$$\Delta V = |V_{off} - V_{on}| = 119 \text{ mV} \quad (5.5)$$

$$S = \frac{\Delta V}{D_P} = 54.98 \text{ mV mm}^2/\mu\text{W} \quad (5.6)$$

La costante di taratura K del sistema, cioè la costante che permette di ricavare la densità di potenza incidente sulla fibra ottica in funzione della tensione misurata all'uscita dell'amplificatore è:

$$K = \frac{1}{S} = 18.2 \text{ nW}/(\text{mV mm}^2) \quad (5.7)$$

Tale valore è stato ottenuto alla lunghezza d'onda di 850 nm con un guadagno dell'amplificatore pari a $1 \text{ M}\Omega$. Nel caso in cui si cambi il guadagno bisognerà moltiplicare K per quello impostato e dividere per 10^6 . Questo verrà utilizzato

successivamente per ottenere una stima della potenza radiata dai vari impulsi durante l'utilizzo del dispositivo, visualizzati tramite oscilloscopio, impostato con ingresso ad alta impedenza. Verrà inoltre effettuato un confronto per capire le differenze tra questo oggetto e le sorgenti luminose del dispositivo AcousticX.

5.2.2 Setup per misure radiometriche

Al fine di realizzare un confronto tra le due tipologie di sorgenti a LED, si è deciso di misurare, tramite la sonda precedentemente caratterizzata, la densità di potenza irradiata lungo una semicirconferenza di raggio 35 cm [32]. Sfruttando un cavalletto per fotografia, si è ruotato il pcb e la sorgente AcousticX tra -90° e $+90^\circ$, a passi di 15° . Sono stati successivamente letti e registrati i valori in uscita della sonda con fotodiodo e fibra ottica. Per entrambi è stato impostato un guadagno dell'amplificatore transimpedenza di 10^4 .

In Figura 5.2.6 il setup così impostato.



Figura 5.2.6: Setup per misure radiometriche.

Sulla sinistra si ha il dispositivo con i led montati sopra, fissato su di un treppiedi in modo da poter variare liberamente l'angolo rispetto alla fibra ottica, disposta invece sul lato destro dell'immagine.

5.2.3 Pattern di radiazione e densità di potenza

Ottenuto il valore della costante di taratura K , nell'equazione (5.5), si è deciso di rilevare la densità di potenza dei LED montati su pcb e dei LED del dispositivo AcousticX. Inoltre, sono stati ricavati dei diagrammi in modo tale da poter mettere a confronto le differenze nel pattern di radiazione.

Nelle Figure 5.2.7 e 5.2.8 sono rappresentati i pattern per quanto riguarda i LED utilizzati per il dispositivo in questione. Ciò che si vede è il risultato dell'interpolazione dei dati ottenuti, misurando da -90° a 90° con step di 15° .

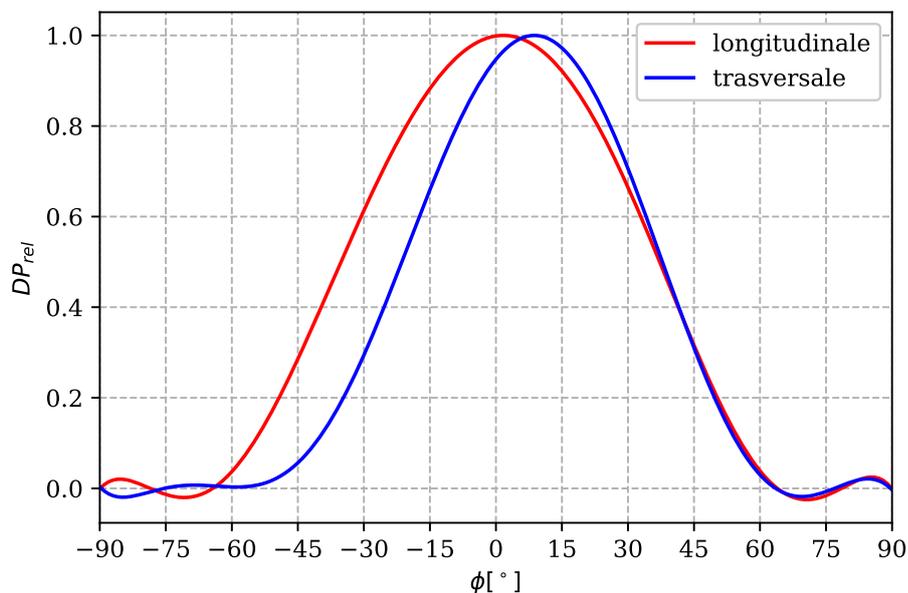


Figura 5.2.7: Pattern di illuminazione dei LED montati su pcb. $V_{LED} = 50$ V, distanza = 35 cm.

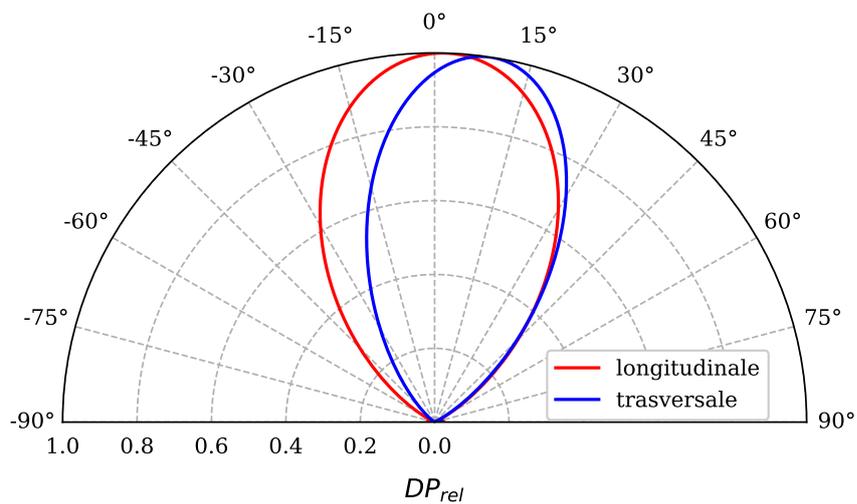


Figura 5.2.8: Pattern polare di illuminazione dei LED montati su pcb. $V_{LED} = 50$ V, distanza = 35 cm.

È possibile notare come i pattern, in questo caso ottenuti sia lungo l'asse longitudinale (quello maggiore) del pcb, sia lungo quello trasversale (quello minore),

diano risultati pressochè identici, come forma e come intensità a quelli mostrati sul datasheet. Si ha quindi un angolo a metà potenza (FWHM) di circa 90° .

Per quanto riguarda il dispositivo AcousticX, nelle Figure 5.2.9 e 5.2.10 sono rappresentati i diagrammi di radiazione, ottenuti nelle medesime condizioni.

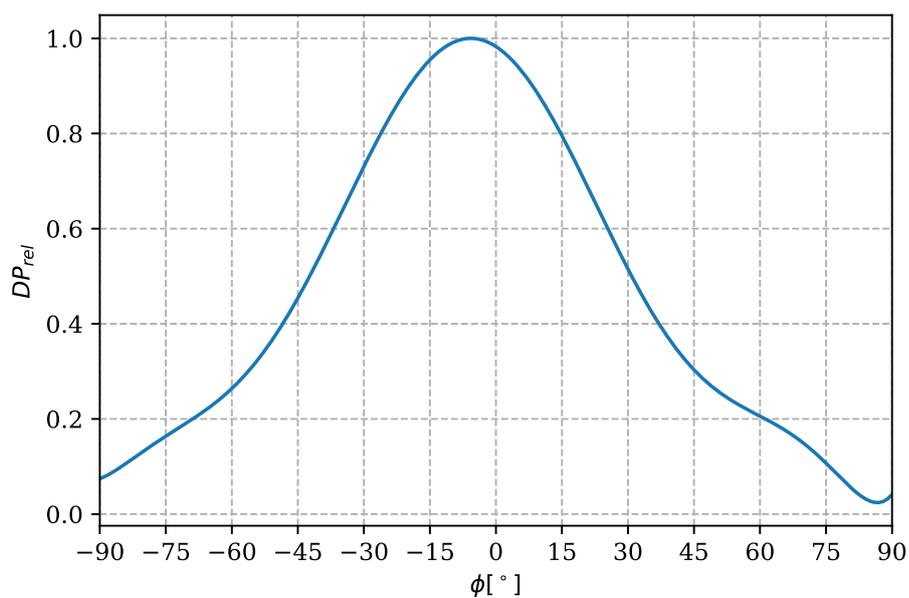


Figura 5.2.9: Pattern di illuminazione della sorgente AcousticX. Distanza = 35 cm.

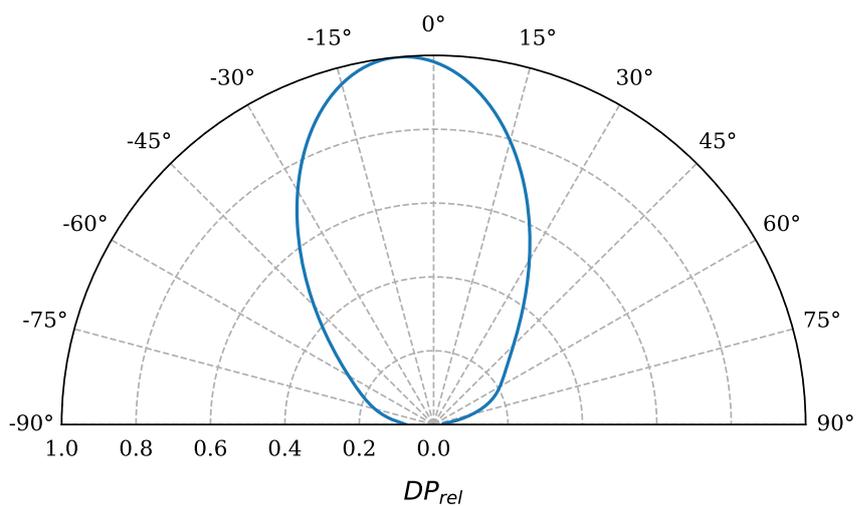


Figura 5.2.10: Pattern di illuminazione polare della sorgente AcousticX. Distanza = 35 cm.

A differenza dei LED utilizzati per il pcb, nel caso della sorgente AcousticX è possibile notare come si abbia un campo illuminazione poco più largo, con un angolo a metà potenza di circa 100° . Vi è radiazione luminosa anche a quasi 90° dalla sorgente, questo può essere dovuto a delle riflessioni relative all'ambiente e dovute probabilmente anche alla plastica protettiva che ricopre i LED montati su di uno stampato particolare: bisogna inoltre far notare che nel caso dell'AcousticX tutti i LED sono stati assemblati solo con il proprio die su di un substrato ceramico, aumentandone la quantità per superficie e la dissipazione termica.

Sovrapponendo i pattern di radiazione ottenuti senza normalizzare per densità di potenza relativa, si ottiene un grafico come in Figura 5.2.11.

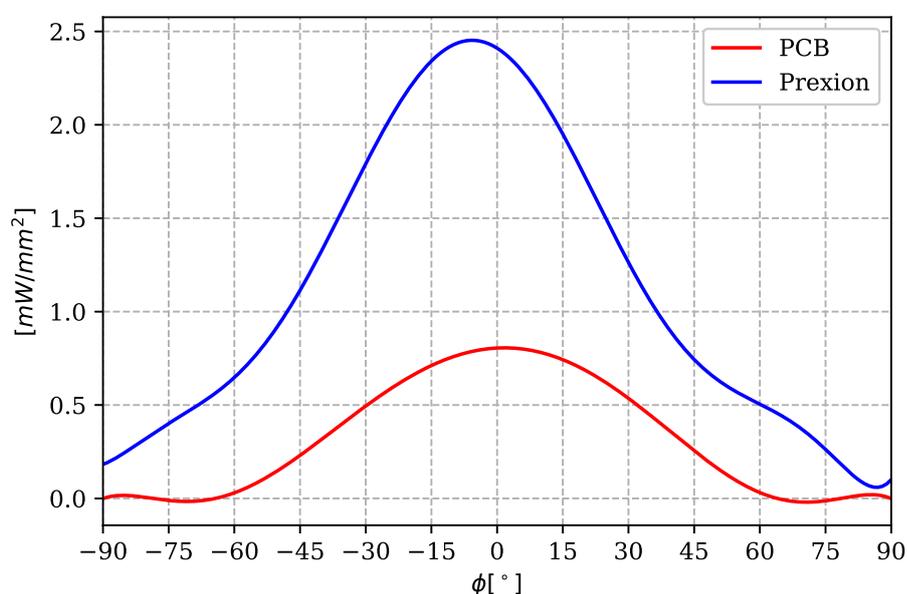


Figura 5.2.11: Confronto tra le sorgenti. $V_{LED} = 50$ V, distanza = 35 cm.

I valori di picco della densità di potenza, per ogni sorgente, sono i seguenti:

- PCB IR - 0.79 mW/mm²
- Cyberdyne AcousticX - 2.54 mW/mm²

Si ricava che la densità di potenza di una singola sorgente AcousticX è circa tre volte quella della sorgente su pcb nel caso della misurazione a 35 cm, cioè in campo lontano.

5.3 Energia degli impulsi

Siccome queste sono misure effettuate in campo lontano, è difficile poter calcolare esattamente quanto vale il flusso radiante totale emesso in campo vicino. Si va quindi ad estrapolare il flusso radiante massimo emesso dai valori riportati dal datasheet: un singolo LED alimentato a 1000 mA eroga tipicamente 1.35 W di flusso radiante totale. Considerando quindi che la corrente I_{Led} , a $V_C = 50$ V, è di 22.364 A, cioè circa 7.45 A per fila, si procede quindi a calcolare il flusso radiante emesso in totale dai 24 LED come

$$\Phi_{Tot} = \frac{I_{Led}}{3} \cdot 1.35 \cdot N_{led} \approx 241.5 \text{ W} \quad (5.8)$$

Ottenuto il valori di picco del flusso radiante emesso in un impulso, è possibile quindi ricavare l'energia totale trasmessa ai tessuti, in vivo, o ai phantom, in vitro. Moltiplicando quindi questo valore per la durata dell'impulso si ottiene

$$E = \Phi_{Tot} \cdot \Delta T \approx 17 \mu\text{J} \quad (5.9)$$

Dove ΔT è la durata dell'impulso, cioè 70 ns. Visto che la durata è molto piccola, si ha una energia per impulso relativamente piccola: a questo punto per compensare la differenza rispetto al dispositivo AcousticX basta aumentarne la durata, per esempio se si usassero impulsi di 200 ns si avrebbe una energia per impulso pari a 48 μJ .

Qualora invece si caricassero in condensatori a V_C pari a 63 V, I'_{LeD} sarebbe pari a circa 37 A, quindi il flusso radiante emesso Φ'_{Tot} si ricava come

$$\Phi'_{Tot} = \frac{I'_{Led}}{3} \cdot 1.35 \cdot 24 \approx 404.5 \text{ W} \quad (5.10)$$

Cioè un incremento quasi del 70% rispetto al valore precedente. Quindi, l'energia di impulsi lunghi 70 ns e 200 ns sarebbe pari a, rispettivamente, 29 μJ e 80 μJ .

Caricare i condensatori a quest'ultimo valore di V_C porta a risultati migliori per quanto riguarda l'energia erogata, sebbene il rischio di danneggiare i LED sia decisamente elevato e quindi conviene mantenersi al di sotto di questo valore.

5.3.1 Confronto con AcousticX

Dati i valori di energia per impulso ottenuti precedentemente, si può quindi effettuare un confronto:

	AcousticX <i>Una sorgente</i>	LED pcb <i>@$V_C = 50\text{ V}$</i>
Energia/impulso [μJ]	200	17
Flusso radiante di picco [W]	2000	241.5
Durata impulso [ns]	70	70
Area di irradiazione [mm^2]	50 x 7	12 x 35
Densità di potenza media [kW/m^2]	2.3	0.16

Tabella 5.2: Confronto dell'energia degli impulsi.

Come si può notare dalla tabella 5.2, il pcb realizzato si piazza a meno di un ordine di grandezza rispetto all'AcousticX, per quanto riguarda l'energia e la potenza erogati. Questo considerando dei valori di picco massimo riportati per il dispositivo commerciale. Inoltre, questi valori corrispondono ad una singola sorgente luminosa, quindi bisognerebbe raddoppiarli per ottenere il totale rispetto alla coppia di sorgenti.

Sottoponendo a maggior stress i LED, impostando V_C a 63 V, si raddoppiano quasi l'energia e il flusso radiante emessi, riuscendo quindi ad accorciare il divario con il dispositivo AcousticX. In ogni caso, bisogna tenere in considerazione il numero di LED montati: siccome l'AcousticX dispone di LED IR custom made, esso può contenerne un numero decisamente maggiore, aumentando quindi il valore di densità di potenza media. Ciò permette, quindi, che si possa ottenere un risultato migliore dal punto di vista dell'energia erogata, a parità di area in cui sono montati i LED.

6 Validazione del dispositivo

6.1 Phantom

Per poter testare l'efficacia del dispositivo sviluppato è stato necessario formare un phantom per test *in vitro* utilizzabile da entrambi i dispositivi. In letteratura sono stati sfruttati fantocci di vario tipo, come ad esempio delle vasche riempite di acqua e delle provette contenenti sangue porcino o inchiostro immerse al loro interno.

Data la disposizione dei LED e della forma del pcb, è stato scelto di realizzare dei fantocci che potessero essere osservati ponendo le sorgenti luminose da un lato e l'array di trasduttori ad ultrasuoni dall'altro, come schematizzato in Figura 6.1.1.

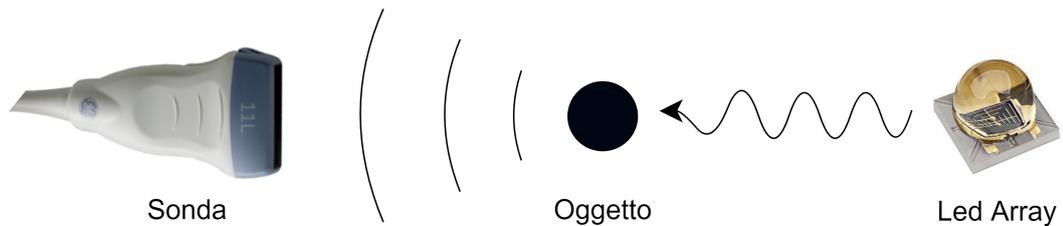


Figura 6.1.1: Setup dei dispositivi.

Per tale scopo sono stati costruiti due phantom con materiali diversi, come descritto nelle sezioni successive, in modo da ottenere risultati ed immagini diverse a seconda del setup ideato.

6.2 Immagini ottenute

Sono state acquisite diverse immagini a partire dal setup definito precedentemente, utilizzando la sonda ecografica del dispositivo AcousticX disponibile. Per migliorare le prestazioni di quest'ultima è stato necessario ricoprirne la testa, dove risiede l'array di cristalli piezoelettrici, di gel per ecografia: questo consente di ridurre considerevolmente la quantità di aria presente tra phantom e array, in modo da garantire il passaggio delle onde ad ultrasuoni tra di essi.

Sono state quindi effettuate prima le prove utilizzando il pcb progettato e successivamente le prove utilizzando uno dei due array di LED del dispositivo AcousticX. Inoltre, sono state acquisite delle immagini in cui non sono visibili gli oggetti di interesse, in modo da poter notare se la sonda ad ultrasuoni riconosca i LED ad infrarossi posti dall'altro lato del phantom.

Delle immagini acquisite sono state scelte le migliori, in modo da facilitarne la leggibilità e raggruppate per dispositivo utilizzato, e phantom utilizzato. Di seguito verranno mostrate le acquisizioni delle due prove effettuate.

6.2.1 Primo Phantom

Realizzazione

Il primo, semitrasparente in silicone, al cui interno sono stati poste quattro mine in grafite di diametro 0.5 mm. Le dimensioni sono di 6 cm di lunghezza, 4 cm di profondità e 2 cm di spessore. Il silicone utilizzato è stato scelto in modo da essere trasparente e per essere facilmente lavorabile, nonostante il lungo periodo di essiccazione richiesto, circa due giorni posto vicino ad una sorgente di calore per accelerare il processo.



Figura 6.2.1: Creazione del phantom.

Sono state inserite delle semplici mine in grafite in quanto facili da reperire e in grado di assorbire la radiazione luminosa alla lunghezza d'onda di interesse, 850 nm. Esse sono state poste a circa metà dello spessore del phantom in modo da essere equispaziate tra i due lati. In Figura 6.2.2 è possibile notarne la disposizione. Sono state poste due mine adiacenti centrali in modo da avere una certa diversità nel phantom e poter cercare di distinguere features differenti tramite i dispositivi.



Figura 6.2.2: Il phantom così ottenuto.

Immagini

Mantenendo le impostazioni di averaging e sample rate di default, sono state ottenute le seguenti immagini:

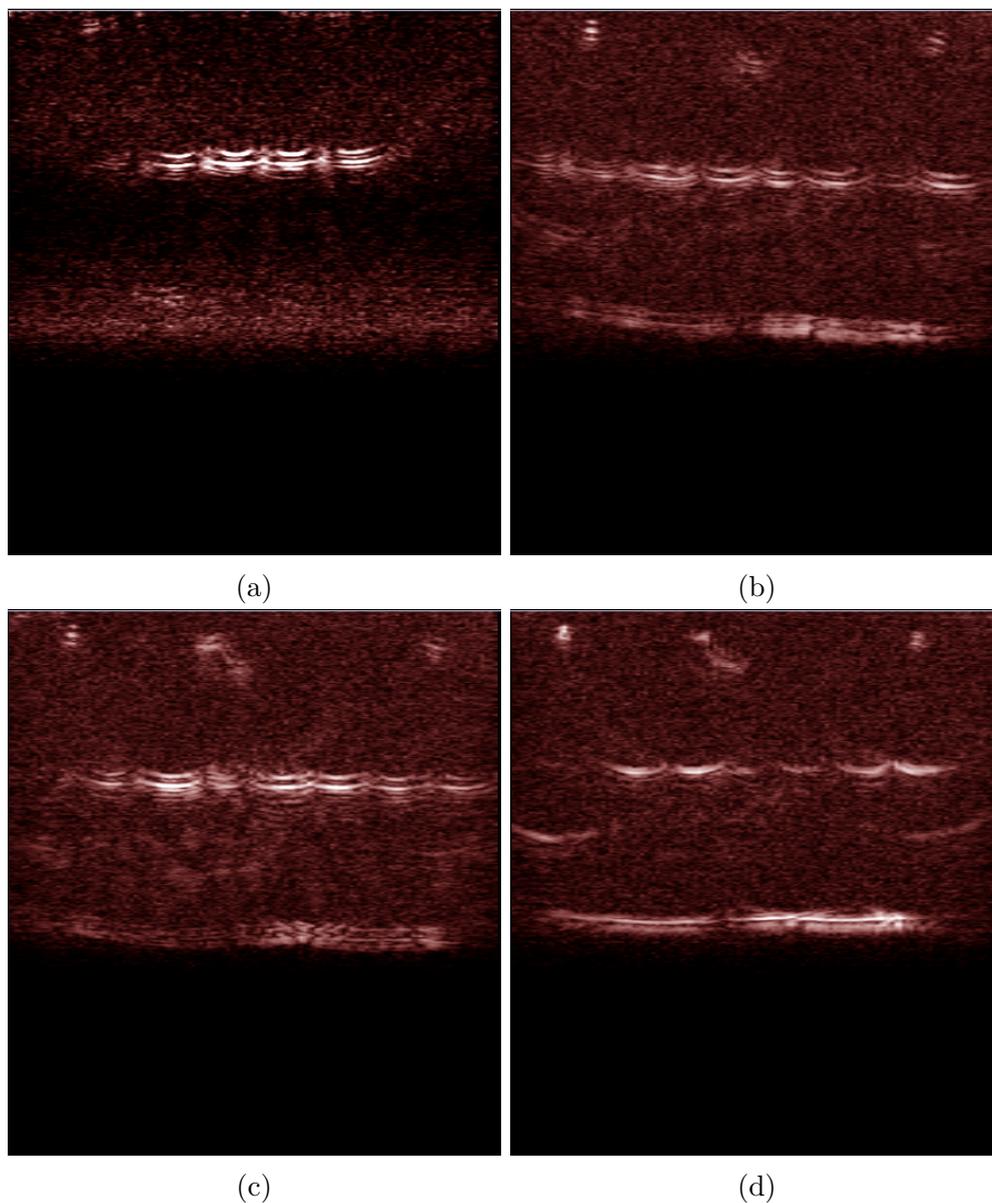


Figura 6.2.3: Sorgente luminosa: dispositivo LED.

In Figura 6.2.3 (a) è possibile notare la sola presenza dell'array di LED montati sul pcb e di una sola mina di grafite, in alto a sinistra. Nelle altre Figure invece sono ben visibili in alto le sezioni trasversali delle quattro mine disposte all'interno del phantom. Confrontando le dimensioni delle mine nell'immagine con quelle reali (0.5 mm di diametro), si ha una corrispondenza In ognuna di

esse sono inoltre evidenti, oltre ai LED stessi, gli echi prodotti dalle onde ad ultrasuoni, specchiate rispetto alla posizione degli oggetti rappresentati.

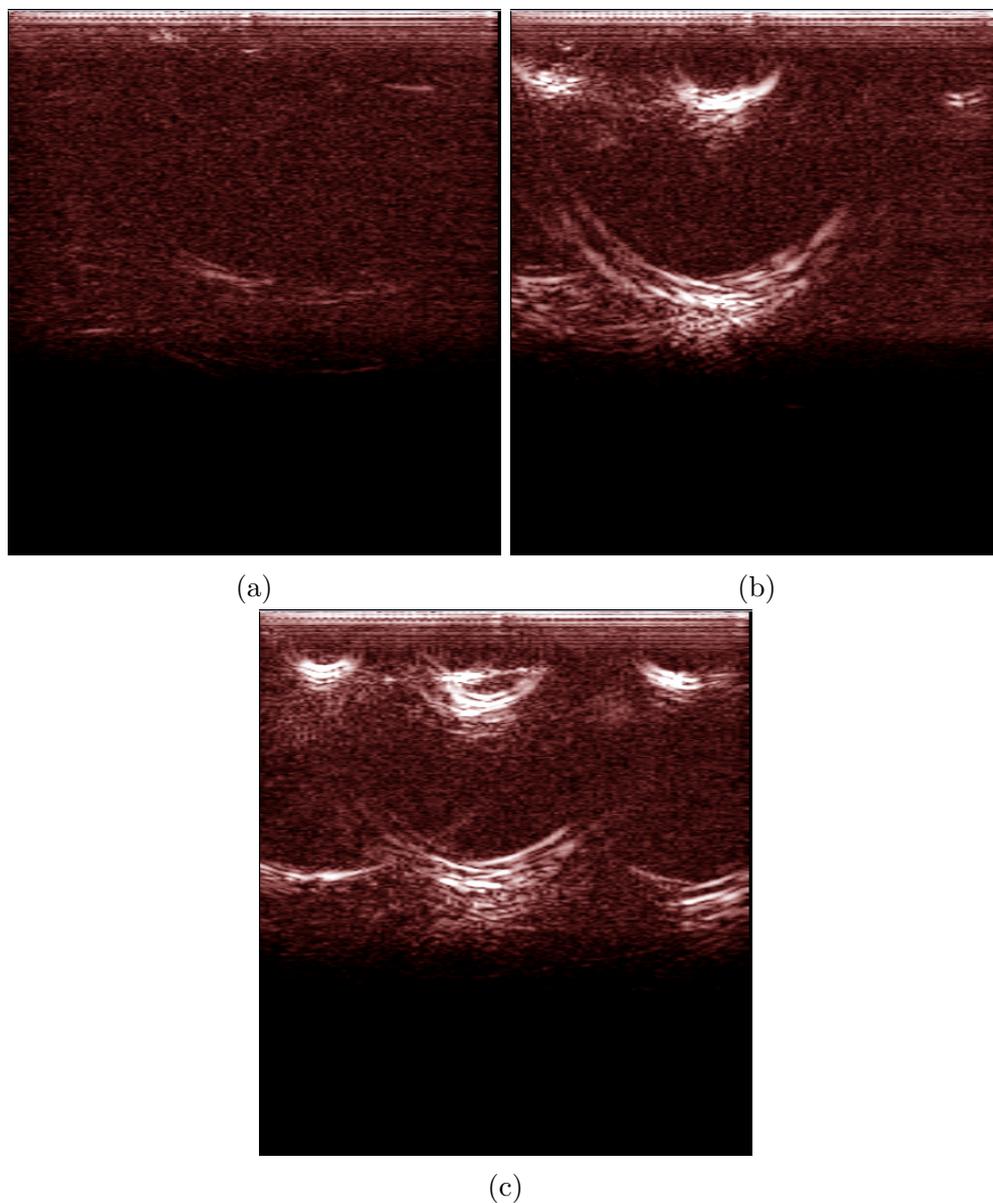


Figura 6.2.4: Sorgente luminosa: LED AcousticX.

Per quanto riguarda il dispositivo AcousticX invece, come nel caso precedente la Figura 6.2.4 (a) rappresenta l'assenza delle mine nel phantom. Nelle altre Figure, invece, è evidente come l'array LED del dispositivo sia più potente, andando ad illuminare maggiormente il campo visivo ottenendo quindi una intensità sonora decisamente maggiore rispetto all'altra sorgente. Vengono così

provocati degli echi decisamente più forti che appaiono nella parte inferiore degli oggetti e dell'immagine stessa.

La differenza è tale per cui non è possibile discernere le mine all'interno del phantom se non grazie ai grandi riflessi che si vedono nelle immagini, i quali oscurano le strutture di interesse. In questo caso non sono visibili i singoli LED ma vi è ancora la presenza dei riflessi acustici.

Di seguito in Figura 6.2.5 un confronto tra le immagini ottenute con i due diversi setup, evidenziando le strutture di interesse.

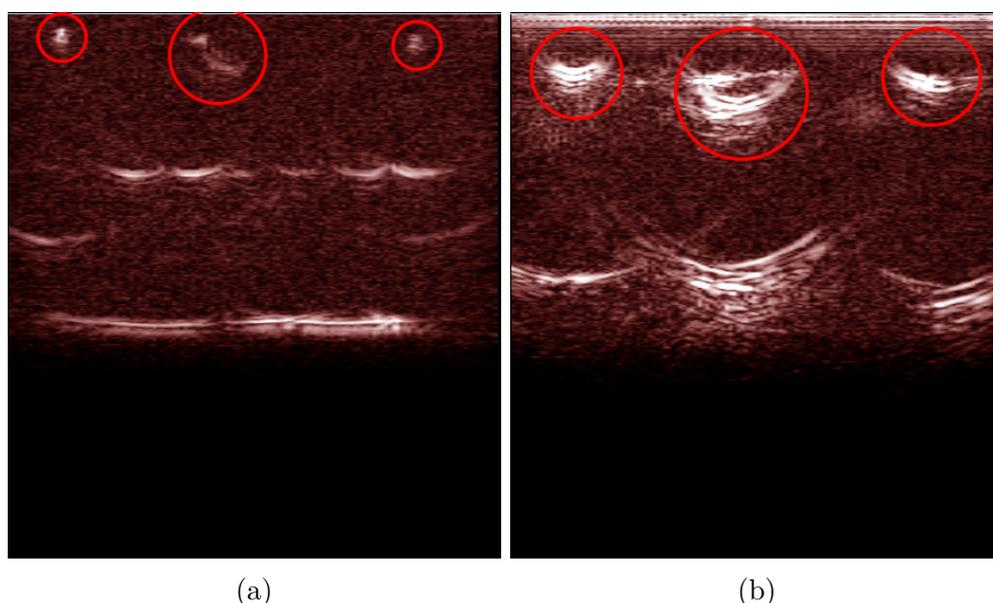


Figura 6.2.5: Confronto tra le due sorgenti: (a) sorgente su pcb, (b) sorgente del dispositivo AcousticX.

Effettuando quindi un confronto tra i due metodi di illuminazione utilizzate, è evidente che la potenza di illuminazione influisca in maniera significativa sulla propagazione dell'onda termoelastica: nel caso del dispositivo AcousticX si ha infatti una generazione di un maggior numero di onde acustiche, con conseguente maggior formazione di echi.

Un altro fattore che influisce molto sull'esito della prova è il fatto che gli oggetti di interesse sono in grafite, molto più densa del silicone circostante e soprattutto con un coefficiente di espansione termica relativamente basso, circa $6 \mu\text{m}/\text{m}^\circ\text{C}$.

Nonostante ciò, il dispositivo a LED su pcb è stato in grado di fornire un'adeguato flusso radiante in modo tale da provocare l'espansione della grafite e quindi

la generazione delle immagini FA. Inoltre, rispetto all'AcousticX, la presenza di echi è decisamente ridotta permettendo all'operatore di distinguere meglio le forme degli oggetti di interesse, non più coperti.

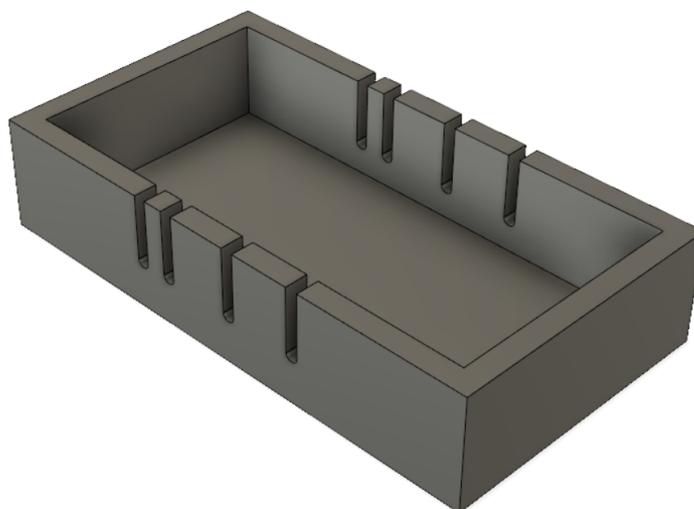
6.2.2 Secondo Phantom

Realizzazione

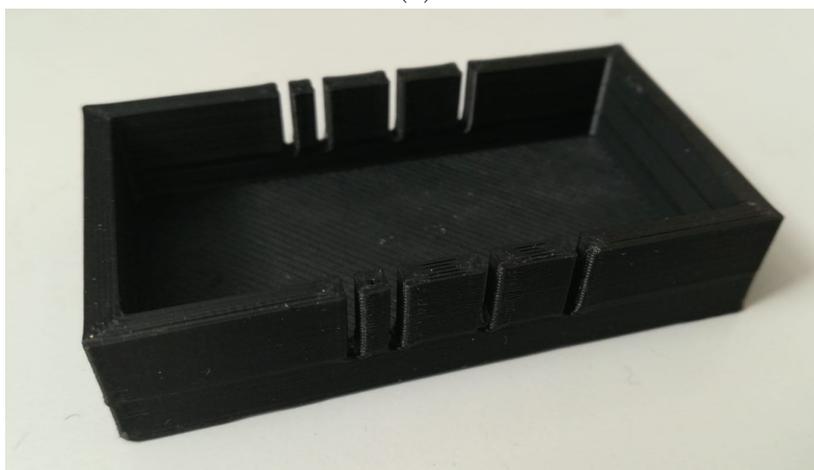
Per quanto riguarda il secondo phantom, invece, è stata scelta la gelatina di agar-agar per riempire uno stampo. Essa è utilizzata in innumerevoli esperimenti come base in cui andare ad inserire oggetti di interesse. Oltre che nelle colture batteriche e cellulari, essa trova impiego anche nel campo dell'imaging, data la sua trasparenza, anche agli infrarossi.

Tramite il programma Fusion 360 è stato disegnato uno stampo per ottenere un phantom lungo 6 cm, largo 3 cm e alto circa 8 mm. Questo stampo, inoltre, permette l'inserimento di massimo quattro cannule in PTFE cave di diametro esterno 1.5 mm ed interno 1 mm. Di queste quattro, tre sono equidistanziate a 9 mm tra di loro e l'ultima a 4 mm da quella più esterna. Queste distanze sono prese in modo da poter sovrapporre esattamente i LED del pcb alle cannule, le quali sono disposte circa 4 mm dalla base inferiore.

Lo stampo è stato poi successivamente realizzato mediante stampa 3D con materiale ABS, in modo da sopportare la temperatura dell'agar in ebollizione. Si è utilizzata quindi una gelatina al 6 % di agar in acqua. In Figura 6.2.6, sono rappresentati il modello 3D e il risultato della stampa.



(a)



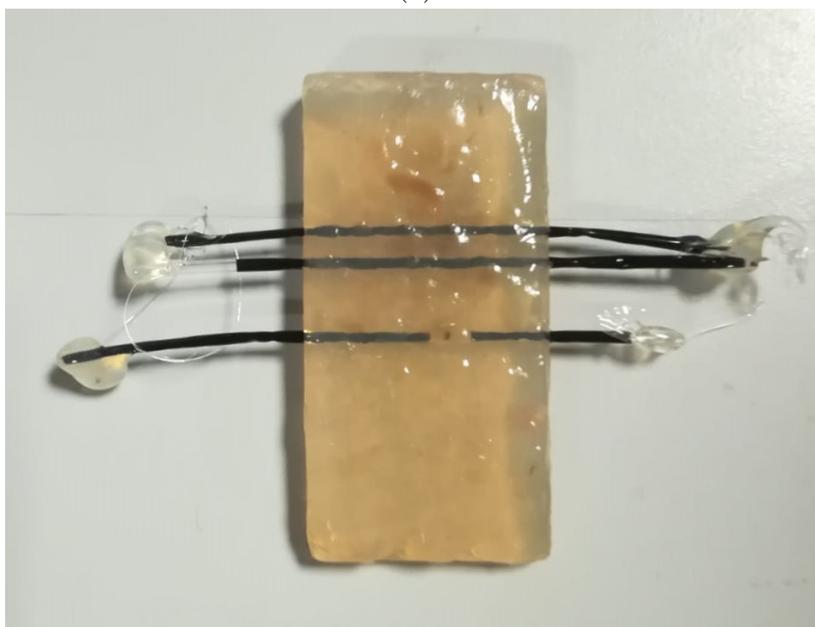
(b)

Figura 6.2.6: (a) Render dello stampo; (b) Dopo la stampa 3D.

Dato un volume di 14.4 cm^3 , si è deciso di sciogliere circa 6 g di gelatina in polvere in 100 ml di acqua, in modo da poter avere un avanzo in caso di errore. Dopodichè si è portato l'acqua in ebollizione e si è versato il tutto nello stampo. Il risultato ottenuto è visibile in Figura 6.2.7.



(a)



(b)

Figura 6.2.7: (a) Phantom appena tolto dallo stampo; (b) Cannule riempite di inchiostro e sigillate.

Le cannule sono successivamente state riempite con inchiostro di china nero: questo inchiostro è noto per avere un buon assorbimento di quasi tutte le lunghezze d'onda, sebbene esso sia leggermente inferiore nel campo infrarosso. In ogni caso per questo tipo di applicazione va più che bene.

Immagine

In questo gruppo di misurazioni, si è deciso di variare diversi parametri di acquisizione: numero di sample e quantità di medie per l'averaging.

Come riportato nella tabella 5.2, il dispositivo AcousticX dispone di una densità di potenza media di 2.3 kW/m^2 , quindi di 4.6 kW/m^2 considerando entrambe le sorgenti in uso, mentre il pcb di 0.16 kW/m^2 . In questo modo l'AcousticX ha una densità di potenza media circa 29 volte maggiore rispetto ai LED su pcb: andando ad aumentare la durata degli impulsi, si arriva ad un valore di densità di potenza pari a $0.16 \text{ kW/m}^2 \cdot 300 \text{ ns}/70 \text{ ns}$, cioè circa 0.68 kW/m^2 . Di conseguenza, il rapporto tra le due densità di potenza medie scende a circa 6.7, siccome è così aumentato il duty cycle dei LED su pcb.

Dopo aver riconfigurato vari parametri, sono state effettuate le acquisizioni, mostrate qui di seguito nelle Figure 6.2.8 e 6.2.9.

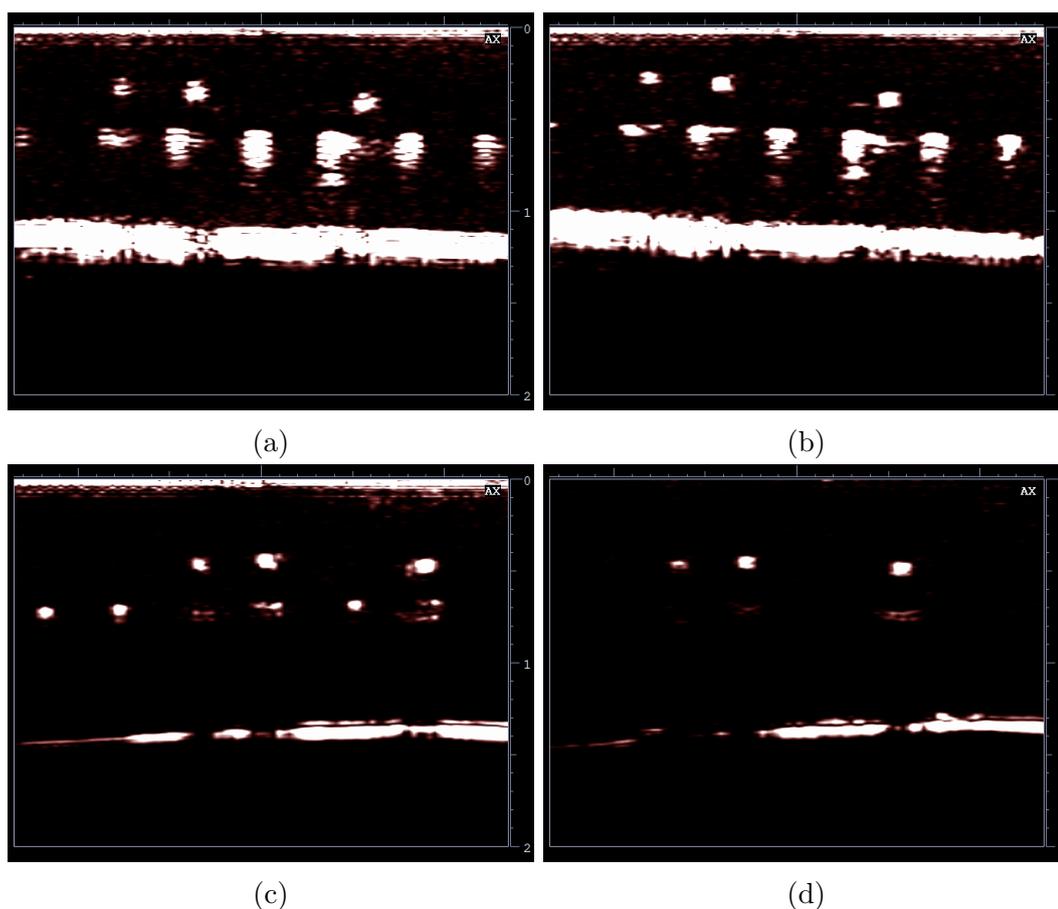


Figura 6.2.8: Sorgente luminosa: dispositivo LED. (a) e (b) 4k 384 avg, (c) e (d) 4k 640 avg.

Sono molto evidenti sia le strutture di interesse sia i LED posti sul pcb: andando ad aumentare la quantità di medie effettuate la qualità dell'immagine migliora, togliendo il rumore, e i riflessi usati dai LED diminuiscono in intensità, tant'è che nella Figura 6.2.8d non si ha quasi nessuna interazione con i LED stessi. Quest'ultima cosa però dipende anche dalla posizione della sonda ad ultrasuoni rispetto al piano del pcb. In Figura 6.2.9, invece, si ha il medesimo phantom ma illuminato con le sorgenti luminose AcousticX.

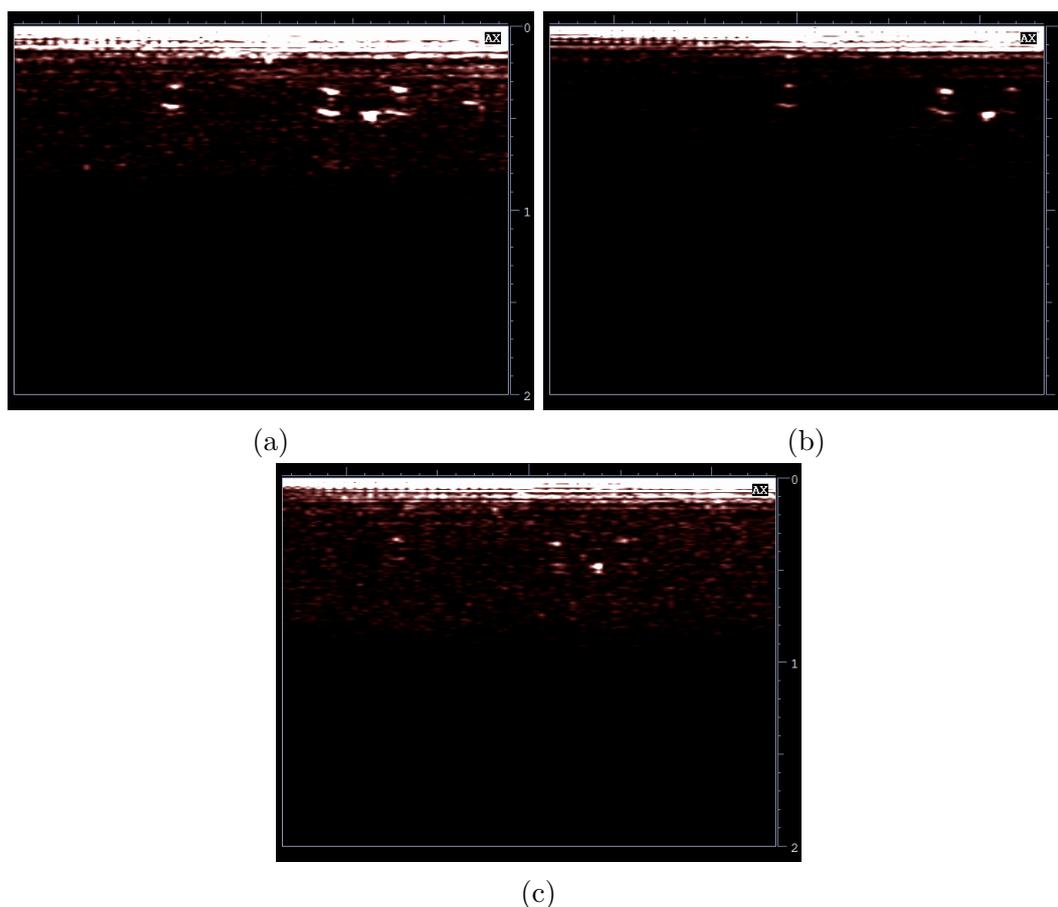


Figura 6.2.9: Sorgente luminosa: dispositivo AcousticX. (a) e (b) 4k 640 avg, (c) 1k 96 avg.

Per quanto riguarda queste sorgenti, invece, non si notano molte differenze tra 4 kHz 640 medie e 1 kHz con 96 medie: gli oggetti sono visibili ma si ha una piccola distorsione di scala, forse dovuta agli echi o al posizionamento stesso della sonda che può essere sprofondata nella gelatina semi morbida.

In questo caso comunque, rispetto al primo phantom, non si hanno quegli echi che rendevano difficoltoso il riconoscimento degli oggetti. Ciò probabilmente è legato al fatto che si è usato inchiostro e non mine in grafite. Questa cosa è

piuttosto evidente effettuando un confronto tra le due sorgenti luminose, come in Figura 6.2.10.

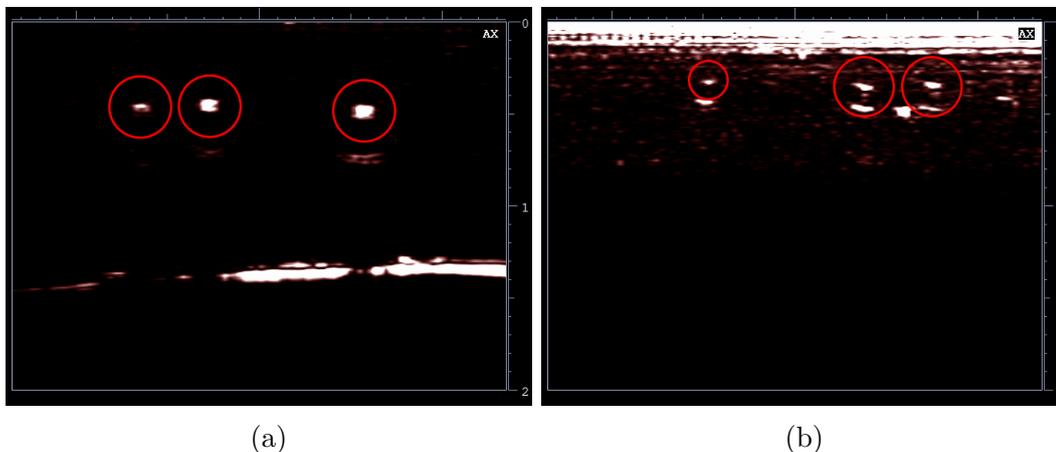


Figura 6.2.10: Confronto tra le due sorgenti: (a) sorgente su pcb, (b) sorgente del dispositivo AcousticX.

In entrambi i casi si può notare come tutte e tre le sezioni trasversali dei tubetti riempiti di inchiostro siano visibili e posizionati correttamente. Come accennato precedentemente, aver aumentato il sample rate a 4kHz ha portato alla diminuzione dell'SNR (ricordando che nell'averaging l'SNR è proporzionale a \sqrt{N} , con N numero di epoche mediate) e al miglioramento dell'immagine stessa, facilitando il riconoscimento dei tubetti.

In entrambi si ha quasi sempre la comparsa di una striscia di segnale in prossimità dell'array di cristalli piezoelettrici, talvolta anche riflessa rispetto ad un piano di simmetria dato dalla sorgente luminosa. Questa è data da qualche disturbo causato dall'accensione dei LED, in quanto i trasduttori non dovrebbero essere sensibili a queste sollecitazioni ottiche.

7 Conclusioni e sviluppi futuri

In questo lavoro si è realizzato una sorgente luminosa pilotabile per generazione di immagini fotoacustiche mediante diodi LED. Il dispositivo permette di essere pilotato con un segnale TTL o CMOS e l'energia di scarica può essere controllata mediante variazione della tensione sui condensatori v_C . Utilizzando una fila completa di LED è possibile coprire l'intera lunghezza della sonda ad ultrasuoni utilizzata per le prove, una lineare standard. La generazione del segnale pilota è stata lasciata ad un generatore di segnali con trigger impostato dal Cyberdyne AcousticX.

Il dispositivo è stato testato e validato utilizzandolo come sorgente luminosa in trasmissione con due phantom diversi, dopo averlo caratterizzato assieme al dispositivo commerciale. Le immagini raccolte sono state poi confrontate con quelle ottenute grazie all'utilizzo delle sorgenti a LED dell'AcousticX. Viene dimostrato inoltre che la diversa composizione dei phantom influisce molto sul risultato, così come accadrebbe in vivo coi diversi tessuti corporei.

Le immagini ottenute con questo dispositivo mostrano correttamente le sezioni degli oggetti di interesse, dando quindi esito positivo alle prove fatte. Si hanno differenze per quanto riguarda la generazione di artefatti luminosi e il contrasto, ciò dipende dalla potenza emessa e dalla differenza di costruzione stessa delle due sorgenti luminose. Infatti, il dispositivo in questione emette impulsi ad un'energia che è una frazione rispetto al dispositivo commerciale.

Sono state inoltre effettuate prove per misurare le prestazioni elettriche del dispositivo, misurando le correnti erogate e la densità di potenza dei LED stessi. Si è ottenuta la relazione tra la tensione di carica e la corrente erogata e il pattern di illuminazione dei LED utilizzati.

Per ridurre i disturbi elettrici dovuti all'accensione e allo spegnimento dei LED, tramite modulazione di un Mosfet, potrebbe essere possibile separare le sorgenti luminose dal sistema di controllo e carica. Ciò inoltre potrebbe ridurre le emissioni EMF dovute allo switching del sistema, magari isolando il tutto

all'interno di un involucro metallico.

Per quanto riguarda i costi, il dispositivo presenta un costo massimo, se vengono installati tutti e 45 i LED, di circa 150 €: i LED IR ad alta potenza assorbono quasi il 90% del costo, mentre il resto dei componenti è di facile reperibilità e soprattutto basso costo. Ciò permette di realizzare più setup minimizzando la spesa, anche in base al volume di illuminazione e dal tipo di test voluti.

In conclusione, il dispositivo ha mostrato di essere all'altezza di un sistema commerciale di alto livello, riuscendo ad ottenere risultati ed immagini ben più che accettabili. Queste immagini sono di interesse nel campo della fotoacustica, il quale è tuttora in corso di sviluppo e in ricerca di nuove soluzioni per realizzare setup di misura e ricerca in vivo/vitro, riducendo inoltre costi di diagnosi e studio.

Ringraziamenti

Concluso questo tortuoso percorso di tesi, vi sono numerose persone che vorrei ringraziare. Primo tra tutti ringrazio il Prof. Vallan, mio relatore, per avermi seguito, sopportato durante questi mesi di lavoro e per avermi dato la possibilità di collaborare con lui ad alcuni progetti. Ringrazio il Prof. Molinari, corelatore, il Prof. Carullo, il Prof. Corbellini e Kristen Meiburger per la loro disponibilità e l'aiuto fornitomi. Un grazie anche alle persone che sono state con me in laboratorio: Elena, Alessio, Viviana e Andon, assieme ai quali si è sempre tenuto alto il morale e si è lavorato in allegria.

Grazie a tutti i colleghi, e amici, che ho incontrato qui al Politecnico e mi sono stati vicini durante questi anni di esami: grazie in particolare a Federica, Alma, Krizia, Edoardo, Graziano, Alessio, Bibiana e Donato. Grazie agli amici di sempre Federico, Maria Laura, Francesco e Paolo ed inoltre al gruppo *#normiechat*, di amici lontani, ma sempre vicini.

Il ringraziamento più importante, però, va a mia mamma, grazie ai sacrifici che mi hanno reso possibile intraprendere questa carriera universitaria, grazie alla pazienza e al supporto che mi è stato dato in questi anni.

In sostanza, grazie a tutti coloro che hanno avuto un ruolo importante durante questi anni e questo importante percorso.

Riferimenti Bibliografici

- [1] A. G. Bell. On the production and reproduction of sound by light. *American Journal of Science*, Series 3 Vol. 20(118):305–324, 1880.
- [2] J. Tyndall. Action of an intermittent beam of radiant heat upon gaseous matter. *Proceedings of the Royal Society*, 31:307–317, 1880.
- [3] W. C. Röntgen. Ueber töne, welche durch intermittirende bestrahlung eines gases entstehen. *Annalen der Physik*, 248:155 – 159, 03 1881.
- [4] J. Tyndall. A method of gas analysis based on the tyndall-röntgen optico-acoustic effect. *Doklady Akademii Nauk SSSR*, 19:687–688, 1938.
- [5] K. F. Luft. Infrared techniques for the measurement of carbon monoxide. *Ann Occup Hyg*, 18(1):45–51, 1975.
- [6] S. Manohar and D. Razansky. Photoacoustics: a historical review. *Adv. Opt. Photon.*, 8(4):586–617, Dec 2016.
- [7] A. Rosencwaig. Photoacoustics and photoacoustic spectroscopy / allan rosenwaig. *SERBIULA (sistema Librum 2.0)*, 01 1982.
- [8] A. Rosencwaig and A. Gersho. Theory of the photoacoustic effect with solids. *Journal of Applied Physics*, 47(1):64–69, 1976.
- [9] L. B. Kreuzer. Ultralow gas concentration infrared absorption spectroscopy. *Journal of Applied Physics*, 42(7):2934–2943, 1971.
- [10] W. R. Harshbarger and M. B. Robin. Opto-acoustic effect. revival of an old technique for molecular spectroscopy. *Accounts of Chemical Research*, 6(10): 329–334, 1973.
- [11] A. Rosencwaig. Photoacoustic spectroscopy of biological materials. *Science*, 181(4100):657–658, 1973. ISSN 0036-8075.
- [12] Q. X. Chen, A. Davies, R. J. Dewhurst, and P. A. Payne. Photo-acoustic probe for intra-arterial imaging and therapy. *Electronics Letters*, 29(18): 1632–1633, Sep. 1993. ISSN 0013-5194.

-
- [13] P. Beard. Biomedical photoacoustic imaging. *Interface Focus*, 1(4):602–631, Aug 2011.
- [14] B. Cox, J. Laufer, and P. Beard. *The challenges for quantitative photoacoustic imaging*, volume 7177. 2009.
- [15] R. O. Esenaliev, A. A. Karabutov, F. K. Tittel, B. D. Fornage, S. L. Thomsen, C. Stelling, and A. A. Oraevsky. Laser optoacoustic imaging for breast cancer diagnostics: limit of detection and comparison with x-ray and ultrasound imaging. *Proc.SPIE*, 2979:2979 – 2979 – 12, 1997.
- [16] M. Xu and L. V. Wang. Photoacoustic imaging in biomedicine. *Review of Scientific Instruments*, 77(4):041101, 2006.
- [17] A. A. Oraevsky and A. A. Karabutov. Optoacoustic tomography. *Biomedical photonics handbook*, 34:1–34, 2003.
- [18] K. M. Meiburger. *Quantitative Ultrasound and Photoacoustic Imaging for the Assessment of Vascular Parameters*. Springer, 2016.
- [19] C.-L. Tsai, J.-C. Chen, W.-J. Wang, et al. Near-infrared absorption property of biological soft tissue constituents. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 21(1):7–14, 2001.
- [20] American National Standard for the Safe Use of Lasers: ANSI Z136.1. Standard, American National Standards Institute, 2000.
- [21] 93/42/EEC. Council directive 93/42/eec on medical devices. Standard, Council of European Union, 1993.
- [22] CEI EN 60601-2-57. Medical electrical equipment, part 2-57: Particular requirements for the basic safety and essential performance of non-laser light source equipment intended for therapeutic, diagnostic, monitoring and cosmetic/aesthetic use. Standard, International Electrotechnical Commission (IEC), Jan 2011.
- [23] Y. Matsumoto, Y. Asao, A. Yoshikawa, H. Sekiguchi, M. Takada, M. Furu, S. Saito, M. Kataoka, H. Abe, T. Yagi, K. Togashi, and M. Toi. Label-free photoacoustic imaging of human palmar vessels: A structural morphological analysis. *Scientific Reports*, 8, 12 2018.
- [24] G. Luke, D. Yeager, and S. Y Emelianov. Biomedical applications of photoacoustic imaging with exogenous contrast agents. *Annals of biomedical engineering*, 40:422–37, 11 2011.
- [25] J.-M. Yang, K. Maslov, H.-C. Yang, Q. Zhou, K. K. Shung, and L. V. Wang.

- Photoacoustic endoscopy. *Opt. Lett.*, 34(10):1591–1593, May 2009.
- [26] H. J. Xianjin Dai, Hao Yang. Low-cost high-power light emitting diodes for photoacoustic imaging. *Proc.SPIE*, 10064:10064 – 10064 – 6, 2017.
- [27] C. Willert, B. Stasicki, J. Klinner, and S. Moessner. Pulsed operation of high-power light emitting diodes for imaging flow velocimetry. *Measurement Science and Technology*, 21(7):075402, 2010.
- [28] I. Moreno and C.-C. Sun. Modeling the radiation pattern of leds. *Opt. Express*, 16(3):1808–1819, Feb 2008.
- [29] A. Hariri, J. Lemaster, J. Wang, A. S. Jeevarathinam, D. L. Chao, and J. V. Jokerst. The characterization of an economic and portable led-based photoacoustic imaging system to facilitate molecular imaging. *Photoacoustics*, 9:10 – 20, 2018. ISSN 2213-5979.
- [30] Y. Zhu, G. H. Xu, J. Yuan, J. Jo, G. Gandikota, H. Demirci, T. Agano, N. Sato, Y. Shigeta, and X. Wang. Light emitting diodes based photoacoustic imaging and potential clinical applications. In *Scientific reports*, 2018.
- [31] H. Halbritter, C. Jäger, R. Weber, M. Schwind, and F. Möllmer. High-speed led driver for ns-pulse switching of high-current leds. *IEEE Photonics Technology Letters*, 26(18):1871–1873, Sept 2014. ISSN 1041-1135.
- [32] K. Godo, K. Niwa, K. Kinoshita, Y. Ichino, and T. Zama. Realization of total spectral radiant flux scale at nmij with a goniophotometer/spectroradiometer. *Metrologia*, 53(2):853, 2016.

Datasheet

- [D1] Cyberdyne. *AcousticX*, 2018. URL <https://www.cyberdyne.jp/english/products/pa01.html>.
- [D2] F. VisualSonics. *VEVO Lazr*, 2014. URL <https://www.visualsonics.com/product/imaging-systems/vevo-lazr>.
- [D3] E. E. consortium. *FullPhase*, 2016. URL <https://fullphase-fp7.eu/index.php?id=1121>.
- [D4] itheraMedical. *MSOT inVision*, 2018. URL <https://www.ithera-medical.com/products/msot-invision/>.
- [D5] *33220A - 20 MHz Function/Arbitrary Waveform Generator*. Agilent, 5 2007.
- [D6] *UCC37322D - Single High-Speed Low-Side Mosfet Driver With Enable*. Texas Instruments, 9 2002. Rev. 1/2016.
- [D7] *FDS86140 - N-Channel PowerTrench® MOSFET*. Fairchild Semiconductor, 3 2011. Rev. C.
- [D8] *L1I0-0850090000000 - LUXEON IR Domed Line*. Lumileds Holding B.V., 4 2018.

A Appendice

A.1 Script elaborazione della misurazione di corrente

```
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
plt.rc('grid', linestyle="--",)

# Dati
x = np.linspace(0, 100, 200)
R = 0.33
n_res = 3
V = [30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 63] #V
V_sense = [234, 431, 688, 925, 1230, 1530, 1860, 2060] #mV
Curr = [ data / (1000*R/n_res)*2 for data in V_sense]

poly = np.polyfit(V, Curr, 2)
Curr_interp = np.poly1d(poly)

plt.close()
plt.figure(figsize = (5, 5))
l1, = plt.plot(V, Curr, 'ro', label = 'Misure')
l2, = plt.plot( x, Curr_interp(x), '-', label = "Interpolazione")
plt.axis([20, 70, 0, 40])
plt.xlabel('$V_{C}$ $[V]$')
plt.ylabel('Corrente erogata $[A]$')
plt.title("$I_{LED}$")
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.savefig('img/current_graph.eps', format='eps', dpi=450)
plt.show()
```

A.2 Script elaborazione dati radiometrici

```
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np

def normalize(x):
    return [i/max(x) for i in x]

# Dati
vp_area_fibra = 0.0182
gain_fibra = 1e6
gain_pcb = 1e4
gain_prexion = 1e4
dist = 35
angles = np.linspace(-90, 90, 19)
ang_fit = np.linspace(-90, 90, 181)
theta = np.deg2rad(ang_fit)
ticks_ang = [-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90]
# Dati in mV
V_meas_pcb_x = [0, 0, 0, 0, 100, 165, 275, 350, 428, 436, 432, 376, 294, 190, 104, 0, 0, 0, 0]
V_meas_pcb_y = [0, 0, 0, 0, 0, 70, 160, 270, 360, 430, 600, 420, 340, 206, 125, 0, 0, 0, 0]
V_meas_prexion_y = [100, 180, 270, 300, 600, 700, 950, 1200, 1330, 1400, 1200, 850, 650, 600,
↪ 350, 230, 200, 100, 50]

power_pcb_x = [vp_area_fibra * kk*gain_fibra / gain_pcb/1000 for kk in V_meas_pcb_x]
power_pcb_y = [vp_area_fibra * kk*gain_fibra / gain_pcb/1000 for kk in V_meas_pcb_y]
power_prexion_y = [vp_area_fibra * kk*gain_fibra / gain_prexion/1000 for kk in V_meas_prexion_y]
power_pcb_x_norm = normalize(power_pcb_x)
power_pcb_y_norm = normalize(power_pcb_y)
power_prexion_y_norm = normalize(power_prexion_y)

fit_temp = np.polyfit(angles, power_pcb_x, 8)
fit_pcb_x = np.poly1d(fit_temp)
fit_pcb_x_norm = np.array(normalize(fit_pcb_x(ang_fit)))

fit_temp = np.polyfit(angles, power_pcb_y, 8)
fit_pcb_y = np.poly1d(fit_temp)
fit_pcb_y_norm = normalize(fit_pcb_y(ang_fit))

fit_temp = np.polyfit(angles, power_prexion_y, 8)
fit_prexion_y = np.poly1d(fit_temp)
fit_prexion_y_norm = normalize(fit_prexion_y(ang_fit))

plt.close('all')
plt.rc('grid', linestyle="--",)
plt.rc('font', family='serif')

# PCB X
print('PCB X')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
plt.plot(angles, power_pcb_x_norm, 'ro', ang_fit, fit_pcb_x_norm, '-')
plt.axis('tight')
```

```
plt.xlabel('$\phi [\text{\circ}]$')
plt.ylabel('$DP_{rel}$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks(ticks_ang)
plt.grid(True)
plt.savefig('img/pcb_x_cartesian.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')

f, ax = plt.subplots(1, 1, figsize=(6,3.4), subplot_kw={'projection': 'polar'})
ax.set_theta_zero_location('N')
ax.set_theta_direction('clockwise')
ax.plot(theta, fit_pcb_x_norm)
ax.set_xticks(np.array(ticks_ang)/180*np.pi)
ax.set_thetamin(-90)
ax.set_thetamax(90)
ax.set_ylim(0,1)
ax.set_xlabel('$DP_{rel}$', fontsize=12, labelpad=-60)
ax.set_position( [0.1, -0.45, 0.8, 2])
plt.savefig('img/pcb_x_polar.eps', dpi=600)
#plt.show()

# PCB Y
print('PCB Y')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
plt.plot(angles, power_pcb_y_norm, 'ro', ang_fit, fit_pcb_y_norm, '-')
plt.xlabel('$\phi [\text{\circ}]$')
plt.ylabel('$DP_{rel}$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks(ticks_ang)
plt.grid(True)
plt.savefig('img/pcb_y_cartesian.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')

f, ax = plt.subplots(1, 1, figsize=(6,3.4), subplot_kw={'projection': 'polar'})
ax.set_theta_zero_location('N')
ax.set_theta_direction('clockwise')
ax.plot(theta, fit_pcb_y_norm)
ax.set_xticks(np.array(ticks_ang)/180*np.pi)
ax.set_thetamin(-90)
ax.set_thetamax(90)
ax.set_ylim(0,1)
ax.set_xlabel('$DP_{rel}$', fontsize=12, labelpad=-60)
ax.set_position( [0.1, -0.45, 0.8, 2])
plt.savefig('img/pcb_y_polar.eps', format='eps', dpi=600)
#plt.show()

# PREXION Y 1
print('PREXION Y 1')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
plt.plot(ang_fit, fit_prexion_y_norm, '-')
plt.xlabel('$\phi [\text{\circ}]$')
plt.ylabel('$DP_{rel}$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])
plt.grid(True)
```

```

plt.savefig('img/prexion_y_cartesian.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')

f, ax = plt.subplots(1, 1, figsize=(6,3.4), subplot_kw={'projection': 'polar'})
ax.set_theta_zero_location('N')
ax.set_theta_direction('clockwise')
ax.plot(theta, fit_prexion_y_norm)
ax.set_xticks(np.array([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])/180*np.pi)
ax.set_thetamin(-90)
ax.set_thetamax(90)
ax.set_ylim(0,1)
ax.set_xlabel('$DP_{rel}$', fontsize=12, labelpad=-60)
ax.set_position( [0.1, -0.45, 0.8, 2])
plt.savefig('img/prexion_y_polar.eps', format='eps', dpi=600)
#plt.show()

print('PREXION X E PCB X INSIEME')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
l1, = plt.plot(ang_fit, fit_pcb_x(ang_fit), '-', color='red', label='PCB')
l2, = plt.plot(ang_fit, fit_prexion_y(ang_fit), '-', color='blue', label='Prexion')
plt.xlabel('$\phi [^\circ]$')
plt.ylabel('$[mW/mm^2]$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.savefig('img/comparison.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')
#plt.show()

print('PREXION X E PCB X INSIEME - POLAR')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
l1, = plt.plot(ang_fit, fit_pcb_x_norm, '-', color='red', label='PCB')
l2, = plt.plot(ang_fit, fit_prexion_y_norm, '-', color='blue', label='Prexion')
plt.xlabel('$\phi [^\circ]$')
plt.ylabel('$[mW/mm^2]$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])
plt.grid(True)
plt.legend()
cart
plt.savefig('img/comparison_norm.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')
#plt.show()

f, ax = plt.subplots(1, 1, figsize=(6,3.4), subplot_kw={'projection': 'polar'})
ax.set_theta_zero_location('N')
ax.set_theta_direction('clockwise')
l1, = ax.plot(theta, fit_pcb_x_norm, '-', color='red', label='PCB')
l2, = ax.plot(theta, fit_prexion_y_norm, '-', color='blue', label='prexion')
ax.set_xticks(np.array([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])/180*np.pi)
ax.set_thetamin(-90)
ax.set_thetamax(90)
ax.set_ylim(0,1)
ax.set_xlabel('$DP_{rel}$', fontsize=12, labelpad=-60)
ax.set_position( [0.1, -0.45, 0.8, 2])

```

```
plt.legend(loc='center', bbox_to_anchor=(0.8,0.3))
plt.savefig('img/comparison_polar.eps', format='eps', dpi=600)

#plt.show()

print('PCB XY')

f = plt.figure(figsize=(6,4))
l1, = plt.plot(ang_fit, fit_pcb_x_norm, '-', color='red', label='longitudinale')
l2, = plt.plot(ang_fit, fit_pcb_y_norm, '-', color='blue', label='trasversale')
plt.xlabel('$\phi$ [^\circ]$')
plt.ylabel('$DP_{rel}$')
plt.xlim(-90,90)
plt.xticks([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.savefig('img/pcb_xy.eps', format='eps', dpi=600, bbox_inches='tight')
#plt.show()

print('PCB XY POLAR')

f, ax = plt.subplots(1, 1, figsize=(6,3.4), subplot_kw={'projection': 'polar'})
ax.set_theta_zero_location('N')
ax.set_theta_direction('clockwise')
l1, = ax.plot(theta, fit_pcb_x_norm, '-', color='red', label='longitudinale')
l2, = ax.plot(theta, fit_pcb_y_norm, '-', color='blue', label='trasversale')
ax.set_xticks(np.array([-90, -75, -60, -45, -30, -15, 0, 15, 30, 45, 60, 75, 90])/180*np.pi)
ax.set_thetamin(-90)
ax.set_thetamax(90)
ax.set_ylim(0,1)
ax.set_xlabel('$DP_{rel}$', fontsize=12, labelpad=-60)
ax.set_position([0.1, -0.45, 0.8, 2])
plt.legend(loc='center', bbox_to_anchor=(0.8,0.3))
plt.savefig('img/pcb_xy_polar.eps', format='eps', dpi=600)
#plt.show()
```