

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

INGEGNERIA DELL'ENERGIA ELETTRICA E
DELL'INFORMAZIONE "GUGLIELMO MARCONI"
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Energy Harvesters Indossabili

Elaborato in Elettronica

Relatore:
Prof. Claudio Fiegna

Presentata da:
Simone Morgagni

Anno Accademico 2023/2024

Indice

1	Introduzione	2
1.1	Dispositivi Indossabili	2
1.2	Harvesting Energetico	3
1.3	Applicazioni Harvester Energetici	4
2	Metodi Harvesting Energetico	6
2.1	Sorgenti Corporee	6
2.1.1	Generatori Triboelettrici	6
2.1.2	Generatori Piezoelettrici	7
2.1.3	Generatori Termoelettrici	8
2.1.4	Generatori Elettrostatici	9
2.1.5	Generatori Elettromagnetici	9
2.1.6	Celle a Biocombustibili	9
2.1.7	Generatori Igroelettrici	10
2.2	Sorgenti Ambientali	10
2.2.1	Generatori Fotovoltaici	10
2.2.2	Generatori a Radiofrequenza (RF)	10
2.3	Generatori Ibridi	11
3	Esempio	12
3.1	Generatori	13
3.1.1	Generatore Triboelettrico	13
3.1.2	Generatore a Radiofrequenza	14
3.2	Integrazione	16
3.2.1	MPPT	17
3.2.2	UVLO	18
3.2.3	Protezione di Carica	18
3.2.4	Integrazione	18
4	Conclusione	20

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Dispositivi Indossabili

Pur essendo presenti in campo medico da tempo, i dispositivi indossabili e impiantabili hanno subito una rapida evoluzione. Tra le possibili applicazioni si hanno diagnosi attraverso la registrazione di segnali e marcatori biologici, ma anche terapia attraverso stimoli elettrici o rilascio di medicinali. In particolare la portabilità abilita al funzionamento lontano dagli ospedali, rispondendo ai requisiti della telemedicina. Questo li rende particolarmente adatti al trattamento di condizioni croniche, sgravando sia strutture sanitarie, che pazienti. Permettono inoltre misure costanti, a lungo termine e non invasive.

I dispositivi indossabili, oltre a sensori e attuatori specifici per l'applicazione, richiedono anche componenti a bassa potenza come processori e antenne. Questi componenti sono necessari per svolgere funzioni di controllo automatico, elaborazione e trasmissione dei segnali misurati. Quando un modulo wireless è disponibile, invece di conservare i dati, è possibile inviarli a una hub intermedia o direttamente al destinatario finale in una struttura medica.

La forma ideale è piccola abbastanza da svolgere le funzioni volute senza intralciare il paziente. Nelle installazioni invasive è essenziale che le dimensioni siano ridotte per abbassare i rischi e la complessità dell'operazione. Anche nel caso non invasivo però, si preferiscono dispositivi sottili e di piccole dimensioni che possono sostituire o integrarsi a capi di abbigliamento. L'aspetto non intrusivo o piacevole può incentivare l'uso regolare. Evitare dimenticanze è infatti particolarmente importante in pazienti a rischio che richiedono controllo costante. Avere numerosi punti di possibile applicazione permette di usare più dispositivi in combinazione.

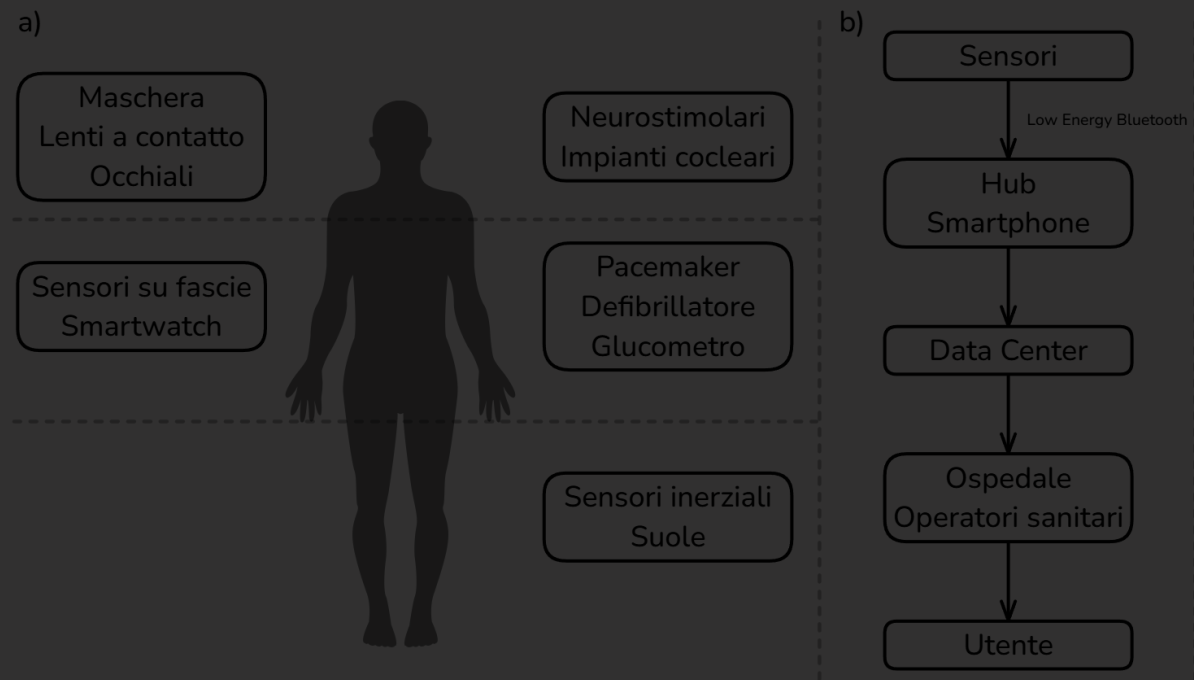


Figura 1.1: a) Alcuni esempi di dispositivo medico indossabile. b) Flusso informativo dei dispositivi medici indossabili.

Si vuole quindi approfondire uno degli aspetti piu' critici dei dispositivi medici indossabili e impiantabili, ovvero la loro alimentazione. Ogni tipologia avra' necessita' energetiche diverse da pochi microwatt a milliwatt, ma al momento hanno tutti in comune l'uso di batterie come fonte. Gli svantaggi di un sistema a batteria sono evidenti nell'autonomia limitata e il bisogno di ricarica o sostituzione, specialmente quando si parla di dispositivi impiantabili. Inoltre i materiali usati nelle batterie sono pesanti e potenzialmente tossici, il che riduce la compatibilita' all'uso prolungato.

1.2 Harvesting Energetico

Le tenciche di harvesting energetico consistono nel recupero di energia da fonti esterne al dispositivo. I vantaggi di queste tecnologie sono molteplici, ad esempio, estensione dell'autonomia in modo indefinito, riduzione di dimensioni e peso, flessibilita' e biocompatibilita'. Rappresentano una potenziale alternativa all'uso di batterie su dispositivi a bassa potenza.

Le sorgenti principali a cui un harvester puo' attingere sono classificabili secondo lo schema 1.2. La potenza in ingresso a un harvester di dimensioni ridotte e' necessariamente piccola, quindi quella prodotta sara' limitata anche se si lavora ad alto rendimento. Combinazioni di piu' sistemi, detti harvester ibridi, possono migliorare le prestazioni al costo di maggiore complessita'. La localizzazione del dispositivo sul corpo determina quale fonte energetica e' piu' accessibile e quindi in gran parte anche la tecnologia di harvesting migliore.

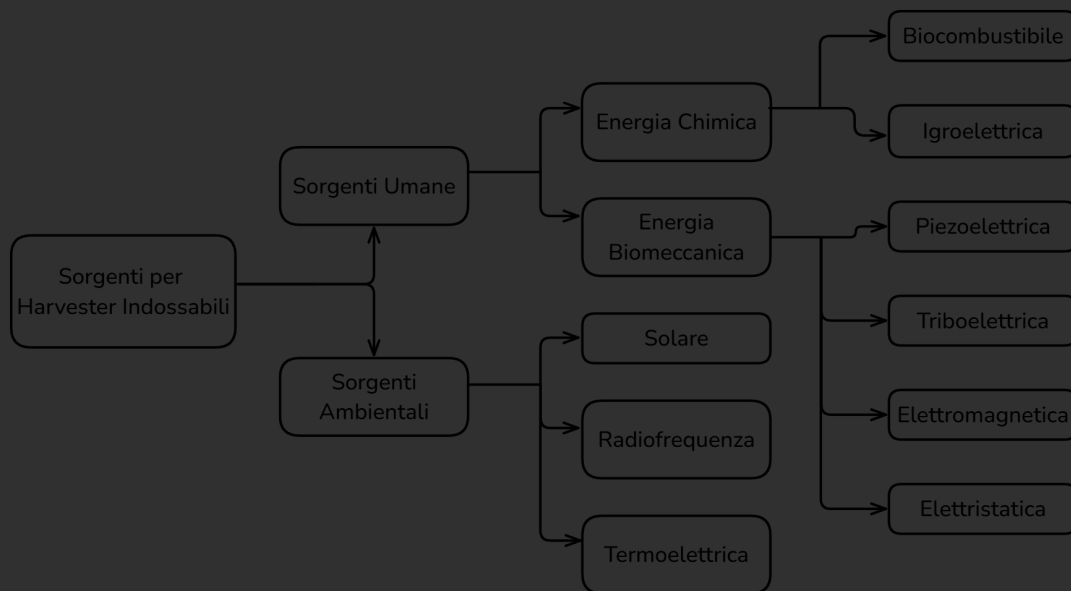


Figura 1.2: Classificazione delle fonti energetiche a cui puo' essere applicato un harvester per dispositivi indossabili.

La maggior parte delle fonti in figura 1.2 non e' sempre disponibile e nemmeno prevedibile. E' possibile pero' usare harvester accoppiati a componenti di accumulo come batterie o supercondensatori quando e' richiesta un'alimentazione regolare. Un'alternativa per monitorare segnali a rischio piu' basso e' accendere il dispositivo solo quando l'energia e' disponibile. Similmente per aumentare l'efficienza si possono alimentare i singoli moduli quando diventano necessari. La gestione intelligente dell'energia richiede una power management unit.

1.3 Appllicazioni Harvester Energetici

Esistono versioni indossabili per la misura non invasiva di molti parametri di interesse rilevante come ECG, EEG, pressione sanguigna, saturazione di ossigeno nel sangue, temperatura e frequenza respiratoria. Altri dispositivi sono in grado di raccogliere in maniera piu' o meno invasiva fluidi corporei come sangue, sudore o liquido interstiziale per intercettare problemi metabolici. Oltre a raccogliere dati, questi apparati medici possono anche partecipare attivamente alla cura, come nel caso di dosatori di medicinali, elettrostimolatori neuronali o muscolari, pacemaker e defibrillatori impiantabili.

Monitorare facilmente e con costanza questi parametri consente di individuare lo sviluppo di alcune malattie in anticipo rispetto ai metodi tradizionali, aumentando le probabilita' di successo nel trattamento. Nonostante questo, nessun dispositivo medico indossabile commercializzato fa uso di energy harvesting. La ricerca recente ha pero' dimostrato con esempi pratici l'efficacia di questa metodologia. Per dispositivi ad uso esterno facilmente testabili, ma anche per impianti in vivo su animale. Alcuni esempi recenti sono:

- Un dispositivo in grado di misurare glicemia dal sudore, temperatura e HRV e' stato sviluppato in [1]. Un harvester RF ne permette il funzionamento continuativo, supportando la batteria.
- Per trattare la miopia con esposizione graduale ai farmaci, in [2] e' stata sviluppato un dosatore a forma di lente a contatto. La funzione di rilascio e' automatizzata da un nanogeneratore piezoelettrico attivato dal battito delle palpebre.
- Un modulo autosufficiente che monitora respiri e temperatura e' stato integrato in mascherine sanitarie in [3]. In [4], un harvester triboelettrico e' usato per creare un campo elettrico forte abbastanza da disinfettare le maschere.
- In [5] viene dimostrato l'uso di un harvester piezoelettrico impiantato su tessuto cardiaco porcino.

Soluzioni con harvester hanno alcuni svantaggi rispetto a sola batteria. Tra questi, la bassa densita' energetica e l'affidabilita' incerta li rendono un'opzione immatura per scopi medici critici. Questi sono gravosi soprattutto per dispositivi impiantabili che richiedono dimensioni minime e la certezza del funzionamento a lungo termine. I costi di produzione sono alti, dovuti anche alla mancanza di una catena manifatturiera paragonabile a prodotti altamente diffusi come le batterie.

E' giusto menzionare che e' possibile applicare l'idea di energy harvester anche a dispositivi non mobili. In questo caso, naturalmente, non si puo' piu' attingere alle fonti energetiche del corpo umano, ma se ne hanno altre come vento o vibrazioni. Un'applicazione di interesse e' usarli per recuperare l'energia di scarto da sistemi piu' grandi come macchinari industriali o mezzi di trasporto. In zone dove e' necessario fare monitoraggi, ma manca distribuzione elettrica anche possono essere una soluzione. Questo permetterebbe di azionare una rete distribuita di sensori o attuatori autonomi. Harvester impegnati in questo modo hanno meno restrizioni su dimensioni e affidabilita'. Alcuni esempi recenti sono:

- Monitoraggio della sicurezza e stato dei mezzi di trasporto come treni o auto trasformando l'energia delle vibrazioni [6, 7]
- Una rete di generatori galleggianti che raccolgono l'energia meccanica delle onde per deionizzare l'acqua marina in loco [8].
- Sensori per verificare lo stato di macchinari industriali, sfruttandone le vibrazioni [9, 10], o il calore [11].

Capitolo 2

Metodi Harvesting Energetico

2.1 Sorgenti Corporee

Movimento, vibrazioni, gradienti di temperatura e reazioni enzimatiche possono essere convertiti in energia elettrica da harvester. L'attività fisica e i processi fisiologici offrono fonti energetiche con intensità irregolare ma sempre accessibile. Per alcuni movimenti è anche possibile raccogliere il lavoro necessario alla frenata, riducendo addirittura il costo metabolico dell'azione [12]. In particolare un livello basale di energia meccanica dovuto al movimento è sempre disponibile, così come l'energia chimica immagazzinata nei liquidi corporei.

2.1.1 Generatori Triboelettrici

Un generatore triboelettrico sfrutta materiali che si caricano elettricamente strisciando l'uno sull'altro. In base alla capacità di generare una densità di carica al contatto o sfregamento, sono organizzati nella serie triboelettrica [13]. È una proprietà presente anche in molti materiali organici e leggeri. Quando stimolati producono alte tensioni e basse correnti per piccoli istanti di tempo. Usare più strati di materiali aumenta la potenza prodotta. Le migliori zone di applicazione sono negli arti inferiori, dove si sviluppano le forze maggiori, come nella pianta del piede.

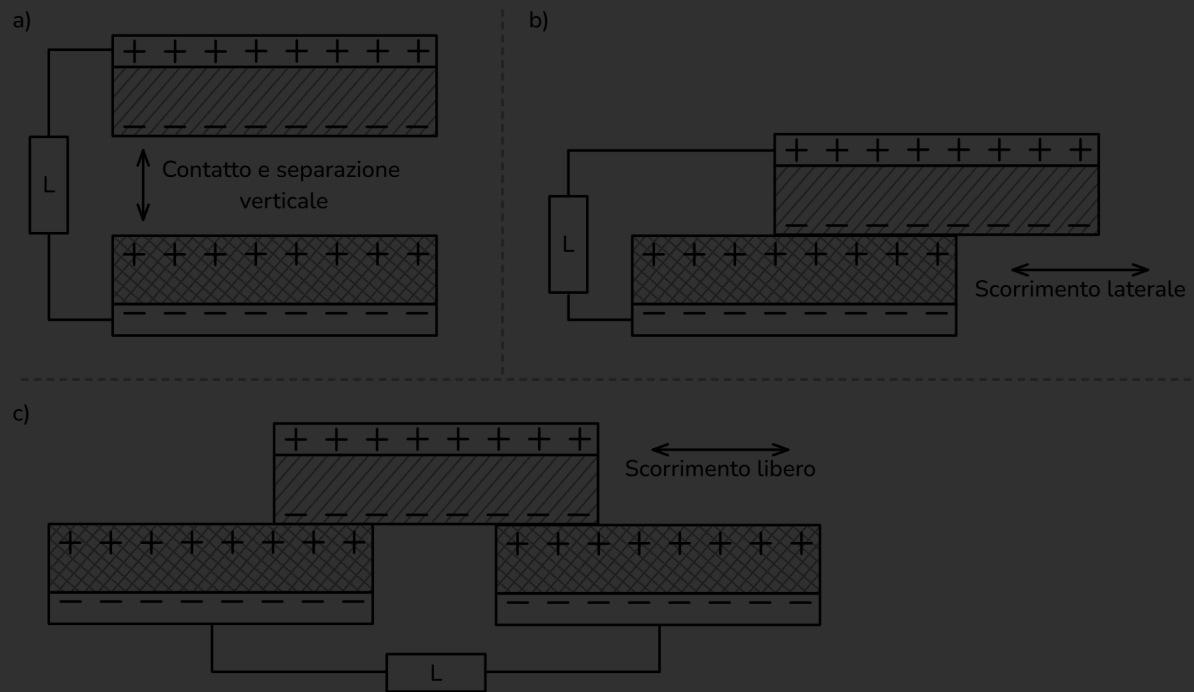


Figura 2.1: a) Generatore triboelettrico a contatto verticale. b) Generatore triboelettrico a scorrimento laterale. c) Generatore triboelettrico a scorrimento libero.

2.1.2 Generatori Piezoelettrici

I sistemi di harvesting piezoelettrici producono energia elettrica attraverso la deformazione elastica di materiali piezoelettrici. Quando l'elasticità del materiale stesso è insufficiente, lo si può integrare ad altri materiali con migliori proprietà meccaniche. Possono essere di forma e dimensione arbitraria, inoltre usano materiali leggeri, poco costosi, non tossici e anche facili da assemblare. Producono corrente anche per stimoli molto piccoli, ma la potenza è bassa così come l'efficienza. Lo studio di materiali flessibili è una possibile soluzione dato che permetterebbero l'installazione in zone del corpo che subiscono forze maggiori. In mancanza di stimoli prevalenti si ha una conversione dell'energia meccanica data dalle vibrazioni. Le performance di elementi ottenuti da pellicole di materiale sono inferiori ai tessuti di fibre. Il polivinilidenefluoro PVDF abbinato a vari additivi è il polimero più usato negli studi. La quantità di energia generata dipende dal posizionamento dell'harvester e dallo stato di attività fisica. Gli arti inferiori sono sottoposti a forze maggiori, specialmente durante il cammino. Posizionare il generatore in una suola o accoppiarlo alla flessione del ginocchio offre i risultati migliori in termini di potenza. La tecnologia piezoelettrica è però anche valida come sensoristica attiva di pressione. Sensori di questo tipo possono essere usati per monitorare la respirazione, le pulsazioni o lo spostamento dei singoli arti.

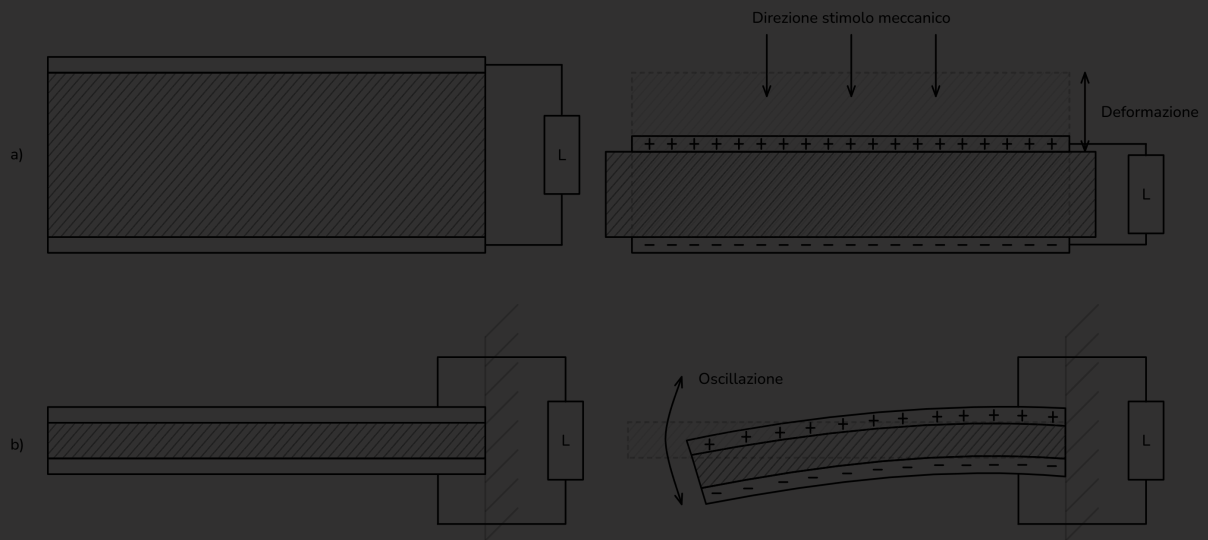


Figura 2.2: Funzionamento di un generatore piezoelettrico sotto a) pressione e b) oscillamento.

2.1.3 Generatori Termoelettrici

L'effetto di Seebeck, o termoelettrico, trasforma un gradiente di temperatura alle estremità dell'elemento in una differenza di potenziale. Perché ciò si verifichi una delle estremità deve essere la giunzione tra due materiali diversi, in particolare metalli o semiconduttori che si comportino da tipo p e n. Gli elementi termoelettrici di figura 2.3 vengono organizzati in una matrice per definire corrente e tensione prodotte dal generatore a una data differenza di temperatura. Un harvester che sfrutta l'effetto di Seebeck ha una forma sottile e usa il corpo e l'ambiente circostante come fonti calde e fredde. È possibile rendere questo tipo di harvester flessibili, si migliora così sia l'adesione alla pelle, che la portabilità. Allargare l'area disponibile aumenta il trasferimento di calore senza che questo diventi percettibile all'utente. La mancanza di parti mobili determina un'elevata affidabilità. I materiali dove l'effetto termoelettrico è più marcato sono però relativamente pesanti, come Bismuto e Tellurio. È possibile, attraverso rectenne o celle termo-fotovoltaiche, recuperare anche il calore irradiato dal corpo.

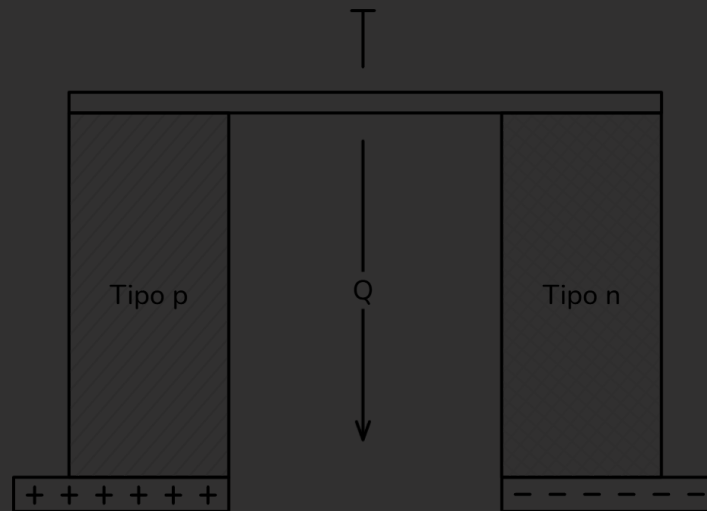


Figura 2.3: Elemento termoelettrico

2.1.4 Generatori Elettrostatici

Un generatore elettrostatico genera corrente in seguito alla variazione nella capacit  di un condensatore. La variazione   causata dal movimento relativo delle armature. Si preferiscono condensatori con forma planare che cambiano la propria capacit  in risposta a una deformazione, ad esempio strutture a nido d'ape o a pettine.

2.1.5 Generatori Elettromagnetici

I generatori elettromagnetici sfruttano la legge di Farady per produrre corrente dal movimento relativo di spire e magneti. La mancanza di accoppiamento meccanico tra le componenti riduce l'usura dovuta all'attrito rispetto alle altre soluzioni di harvesting per energia meccanica. La maggior parte delle implementazioni preferiscono l'assetto lineare al rotazionale. Il magnete permanente si trova all'interno degli avvolgimenti conduttivi, accoppiato a una molla per aumentare l'efficienza.

2.1.6 Celle a Biocombustibili

Le celle a biocombustibile producono corrente attraverso l'ossidazione di una macromolecola disponibile nel corpo, come glucosio o acido lattico. Una membrana permeabile solo a cariche positive separa anodo e catodo della cella per forzare la corrente elettronica sul circuito voluto. La reazione necessita di catalizzatori per massimizzare l'efficienza. Enzimi, microbi e strutture inorganiche possono essere usate come catalizzatori. Sia gli enzimi, ma ancora di pi  i batteri, richiedono il perfetto isolamento della cella per evitare perdite di efficienza o infezioni. Catalizzatori solidi sono pi  sicuri ma meno efficaci. Finche' i reagenti sono disponibili la cella pu  produrre energia in modo continuato. Questo tipo di harvester si presta sia a dispositivi indossabili, raccogliendo acido lattico dal sudore, ma anche a

dispositivi impiantabili che possono accedere al glucosio interstiziale che e' ancora piu' energeticamente denso.

2.1.7 Generatori Igroelettrici

I generatori igroelettrici per harvesting energetico sfruttano l'effetto idrovoltaiico tra molecole di vapore acqueo e un nanomateriale. Il passaggio delle molecole d'acqua attraverso la struttura porosa contro gradiente di concentrazione crea una differenza di potenziale sulle pareti che si traduce in piccole correnti. La densita' di potenza prodotta e' bassa e dipende dalla differenza di umidita' alle estremita'. Possibili applicazioni sono a contatto con la superficie corporea raccogliendo la traspirazione o in sensori montanti su maschere.

2.2 Sorgenti Ambientali

Le fonti ambientali comprendono tutte quelle esterne al dispositivo stesso e non derivanti dall'utilizzatore. Le piu' importanti sono il vento, a cui e' difficile attingere per un dispositivo indossabile, e le onde elettromagnetiche. Gli sforzi si concentrano su queste ultime, che siano dovute a comunicazioni o dispositivi pensati per il trasferimento di potenza wireless.

2.2.1 Generatori Fotovoltaici

Dispositivi che usano harvesting fotovoltaico sono in commercio da tempo, come le calcolatrici ad esempio. Per dispositivi esposti alla luce si scelgono le usuali celle al silicio amorfo o cristallino. Seppure usare la forma amorfa abbassi l'efficienza di conversione, la struttura diventa flessibile e la maggiore indossabilita' permette di aumentare l'area del pannello. Se invece il dispositivo e' un impianto sottocutaneo si scelgono materiali piu' sensibili alle basse frequenze luminose. Per la massima biocompatibilita' si possono usare celle prodotte con materiali organici ma meno prestanti. In condizioni ottimali, con dispositivo esposto alla luce solare, la potenza generata e' sufficientemente alta, e i costi di produzione sono bassi. E' pero' difficile garantire il funzionamento se si considerano le cadute in irradianza dovute a ambienti chiusi o vestiti.

2.2.2 Generatori a Radiofrequenza (RF)

Energia sotto forma di onde radio e' altamente disponibile nell'ambiente grazie allo sviluppo delle comunicazioni wireless. Per catturare questa energia sono necessarie delle antenne con raddrizzatore. I problemi principali nel recuperare energia da onde radio sono le dimensioni e la complessita' delle componenti circuitali accessorie all'antenna. La produzione di corrente e' pero' pressoché continua e affidabile. Si possono anche usare tecniche di trasferimento di potenza wireless quando necessario, ma sono limitate da problemi di vicinanza e allineamento del dispositivo rispetto alla fonte.

2.3 Generatori Ibridi

Usare harvester ibridi puo' aumentare notevolmente le prestazioni, raccogliendo energia da fonti diverse. Un altro vantaggio e' la probabilita' piu' alta che almeno una delle fonti energetiche sia disponibile in ogni momento. Alcune combinazioni sono particolarmente sinergistiche per via della zona d'uso o delle condizioni necessarie all'attivazione. Usare una seconda fonte energetica aumenta anche la potenza prodotta quando entrambe sono disponibili. Esistono degli svantaggi all'assetto ibrido, principalmente dovuti all'integrazione spaziale dei generatori. Aggiungere un generatore diverso dal primo non sempre aumenta la densita' energetica dell'harvester, dato che uno dei due performera' peggio dell'altro. Per ottenere il valore massimo si dovrebbe duplicare il generatore migliore, questo pero' non e' sempre possibile per motivi di spazio o affidabilita'. Le caratteristiche in uscita dei genratori diversi sono generalmente incompatibili, anche se questo puo' essere usato a favore di funzioni con requisiti in corrente e tensione diversi[14].

Capitolo 3

Esempio

Si sceglie come esempio [15] che offre una realizzazione pratica di un harvester ibrido. L'obiettivo di questo generatore e' proporre un dispositivo riproducibile in scala e facilmente integrabile nel vestiario. Per fare questo usa una struttura interamente fondata su una base di tessuto e accoppia un generatore triboelettrico a uno RF. Un tessuto elettricamente conduttivo disponibile sul mercato e' usato per realizzare le connessioni su ambo i lati di uno strato di tessuto comune di cotone. In questo modo l'harvester diventa altamente flessibile e facilmente integrabile in capi di abbigliamento. Viene poi proposto un metodo efficace per la produzione di dispositivi elettronici basati su tessuto. Avere 2 fonti energetiche distinte aumenta le probabilita' che il dispositivo sia sempre in funzione, inoltre queste in particolare si prestano a un design planare.

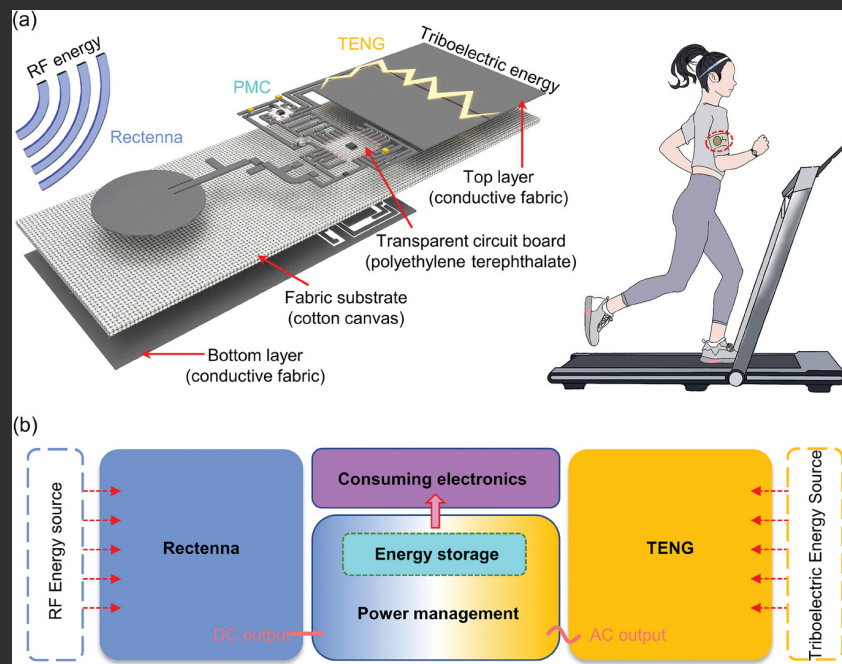


Figura 3.1: a) Modello della struttura dell'harvester preso in esempio. b) Schema del funzionamento generale dell'harvester.[15]

3.1 Generatori

3.1.1 Generatore Triboelettrico

In generale i generatori di questo tipo sfruttano la capacita' di alcuni materiali di trasferire carica al contatto o sfregamento. La struttura e' formata da uno strato di propilene fluorato (FEP) libero di scorrere sopra ai due elettrodi di tessuto connettivo che doppiano da secondo materiale triboelettrico. Questa forma detta a scorrimento libero, oltre ad avere un fattore di forma piu' vantaggioso, genera anche piu' energia rispetto al semplice contatto [16].

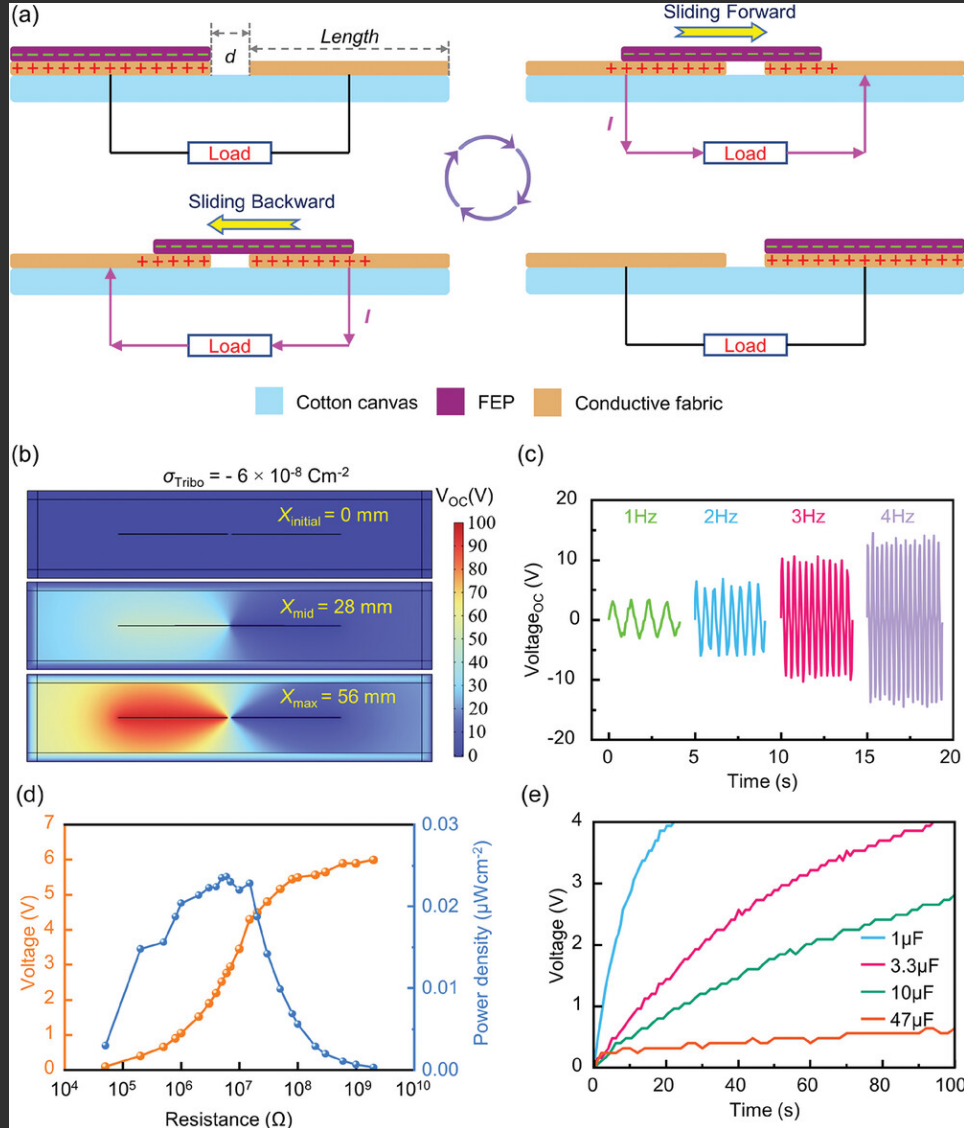


Figura 3.2: a) Schema del funzionamento del generatore triboelettrico. b) Potenziali simulati a spostamento iniziale, medio e massimo. c) Uscita in tensione a diverse frequenze di scorrimento. d) Dipendenza della tensione e potenza prodotte dal carico. e) Tempi di carica di condensatori commerciali.[15]

Il design aperto e i limiti di peso non permettono di ottimizzare altri aspetti

che influenzano l'efficienza, come l'umidità o la pressione tra gli elementi. La tensione massima ottenibile tra gli elettrodi è determinata dalla densità di carica prodotta dal contatto dei materiali. Lo stimolo meccanico genera nello strato libero un movimento oscillatorio e quindi una corrente alternata sul circuito, necessita perciò raddrizzamento. La densità di potenza massima è $0.024 \mu W cm^{-2}$ stata misurata collegando un potenziometro e azionando il movimento a $2Hz$ per simulare il cammino. Per quanto questo dimostri che il dispositivo è in grado di raccogliere energia dal movimento umano, la densità di potenza è molto bassa se paragonata a una batteria tradizionale, ma anche ai requisiti correnti di dispositivi medici indossabili [17]. Il funzionamento e i risultati sperimentali sono raccolti in figura 3.2.

3.1.2 Generatore a Radiofrequenza

Per raccogliere energia dalle radiazioni presenti nell'ambiente, è stato scelto un harvester con antenna dimensionata per la sola banda attorno ai $2.45GHz$, usata per connessioni a corto raggio come Wi-Fi e Bluetooth. La distribuzione di onde radio dovute alle comunicazioni elettroniche è naturalmente concentrata nelle zone urbane. In aree extraurbane la densità di potenza dovuta a comunicazioni ad ampio raggio scende vistosamente [18], la scelta di una banda comunemente usata da dispositivi generalmente vicini all'uomo ha quindi il vantaggio di essere più consistente nel tempo. La configurazione per l'antenna è a patch circolare e le dimensioni ottimali per la risonanza sono stati ottenuti attraverso simulazione. Il valore di specific absorption rate (SAR) è un parametro usato per determinare la potenza assorbita da un'unità di massa di tessuto corporeo [19]. Secondo le simulazioni il SAR è $0.073 \frac{W}{Kg}$, ben inferiore ai $2.0 \frac{W}{Kg}$ stabiliti dalle norme europee per antenne mobili. In questo caso il SAR è usato come parametro di efficienza rispetto alla quantità di radiazione persa dall'antenna nel corpo.

Un analizzatore (Keysight N5227B) è usato per misurare la return loss (RL) in condizioni libera e a contatto col corpo. La return loss è definita come:

$$RL = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{in}}{P_{ref}} \right) \text{ dB}$$

$$RL = -S_{11}$$

Dove S_{11} è uno dei parametri di scattering misurati dall'analizzatore, graficato in figura 3.3. Per le dimensioni scelte si nota effettivamente un picco di 10dB nel centro banda desiderato. Anche quando l'antenna è indossata, lo stesso picco trasla di solo 20MHz.

Usando un a camera antieco microonde è stato graficato lo schema di radiazione in varie posizioni. Lo schema bidimensionale segue le curve dove il guadagno del dispositivo è massimo. A causa della configurazione della camera di prova è stato necessario montare l'antenna su un modello di braccio per caratterizzarne la funzione in flessione. Le misure sono in accordo con le simulazioni e non si presentano particolari differenze nei lobi dovute al cambio di inclinazione o flessione. Quindi si può dire che l'antenna è adatta al funzionamento quando indossata,

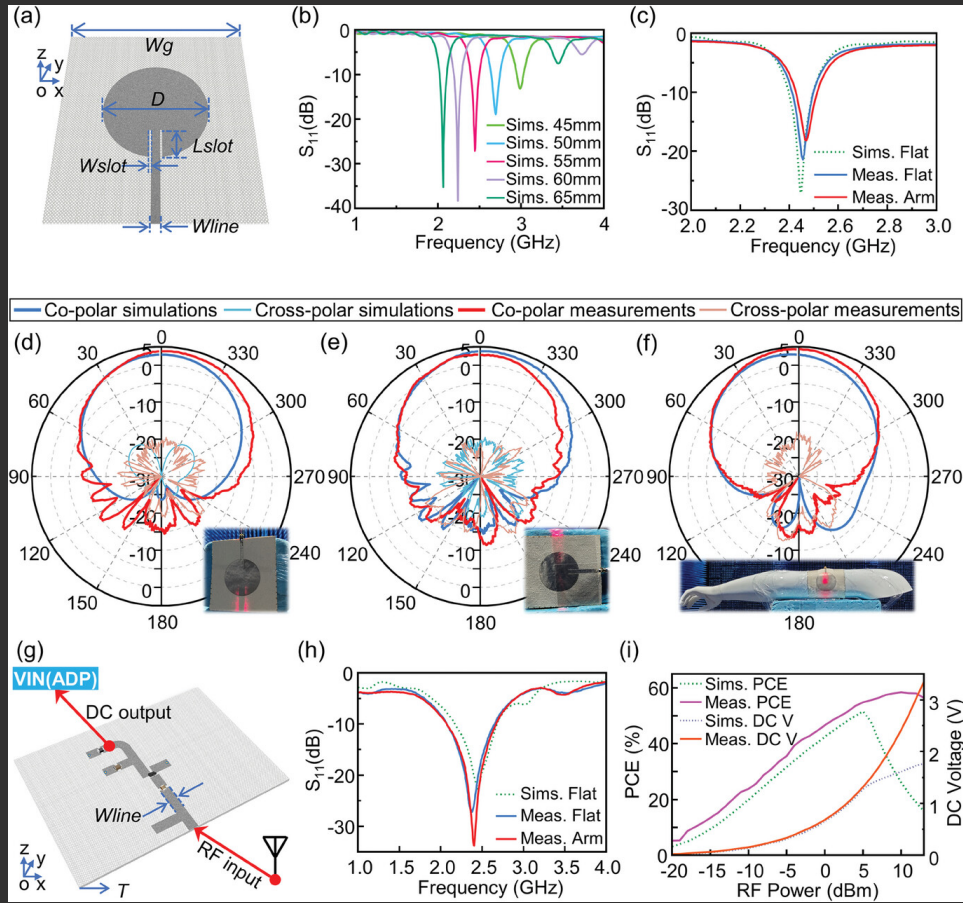


Figura 3.3: a) Struttura dell'antenna. b) Coefficiente di riflessione simulato con diversi diametri. c) Coefficiente di riflessione misurato con antenna piatta e attaccata al corpo. d) Schema di radiazione con antenna piatta sul piano xoz. e) Schema di radiazione con antenna piatta sul piano xoy. f) Schema di radiazione con antenna flessa sul piano xoz. g) Schema della struttura del raddrizzatore. h) Misure e simulazione del coefficiente di riflessione quando l'antenna e' piatta o attaccata a un braccio. i) Corrente DC ed efficienza di conversione della potenza misurata e simulata rispetto alla potenza in ingresso. [15]

anche se in posizioni piane come petto e dorso, ma anche dove e' soggetta alla curvatura come in gambe e braccia.

Un circuito di raddrizzamento per la corrente in uscita dall'antenna e' strettamente necessario per poi caricare la batteria. Il raddrizzatore e' stato progettato per soddisfare alcuni requisiti essenziali. Deve essere flessibile abbastanza da risultare comodamente indossabile. Deve avere massima efficienza di conversione nelle condizioni previste. In fine, e' necessario che le linee conduttive siano dimensionate con precisione, sia la lunghezza che la larghezza influiscono sul buon accoppiamento all'impedenza dell'antenna. Le microstrip di tessuto conduttivo sono tutte larghe 4.4mm, cosi' come la linea in uscita dall'antenna. Si fa uso di un raddrizzatore a doppia semionda, con topologia di Greinacher per amplificare la tensione prodotta. Vengono installati due condensatori da 100pF e due diodi SMS7630-005FL di tipo Schottky, che hanno migliori prestazioni ad alta frequenza

e perdite piu' basse rispetto ai diodi a giunzione.

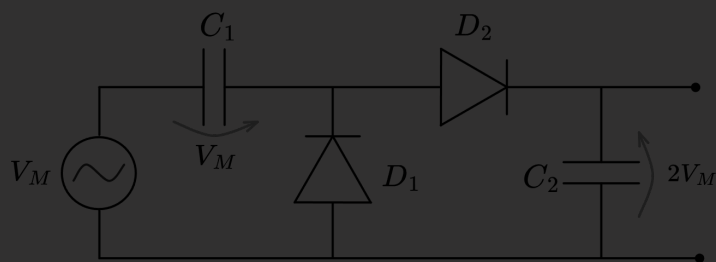


Figura 3.4: Raddrizzatore e amplificatore Greinacher al primo ordine.

Nel circuito raddrizzatore per il generatore triboelettrico, integrato in un chip, sono stati scelti invece dei diodi piu' efficaci a basse frequenze. Separando il raddrizzatore dal PMG (power management circuit), la coppia antenna/raddrizzatore diventa un modulo facilmente integrabile in altri dispositivi. La capacita' del modulo di convertire un potenza in ingresso sotto forma RF in DC e' stata valutata inserendo un resistore da $1K\Omega$ come carico. La fonte RF e' stata creata usando un generatore di onde (SG-3000PRO) a vari livelli di potenza. L'efficienza di conversione in potenza e' stato determinato misurando la tensione ai capi del carico.

$$PCE = \frac{P_{carico}}{P_{RF}} = \frac{V_{carico}}{R_{carico}^2 P_{RF}}$$

I risultati sono graficati in figura 3.3 e mostrano un picco del 58% nell'efficienza di conversione con 10dBmW in ingresso, che e' un valore comune nell'intervallo di potenze usate nelle comunicazioni wireless tra dispositivi mobili.

3.2 Integrazione

I due generatori hanno impedenze diverse in uscita, i moduli sono infatti tre ordini di grandezza distanti. Non possono quindi alimentare direttamente la stessa interfaccia se si vuole alto rendimento. Si sviluppa un PMC per convogliare l'energia prodotta dai due in una singola batteria. Il PMC in questo caso deve svolgere le funzioni di: maximum power point tracking (MPPT), undervoltage lockout (UVLO) e protezione di carica. Due circuiti integrati (ADP5091 e LTC3588), configurati come in figura 3.5, gestiscono tutte le funzioni. Sono entrambi progettati per applicazioni a bassa potenza e non richiedono alimentazioni oltre quella prodotta dall'harvester stesso. Il ADP5091 e' usato per gestire l'output del generatore RF e proteggere la batteria. In particolare l'uscita REG_OUT dell'ADP offre la tensione di uscita per il dispositivo da collegare all'harvester quando il componente di accumulo ha raggiunto la tensione minima. Il LTC3588 e' usato per gestire l'output del generatore triboelettrico. Un raddrizzatore ad alta efficienza per alte frequenze e' integrato tra i pin di ingresso, questo funziona anche da blocco per flussi di corrente verso il TEG.

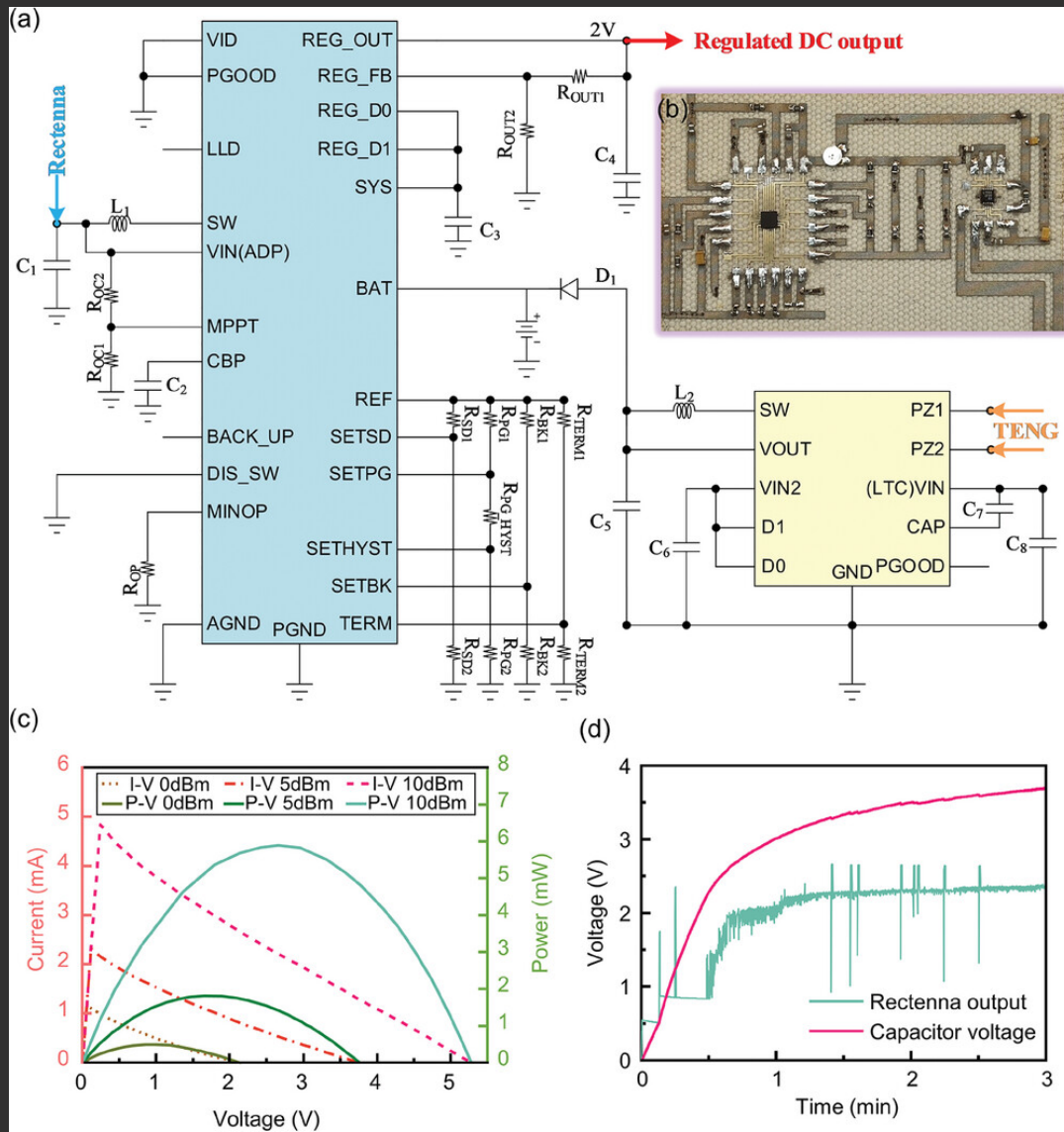


Figura 3.5: a) Schema circuitale del PMC. b) Vista dall'alto del PMC assemblato sul tessuto. c) Dipendenza di corrente e potenza dalla tensione all'uscita del raddrizzatore, per diversi livelli di potenza in ingresso. d) Crescita del potenziale misurata in fase di carica.[15]

3.2.1 MPPT

Le tecniche di MPPT cercano di ottimizzare la potenza convertita da un generatore modificando l'impedenza del circuito, in modo da ottenere il massimo prodotto tra tensione e corrente. Il metodo di MPPT e' fractional open circuit voltage (FOCV), come descritto nel datasheet del ADP5091 [20]. Il metodo FOCV e' comunemente usato in campo fotovoltaico, ma il funzionamento del modulo antenna e raddrizzatore e' paragonabile. L'uscita in tensione varia poco all'interno della banda di frequenze interessata, ma varia considerevolmente con l'incidenza delle onde. La tensione in condizione di circuito aperto varia al variare dell'incidenza di onde RF, la MCU ne prende periodicamente un campione, salvandola in un condensatore.

La tensione di massima potenza e' calcolata secondo:

$$V_{MPPT} = V_{IN} \left(\underbrace{\frac{R_{OC1}}{R_{OC1} + R_{OC2}}}_k \right)$$

Il processore cambia poi l'impedenza di ingresso alla porta VIN a cui e' collegato il raddrizzatore in modo da ottenere la tensione ottimale. Il fattore moltiplicativo dato dalle resistenze e' stato determinato sperimentalmente usando una resistenza programmabile mentre l'harvester era sottoposto a diversi livelli di irradiazione (0dBmW, 5dBmW, 10dBmW). Il valore medio del fattore moltiplicativo e' 0.5, per cui sono stati installati due resistori (R_{OC1}, R_{OC2}) uguali da 10MΩ. Il periodo di campionamento di default e' 16s, mentre il tempo per il campionamento e' 256ms, nessuno dei due e' stato modificato.

3.2.2 UVLO

L'UVLO e' implementato nel controllore LTC3588, che gestisce la produzione del generatore triboelettrico. Un condensatore (C_8) immagazzina preventivamente l'energia in entrata. Quando la tensione su C_8 supera la soglia scelta per UVLO, viene stabilita una connessione attraverso un convertitore di tensione step-down per caricare C_5 . Quest'ultimo condensatore e' collegato alla batteria, e la sua corrente e' direzionata da un diodo. Sia in ingresso che uscita sono stati usati condensatori elettrolitici al tantalio, per via della migliore capacita', efficienza di carica e bassa corrente di dispersione [21].

3.2.3 Protezione di Carica

Mantenere la tensione imposta sulla batteria all'interno di un certo intervallo e' essenziale per ridurre l'usura. La carica massima e' stabilita a 3.6V attraverso il dimensionamento delle resistenze $R_{TERM1} = 5.9M\Omega, R_{TERM2} = 4.12M\Omega$, la somma delle resistenze e' sopra ai 6MΩ, come consigliato dal produttore del MCU per limitare la corrente di quiescenza. La relazione che determina la tensione massima ammessa e':

$$V_{BAT.TERM} = \frac{3}{2} V_{INT.REF} \left(1 + \frac{R_{TERM1}}{R_{TERM2}} \right) \approx 3.6V$$

Dove $V_{INT.REF} = 1.011V$, e' la tensione di riferimento generata internamente.

3.2.4 Integrazione

L'harvester ibrido e' stato testato in condizioni controllate, misurando quanto velocemente carica un supercondensatore da 1000μF. La fonte RF e' stata posta a 12cm e emette 13dBmW, mentre il movimento e' azionato da un attuatori lineare a 2Hz. In queste condizioni il condensatore supera di poco la tensione massima stabilita e resta stabile a 3.7V dopo 3m. Si ottiene una potenza media di 38μW, con picco 111μW, che alle dimensioni di 10cm × 30cm corrisponde a 0.13 $\frac{\mu W}{cm^2}$ medi. Per

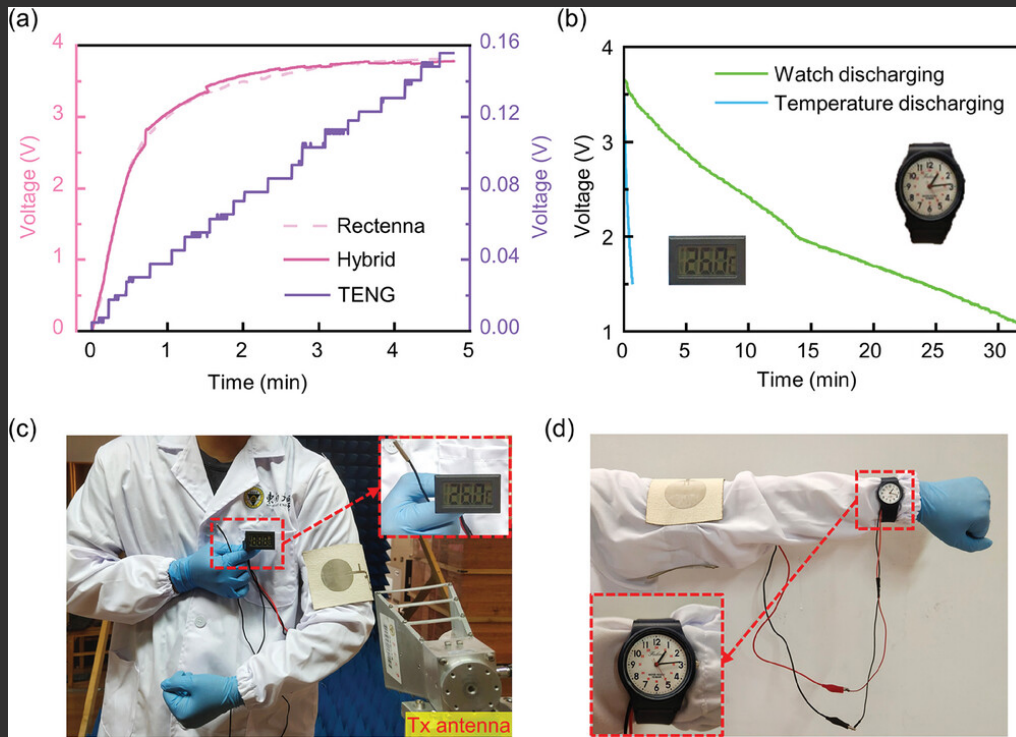


Figura 3.6: a) Tempi di carica singoli e modalita' ibrida. b) Tempi di funzionamento dispositivi reali. c) Configurazione sensore di temperatura. d) Configurazione orologio. [15]

verificarne l'applicabilita' ad un caso pratico, l'harvester con condensatore carico e' stato indossato da un volontario e collegato a due dispositivi di cui e' stato misurato il tempo di funzionamento. Un sensore di temperatura commerciale ha portato il condensatore da 3.65V alla sua tensione di funzionamento minima 1.5V in 42s. Un orologio meccanico con tensione operativa di 1V funziona invece fino a 32m. I tempi di carica dei generatori singoli e la modalita' ibrida sono stati raccolti in un grafico in figura 3.6. Da qui si puo' notare come la potenza generata dalla parte triboelettrica sia trascurabile rispetto a quella generata dall'antenna. L'inefficienza del generatore triboelettrico causa una caduta considerevole nella densita' di potenza generata dall'harvester. Avere una seconda fonte energetica e' comunque utile quando dovesse mancare l'accesso a sorgenti wireless. Inoltre, il dispositivo con base di tessuto e' destinato ad uso esterno e facilmente integrabile nel vestiario, puo' quindi permettersi di essere esteso per aumentare la potenza totale prodotta. Si potrebbero pero' considerare fonti alternative come fotovoltaico o termoelettrico, che nella stessa posizione non si trovano in condizioni di bassa efficienza come il triboelettrico. Rispetto a queste, i vantaggi sono certamente il costo e la facilita' della produzione del generatore triboelettrico.

Capitolo 4

Conclusione

In questa tesi e' stata studiata la possibilita' di alimentare dispositivi indossabili attraverso generatori integrati ad essi, detti energy harvester. Tecnologie di questo tipo attingono a fonti energetiche esterne al dispositivo che alimentano. Le fonti considerate sono sostenibili e a bassa intensita', ma generalmente presenti attorno all'uomo. L'obiettivo principale e' sostituire o supportare le batterie comunemente usate. Questo renderebbe i dispositivi mobili meglio capaci di operare in modo ininterrotto, con meno manutenzione e quindi anche in luoghi isolati dalla distribuzione elettrica. I vantaggi dell'energy harvesting sono interessanti per applicazioni IoT, ma ancora di piu' per dispositivi medici indossabili e impiantabili. Restrizioni sulle dimensioni e la necessita' di avere alta efficienza sono i principali ostacoli all'uso allargato di energy harvesting.

Si e' scelto come esempio un harvester ibrido che converte segnali intorno ai 2.5GHz dovuti alle comunicazioni wireless e le vibrazioni dovute al movimento umano. Viene dimostrato che la potenza prodotta da questo e' sufficiente a alimentare dispositivi a bassa potenza. Il fatto di essere altamente flessibile e interamente costruito su substrato tessile, permette l'integrazione nel vestiario e quindi la connessione a vari tipi di dispositivo indossabile.

Bibliografia

- [1] Fariborz Mirlou, Taher Abbasiasl, Hadi Mirzajani, Emin Istif, Muhammad Junaid Akhtar, Cengiz Cakır, and Levent Beker. Continuous Glycemic Monitoring Enabled by A Wi-Fi Energy-Harvesting Wearable Sweat-Sensing Patch. *Advanced Materials Technologies*, 9(7):2301583, 2024. [1.3](#)
- [2] Lingxi Jiang, Luhan Zhang, Chao Dai, Bo Zhao, Yin Yang, Zhengzheng Wu, Chao Qu, Liang Zou, Zong-Hong Lin, Yang-Bao Miao, and Yi Shi. A self-generated electricity-driven drug delivery system for precision management of myopia. *Nano Energy*, 119:109040, January 2024. [1.3](#)
- [3] Xingzi Lan, Xinyu Chen, Xin Chen, Hao Fan, Hehui Zheng, Han Wang, and Yadong Tang. High-efficient and intelligent antibacterial face mask integrated with airflow-temperature dual-function sensors for respiratory monitoring and disease prevention. *Smart Materials and Structures*, 33(4):045002, March 2024. [1.3](#)
- [4] Moh Terng Sim, Zhi Yin Ee, Yuan Hao Lim, Tee Sheng Sia, Daniel Tze Kheng Ong, Jason Soon Chye Koay, Boon Tong Goh, Yoong Soon Yong, Kean Chin Aw, Swee Tiam Tan, and Wee Chen Gan. Instant Disinfecting Face Masks Utilizing Electroporation Powered by Respiration-Driven Triboelectric Nanogenerators. *Advanced Functional Materials*, n/a(n/a):2410062. [1.3](#)
- [5] Jaehun An, Hyewon Park, Young Hoon Jung, Seongwook Min, Dong Hyun Kim, Daniel J. Joe, Sang-Goo Lee, Dong Yeol Hyeon, Yub Je, Hee-Seon Seo, Uichang Jeong, Seungbum Hong, Geon-Tae Hwang, Boyoung Joung, and Keon Jae Lee. In vivo flexible energy harvesting on porcine heart via highly-piezoelectric PIN–PMN–PT single crystal. *Nano Energy*, 121:109227, March 2024. [1.3](#)
- [6] Ang Li, Chengliang Fan, Hongjie Tang, Zutao Zhang, Genshuo Liu, Linyang He, Jie Zhao, Jianhong Zhou, and Yongli Hu. Smart Railway Transportation: Self-Powered and Self-Sensing Vibration Energy Harvester. *Energy Technology*, n/a(n/a):2401253. [1.3](#)
- [7] Sheng Liu, Sihua Liao, Dan Liu, Weiming Qing, Kexiang Wei, Linchuan Zhao, and Hongxiang Zou. A compact hybridized triboelectric-electromagnetic road energy harvester for vehicle speed measurement. *DeCarbon*, 3:100036, March 2024. [1.3](#)

- [8] Jinlong Ren, Liyang Fang, Hang Qu, Tao Zhou, Chunjin Chen, Qi Wei, Pei Kang Shen, Lingyu Wan, and Zhi Qun Tian. A wave-powered capacitive deionization system with in-situ blue energy harvester. *Chemical Engineering Journal*, 498:155530, October 2024. [1.3](#)
- [9] Asier Alvarez Rueda, Andreas Petritz, Philipp Schäffner, Markus Postl, Manfred Adler, Maria Belegatis, Jonas Groten, and Barbara Stadlober. Vibration Energy Harvesting with Printed P(VDF:TrFE) Transducers to Power Condition Monitoring Sensors for Industrial and Manufacturing Equipment. *Advanced Engineering Materials*, 26(9):2302140, 2024. [1.3](#)
- [10] Xiang Gao, Juan Cui, Yongqiu Zheng, Xin Li, Kailun Bai, Chunhui Du, and Chenyang Xue. Hybrid generator for efficient vibration energy harvesting and self-powered gear condition monitoring applications in industrial equipment. *IEEE Sensors Journal*, pages 1–1, 2024. [1.3](#)
- [11] Luiz Fernando Pinto de Oliveira, Flávio José de Oliveira Morais, and Leandro Tiago Manera. Development of a hybrid energy harvesting system based on thermoelectric and electromagnetic generators for use in industrial electric motors. *Sustainable Energy Technologies and Assessments*, 66:103802, June 2024. [1.3](#)
- [12] Mingyi Liu, Feng Qian, Jia Mi, and Lei Zuo. Biomechanical energy harvesting for wearable and mobile devices: State-of-the-art and future directions. *Applied Energy*, 321:119379, September 2022. [2.1](#)
- [13] Haiyang Zou, Ying Zhang, Litong Guo, Peihong Wang, Xu He, Guozhang Dai, Haiwu Zheng, Chaoyu Chen, Aurelia Chi Wang, Cheng Xu, and Zhong Lin Wang. Quantifying the triboelectric series. *Nature Communications*, 10(1):1427, March 2019. [2.1.1](#)
- [14] Hamna Shaukat, Ahsan Ali, Shaukat Ali, Wael A. Altabey, Mohammad Noori, and Sallam A. Kouritem. Applications of Sustainable Hybrid Energy Harvesting: A Review. *Journal of Low Power Electronics and Applications*, 13(4):62, December 2023. [2.3](#)
- [15] Zhenghao Kou, Chao Zhang, Buyun Yu, Hao Chen, Zhenguo Liu, and Weibing Lu. Wearable All-Fabric Hybrid Energy Harvester to Simultaneously Harvest Radiofrequency and Triboelectric Energy. *Advanced Science (Weinheim, Baden-Wurttemberg, Germany)*, 11(17):e2309050, May 2024. [3](#), [3.1](#), [3.2](#), [3.3](#), [3.5](#), [3.6](#)
- [16] Shaoke Fu and Chenguo Hu. Achieving Ultra-Durability and High Output Performance of Triboelectric Nanogenerators. *Advanced Functional Materials*, 34(9):2308138, 2024. [3.1.1](#)
- [17] Ziyang Gao, Yang Zhou, Jin Zhang, Javad Foroughi, Shuhua Peng, Ray H. Baughman, Zhong Lin Wang, and Chun H. Wang. Advanced Energy Harvesters and Energy Storage for Powering Wearable and Implantable Medical Devices. *Advanced Materials*, 36(42):2404492, 2024. [3.1.1](#)

- [18] Husam Hamid Ibrahim, Mandeep Jit Singh, Samir Salem Al-Bawri, Sura Khalil Ibrahim, Mohammad Tariqul Islam, Ahmed Alzamil, and Md Shabiul Islam. Radio Frequency Energy Harvesting Technologies: A Comprehensive Review on Designing, Methodologies, and Potential Applications. *Sensors*, 22(11):4144, January 2022. [3.1.2](#)
- [19] L. Vallozzi, C. Hertleer, and H. Rogier. 26 - Latest developments in the field of textile antennas. In Vladan Koncar, editor, *Smart Textiles and Their Applications*, Woodhead Publishing Series in Textiles, pages 599–626. Woodhead Publishing, Oxford, January 2016. [3.1.2](#)
- [20] ADP5091 Datasheet and Product Info | Analog Devices. <https://www.analog.com/en/products/ADP5091.html>. [3.2.1](#)
- [21] Jami Torki, Charles Joubert, and Ali Sari. Electrolytic capacitor: Properties and operation. *Journal of Energy Storage*, 58:106330, February 2023. [3.2.2](#)