



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA ELETTRONICA

# INTEGRAZIONE DI CELLE SOLARI SU CMOS PER APPLICAZIONI BIOMEDICALI

Relatore: PROF. ANDREA BEVILACQUA

Laureando: MARCO MICHELETTO

ANNO ACCADEMICO 2023 - 2024

DATA DI LAUREA 23/09/2024



# Abstract

In questo documento viene riportata la progettazione di alcuni dispositivi biomedicali sottocutanei sviluppati dagli autori degli articoli IEEE: [1], [2] e [3]. Viene esplorata l'integrazione di celle solari miniaturizzate su circuiti CMOS. L'obiettivo è fornire energia autonoma e sostenibile a sensori impiantabili che monitorano parametri come temperatura, pH e altri segnali vitali. Le celle solari convertendo la luce solare in energia elettrica migliorano l'efficienza energetica dei dispositivi, riducendo la dipendenza da batterie e aumentando la durata operativa. L'integrazione su CMOS consente una miniaturizzazione avanzata, ottimizzando il design per massimizzare la raccolta di luce e garantire un funzionamento continuo, supportando un monitoraggio medico a lungo termine e minimamente invasivo. I dispositivi proposti sono stati sviluppati con una importante ricerca teorica di cui qui ne sarà riportata la porzione principale, lasciando al lettore la possibilità di un approfondimento negli articoli da cui questo elaborato è stato tratto.



# Indice

ABSTRACT	iii
LISTA DELLE FIGURE	vi
LISTA DELLE TABELLE	ix
LISTA DEGLI ACRONIMI	xi
1 INTRODUZIONE	1
2 CELLA SOLARE INTEGRATA	5
3 CELLA SOLARE IBC	7
3.1 Realizzazione . . . . .	7
3.2 Misurazioni . . . . .	9
3.3 Analisi . . . . .	12
3.4 Confronto . . . . .	13
4 CHIP-SENSORE CMOS AD ENERGIA FOTOVOLTAICA	17
4.1 Realizzazione Cella Solare . . . . .	17
4.2 Misurazioni Cella Solare . . . . .	19
4.3 Realizzazione Elettrodi . . . . .	21
4.4 Misurazioni Elettrodi . . . . .	24
5 CI CON CELLA SOLARE E POMPA DI CARICA	27
5.1 Realizzazione . . . . .	27
5.2 Misurazioni . . . . .	29
6 CONCLUSIONI	33
BIBLIOGRAFIA	35
RINGRAZIAMENTI	37



# Lista delle Figure

1.1	Introduzione del primo sistema proposto. A sinistra il dispositivo con celle solari IBC. A destra la struttura. [1] . . . . .	3
1.2	Introduzione del secondo sistema proposto. Struttura e installazione nel corpo. [2] . . . . .	4
1.3	Introduzione del terzo sistema proposto. [3] . . . . .	4
2.1	Sopra le 3 diverse geometrie. Sotto p+, n-well e p-sub. [4] . . . . .	6
2.2	Grafico della corrente fotogenerata in funzione della potenza luminosa incidente. [4] . . . . .	6
3.1	Fotografia delle celle solari su chip. [1] . . . . .	8
3.2	Dati dalle simulazioni. Cella a 650 $\mu$ m (a), (b) e (c). Cella a 60 $\mu$ m (d), (e) e (f). I grafici rappresentano: Isc, Voc, FF e $\eta$ . [1] . . . . .	10
3.3	Caratteristiche potenza elettrica in/out per cella a 60 $\mu$ m. [1] . . . . .	11
3.4	Potenza in uscita per diversi spessori della cella. Curve diverse per diverse intensità di illuminazione. [1] . . . . .	12
3.5	Potenza elettrica generata con cella a 60 $\mu$ m, con e senza tessuti applicati [1]. . . . .	13
3.6	Coppie schema-grafico per i tre disallineamenti [5]. . . . .	15
4.1	Fotodiodi disponibili dal processo CMOS. [2] . . . . .	18
4.2	Struttura cella solare con giunzione p+/n-well inserita nella matrice di celle 2x6. [2] . . . . .	18
4.3	Caratteristica I-V della cella e sua reattività spettrale. [2] . . . . .	19
4.4	Perdita di radiazione luminosa in funzione della lunghezza d'onda. [2] . . . . .	21
4.5	Architettura del sensore a sinistra e schema segnali a destra. [2] . . . . .	21
4.6	Modello elettrodo-tessuto. [2] . . . . .	23
4.7	Struttura del chip CMOS PV. [2] . . . . .	23
4.8	Configurazione per misurazioni. [2] . . . . .	24
4.9	$fr$ in funzione della temperatura a 690 $\mu$ W. [2] . . . . .	24
4.10	Perdita nell'accoppiamento di elettrodi sotto cutanei ed ECG. [2] . . . . .	25
5.1	Zone di drogaggio e zone pn disponibili in processo CMOS standard a triplo pozzetto . . . . .	28
5.2	Reattività misurata con configurazione in parallelo [3]. . . . .	29
5.3	Potenza prodotta misurata utilizzando 2 metodi differenti con stessa dimensione d'area[3]. . . . .	30

5.4	Tempo di avvio del riferimento di tensione misurato [3]. . . . .	31
5.5	Utilizzo di potenza nel sistema progettato con $1.22mW/cm^2$ di intensità di potenza incidente [3]. . . . .	31
5.6	Efficienza misurata con diversi livelli di potenza incidente [3]. . . . .	32
5.7	Struttura per misurazioni con tessuti [3]. . . . .	32



# Lista delle Tabelle

2.1	Tabella di conversione della potenza con le diverse modalità di collegamento. [4]	6
3.1	Confronto Bobina in [5]/Cella Solare in [6]. . . . .	14



# Lista degli Acronimi

<b>CMOS</b> .....	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
<b>MRI</b> .....	Magnetic Resonance Imaging
<b>NIR</b> .....	Near Infrared
<b>IBC</b> .....	Interdigitated Back Contact
<b>IPD</b> .....	Integrated Passive Devic
<b>ECG</b> .....	Electrocardiogram
<b>SoC</b> .....	System on Chip
<b>TSMC</b> .....	Taiwan Semiconductor Manufacturing Company
<b>PV</b> .....	Photovoltaic
<b>FF</b> .....	Fill Factor
<b>MUX</b> .....	Multiplexer
<b>FSK</b> .....	Frequency-Shift Keying
<b>PDSC</b> .....	Photodiode-Assisted Dual Startup Circuit
<b>AQP</b> .....	Auxiliary Charge Pump
<b>LC</b> .....	Level Converters



# 1

## Introduzione

Nel seguente elaborato si andranno a trattare diversi aspetti, dispositivi e proprietà delle celle solari inserite in applicazioni biomediche. Sia la progettazione che gli esperimenti e le misurazioni sulle performance degli apparecchi sono stati estratti dagli articoli di riferimento in IEEE: [1], [2], [3] e [4].

La sfida è stata quella di riuscire a creare dei dispositivi dotati di sensori biomedici impiantabili compatti, autonomi dal punto di vista energetico e non invasivi. Questi devono raccogliere continuamente dati fisiologici con cui i pazienti possono monitorare in tempo reale il proprio stato di salute anche da casa. I dati più frequenti derivano dall'elettrocardiogramma, da misurazioni su: respirazione, battito cardiaco, livello di glucosio, temperatura, concentrazione di proteine, valore del pH e così via. I risultati raccolti possono poi essere inviati in modalità wireless ai server dedicati a dati medici per eseguire ulteriori accertamenti.

I principali problemi della realizzazione di questi dispositivi derivano dalla dimensione, dalla compatibilità tra l'oggetto e l'organismo e dalla modalità con cui è possibile alimentarlo. Fornire energia e comunicare i dati da e verso il chip tramite fili non è accettabile poiché si aumenta drasticamente il rischio di infezioni. E' possibile optare per una soluzione di energia immagazzinata in batterie, ma anche queste risultano rischiose se un loro malfunzionamento pone le loro sostanze chimiche a contatto con il corpo; in ogni caso hanno una durata limitata. Anche se utilizzate in applicazioni a bassissima potenza e la loro durata può essere di vari anni, al termine vanno in ogni caso sostituite.

L'accoppiamento induttivo (a campo vicino) utilizzato già quotidianamente in altri tipi di ri-

cariche wireless, come per esempio nei telefoni cellulari, può essere una soluzione, ma è necessario un perfetto allineamento delle bobine. Una soluzione simile può essere l'uso di antenne, ma, sia in questo che nell'ultimo metodo proposto, si può osservare che per ottenere una potenza capace di attraversare i vari tessuti biologici, è necessario utilizzare bobine e antenne relativamente grandi. Questo deriva dal fatto che più la dimensione è elevata (fino all'ordine di grandezza della lunghezza d'onda del segnale applicato) più potenza può essere erogata. Questo può essere un problema per i pazienti poiché rende i dispositivi non adatti a sostenere analisi nelle macchine MRI (Magnetic Resonance Imaging). E' possibile quindi affermare che dimensione e alimentazione sono strettamente collegate.

Una modalità efficiente per produrre energia avviene tramite l'utilizzo di celle fotovoltaiche. Queste, se opportunamente miniaturizzate, possono fungere come ottimi generatori di energia per chip sottocutanei. Innanzitutto bisogna osservare che le celle solari tradizionali non sono realizzate per alimentare piccolissimi dispositivi elettronici, infatti sono generalmente grandi, hanno una bassa efficienza nell'ombreggiatura e manca la possibilità di integrazione CMOS. Esse sono progettate per assorbire luce solare nello spettro del visibile, quindi in un range che va da circa  $400nm$  fino a  $700nm$ . Le celle utilizzate nei dispositivi impiantabili dovrebbero essere ottimizzate per estrarre energia nel vicino infrarosso o NIR (Near Infrared), che copre l'intervallo da  $700nm$  a  $1000nm$ , questo al fine di ottenere una maggiore penetrazione nel tessuto biologico. Facendo un piccolo focus sulla quantità di potenza in questa lunghezza d'onda che arriva dal sole si può osservare che la potenza  $1.367mW/mm^2$  è quella che arriva sull'atmosfera di cui, escludendo quella assorbita e riflessa, si ha  $1.000mW/mm^2$  che arriva sulla superficie terrestre. Di quest'ultima solo un  $0.320mW/mm^2$  è dovuta alla radiazione NIR. Considerando ora che il ricevitore si trova sottopelle si ha che circa l'1% riesce a penetrare fino a raggiungere il dispositivo. In certe applicazioni, in cui la potenza solare fornita non è sufficiente, è necessario l'utilizzo di una sorgente laser NIR con intensità più elevata di quella che si ottiene dalla radiazione solare. Ovviamente la radiazione deve essere contenuta entro i limiti per l'esposizione alla pelle umana. Laser a potenza elevata a  $980nm$  sono spesso utilizzati per molte applicazioni biomediche, come la rimozione di vene varicose, la depilazione, l'odontoiatria ecc.

E' possibile utilizzare fotodiodi costruiti sul substrato CMOS standard al fine di avere un dispositivo con sorgente energetica e circuiti CMOS costruiti sullo stesso chip, eliminando le problematiche derivanti dall'assemblaggio di componenti così piccole ed abbassando i costi di produzione.

In questo documento si andranno raccogliere ed analizzare principalmente tre diverse, anche se

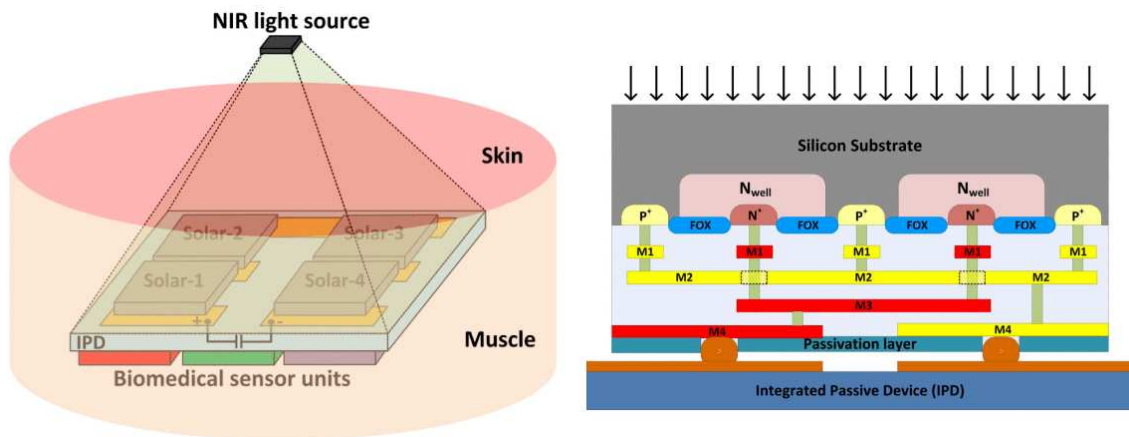


Figura 1.1: Introduzione del primo sistema proposto. A sinistra il dispositivo con celle solari IBC. A destra la struttura. [1]

molto simili, strutture di dispositivi biomedicali sottocutanei presentate negli articoli pubblicati in IEEE: [1], [2] e [3].

Nell'articolo [1] viene presentata la cella solare a contatto posteriore interdigitato o IBC (Interdigitated Back Contact). Un dispositivo privo di ombreggiatura ottica, con una alta risoluzione e flessibilità data dalla tecnologia CMOS per realizzare le giunzioni pn. Inoltre le interconnessioni metalliche qui hanno una resistenza uniforme. Il problema qui si pone sulla scarsa proprietà di portatori di minoranza dei wafer CMOS che limitano l'efficienza della foto corrente. Questo problema verrà in parte superato e verrà aumentata l'efficienza grazie allo sviluppo di post processi per l'assottigliamento del substrato.

In figura (Fig. 1.1) è possibile osservare la realizzazione di questa applicazione. In quella a sinistra è illustrato il dispositivo che utilizza le celle solari IBC connesse in serie e i sensori collocati nella parte inferiore. Nell'immagine a destra si può osservare invece la struttura.

Le celle solari ed i sensori biomedicali sono posti sulle due facce del dispositivo passivo integrato (IPD Integrated Passive Device).

In [2] si trova un chip CMOS integrato energeticamente autonomo utilizzando fotodiodi on-chip che sono in grado di raccogliere  $\mu W$  di potenza dalla luce che passa attraverso il tessuto. Il chip ha dimensioni  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$  e può comunicare i dati all'esterno del corpo in tempo reale utilizzando elettrodi polarizzati. Il segnale trasmesso contenente le informazioni viene captato da un set di elettrodi ECG (elettrodi per elettrocardiogramma). Il funzionamento è basato sulla differenza di potenziale elettrico tra gli elettrodi e la pelle del paziente, che permette di reg-

istrare l'attività elettrica. Il dispositivo sottocutaneo completo è compatibile con la risonanza magnetica poiché non ha bisogno né di bobine né di antenne.

In figura (Fig. 1.2) è possibile osservare la struttura di questa applicazione. Si osserva innanzitutto com'è installato sottopelle. Si può inoltre vedere la struttura del chip ed il suo confronto con le dimensioni di una moneta. Sono inoltre riportati gli elettrodi polarizzati.

Nel terzo articolo [3] si parla di un sistema di raccolta di energia solare sul chip singolo che utilizza una pompa di carica integrata a tre stadi e fotodiodi. La potenza di uscita è nell'ordine dei  $\mu W$ . Questa bassa potenza è utilizzabile da un dispositivo sottocutaneo a volume ridotto. Qui si può così ottenere un'elevata tensione di uscita e un ottimo fattore di forma.

In figura (Fig. 1.3) è esposta la struttura del chip proposto con celle solari e pompa di carica.

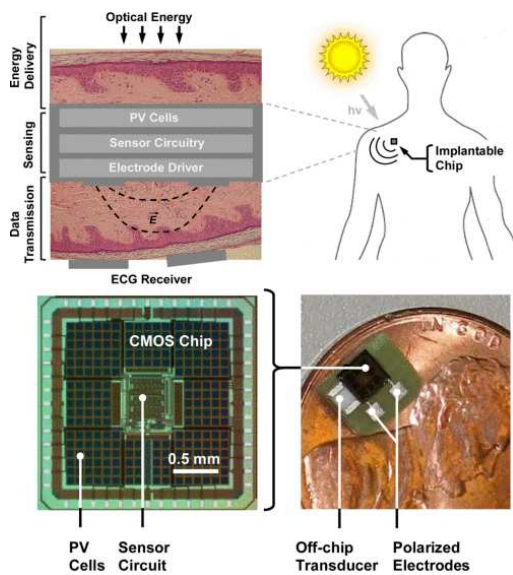


Figura 1.2: Introduzione del secondo sistema proposto. Struttura e installazione nel corpo. [2]

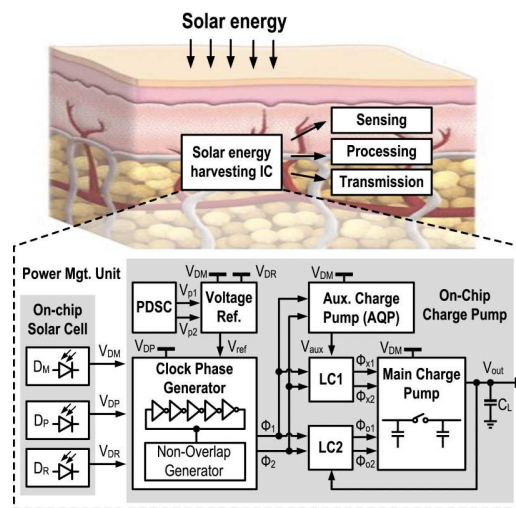


Figura 1.3: Introduzione del terzo sistema proposto. [3]



# 2

## Cella Solare Integrata

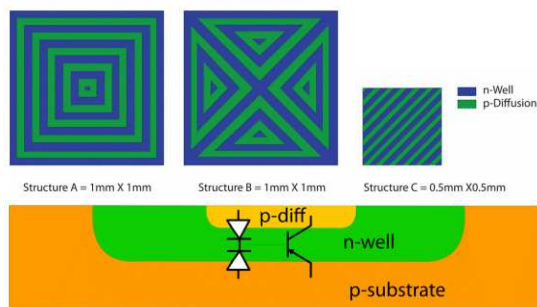
La cella solare integrata su chip assieme alla tecnologia CMOS del dispositivo come un SoC (System on Chip) è una struttura che utilizza le tecniche di fabbricazione standard dell'industria dei semiconduttori. Le celle fotovoltaiche sono create utilizzando strati di materiali semiconduttori all'interno del processo di produzione.

In [4] è possibile osservare un esempio di microcella integrata e presentare quindi da qui un accenno di questi dispositivi come preambolo alle strutture che saranno poi utilizzate nei dispositivi presentati. Nell'articolo [4] viene proposto un sistema di alimentazione progettato utilizzando i dati sperimentali che verranno ottenuti con tecnologia CMOS a  $0.35\mu m$ . Vengono utilizzate tre diverse geometrie di diffusione p+ e n-well nel substrato p-sub come si può osservare in figura (Fig. 2.1) in alto. In (Fig. 2.1) in basso si può osservare la presenza di due diodi che si possono quindi creare dalla struttura utilizzata. Il diodo superiore (tra p+ e n-well) è il raccogliatore desiderato. Invece il diodo inferiore o meglio, quello più in profondità, (tra n-well e p-sub) è un diodo parassita. Qui non è possibile realizzare il diodo desiderato senza il diodo parassita e quest'ultimo non può essere schermato dalla luce incidente. Il diodo parassita fornisce anch'esso potenza fotogenerata. Per estrarre i dati di funzionamento delle tre superfici è utile collegare il p-sub con il p+ ossia il p-diff (p di diffusione) così da ottenere il parallelo dei due diodi e sommare i contributi. Nella figura (Fig. 2.2) si può vedere il risultato delle misurazioni della corrente di cortocircuito fotogenerata in funzione della potenza luminosa incidente sulle strutture. È importante sottolineare che tutte le curve sono state normalizzate all'area della cella C.

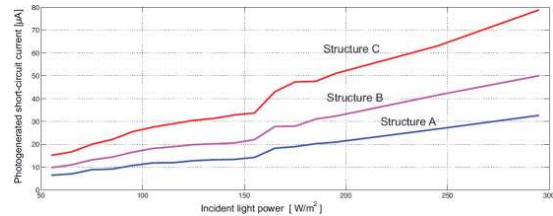
Tipo	Diodo raccogli- tore con diodo substrato flot- tante	Diodo raccogli- tore con diodo substrato corto- circuitato	Diodo parassita con diodo raccogliore flottante	Diodi di raccolta substrato parallelo	di e in
A	2.91%	0.44%	9.45%	9.45%	
B	3.02%	0.44%	15.12%	15.12%	
C	2.91%	1.44%	17.64%	17.01%	

**Table 2.1:** Tabella di conversione della potenza con le diverse modalità di collegamento. [4]

Dai risultati si evince che la struttura C è la più efficiente.



**Figura 2.1:** Sopra le 3 diverse geometrie. Sotto p+, n-well e p-sub. [4]



**Figura 2.2:** Grafico della corrente fotogenerata in funzione della potenza luminosa incidente. [4]

Nella tabella (Tab. 2.1) si può osservare che la struttura C presenta un'efficienza del 17% circa. Ovviamente per evitare che contributi da altri dispositivi possano disturbare la misurazione, i terminali non utilizzati, cioè non sottoposti a test, sono cortocircuitati al substrato. Il maggiore contributo di corrente fotogenerata è dato dal diodo parassita. Questo perché la giunzione è più profonda e il substrato è meno drogato della p+ che determina un'efficienza maggiore rispetto al raccogliore.

Con questo breve esempio di cella solare integrata è possibile osservare che tipo di studio deve essere fatto e che dati vanno ricercati. Anche la semplice geometria del semiconduttore incide pesantemente sul rendimento. Ora si passerà ai veri e propri dispositivi per applicazione sottocutanea.

# 3

## Cella Solare IBC

### 3.1 REALIZZAZIONE

Si parte ora in questo capitolo con l'esposizione del primo dispositivo elaborato in [1]. La cella solare IBC con tecnologia CMOS alimentata a laser con lunghezza d'onda 980nm viene progettata seguendo diverse considerazioni.

Per ottenere un aumento di tensione potrebbe essere utile collegare in serie più celle solari attraverso interconnessioni metalliche. L'IPD viene usato come piano su cui stanziare le varie componenti.

Sono creati qui tre tipi di giunzioni pn:

1. p+/n-well
2. n-well/p-sub
3. n+/p-sub

Tutte possono essere potenzialmente utilizzate come celle fotovoltaiche. La scelta ovviamente determina l'efficienza come visto nel capitolo precedente nella tabella (Tab. 2.1).

La progettazione si basa sulla configurazione CMOS standard TSMC a bulk di 0.35 $\mu$ m che consiste in substrato drogato con boro, un n-well e n+ e p+ molto drogati. La struttura è quella esposta precedentemente in (Fig. 1.1). I diodi utilizzati qui sono principalmente quelli tra n-well e p-sub che generano fotocorrenti nel substrato. Ogni cella è collegata in serie.

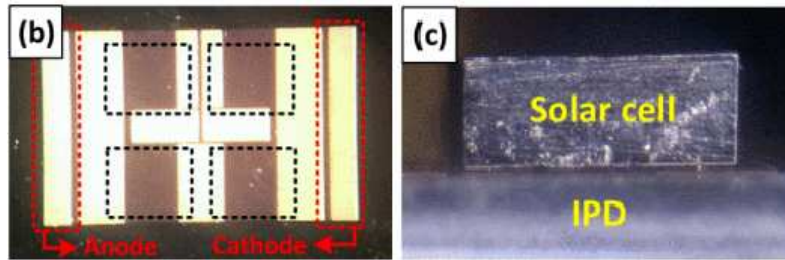


Figura 3.1: Fotografia delle celle solari su chip. [1]

La metallizzazione in IBC è realizzata con finger metallici di forma rettangolare collegate alternativamente a grandi barre esterne all'area attiva della cella. Queste sono collegate sui vari livelli di metal per avere perdite minime.

Qui lo strato n-well e l'area di giunzione totale coprono rispettivamente il 75% e il 97% dell'area disponibile. La dimensione del chip è di  $1.67\text{mm}^2$ . L'anodo e catodo della cella vengono indirizzati nei lati opposti del chip per facilitare la connessione con l'esterno come si può vedere in (Fig. 3.1 (b)). Nella stessa figura l'IPD mostra la possibilità di collegare quattro celle IBC in cascata che genera a circuito aperto circa  $2V$  che possono azionare il dispositivo. Si vede inoltre in (Fig. 3.1 (c)) la vista microscopica.

La densità di impurità che possono abbassare il tempo di vita dei portatori è bassa, minori di  $10^{-12}\text{cm}^{-3}$ , che quindi può essere trascurata. L'ossigeno presente potrebbe però essere un problema, ma avviene un trattamento per riscaldamento che lo fa precipitare più in profondità, creando così un primo spessore di  $10 - 20\mu\text{m}$  privo di problematiche. Si ottiene così uno strato superficiale con durata di vita dei portatori maggiore rispetto alla parte sottostante. Questa divisione va ad impattare sulla funzionalità della cella poiché tutte le parti sono coinvolte nel funzionamento. Esiste una correlazione con cui l'aumento dello spessore del substrato diminuisce l'efficienza di raccolta di fotocorrente (come in [6]).

Nei processi CMOS per elettronica digitale viene spesso utilizzata un'elevata resistività, con droganti con concentrazione  $4 \times 10^{14}\text{cm}^{-3}$ . Un aumento della resistività del substrato causa una diminuzione della tensione di accensione e un aumento della corrente di cortocircuito nella cella solare. Questo fa sì che la potenza erogabile dipenda dalla resistività del substrato. Pertanto, un wafer di silicio spesso  $650\mu\text{m}$  e con resistività di  $33\Omega$  che ha una durata dei portatori nel bulk non uniforme è il maggior ostacolo per avere una cella solare IBC ad alta efficienza.

Come già accennato in precedenza si è visto che lo spessore ottimale del substrato, per una luce impattante di  $980\text{nm}$  è compreso tra la profondità di assorbimento (circa  $100\mu\text{m}$ ) e la dimensione della zona priva di difetti ( $0 - 20\mu\text{m}$ ). Si dovrebbe scegliere uno spessore compreso in

questo range.

Le celle vengono assottigliate fino alla dimensione desiderata con errore del  $\pm 2\mu m$ . Successivamente si eseguono delle misurazioni con una sonda per ottenere le caratteristiche  $I - V$  (corrente-voltaggio) sia al buio che con luce. Quest'ultima, quando applicata, è intesa come una sorgente laser a  $980nm$  che ha una dimensione circolare minore della dimensione della cella. L'intensità della luce è nota e misurata.

Inoltre per riprodurre al meglio la situazione di applicazione, le celle IBC vengono ricoperte da pelle di pollo e un muscolo di suino da  $1mm$ . Nelle simulazioni si avrà quindi anche un'idea della perdita dovuta a questi ostacoli.

Un altro punto di fondamentale rilevanza è il limite di intensità luminosa che la pelle umana può sopportare. Esso corrisponde a  $7.26mW/mm^2$  che è ben circa 7 volte l'intensità solare.

## 3.2 MISURAZIONI

Si passa ora alle misurazioni delle prestazioni del dispositivo. Il banco di test è stato impostato dagli autori utilizzando uno strumento di misura con quattro punte per poter ricavare più informazioni da un'unica configurazione.

Le curve  $I - V$  sono ottenute sia per uno spessore di  $650\mu m$  che per  $60\mu m$  del substrato. Cioè, il primo è il substrato completo, il secondo è quello ottenuto tramite il processo che lo assottiglia. L'intensità di radiazione irradiata copre il range  $1 - 100mW/mm^2$  ad incrementi di  $10mW/mm^2$ . In figura (Fig. 3.2) sono raccolti i risultati, tra cui:

- Corrente di cortocircuito  $I_{sc}$
- Tensione di circuito aperto  $V_{oc}$
- Fattore di riempimento FF (fill factor, cioè la percentuale di superficie utile per la conversione della luce in energia elettrica.)
- Efficienza di conversione  $\eta$

L'efficienza di conversione viene riportata e confrontata con l'intensità irradiata. La corrente di cortocircuito dipende in modo lineare dall'intensità luminosa come si può vedere in figura (Fig. 3.2 (b) e (e)), dove sulla parte destra, la caratteristica si distingue per la sua linearità. In (b), cioè per  $650\mu m$  si hanno  $0.082A/W$ , mentre in (e), cioè per  $60\mu m$ , si hanno  $0.355A/W$ . Anche la corrente di cortocircuito è aumentata nella cella assottigliata grazie alla maggiore ef-

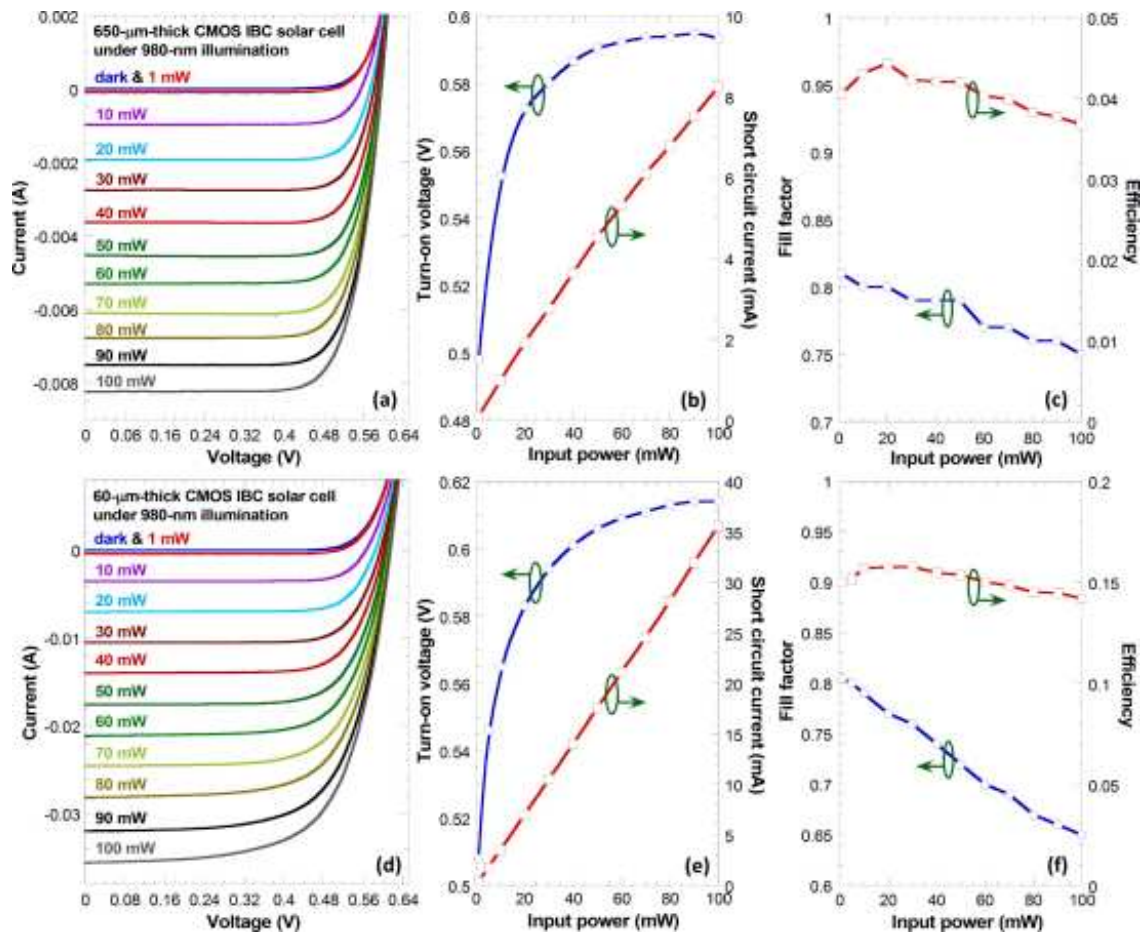


Figura 3.2: Dati dalle simulazioni. Cella a 650 $\mu\text{m}$  (a), (b) e (c). Cella a 60 $\mu\text{m}$  (d), (e) e (f). I grafici rappresentano:  $I_{sc}$ ,  $V_{oc}$ , FF e  $\eta$ . [1]

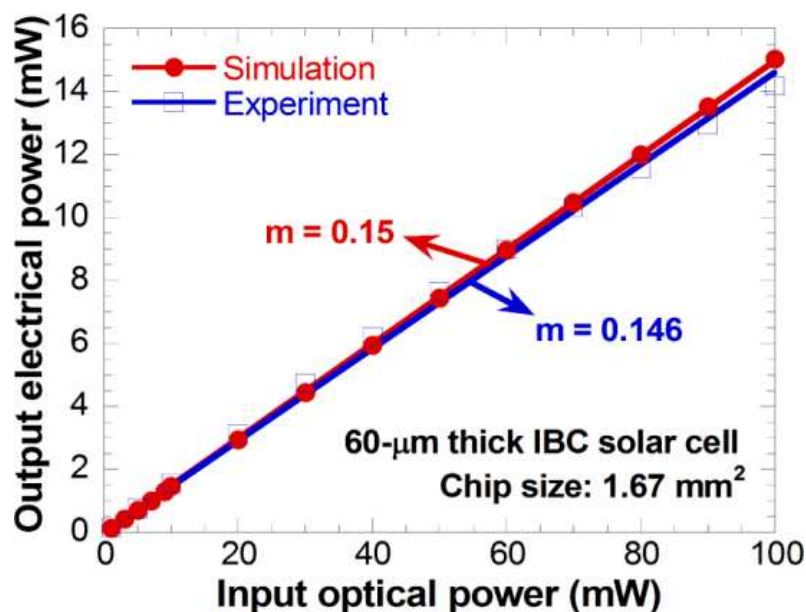


Figura 3.3: Caratteristiche potenza elettrica in/out per cella a  $60\mu m$ . [1]

ficienza che è quasi 4 volte maggiore in (Fig. 3.2 (c) e (f)). Questo grazie all'aumento della raccolta di fotocorrente per la cella a  $60\mu m$ . Si osserva una relazione logaritmica tra intensità della luce e tensione a circuito aperto in (Fig. 3.2 (b) e (e)). L'efficienza massima delle due celle è data da una potenza applicata nell'intorno di  $20mW$ . L'efficienza qui ottenuta è migliore di un dispositivo alimentato per via induttiva.

Viene poi svolta una simulazione, con un programma chiamato "quokka", per emulare per via numerica il funzionamento della cella appena testata. I risultati sono ottimi. Per quanto riguarda la cella a  $60\mu m$ , la pendenza lineare della caratteristica (potenza elettrica in uscita - potenza ottica in ingresso) è di 0.146 quella simulata e 0.15 quella della misurazione. Si ha quindi una chiara concordanza tra i dati simulati e raccolti. La caratteristica è visibile nella figura (Fig. 3.3)

E' utile comprendere anche il comportamento della cella al variare del suo spessore. Vengono ora sia misurate che simulate celle con diversi spessori. Si vede in (Fig. 3.4) che non vi è alcuna variazione significativa per la potenza ottenuta usando un range  $50 - 90\mu m$  in cui variare lo spessore. Se si utilizza un substrato più spesso o più fino del range  $20 - 100\mu m$  si hanno drastiche variazioni dovute alla degradata efficienza di raccolta della fotocorrente e al basso assorbimento ottico.

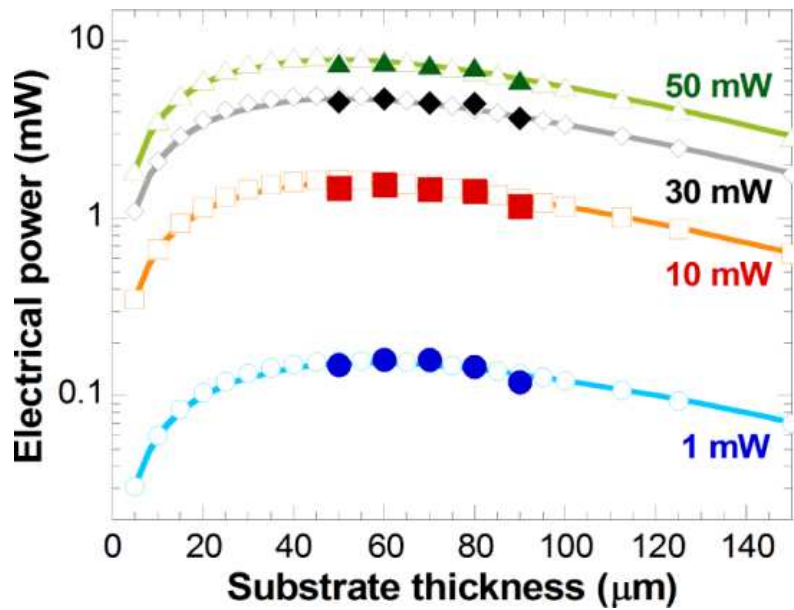


Figura 3.4: Potenza in uscita per diversi spessori della cella. Curve diverse per diverse intensità di illuminazione. [1]

### 3.3 ANALISI

La dimensione del dispositivo qui utilizzato è  $1.67\text{ mm}^2$ . La potenza ottica in ingresso di  $10\text{ mW}$  corrisponde ad una densità di potenza di  $6\text{ mW/mm}^2$  che è minore di  $7.26\text{ mW/mm}^2$  che è il limite della luce a  $980\text{ nm}$  per la pelle umana. L'applicazione della pelle di pollo e del muscolo di suino emulano la perdita attraverso i tessuti. Sperimentalmente si ha che solo circa il 10% della luce a  $980\text{ nm}$  riesce ad oltrepassarla.

Nella figura (Fig. 3.2 (f)) l'efficienza di conversione della cella con spessore  $60\text{ }\mu\text{m}$  del substrato per una luce incidente di  $10\text{ mW}$  è poco più del 15%. Quindi se ora si va ad irrorare sulla stessa cella la stessa potenza, ma utilizzando i tessuti come schematizzato in alto a sinistra della (Fig. 3.5), si ottiene che la potenza elettrica in uscita cala circa del 10% cioè:  $159\text{ }\mu\text{W}$ . I dati raccolti sono visibili in (Fig. 3.5).

I sensori sul chip hanno un consumo di potenza che varia in base alla misurazione:

- Proteine:  $144\text{ }\mu\text{W}$
- PH:  $2.34\text{ }\mu\text{W}$
- Temperatura:  $3.78\text{ }\mu\text{W}$



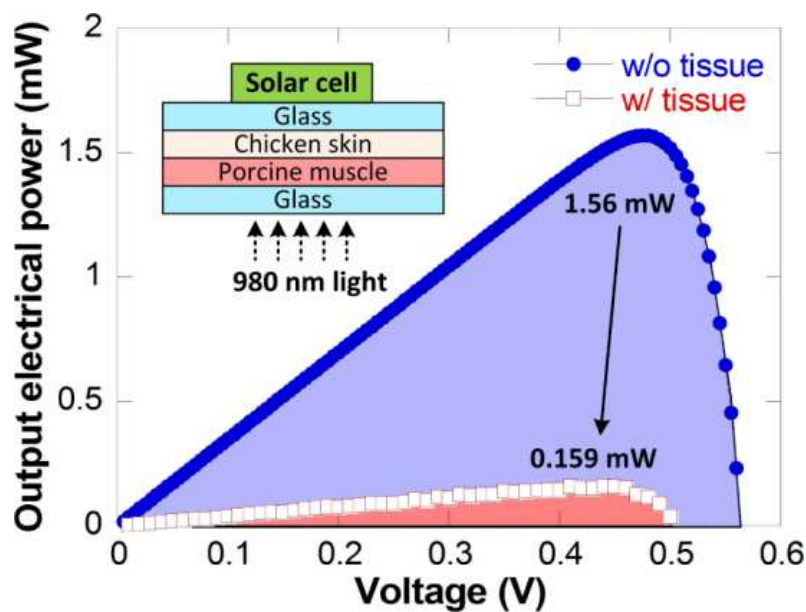


Figura 3.5: Potenza elettrica generata con cella a  $60\mu m$ , con e senza tessuti applicati [1].

Quindi un'intensità di illuminazione di  $6mW/mm^2$  è sufficiente per alimentarli tutti in contemporanea.

Ovviamente è possibile migliorare ancora le prestazioni della cella appena proposta. Per esempio si potrebbe cercare di ridurre la riflessione della luce sulla sua superficie oppure progettare al meglio dei substrati più uniformi.

### 3.4 CONFRONTO

Nell'articolo [5] viene utilizzato il metodo induttivo per alimentare un chip. I risultati del confronto sulle potenzialità dei dispositivi sono importanti come si può osservare in tabella (Tab. 3.1).

Il risultato è sorprendente, l'area occupata è molto minore e la potenza elettrica generata è molto maggiore. La bobina in [5] utilizza una distanza utile al conseguimento della maggiore efficienza di  $11.6mm$ . La frequenza di trasmissione della potenza con cui sono state ottenute queste prestazioni è  $206kHz$ . Vengono così forniti  $125mW$  a  $5V$  di alimentazione disponibili sul dispositivo impiantato.

Il problema è che se il sistema basato su accoppiamento induttivo viene utilizzato in un'applicazione

Tipo	Area Occupata	Potenza Trasmessa	Densità di Potenza Raccolta	Potenza Raccolta	Efficienza
Bobina	$4300mm^2$	$1W$	$0.03mW/mm^2$ con tessuto	$126mW$	12.5%
Cella Solare a $60\mu m$	$1.67mm^2$	$10mW$	$0.9mW/mm^2$ senza tessuto, $0.095mW/mm^2$ con tessuto	$1.56mW$ senza tessuto, $0.159mW$ con tessuto	15.6%

**Table 3.1:** Confronto Bobina in [5]/Cella Solare in [6].

biomedica impiantabile, si possono verificare disallineamenti delle bobine. Questi portano ad una drastica riduzione dell'efficienza ed essi sono principalmente da tre:

1. Spaziatura  $d$ ,
2. Traslazione Laterale  $\Delta$ ,
3. Inclinazione Angolare  $\varphi$ .

I risultati riportati dalle misurazioni effettuate in [5] mostrano che i disallineamenti considerati uno per volta causano le diminuzioni di voltaggio riportate nei grafici di figura (Fig. 3.6). Inoltre qui sono riportati gli schemi per chiarire come sono intesi i disallineamenti. In tutte e tre le coppie schema-grafico è possibile vedere come al variare delle caratteristiche di allineamento si ottiene una variazione sostanziosa della tensione disponibile nel dispositivo. Alla luce di questi risultati si può osservare come il sistema proposto da [1], che implementa la cella solare per l'alimentazione, risulti migliore del sistema in [5]. Il problema dei disallineamenti pone l'utilizzo della bobina per questi dispositivi in una situazione delicata. L'utilizzo di luce rende maggiormente trascurabili questi problemi di posizionamento della struttura di alimentazione.

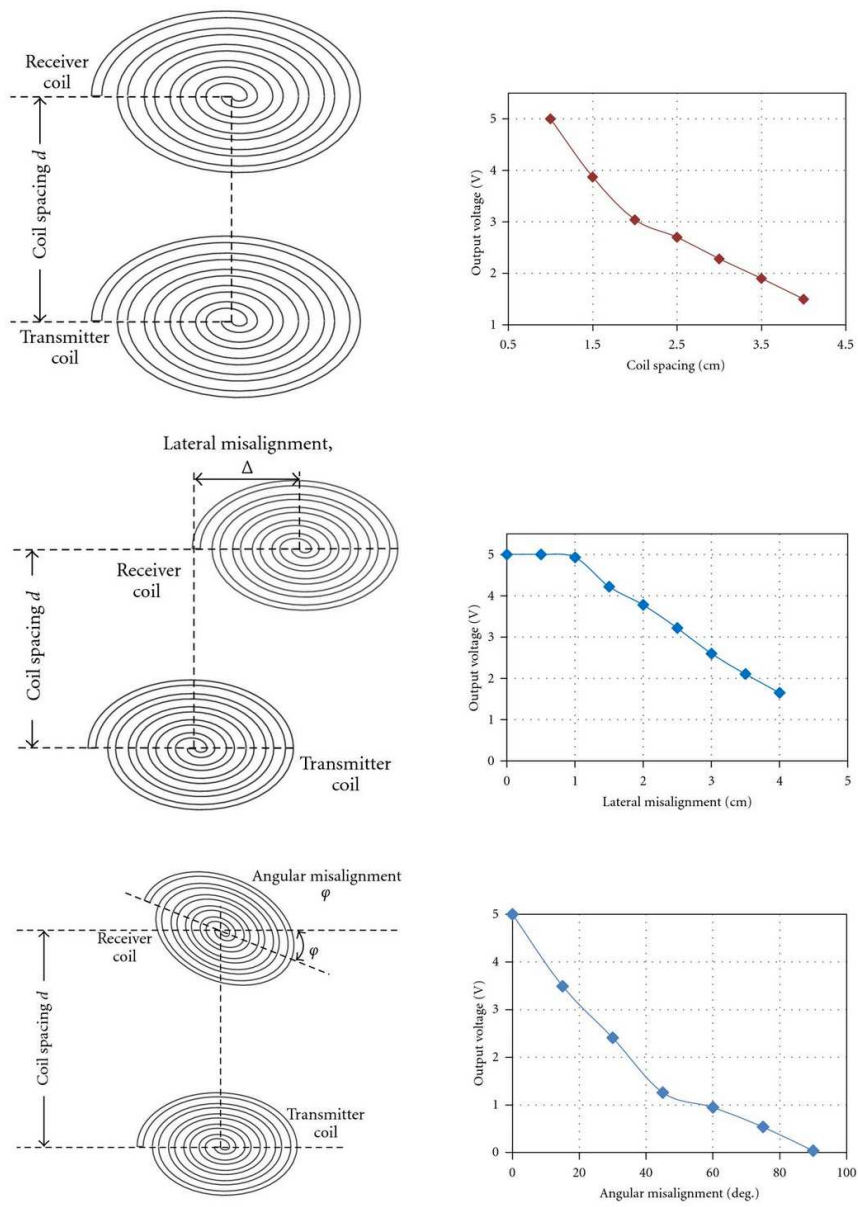


Figura 3.6: Coppie schema-grafico per i tre disallineamenti [5].



# 4

## Chip-Sensore CMOS ad energia fotovoltaica

### 4.1 REALIZZAZIONE CELLA SOLARE

In questo capitolo si espone il secondo dispositivo, progettato e testato in [2]. Come già accennato nell'introduzione, qui si propone un chip-sensore CMOS energeticamente autonomo. L'idea è di utilizzare i fotodiodi costruiti su chip come celle fotovoltaiche o PV (Photovoltaic) come nel precedente capitolo. Il chip qui ha una dimensione di  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$ . I sensori alimentati raccolgono dati che vengono poi inviati all'esterno del corpo umano tramite elettrodi sottocutanei e il segnale viene catturato da elettrodi ECG posti sulla superficie esterna della pelle. Il tutto è compatibile con la risonanza magnetica poiché non è presente significativa quantità di materiale paramagnetico.

I tre tipi di giunzioni pn creano altrettanti diversi diodi come visibile anche nella figura (Fig. 4.1). Ovviamente i diodi qui servono solo a mostrare come sono fisicamente disposti nel silicio e non come sono schematicamente inseriti in un circuito funzionale.

I fotodiodi formati dalle giunzioni n-well/p-sub e n+/p-sub non possono essere realizzati in CMOS poiché il substrato è sempre connesso alla tensione minore disponibile e quindi il funzionamento del diodo andrebbe perso. La giunzione p+/n-well invece può essere utilizzata.

In figura (Fig. 4.2) è raffigurata la cella fotovoltaica, sia singola (in alto) sia la matrice di celle  $2 \times 6$  (in basso) ottenuta collegando quelle più piccole in parallelo.

Questa cella è stata fabbricata utilizzando il processo CMOS standard TSMC da  $180\text{nm}$ .

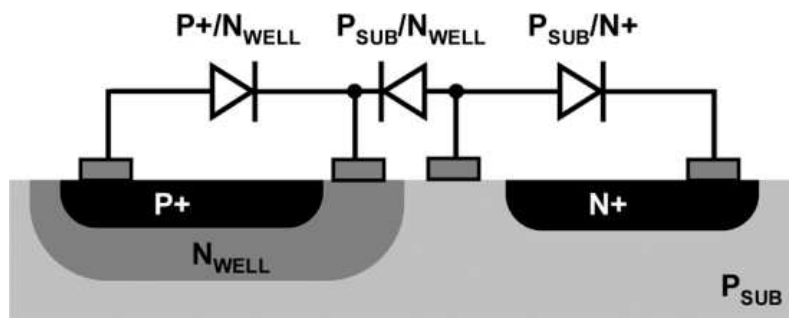


Figura 4.1: Fotodiodi disponibili dal processo CMOS. [2]

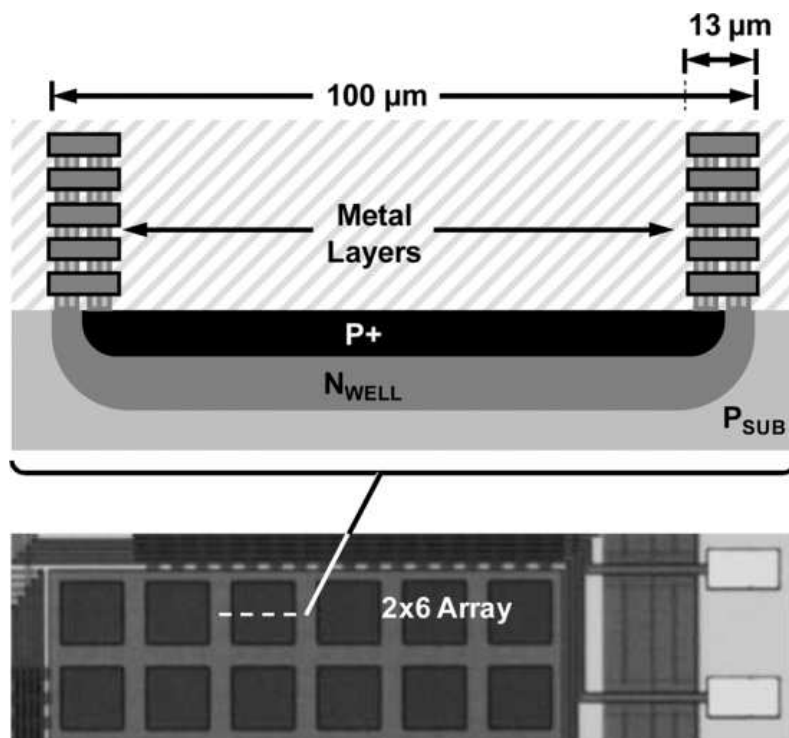


Figura 4.2: Struttura cella solare con giunzione p+/n-well inserita nella matrice di celle 2x6. [2]

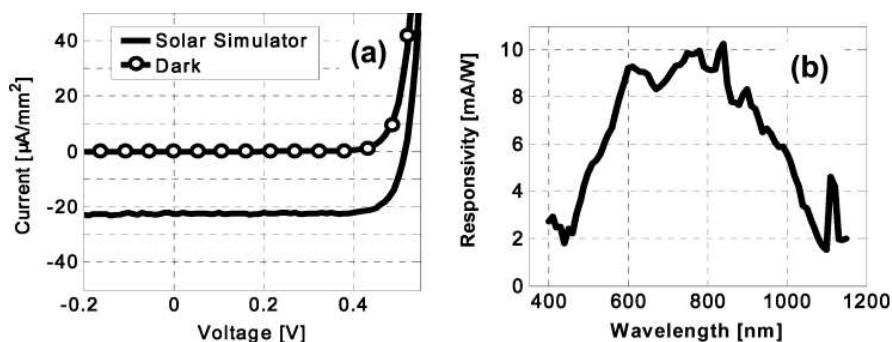


Figura 4.3: Caratteristica I-V della cella e sua reattività spettrale. [2]

Sopra la cella la presenza di qualsiasi livello di metal è indesiderato poiché fermerebbe la radiazione luminosa incidente. Quindi le connessioni metalliche sono collocate lungo i bordi. Gli strati di metallo impilati garantiscono l'uniformità strutturale. Inoltre assicurano che il calore generato possa essere dissipato in modo più efficiente, migliorando l'affidabilità della cella. Nel processo di fabbricazione CMOS a  $180\text{nm}$  della TSMC è obbligatorio avere metallo in ogni strato perché le regole di fabbricazione ne impongono la presenza di una quantità minima in ciascuno degli strati per mantenere l'uniformità dello spessore e garantire che il chip si costruisca correttamente durante i vari step della produzione. Anche se le connessioni sembrano vicine nella rappresentazione, esse sono separate elettricamente per garantire il corretto funzionamento della cella PV, mantenendo attiva la giunzione tra p+ e n-well.

La cella solare presente in figura (Fig. 4.2), ha dimensione  $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ . La larghezza degli strati metallici sui lati è di  $13\mu\text{m}$ .

## 4.2 MISURAZIONI CELLA SOLARE

Come nel precedente articolo, per valutare le performance della cella, gli autori di [2] hanno tracciato le caratteristiche di I-V e di reattività spettrale come riportato in figura (Fig. 4.3). Si può ben vedere nel grafico (Fig. 4.3 (a)) il comportamento della cella con e senza luce applicata. La corrente di cortocircuito  $I_{sc}$  per area vale  $22\mu\text{A}/\text{mm}^2$  con radiazione luminosa e invece  $0.2\text{nA}/\text{mm}^2$  senza. Inoltre se irradiata, presenta una tensione a circuito aperto di circa  $0.4\text{V} - 0.5\text{V}$ .

In figura (Fig. 4.3 (b)) è rappresentata la reattività, che descrivere l'efficienza con cui una cella fotovoltaica o un fotodiodo è in grado di convertire la luce incidente in corrente elettrica, in

funzione della lunghezza d'onda della radiazione applicata.

La reattività può essere descritta dall'espressione:  $\lambda e Q(\lambda) / hc$  dove:

- $\lambda$  è la lunghezza d'onda,
- $e$  è la carica dell'elettrone,
- $Q(\lambda)$  è l'efficienza quantistica,
- $h$  è la costante di Planck,
- $c$  è la velocità della luce.

La corrente Isc non è una costante, ma dipende da:

- $\lambda$ ,
- $F(\lambda)$  che è il flusso di fotoni incidenti,
- $Q(\lambda)$ .

Si ottiene che l'equazione che descrive Isc (da [7]) è:

- $\int_{\lambda=0}^{\text{inf}} F(\lambda) Q(\lambda) d\lambda$  (senza tessuto)
- $\int_{\lambda=0}^{\text{inf}} F(\lambda) Q(\lambda) T(\lambda) d\lambda$  (con tessuto)

Dove, nell'equazione per il calcolo in presenza di tessuto, appare  $T(\lambda)$  che descrive la luce passante. Per lunghezze d'onda inferiori a  $700nm$  e superiori a  $1\mu m$ ,  $T(\lambda)$  tende a 0 poiché la penetrazione luminosa nel tessuto è minima.

Sempre nella figura (Fig. 4.3 (b)) si può ben osservare che per una radiazione luminosa con lunghezza d'onda  $\lambda$  compresa tra  $700nm$  e  $1\mu m$  (intervallo chiamato "finestra terapeutica") la sua penetrazione nel tessuto non è nulla (come descritto dal valore di  $T(\lambda) \neq 0$ ). La porzione passante dei fotoni può penetrare più in profondità mentre quella ostacolata è assorbita maggiormente da acqua e sangue che sono i principali componenti del tessuto.

La frazione persa, invece, viene determinata dal fattore  $1/T(\lambda)$ . Nel grafico in figura (Fig. 4.4) si riporta la perdita in dB in funzione dei vari tipi di tessuto del corpo umano.

Con un'attenuazione di 40dB è comunque possibile produrre potenza elettrica tramite la luce solare intensa ( $1.36mW/mm^2$ ), anche se la potenza trasmessa è minima essa basterebbe ad alimentare sistemi a bassa potenza.



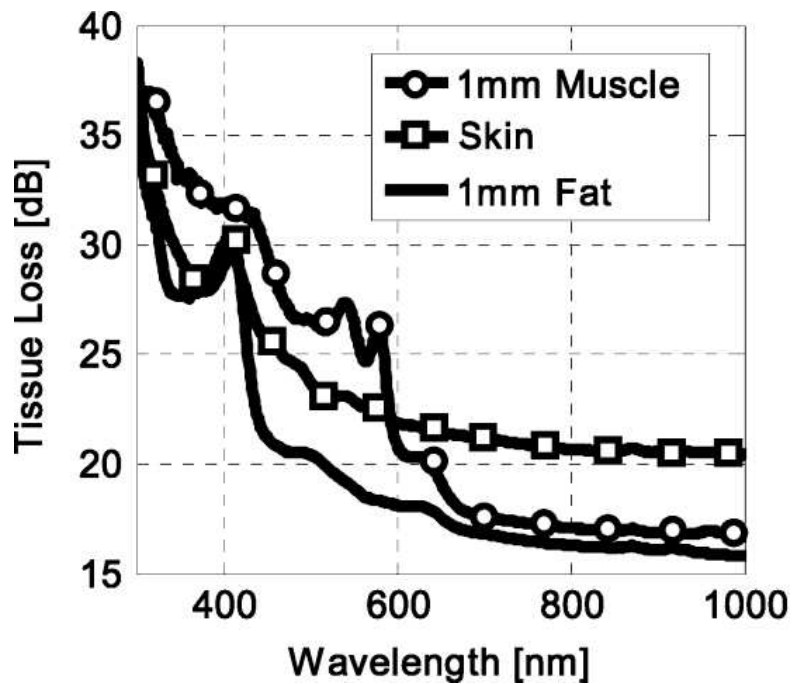


Figura 4.4: Perdita di radiazione luminosa in funzione della lunghezza d'onda. [2]

### 4.3 REALIZZAZIONE ELETTRODI

L'architettura del chip impiantabile viene illustrata in figura (Fig. 4.5) a sinistra. E' importante ricordare che questo dispositivo deve poter lavorare con potenze nell'ordine degli  $\mu W$ .

Le misurazioni possono essere comunicate modificando la frequenza  $f_s$  di uscita dell'oscillatore ad anello che è implementato nel blocco di rilevamento. Questa modifica viene eseguita in base al valore di un trasduttore posto all'esterno del chip basato su resistenza o capacità. Questa struttura offre due vantaggi:

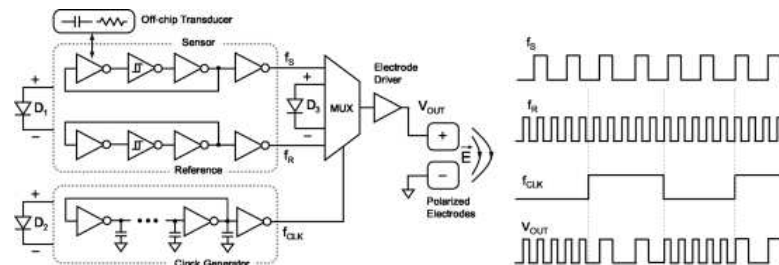


Figura 4.5: Architettura del sensore a sinistra e schema segnali a destra. [2]

1. L'oscillatore può funzionare con correnti basse, fino a  $65nA$ . Per generare questa corrente è sufficiente un'irradiazione luminosa di  $0.5mW/mm^2$ , ottenibile da semplice luce solare fioca.
2. L'output del sensore è modulato in frequenza così da essere meno suscettibile al rumore provocato dai tessuti.

È presente lo svantaggio che  $f_s$  è funzione non solo del trasduttore, ma anche della corrente raccolta da  $D_1$  (vedi in figura Fig. 4.5). Una possibile soluzione è l'inserimento di un oscillatore ad anello che dipende solo da  $D_1$  e non dal trasduttore. La frequenza di oscillazione di quest'ultimo è  $f_r$ . Misurando  $f_s$  e  $f_r$ , nello stesso istante, si può determinare il valore della corrente di  $D_1$  da  $f_r$  e poi risalire al valore del trasduttore con  $f_s$ .

Per trasmettere segnali all'esterno si usano gli elettrodi che creano un campo polarizzato nel tessuto rilevabile da elettrodi ECG esterni al corpo. In figura (Fig. 4.5) si vede inoltre la presenza di un MUX (multiplexer) che intreccia  $f_s$  e  $f_r$  in un segnale modulato con FSK (Frequency-Shift Keying). Il segnale di clock  $flk$ , che permette questa operazione al MUX è generato dalla cella fotovoltaica  $D_2$ . Il requisito di  $flk$  è che sia molto minore di  $f_s$  e  $f_r$  (es.  $200Hz$ ) (questo per poter permettere di rilevare correttamente le due frequenze), ma non che sia esageratamente preciso.

Sempre in figura (Fig. 4.5) è visibile il driver da cui esce il segnale adatto per essere inviato agli elettrodi di trasmissione.

Il carico applicato agli elettrodi dipende dal tessuto su cui sono immersi. Su questo verranno fatte delle ipotesi semplificative per dare un'idea generale:

- Gli elettrodi sono ideali cioè non passa corrente continua tra i due.
- Il tessuto è modellato come un elettrolita omogeneo con resistività costante.

In figura (Fig. 4.6) è rappresentato il modello elettrico che è presente tra gli elettrodi. La capacità complessiva degli elettrodi, quando la concentrazione di sale è alta (si sta simulando un elettrolita), è circa  $10 - 20\mu F/cm^2$ . Per il modello che simula un elettrolita si utilizzano due capacità ( $CD$  e  $CH$ ). Il valore è pilotato dalla capacità parassita  $CD$  che è minore di  $CH$ .

Utilizzando [7] è possibile stimare  $R_T$ . (ossia la resistenza equivalente tra gli elettrodi). Secondo [8] la resistività muscolare è tra  $150 - 1050\Omega cm$ . Affinché le dimensioni degli elettrodi siano compatibili con le dimensioni del chip, si utilizzano elettrodi da  $1mm^2$  con passo di  $2mm$ . Così risulta  $R_T$  compreso in  $1.9 - 12.8k\Omega$ . Usando capacità del tessuto di  $10 - 20\mu F/cm^2$  si ottiene, secondo le dimensioni utilizzate, una capacità totale di  $100 - 200nF$ .

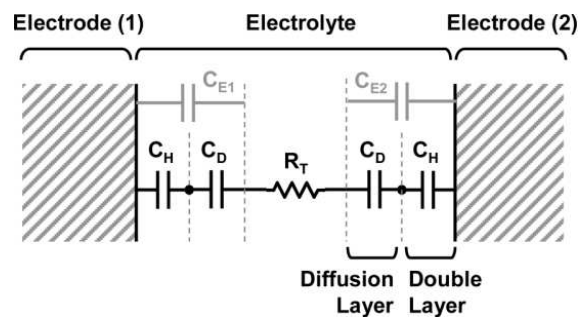


Figura 4.6: Modello elettrodo-tessuto. [2]

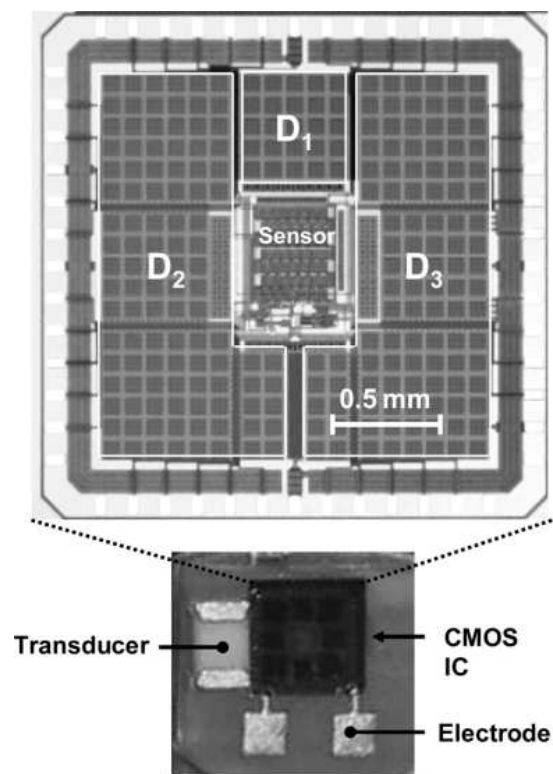


Figura 4.7: Struttura del chip CMOS PV. [2]

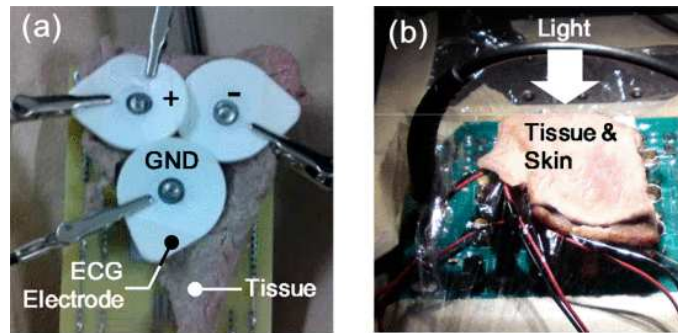


Figura 4.8: Configurazione per misurazioni. [2]

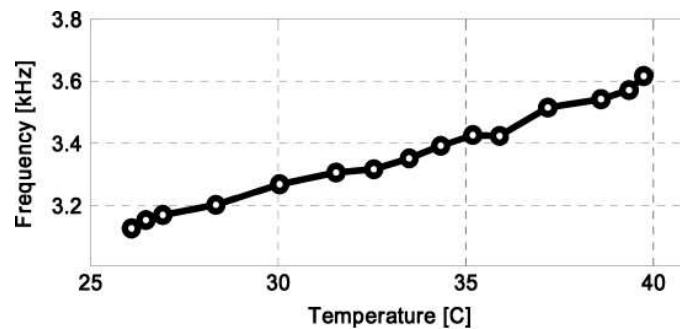


Figura 4.9:  $f_r$  in funzione della temperatura a  $690\text{lux}$ . [2]

La realizzazione finale è visibile in figura (Fig. 4.7).

Per le misurazioni i ricercatori hanno proposto l'implementazione con i tessuti come in figura (Fig. 4.8).

Si distingue in figura (Fig. 4.8 (a)) la configurazione degli elettrodi. In figura (Fig. 4.8 (b)), invece, è stata riportata la foto della posizione di chip e tessuti per emulare la perdita di potenza di quest'ultimi. Sono stati utilizzati  $3\text{mm}$  di muscolo bovino e uno strato di pelle di pollo.

## 4.4 MISURAZIONI ELETTRICI

La frequenza di oscillazione, in funzione della luminosità, rientra nella dimensione di kHz. Un intervallo sicuramente rilevabile da classici elettrodi ECG.

È molto importante sottolineare, come visibile in figura (Fig. 4.9), che la temperatura a cui è esposto il chip è un parametro da non sottovalutare. Però per questo tipo di applicazioni, con la finalità di essere immerse nel corpo umano a  $37^\circ\text{C}$ , la variazione di temperatura è trascurabile. La trasmissione di segnale tra gli elettrodi impiantati e quelli ECG ha una perdita di circa in

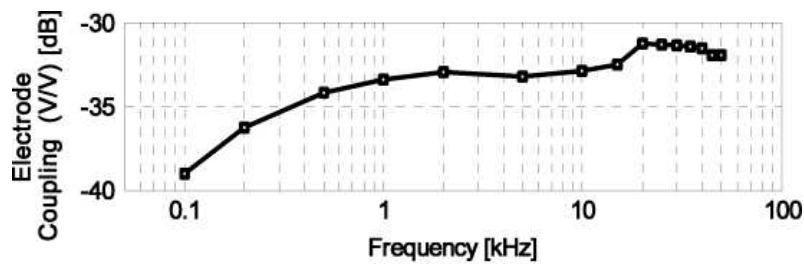


Figura 4.10: Perdita nell'accoppiamento di elettrodi sotto cutanei ed ECG. [2]

media  $35dB$ . Nel grafico in figura (Fig. 4.10) si può vedere, in funzione della frequenza del segnale, questa diminuzione.

Ricordando il setup dell'immagine (Fig. 4.8) si ha che, per le misurazioni, l'uscita del chip è collegata a  $300nF$  e  $1k\Omega$  che simulano la perdita dei tessuti utilizzati. Utilizzando una sorgente luminosa da  $15lux$  (come l'illuminazione di una giornata di sole con qualche nuvola), si ottiene che la potenza prodotta dalla cella solare è  $1.2\mu W$  senza la presenza di tessuti e  $120nW$  se ci sono i tessuti.

Si ha che l'efficienza del dispositivo (potenza resa disponibile dalle celle su potenza trasmessa dalla radiazione luminosa) è all'incirca del  $23\%$ . Il sensore ed i blocchi utilizzati hanno un consumo di  $11nW$ . Invece il driver dell'elettrodo consuma  $19nW$ .



# 5

## CI con Cella Solare e Pompa di Carica

### 5.1 REALIZZAZIONE

Nell'articolo [3] viene proposto un sistema impiantabile sottocutaneo che raccoglie energia solare per alimentare sensori, processare dati fisiologici e trasmetterli in modalità wireless. Il focus è sull'unità di gestione della potenza che utilizza una pompa di carica e fotodiodi integrati su chip per offrire una soluzione di raccolta energetica compatta ed efficiente.

Il sistema comprende:

- una cella solare su chip,
- un riferimento di tensione con un circuito di avvio assistito da fotodiodi (PDSC),
- un generatore di fase di clock,
- una pompa di carica ausiliaria (AQP),
- due convertitori di livello (LC),
- una pompa di carica principale.

Una pompa di carica è un circuito elettronico utilizzato per generare una tensione maggiore (o minore) rispetto a quella di alimentazione disponibile, senza l'uso di induttori, utilizzando invece condensatori e switch per trasferire carica elettrica. Le pompe di carica sono comunemente usate in circuiti integrati per ottenere tensioni che non sono disponibili direttamente

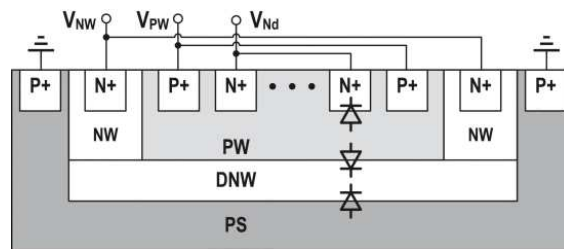


Figura 5.1: Zone di drogaggio e zone pn disponibili in processo CMOS standard a triplo pozzetto

dall'alimentazione del sistema ed esse hanno un'efficienza spesso molto elevata.

La cella solare è divisa in tre sotto-blocchi (DM, DP e DR) per alimentare i vari componenti del sistema, riducendo il rumore tra i moduli.

Il generatore di fase di clock produce segnali non sovrapposti ottimizzati per la raccolta energetica su chip, mentre la pompa di carica ausiliaria garantisce una bassa tensione di avvio minimizzando le perdite di inversione. Ogni componente svolge un ruolo cruciale nel mantenere l'efficienza e l'affidabilità del sistema.

Le regioni in figura (Fig. 5.1), indicate con pw, dnw rappresentano diverse zone costruite sul silicio di un processo CMOS con differente drogaggio. Le zone n+, p+ e ps si considerano note. Ecco una descrizione delle altre regioni e del loro tipo di drogaggio:

- pw (p-well): Questa è una regione drogata di tipo p. Le p-well sono utilizzate per ospitare dispositivi NMOS, poiché consentono di creare giunzioni PN con le regioni n+ per realizzare transistori NMOS o fotodiodi. Il drogaggio medio della p-well è tipicamente nell'ordine di  $10^{16} - 10^{17} \text{ cm}^{-3}$ .
- dnw (deep n-well): Questa è una regione di tipo n, inserita sotto la p-well. Il dnw è utilizzato per isolare elettricamente dispositivi, creando una barriera per il flusso di corrente e minimizzando l'interferenza tra i dispositivi. Il drogaggio tipico è di circa  $10^{16} - 10^{17} \text{ cm}^{-3}$ .

Le giunzioni pn disponibili nella configurazione in figura (Fig. 5.1) sono:

- n+/pw: giunzione tra una regione n+ e p-well.
- pw/dnw: giunzione tra una regione p-well e una profonda di tipo n (deep n-well).
- dnw/ps: giunzione profonda tra la regione dnw e il substrato di tipo p.



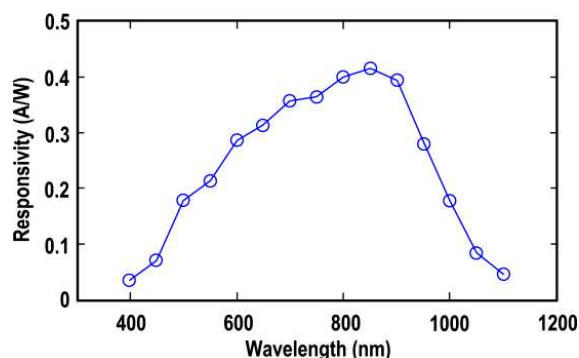


Figura 5.2: Reattività misurata con configurazione in parallelo [3].

## 5.2 MISURAZIONI

Per valutare le prestazioni dei fotodiodi nel processo CMOS a  $0.18\mu m$ , i progettisti in [3] hanno creato strutture di test e le hanno analizzate sotto illuminazione diretta con una sorgente alogena avente una potenza incidente di  $1.13mW/mm^2$ .

Da risultati raccolti è stato ottenuto che la densità di corrente di cortocircuito normalizzata del fotodiodo dnw/ps è risultata essere quasi 6 volte maggiore rispetto a quella dei fotodiodi n+/pw e pw/nw. Questo indica che il fotodiodo dnw/ps ha una capacità superiore di generare corrente sotto illuminazione. Alla luce dei risultati ottenuti si utilizza il fotodiodo dnw/ps. A differenza di approcci precedenti [9] che lo cortocircuitavano per ottenere una tensione positiva, lo si è scelto di utilizzare per migliorare l'efficienza nella raccolta dell'energia. Facendo ciò è necessario però inserire uno stadio d'inversione aggiuntivo nel circuito. Si genera però con questo metodo, una tensione abbastanza bassa. La si vuole aumentare e anche se l'impilamento passivo dei fotodiodi (come in [10]) possa sembrare vantaggioso, ciò può causare una perdita di efficienza significativa. Viene qui quindi impiegata, per avere un rendimento maggiore, la connessione dei diodi in parallelo. Inoltre con una pompa di carica integrata sullo stesso substrato si aumenta la tensione e si evitano perdite di efficienza associate all'impilamento passivo. Dalla misurazione si ottengono i dati riassunti nei grafici in figura (Fig. 5.2) e (Fig. 5.3). Nella seconda è visibile il confronto tra la potenza di uscita con due approcci differenti: fotodiodi impilati e fotodiodi in parallelo con pompa di carica.

La figura (Fig. 5.2) mostra che la configurazione proposta raggiunge la massima reattività a una lunghezza d'onda di  $850nm$ . Qui si evidenzia che, con un'area attiva di  $1.54mm^2$  e una potenza incidente di circa  $1.22mW/cm^2$ , l'approccio con pompa di carica permette di estrarre quasi 3.5 volte più potenza rispetto al sistema che utilizza fotodiodi impilati. E' possibile raccogliere

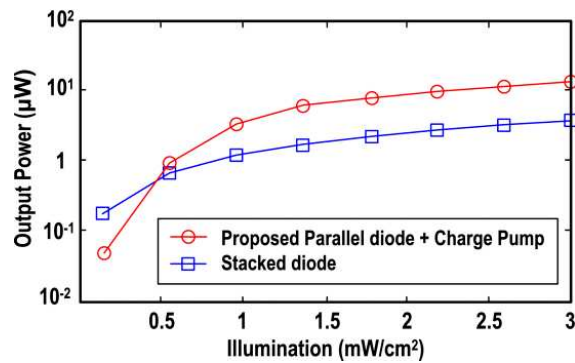


Figura 5.3: Potenza prodotta misurata utilizzando 2 metodi differenti con stessa dimensione d'area[3].

potenza nell'ordine di pochi  $\mu W$  con una potenza incidente fino a  $3mW/cm^2$ .

A livelli molto bassi di illuminazione, si osserva una perdita di efficienza principalmente dovuta al consumo energetico aggiuntivo della pompa di carica integrata. Questo era previsto, dato che la pompa di carica ha un sovraccarico energetico che diventa più significativo quando la potenza raccolta è molto bassa.

Il sistema qui sviluppato rappresenta una soluzione single-chip per il recupero di energia solare, senza il costo aggiuntivo di blocchi esterni. La pompa di carica integrata raggiunge un'efficienza massima del 67% a bassi livelli di potenza incidente (con una tensione di ingresso vicina a  $0.3V$ ), condizione tipica delle applicazioni in impianti sottocutanei. Anche se il sistema [11] può funzionare con una tensione di ingresso minima di  $0.15V$ , richiede 6 condensatori esterni, che aumentano significativamente le dimensioni e i costi. Il sistema proposto, inoltre, consente un rapido avvio del riferimento di tensione in  $1.4ms$  con una potenza incidente di  $1.22mW/cm^2$ , migliorando del 77% rispetto ai circuiti di avvio convenzionale. In figura (Fig. 5.4) si può vedere il grafico che descrive il tempo impiegato per il raggiungimento del riferimento di tensione. Si osserva che il sistema proposto raggiunge la massima efficienza di energia raccolta generando al contempo una tensione di uscita potenziata per l'uso nel sistema. Nella tabella (Tab. 5.5) viene riassunta la potenza prodotta calcolata e misurata sul chip con densità di potenza incidente di  $1.22mW/cm^2$ . La differenza tra i risultati misurati e simulati deriva principalmente dalle variazioni di processo. Raccogliendo  $2.58\mu W$  di potenza, si può avere in uscita  $1.65\mu W$  essendo stati consumati  $523nW$  dai componenti del chip.

La frequenza di clock fissata è  $800kHz$ .

L'efficienza massima del 67% della pompa di carica è ottenuta con una potenza data da  $0.6mW/cm^2$ .

In figura (Fig. 5.6) è visibile la raccolta delle misurazioni sull'efficienza in base a diversi tipi di potenze e in funzione della corrente in uscita. Se i livelli di illuminazione aumentano l'efficienza

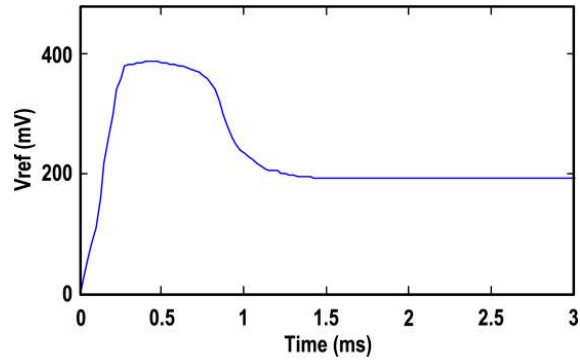


Figura 5.4: Tempo di avvio del riferimento di tensione misurato [3].

	Simulated	Measured
Power Harvested	2.6 $\mu\text{W}$	2.58 $\mu\text{W}$
Power Consumed		
Ring Oscillator	3.3 nW	523 nW
Clock Phase generator	38.2 nW	
Voltage reference	0.9 nW	
Level converters	439 nW	
Power Delivered	1.8 $\mu\text{W}$	1.65 $\mu\text{W}$

Figura 5.5: Utilizzo di potenza nel sistema progettato con  $1.22\text{mW}/\text{cm}^2$  di intensità di potenza incidente [3].

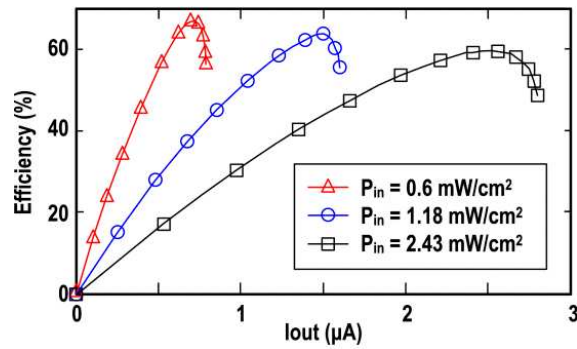


Figura 5.6: Efficienza misurata con diversi livelli di potenza incidente [3].

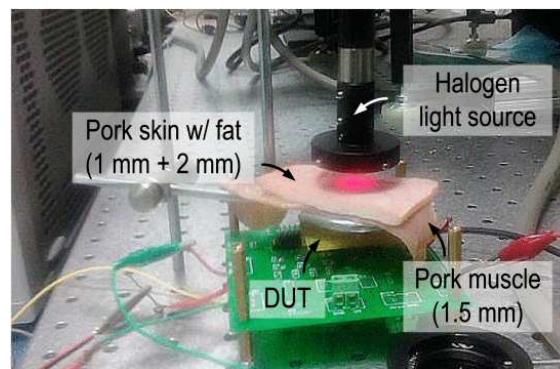


Figura 5.7: Struttura per misurazioni con tessuti [3].

massima diminuisce a causa dell'aumento di temperatura che rende meno efficiente il fotodi-  
odo.

Per quanto riguarda le misurazioni con i tessuti biologici applicati, i ricercatori hanno proposto la configurazione in figura (Fig. 5.7). Qui si utilizza pelle (1mm), grasso (2mm), muscolo (1.5mm) di maiale per simulare la struttura per applicazione sottocutanea nel corpo umano. Qui si ottiene una potenza di  $1.6 \mu W$  da una sorgente con intensità  $110 mW/cm^2$ . La perdita corrisponde a circa  $20 dB$ .

L'ultra-compatta forma del sistema e l'elevata efficienza a basse tensioni di ingresso dimostrano che il sistema proposto è particolarmente adatto per applicazioni in impianti sottocutanei.

Poiché gli articoli utilizzati e presentati sono stati pubblicati alcuni anni fa, è ragionevole supporre che le tecnologie coinvolte abbiano beneficiato di progressi e innovazioni più recenti.

# 6

## Conclusioni

Il presente lavoro ha esplorato tre diverse soluzioni per l'integrazione di celle solari su circuiti CMOS analizzate nei Capitoli 3, 4 e 5. Queste sono state progettate per applicazioni biomedicali sottocutanee dai ricercatori di [1], [2] e [3]. Lo scopo è fornire energia autonoma ai dispositivi impiantabili, riducendo al minimo l'occupazione d'area e massimizzando l'efficienza di conversione energetica.

Nel Capitolo 3 è stata presentata la cella solare a contatto posteriore interdigitato (IBC), realizzata con tecnologia CMOS. Il dispositivo si distingue per l'assenza di ombreggiature ottiche, grazie alle interconnessioni metalliche che coprono solo una piccola parte dell'area attiva. La cella IBC ha un'occupazione d'area di  $1.67\text{mm}^2$  e riesce a raggiungere un'efficienza di conversione fotovoltaica superiore al 15% con un substrato assottigliato a  $60\mu\text{m}$ . Le misurazioni hanno mostrato che, nonostante la presenza di tessuti biologici sovrastanti, l'efficienza di raccolta di fotocorrente subisce solo una riduzione al 10%, generando comunque potenze di circa  $0.095\text{mW}/\text{mm}^2$ . Rispetto ai metodi convenzionali, come l'accoppiamento induttivo, la soluzione IBC offre un'occupazione d'area drasticamente inferiore, mantenendo al contempo una densità di potenza raccolta molto più elevata.

Nel Capitolo 4 è stato descritto un sensore CMOS autonomo che utilizza fotodiodi integrati per la raccolta dell'energia. Il chip, con un'area totale di  $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$  ( $6.25\text{mm}^2$ ), offre un'architettura compatibile con la risonanza magnetica. Le misurazioni della cella fotovoltaica, basata su giunzioni p+/n-well, hanno mostrato una corrente di cortocircuito di  $22\mu\text{A}/\text{mm}^2$  con una tensione a circuito aperto di circa  $0.4 - 0.5\text{V}$ , sufficienti per alimentare

sensori impiantabili a bassissima potenza. L'efficienza di conversione energetica raggiunge il 23%, un valore competitivo considerando l'attenuazione della radiazione luminosa da parte dei tessuti biologici, che arriva anche a 40dB. Il sistema si distingue anche per il ridotto consumo energetico del driver degli elettrodi, pari a soli 19nW, e del blocco sensore, pari a 11nW, rendendolo ideale per applicazioni a lungo termine.

Nel Capitolo 5 è stato esaminato un sistema basato su un circuito integrato con cella solare e pompa di carica. Questo approccio si caratterizza per l'utilizzo di fotodiodi in parallelo assistiti da una pompa di carica a tre stadi, in grado di incrementare l'output energetico a livelli superiori rispetto ad altre soluzioni. Con un'area attiva di 1.54mm<sup>2</sup>, il sistema raggiunge una potenza raccolta fino a 1.22mW/cm<sup>2</sup>, mostrando un incremento di efficienza di circa 3.5 volte rispetto a configurazioni che utilizzano fotodiodi impilati. La pompa di carica contribuisce a raggiungere un'efficienza complessiva fino al 67%, particolarmente vantaggiosa quando la potenza incidente è limitata, come nel caso delle applicazioni sottocutanee. Tuttavia, a livelli molto bassi di illuminazione, il consumo energetico aggiuntivo della pompa può ridurre l'efficienza, aspetto che evidenzia la necessità di un bilanciamento ottimale tra raccolta di corrente e consumo del sistema di gestione della potenza.

Dal confronto emerge che la cella IBC del Capitolo 3 offre un'elevata efficienza di conversione con un'occupazione d'area minima, ideale per configurazioni dove lo spazio è cruciale. Il dispositivo del Capitolo 4 si distingue per la sua compatibilità con tecniche di imaging medico come la risonanza magnetica, con un'efficienza energetica robusta anche in presenza di significative attenuazioni luminose. Infine, il sistema con pompa di carica del Capitolo 5 eccelle nella massimizzazione dell'output energetico e nella gestione efficiente della tensione.

In sintesi, queste soluzioni rappresentano significativi passi avanti nell'integrazione di tecnologie fotovoltaiche su chip per applicazioni biomedicali, offrendo un mix di alta efficienza, compattezza e affidabilità che risponde alle esigenze dei dispositivi impiantabili di nuova generazione.

# Bibliografia

- [1] Y.-J. Hung, T.-Y. Chuang, C.-L. Chun, M.-S. Cai, H.-W. Su, and S.-L. Lee, "Cmos-enabled interdigitated back-contact solar cells for biomedical applications," *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 61, no. 12, pp. 4019–4024, 2014.
- [2] S. Ayazian, V. A. Akhavan, E. Soenen, and A. Hassibi, "A photovoltaic-driven and energy-autonomous cmos implantable sensor," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 4, pp. 336–343, 2012.
- [3] Z. Chen, M.-K. Law, P.-I. Mak, and R. P. Martins, "A single-chip solar energy harvesting ic using integrated photodiodes for biomedical implant applications," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 11, no. 1, pp. 44–53, 2017.
- [4] M. Ferri, D. Pinna, E. Dallago, and P. Malcovati, "Integrated micro-solar cell structures for harvesting supplied microsystems in 0.35- $\mu\text{m}$  cmos technology," in *SENSORS, 2009 IEEE*, 2009, pp. 542–545.
- [5] M. A. Adeeb, A. Islam, M. Haider, F. Tulip, M. Ericson, and S. Islam, "An inductive link-based wireless power transfer system for biomedical applications," *Active and Passive Electronic Components*, vol. 2012, no. 1, p. 879294, 2012.
- [6] M. Lammert and R. Schwartz, "The interdigitated back contact solar cell: A silicon solar cell for use in concentrated sunlight," *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 24, no. 4, pp. 337–342, 1977.
- [7] P. Jacobs, A. Varlan, and W. Sansen, "Design optimisation of planar electrolytic conductivity sensors," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, pp. 802–810, 1995.
- [8] T. Faes, H. Van Der Meij, J. C. De Munck, and R. M. Heethaar, "The electric resistivity of human tissues (100 hz-10 mhz): a meta-analysis of review studies," *Physiological measurement*, vol. 20, no. 4, p. R1, 1999.

- [9] S. Ayazian, V. A. Akhavan, E. Soenen, and A. Hassibi, "A photovoltaic-driven and energy-autonomous cmos implantable sensor," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 4, pp. 336–343, 2012.
- [10] F. Horiguchi, "Integration of series-connected on-chip solar battery in a triple-well cmos lsi," *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 59, no. 6, pp. 1580–1584, 2012.
- [11] J. Kim, P. K. T. Mok, and C. Kim, "A 0.15 v input energy harvesting charge pump with dynamic body biasing and adaptive dead-time for efficiency improvement," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 2, pp. 414–425, 2015.



# Ringraziamenti

Ringraziare non è mai semplice e spesso ci si sofferma troppo poco per farlo, dandolo per scontato. Però colgo l'occasione, in quest'ultima pagina, per esprimere la mia più profonda gratitudine alle persone che per prime mi hanno spronato, incoraggiato e supportato nel raggiungimento di questo traguardo.

Innanzitutto grazie ai miei amici, i DS e Jesolo, che mi hanno portato consigli e anche quando un esame non andava per il meglio sapevano sempre come tirarmi su il morale.

Grazie al relatore che mi ha guidato nella stesura di questa tesi.

Un grazie ai miei nonni che hanno sempre creduto in me e mi hanno sempre appoggiato in questo viaggio e anche se ad alcuni di loro non posso mostrare quest'obiettivo, sono sicuro ne siano entusiasti.

Grazie immenso alla mia famiglia, papà, mamma e Silvieta, che mi hanno sostenuto anche nei momenti in cui i risultati sembravano distanti e le sessioni non passavano mai. Grazie che mi avete insegnato il valore dell'impegno e mi avete motivato a dare sempre il massimo.

E poi grazie a te che sei, semplicemente sei, il mio cuoricino. Grazie della sensibilità, della comprensione, della forza che mi trasmetti e che porti sempre con te. Grazie di irradiarmi sempre di gioia e di starmi vicina. Mi spingi sempre a migliorare. Grazie Bea.

E perché no, un po' grazie anche a me dai...

