

Principali Applicazioni Biomedicali della Tecnologia RFID

Main Biomedical Applications of RFID Technology

Roberto Marani [◆], Anna Gina Perri [□]

- ◆ *Consiglio Nazionale delle Ricerche, Istituto di Sistemi e Tecnologie Industriali Intelligenti per il Manifatturiero Avanzato (STIIMA), Bari*
- *Laboratorio di Dispositivi Elettronici, Dipartimento di Ingegneria Elettrica e dell'Informazione, Politecnico di Bari*

Sommario

In questo articolo, dopo una breve descrizione del principio di funzionamento e della struttura base della tecnologia RFID, vengono esaminate alcune tra le principali applicazioni di tale tecnologia in ambito biomedicale.

Abstract:

In this paper, after a brief description of the operating principle and basic structure of RFID technology, we present some of the main applications of this technology in biomedical field.

1. Introduzione

L'acronimo RFID (Radio Frequency IDentification) sta ad indicare la funzione di identificazione di oggetti, persone, ecc. attraverso una trasmissione di segnali a radiofrequenza. L'identificazione implica l'assegnazione di un'identità univoca ad un oggetto che consenta di distinguerlo in modo non ambiguo. Il fine principale di questa tecnologia, pertanto, è quello di assumere, da parte di un "identificatore", varie informazioni su oggetti, animali o persone, per mezzo di piccoli apparati radio, associati ai medesimi. L'assunzione di informazioni è relativa ad operazioni di ricerca, identificazione, selezione, localizzazione spaziale e tracciamento. Identificatore ed identificato comunicano mediante segnali a radiofrequenza, quindi senza necessità di contatto fisico (a differenza, ad esempio, delle carte a banda magnetica) e senza che gli apparati siano né visibili (a differenza, ad esempio, dei codici a barre), né in visibilità reciproca (non-line-of-sight).

Negli ultimi anni tale tecnologia è diventata una delle tecnologie più diffuse data la grande varietà di applicazioni a cui si presta.

A differenza dei più comuni codici a barre, le etichette RFID (tag) supportano un ben più grande set di ID unici rispetto ai codici a barre. Inoltre possono memorizzare informazioni aggiuntive come il "produttore" o il "tipo di prodotto" oltre a poter misurare fattori esterni che indicano lo stato dell'oggetto come la temperatura o l'acidità [1-3].

In questo articolo, dopo una breve descrizione del principio di funzionamento e della struttura base della tecnologia RFID, vengono esaminate alcune tra le principali applicazioni di tale tecnologia in ambito biomedicale.

2. La tecnologia RFID

Un sistema RFID è composto da etichette denominate **tag** e **lettori** [1]. Le informazioni sono memorizzate nei tag che le trasmettono poi al lettore. Ogni lettore è in grado di ricevere dati da differenti tag simultaneamente senza che tra loro ci sia un contatto visivo. Successivamente invia tali dati ad un server per essere processati e analizzati.

Un tag RFID è un particolare microchip con un'**antenna integrata** per comunicazioni wireless. L'involucro è generalmente una lamina plastica ma spesso anche una capsula di vetro.

I diversi sistemi RFID sono classificati in due categorie: **sistemi attivi** e **sistemi passivi**.

Quelli **attivi** richiedono una fonte di alimentazione, pertanto possono essere connessi a una rete che li alimenta, oppure possono utilizzare dell'energia immagazzinata in una **batteria integrata**.

D'altra parte però, il tempo di vita di tali tag è limitato dalla quantità di energia immagazzinabile, in genere calcolata in base al numero di letture che il dispositivo deve sostenere.

Un esempio di questo tipo di tag è proprio il transponder che si trova sugli aeroplani per l'identificazione della nazione d'origine. In ogni caso, è proprio la batteria ad incidere su costo, dimensioni e durata di questi dispositivi, rendendoli poco adatti al mercato di consumo.

I sistemi RFID **passivi** risultano di maggior interesse in quanto non richiedono batterie e quindi manutenzione. Pertanto i tag godono di un **indefinito tempo di vita** e sono di **dimensioni abbastanza ridotte** da adattarsi a più pratiche etichette adesive. In generale questo tipo di tag è costituito da tre parti: un'antenna, un chip a semiconduttore connesso all'antenna, e qualche tipo di involucro o supporto. In questo caso è il lettore ad essere responsabile dell'alimentazione e della comunicazione con il tag. L'antenna cattura l'energia emessa dal lettore e risponde inviando l'ID del tag (il tutto coordinato dal chip).

Esistono due differenti approcci progettuali per il trasferimento dell'energia dal lettore al tag: a **induzione magnetica** e ad **onda elettromagnetica**.

Entrambe le tecniche si basano sulle proprietà elettromagnetiche associate a un'**antenna RF** (Radio-Frequenza, **RF**). Esistono diverse tecniche di modulazione che sfruttano segnali di **campo vicino** o **campo lontano** per trasmettere e ricevere dati. Nel contempo entrambi i tipi di segnali possono trasferire sufficiente energia da sostenere queste operazioni, tipicamente tra i 10 μ W e 1 mW, in base al tipo di tag [4].

3. Struttura di un sistema RFID

Un sistema RFID prevede l'interazione di tre elementi: uno o più tag RFID (detti anche **transponder**), un lettore ed un sistema di backend (sistema per l'elaborazione dei dati) [1].

Il sistema di backend può essere costituito sia da un vero e proprio PC sia da un microcontrollore programmato per operazioni specifiche.

Il lettore invece comprende un apparato per la ricezione e l'invio dei segnali da e verso il tag, e un microcontrollore che legge e verifica le informazioni trasmesse. Tutti i dati sono poi memorizzati in un database.

I tag passivi si differenziano in base alla banda di frequenze in cui lavorano. I tag a **bassa frequenza** (124 KHz ÷ 135 KHz) presentano un raggio di azione fino ad 1 metro, quelli ad **alta frequenza** (13.56 MHz) presentano un raggio di azione più ampio ma ancora limitato

rispetto ai tag **UHF** (860 MHz ÷ 960 MHz), che hanno il maggior raggio di azione potendo operare fino a 10 metri.

Un lettore RFID è un dispositivo attivo, **portatile** o **fisso**, in grado di connettersi con uno o più tag contemporaneamente, e di trasferire le informazioni d'interesse ad un server. Esso è costituito da un'unità di controllo, un modulo a radiofrequenza e un'unità di accoppiamento con i tag. Dopo aver attivato il tag inviando un segnale di richiesta, e di alimentazione per i tag passivi, modulano un segnale con i dati da inviare al tag e demodulano quello con i dati ricevuti dal tag.

Un tag RFID generalmente è diviso in due sezioni: la prima, che provvede alla comunicazione con il lettore, e la seconda, che memorizza l'ID e altri tipi di informazioni.

Quando il tag passa attraverso il raggio d'azione del lettore, questo rileva il segnale di risposta generato dal tag, invia così un **impulso di sincronizzazione**, che assicura l'alimentazione per un tag passivo e la connessione tra lettore e tag, ed infine elabora le informazioni trasmesse.

Caratteristiche come potenza e larghezza di banda, variano da Paese a Paese in base alle normative vigenti.

Spesso, per la loro natura omnidirezionale, vengono largamente utilizzati tag con antenne a mezza lunghezza d'onda.

La Fig. 1 rappresenta la tipica struttura di una etichetta RFID su substrato plastico e antenna a **bobina planare** [1].

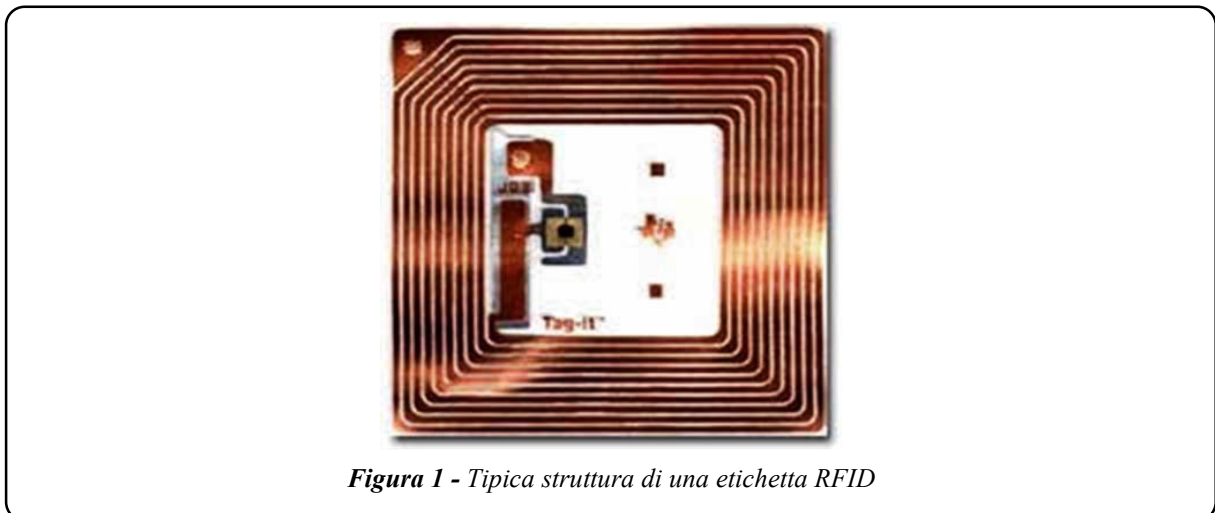


Figura 1 - Tipica struttura di una etichetta RFID

Tutte queste componenti base di un sistema RFID sono combinate in maniera differente, con qualche piccola differenza, in tutte quelle applicazioni che prevedono il tracciamento di un oggetto e, in base alla tipologia, si sceglie se utilizzare un tag passivo, semi-passivo o attivo.

Per quanto riguarda i lettori, il processo è simile, data la tipologia dell'applicazione per cui si sta realizzando il sistema: si decide se è meglio l'uso di lettori fissi, come per esempio il caso di un controllo di accessi, o di lettori portatili, come nel caso dell'organizzazione di un inventario. Se si opta per una zona di azione con lettori fissi si tiene conto anche di fattori quali potenza di segnale necessaria e tipo di antenna utilizzata sia per il lettore sia per il tag.

Certamente il processo di realizzazione di tag passivi è molto economico. Tuttavia questo si scontra con la necessità di un segnale molto più potente e ad alta frequenza rispetto all'uso di tag di tipo attivo [1].

4. Principali applicazioni dei sistemi RFID in campo biomedico

I campi di applicazione dei sistemi RFID sono numerosi, molti dei quali si sono sviluppati negli ultimi anni [1]. In questo articolo ci limitiamo a descrivere le applicazioni più diffuse in campo biomedicale.

La versatilità della tecnologia RFID, con particolari tag attivi, ha consentito di giungere al progetto di apparati RFID con funzioni di monitoraggio, identificazione, cura di patologie legate all'uomo [5].

Per ottenere questi risultati, la ricerca ha orientato i propri sforzi verso la progettazione di vere e proprie capsule di dimensioni ridottissime con funzionalità RFID, dotate di caratteristiche tecnologiche e di compatibilità elettromagnetica che le rendono perfettamente compatibili all'impianto all'interno dell'organismo umano.

La tecnologia RFID orientata alle applicazioni all'interno del corpo umano si basa generalmente su dispositivi passivi (*batteryless*) e permette di raggiungere distanze di lettura molto brevi, di solito 10 cm o meno.

Per le applicazioni biomedicali è previsto anche lo sviluppo di dispositivi RFID impiantabili per trasmettere vari parametri biologici o chimici misurati all'interno del corpo.

Tali dispositivi possono essere utilizzati da chi soffre di diabete: una unità di allarme wireless, impiantato nella regione addominale del paziente, legge continuamente i dati di un chip sensore sensibile alla concentrazione di glucosio nei fluidi circostanti. Recentemente si è utilizzata la tecnologia degli RFID impiantabili per la raccolta di dati *in vivo* e la trasmissione wireless di elettroencefalogrammi, acquisiti durante la registrazione su animali.

Dal punto di vista delle **applicazioni terapeutiche**, sono previsti dispositivi RFID da impianto per il monitoraggio e la manipolazione dell'attività biologica o funzioni fisiologiche del corpo umano. Un esempio è costituito dal monitoraggio delle funzioni cerebrali mediante sonde impiantate, in grado di comunicare tramite un transponder incorporato all'interno del cranio.

Una serie di 16 microelettrodi di iridio attivati (5-6 mm di lunghezza all'interno di un cluster di circa 1,8 mm di diametro), adatti per l'impianto a lungo termine nel cervello, registra il segnale di singoli neuroni e fornisce inoltre una microstimolazione localizzata.

Questi microelettrodi possono anche essere utilizzati terapeuticamente. Tuttavia tali applicazioni di impianti RFID sono ancora in fase di "*proof of concept*", nel senso che i benefici di tale tecnologia in termini di miglioramento della qualità di vita o di cura del paziente, devono ancora essere dimostrati.

Ciononostante, l'avanzamento attuale della tecnologia è realisticamente in grado di consentire il monitoraggio remoto delle funzioni biologiche in un essere umano.

Secondo alcuni studi [5], un sistema radio a singolo chip (comprendente l'antenna) con sensori montati a bordo di dimensioni complessive di $100 \times 100 \times 1 \mu\text{m}^3$ sembra essere fattibile con la tecnologia disponibile. Conseguentemente, la comunicazione wireless con piccoli impianti RFID all'interno dell'organismo per l'acquisizione di informazioni circa la presenza di sostanze chimiche o l'entità di determinate grandezze fisiche nei sistemi biologici o anche la attivazione/disattivazione remota dell'attività biochimica all'interno di una singola cellula vivente, sembrano essere obiettivi raggiungibili.

Inoltre, utilizzando le nanotecnologie, è stato realizzato un apparato radio FM usando un singolo nanotubo (Carbon NanoTube, CNT) di lunghezza $1 \mu\text{m}$ e 10 nm di larghezza [5]. Questo apparato potrebbe essere inserito all'interno di cellule umane e costituire una interfaccia di controllo subcellulare in *real-time*.

Tale risultato di miniaturizzazione dei radio-chip potrebbe anche trovare applicazione nella fabbricazione di *smartdusts*, cioè di piccoli oggetti con capacità di rilevamento e comunicazione, che possono essere massicciamente distribuiti su una certa zona per il controllo remoto a livello biomolecolare, il cui studio di fattibilità è stato riportato in [6].

In particolare il controllo della ibridazione delle molecole di DNA è stato realizzato attraverso il monitoraggio del riscaldamento di nano-particelle di oro legate al DNA [7]. Il riscaldamento locale controllato, ottenuto per accoppiamento elettromagnetico alla frequenza di 1 GHz, induce la ibridazione/de-ibridazione reversibile del DNA, lasciando relativamente inalterate le molecole circostanti. Sebbene gli effetti fisici del riscaldamento di particelle di dimensioni nano-metriche siano stati ancora poco esplorati e saranno sicuramente oggetto di studi futuri, questo esperimento dimostra, per la prima volta, il controllo diretto, per mezzo di segnali a radiofrequenza, di reazioni biomolecolari in modo specifico e pienamente reversibile. Il controllo remoto su tale scala sembrerebbe non alterare eventi biomolecolari, che hanno luogo nel mezzo circostante.

5. Requisiti tecnici per dispositivi destinati all'impianto umano

Affinché un dispositivo, dotato di sensori e funzionalità di computazione e comunicazione, sia impiantabile in un essere umano, devono essere soddisfatti numerosi requisiti tecnici [1].

Innanzitutto impianti *in vivo* devono essere più piccoli possibile. Inoltre potrebbe risultare impraticabile l'uso di batterie per fornire potenza a un dispositivo elettronico iniettato nel corpo: le grandi dimensioni delle batterie impediscono il loro utilizzo e per questo potrebbe risultare preferibile un dispositivo passivo (detto anche *batteryless* o *fully autonomous*).

Un altro requisito riguarda la selettività del controllo remoto di funzioni biologiche umane. Per esempio, il controllo remoto di uno specifico evento biomolecolare all'interno di una cellula deve essere spazialmente ben localizzato per non influenzare altre attività biologiche nella cellula.

In aggiunta è necessario usare materiali biocompatibili per la fabbricazione del dispositivo e del suo package per evitare l'insorgere di reazioni indesiderate dei tessuti.

Un'altra eventualità da impedire, o al più da tenere sotto controllo, è la possibilità che il dispositivo si sposti dal sito in cui è stato impiantato in altre regioni all'interno dell'organismo.

Altro requisito essenziale è rappresentato dalla necessità di realizzare una trasmissione wireless di dati personali e riservati, che sia il più possibile sicura ed affidabile. Al fine di implementare tale tecnologia wireless è indispensabile dare la massima priorità a criteri di riservatezza ed elevata affidabilità.

Infine, per le problematiche di sicurezza legate all'impianto di antenne nei tessuti umani, l'energia elettromagnetica irradiata (o reirradiata, *backscattered*) da un dispositivo per la comunicazione senza fili con il mondo esterno deve attenersi alle specifiche imposte dallo standard IEEE per l'esposizione dei tessuti umani ai campi elettromagnetici [8].

Per soddisfare tali raccomandazioni di sicurezza, è stata progettata un'antenna impiantabile, funzionante a 868 MHz, per garantire un SAR (*Specific Absorption Rate*) minore di 2 W/kg. In tempi recenti sono state progettate antenne impiantabili che operano nella banda di frequenze del *Medical Implant Communications Service* (402-405 MHz), che è regolamentata dalla *Federal Communications Commission* e dal *European Radiocommunications Committee* per antenne impiantabili ultra-low power. Affinché vengano soddisfatti i requisiti imposti da queste istituzioni, sono state progettate antenne che ammettono un SAR di picco pari a solo 1.6 mW/g.

Le onde elettromagnetiche LF (a bassa frequenza) non sono molto attenuate dai tessuti corporei. Tuttavia la distanza massima di lettura associata a dispositivi RFID operanti a bassa frequenza (135 KHz) è generalmente inferiore ad 1 m a causa della rapida attenuazione del campo magnetico con la distanza e la sezione trasversale dell'antenna, che deve essere necessariamente molto piccola. A questo si aggiunge il fatto che questi apparati hanno una larghezza di banda molto stretta; ciò implica: un basso data-rate (lento trasferimento dei dati), impossibilità per il reader di leggere simultaneamente più tag RFID, scarsa robustezza del collegamento in presenza di un forte rumore elettronico ambientale e difficoltà a implementare una qualsiasi forma di crittografia del segnale trasmesso (sebbene il range di lettura estremamente corto di questi segnali potrebbe risultare di un qualche interesse per la realizzazione di canali di comunicazione sicuri).

Numerosi studi ed esperimenti affrontano il problema dell'efficienza delle onde ad alta frequenza (HF) per le comunicazioni con dispositivi impiantati nel corpo umano. Si è riscontrato che le onde nel range di frequenze che va da 1 a 20 MHz non subiscono un'attenuazione significativa nei tessuti umani e dunque sono adatte allo scopo.

Dall'analisi dello stato dell'arte nel settore, si osserva che l'accoppiamento induttivo in HF (da 13,56 MHz in giù) è attualmente uno dei metodi più comuni per inviare, in modalità wireless, alimentazione e dati dal reader verso il dispositivo RFID impiantato all'interno del corpo umano.

La progettazione di sorgenti di alimentazione di dimensioni millimetriche e sub-millimetriche che operano a 2 MHz e 20 MHz, per impianti neurali basati sull'accoppiamento induttivo, è stata dimostrata fattibile.

L'acquisizione dell'energia, da parte di dispositivi impiantati tramite accoppiamento induttivo, è stata eseguita con successo per varie applicazioni, ad esempio, per la registrazione dei segnali neurali da assoni usando il sistema di telemetria impiantato occupante una superficie di 4 x 6 mm² e funzionante a 2 MHz. Lo stesso sistema è stato anche usato per un apparato wireless impiantabile di micro-stimolazione neurale, o ancora per la sostituzione di fotorecettori difettosi nei pazienti, attraverso l'impianto di un chip retinico che realizzi il collegamento tra l'antenna extra oculare e quella intraoculare ad una frequenza compresa tra 1 e 10 MHz.

Dispositivi RFID operanti in *Ultra-High Frequency* (UHF) offrono larghezze di banda significativamente superiori rispetto ai dispositivi LF o HF. Questo permette, ad esempio, di raggiungere velocità di trasferimento dati elevate e l'incorporazione di protocolli crittografici per la privacy per la trasmissione senza fili al fine di proteggere le informazioni.

Inoltre, utilizzando onde elettromagnetiche UHF, può essere raggiunto un elevato livello di miniaturizzazione dei chip RFID (compresa l'antenna).

Tuttavia le onde UHF possono essere problematiche per gli impianti RFID umani, a causa dei seguenti motivi:

- i campi UHF e microonde sono fortemente attenuati dall'acqua (che è il costituente primario di tessuti umani) e di conseguenza una soluzione RFID passiva permette un raggio di comunicazione molto limitato (in genere meno di 1 m);
- il campo UHF trasmesso da un interrogator situato al di fuori del corpo umano è soggetto a molteplici riflessioni dovute ad oggetti ambientali, che creano interferenze e zone d'ombra indesiderate (in cui un chip RFID non è rilevabile dal dispositivo di lettura), nonché picchi o *hot spot* nella distribuzione del campo;
- le frequenze HF (in particolare 2.45 GHz) possono essere pericolose per l'uomo per esposizione a lungo termine e/o quando sono coinvolte alte densità elettromagnetiche.

Nella banda UHF, il corpo umano, composto essenzialmente da acqua, ossa e tessuti, può essere visto come un canale di propagazione elettromagnetica ad elevato *scattering* e dissipativo, nel quale si verificano riflessioni multiple (*multi-path*) e una forte attenuazione.

In particolare l'impedenza d'ingresso e il diagramma di radiazione dell'antenna transponder possono essere legati alla posizione dell'antenna impiantata all'interno del corpo.

Al fine di effettuare un'analisi dell'efficienza di comunicazione wireless in UHF e per analizzare le caratteristiche elettromagnetiche di antenne inserite all'interno del corpo umano, deve essere elaborato un modello elettromagnetico realistico dello stesso (con i suoi vari tessuti e geometrie). Questo permetterà la progettazione di un sistema di comunicazione wireless affidabile.

6. Sistema RFID per il monitoraggio continuo del glucosio nel sangue

Il sistema presentato in questo paragrafo è un *System-on-chip* (SoC) impiantabile, in tecnologia RFID dotato di un sensore per il monitoraggio del glucosio nel sangue [9].

Il chip in questione comprende un tag RFID ad alta frequenza, l'interfaccia per la gestione di un bio-sensore, nonché gli elettrodi. Il sensore rileva il livello di zucchero nel sangue e questo segnale viene convertito in dati digitali, che vengono crittografati e trasmessi ad un lettore RFID posto a contatto con la pelle.

Per misurare i deboli segnali di corrente, il chip è stato progettato con un circuito di lettura della corrente, uno splitter di corrente, un ADC e un potenziostato.

Il circuito di lettura della corrente è implementato con la tecnologia CDS (*Correlated Double Sample*) per ridurre il rumore $1/f$ e l'offset dell'op-amp. In tal modo il sistema può misurare deboli correnti nell'intervallo 10 fA-100 pA.

Tradizionalmente, le persone con diabete di tipo I misurano il livello di zucchero nel sangue mediante un test eseguito con una leggera puntura del dito. Ma questo tipo di misura non è in grado di garantire che non vi sia alcuna escursione del livello di zucchero nel sangue di una persona, al di fuori del range fisiologico normale.

La ricerca mostra che il monitoraggio continuo della glicemia può contribuire a ridurre più del 40% dei sintomi associati al diabete. Un approccio promettente al monitoraggio continuo del glucosio consiste nell'impiantare un sensore di glucosio, insieme ad un micro-sistema wireless, nel corpo umano.

Affinché questo metodo risulti efficace, un ruolo chiave è rivestito da un piccolo dispositivo impiantabile con un sensore di glucosio accurato e veloce, affiancato da un modulo per la comunicazione a radiofrequenza efficiente. Inoltre, dal momento che il livello di glucosio

viene trasmesso ad un ricevitore al di fuori del corpo in modalità wireless, la privacy del paziente deve essere protetta.

Questo apparato, proposto da due gruppi di ricerca della *Fudan University* di Shanghai e della *Michigan State University* negli USA, propone un sistema impiantabile *on chip* (SoC), che include un tag RFID, operante ad alta frequenza (HF, 13.56 MHz), un'interfaccia per un sensore di glucosio ed elettrodi *on chip*.

L'unità di acquisizione dati (DAQ), compresa nell'interfaccia del biosensore, può funzionare in quattro diversi range, attraverso il cambiamento della frequenza di lavoro ed è in grado di misurare segnali di corrente deboli nell'intervallo 10 fA-100 pA.

È stato progettato un sistema RFID HF passivo basato sul protocollo ISO/IEC 15693 ed inoltre nel chip è implementato l'algoritmo di crittografia denominato *Hummingbird* per crittografare i dati prima di inviarli al lettore RFID wireless.

Il tag RFID con sensore di glucosio è composto da una interfaccia per la comunicazione a radiofrequenza (RF), un'interfaccia per il bio-sensore e una circuiteria per l'elaborazione digitale del segnale. Il tag ad alta frequenza funziona passivamente e ricava potenza dall'energia RF irradiata dal lettore. La banda ad alta frequenza è stata selezionata, in quanto si tratta di una banda di frequenze dedicata ad applicazioni industriali, scientifiche e mediche (ISM) ben più adeguata per impianti *in vivo* rispetto alla banda UHF.

L'interfaccia RF rettifica e trasforma il segnale ricevuto nella tensione di alimentazione DC e fornisce energia per la *baseband* (circuiti di elaborazione digitale) e per l'Interfaccia del biosensore.

Nell'interfaccia per il funzionamento del bio-sensore, un *current splitter* è progettato per fornire la corrente di riferimento necessaria alla calibrazione del guadagno e per definire i valori di corrente nei diversi range di rilevamento, allo scopo di effettuare dei test.

Il modulo di acquisizione dati, comprendente un potenziostato e un circuito di lettura, è progettato per rilevare, amplificare e trasformare la corrente di reazione (che veicola le informazioni sulla concentrazione di zucchero nel sangue) in un segnale di tensione. Un circuito elettronico (Analog to Digital Converter, ADC) converte questa tensione in un segnale digitale e lo trasmette al modulo per l'elaborazione dei dati.

In questo modulo, i dati saranno criptati da un motore crittografico, prima di essere inviati al lettore RFID.

Il chip sensore, dotato di tag, funziona secondo il seguente flusso di lavoro:

- il lettore esterno al corpo interroga l'etichetta-sensore, usando comandi conformi al protocollo ISO / IEC 15693;
- la *baseband* azzerà i dati quando riceve il segnale di *power-on-reset* (POR);
- l'interfaccia del bio-sensore inizia l'auto-calibrazione quando riceve il segnale di "*power ready*" dal *frontend*, che significa che il bio-sensore ha abbastanza potenza per funzionare correttamente;
- quando il segnale di "*inventory*" viene ricevuto dal lettore, la *baseband* abilita l'interfaccia del bio-sensore;
- sotto il controllo del potenziostato, il sensore dà inizio alla reazione. La corrente viene misurata e i dati convertiti vengono salvati nella memoria. Allo stesso tempo, la *baseband* disabilita l'interfaccia del bio-sensore per risparmiare energia;
- la circuiteria crittografa i dati memorizzati e poi li invia al lettore quando il tag sensore riceve il comando "*send*" dal lettore;
- il sistema ripete i passaggi precedenti durante ogni ciclo di funzionamento.

Nell'interfaccia per il funzionamento del bio-sensore, un *current splitter* è progettato per fornire la corrente di riferimento necessaria alla calibrazione del guadagno e per definire i valori di corrente nei diversi range di rilevamento, allo scopo di effettuare dei test.

Il modulo di acquisizione dati, comprendente un potenziostato e un circuito di lettura, è progettato per rilevare, amplificare e trasformare la corrente di reazione (che veicola le informazioni sulla concentrazione di zucchero nel sangue) in un segnale di tensione. Un ADC converte questa tensione in un segnale digitale e lo trasmette al modulo per l'elaborazione dei dati.



Figura 2 - Dimensioni reali del GlucoChip

Le ricerche sempre più estensive in questo settore hanno condotto alla realizzazione di un sensore di glucosio prototipale [9] (cfr. Fig. 2), da utilizzare in combinazione con un microchip RFID impiantabile, dotato di un biosensore per misurare i livelli di glucosio nel corpo.

7. Sistema RFID per il monitoraggio in remoto del battito cardiaco

Un sensore impiantato permette di ottenere i dati dall'interno del corpo, senza avere a che fare con fili o tubi, che penetrano la pelle. Questo riduce la possibilità di infezione, che è tra le maggiori cause di mortalità.

Alcuni dei segnali biologici, come il battito cardiaco, ECG, possono essere misurati mettendo il tag anche esternamente. Il lavoro svolto dai ricercatori in questo caso si è concentrato sul rilevamento del battito e la relativa trasmissione [10].

Il flusso di sangue attraverso le vene può essere rilevato da un sensore posizionato in una parte del corpo adatta, per esempio sul polso. Il blocco sensore converte il flusso di sangue nel segnale di battito cardiaco, che è l'equivalente elettrico del segnale fisiologico. Questa conversione può essere realizzata con l'ausilio di un sensore di pressione appositamente progettato.

Il blocco di elaborazione consiste nell'unità di elaborazione del segnale del battito cardiaco e in una unità di generazione del codice identificativo. I segnali rilevati dai sensori sono molto deboli e hanno bisogno di essere amplificati.

I segnali rilevati contengono anche componenti di rumore a larga banda, a causa delle altre attività biologiche del corpo e questi rumori possono essere eliminati utilizzando appositi circuiti. Il blocco di elaborazione del segnale comprende anche i circuiti per digitalizzare il segnale cardiaco.

Il segnale risultante fornisce la frequenza cardiaca dell'essere vivente in cui il tag viene impiantato.

Ogni tag ha un proprio codice ID, che viene trasmesso per fini identificativi. Il codice è memorizzato in una ROM, la cui dimensione dipende dal numero di cifre del codice ID. Il codice ed il segnale cardiaco digitalizzato vengono inviati al blocco di trasmissione tramite opportuni circuiti digitali.

Il segnale elaborato è trasmesso al lettore. Per la realizzazione di un modulatore digitale a bassa tensione e bassa potenza, si può adottare la modulazione BASK (*Binary Amplitude Shift Keying*).

Per implementare la modulazione BASK, si utilizza la commutazione ON/OFF di un loop di un oscillatore ad anello. Per applicazioni biomediche si preferiscono tag passivi, come in questo caso. Essi non hanno la batteria incorporata: la potenza necessaria per il tag viene fornita dal lettore attraverso l'accoppiamento magnetico.

8. Sensore RFID per il rilevamento precoce dell'infarto miocardico

Le malattie cardiovascolari sono la principale causa di morte nei paesi sviluppati. Milioni di persone muoiono ogni anno a causa di malattie cardiovascolari. Il tipo più comune di malattia cardiovascolare è l'infarto miocardico.

Questo evento, comunemente noto come attacco cardiaco, si verifica quando l'afflusso di sangue ad una parte del cuore è interrotto. In molti casi, ciò si verifica a causa dell'occlusione (blocco) di un'arteria coronaria a seguito della rottura di una placca aterosclerotica vulnerabile; questa placca si forma a causa di un accumulo instabile di lipidi (come il colesterolo) e di globuli bianchi (soprattutto macrofagi) sulla parete di un'arteria. La conseguente ischemia (limitato afflusso di sangue) e carenza di ossigeno, se non curata per un periodo sufficiente, può causare danni e / o la morte (infarto) del tessuto muscolare cardiaco (miocardio).

I sintomi classici da infarto miocardico acuto includono: improvviso dolore al petto (di solito si propaga verso il braccio sinistro o sul lato sinistro del collo), respiro corto, nausea, vomito, palpitazioni, sudorazione e ansia.

Tuttavia, circa un quarto di tutti gli infarti del miocardio sono silenziosi e senza dolore toracico o altri sintomi. Il problema è che, dopo un infarto miocardico silente, le persone non avvertono i loro servizi medici di emergenza, per il semplice fatto che non si sono resi conto di aver sperimentato un attacco di cuore. A volte le persone che hanno questi attacchi non sono in grado di riconoscere i sintomi classici e, senza avere informazioni sull'infarto, sono sottoposti al trattamento medico sbagliato.

La diagnosi dell'infarto miocardico è tradizionalmente effettuata integrando la storia della malattia che si manifesta con un esame fisico e con i risultati dell'elettrocardiogramma, nonché i *markers* cardiaci (esami del sangue per la valutazione dei danni alle cellule del muscolo cardiaco).

Vi è certamente una forte necessità di una più efficace diagnosi precoce delle malattie cardiache. Inoltre, gli strumenti pertinenti, progettati per l'esecuzione di tali misurazioni sono per lo più limitati all'uso in laboratorio e non sono disponibili negli ambienti in cui è più probabile che si debba affrontare la cura di un attacco di cuore, come in un pronto soccorso o in ambulanza.

Un gruppo di ricercatori russi della *National Research Nuclear University* ha sviluppato un dispositivo [11] che potrebbe aumentare significativamente le probabilità di riconoscimento

dell'infarto miocardico acuto. La novità principale è la grande mobilità del sistema di diagnosi proposto e le sue dimensioni; entrambi questi aspetti costituiscono un notevole miglioramento rispetto alle procedure previste dai moderni metodi di diagnosi.

Nel corso degli ultimi 20-30 anni, numerosi studi hanno convalidato l'efficacia dell'analisi della saliva come mezzo per misurare la quantità di proteine nel flusso sanguigno.

Queste ricerche, in tutto il mondo e in particolare in Russia, hanno permesso di compilare una lista di specifici biomarcatori cardiaci. Questi marcatori biochimici sono stati rilevati in un campione di saliva prelevato ad una persona, che ha un attacco di cuore in corso o in imminente pericolo di attacco. I vantaggi dell'analisi della saliva rispetto a tutti gli altri metodi di diagnosi sono evidenti.

L'analisi della saliva non è invasiva, è semplice, sicura, non stressante e indolore. Il metodo descritto è già utilizzato con successo negli sviluppi del team di ricerca della *Texas University*, che ha utilizzato l'analisi della saliva nello sviluppo di un sensore cardiaco.

Il meccanismo di analisi della saliva per determinare l'imminente infarto è fondamentale per il dispositivo descritto. Il gruppo di ricerca ha sviluppato un sensore per la saliva più piccolo possibile, progettato per rilevare gli specifici biomarcatori cardiaci presenti nella saliva.

L'idea principale è quella di implementare questo sensore all'interno di un impianto dentale, che si trova sempre nella bocca del paziente e quindi in costante contatto con la saliva.

L'aspetto particolare di questo sensore consiste nel fatto che esso è integrato con un chip RFID. L'intera apparecchiatura è racchiusa all'interno di una resina, che protegge il tag dal cibo e dalla saliva. Il sensore ottiene l'accesso alla saliva solo su richiesta attraverso piccoli tubi. Il tag RFID contiene una batteria di lunga durata e il chip, il quale non solo controlla l'accesso alla memoria, ma viene utilizzato anche per eseguire le analisi della saliva.

In questo apparato, il reader RFID è implementato sotto forma di bracciale con il microprocessore incorporato. Il bracciale è usato per generare il segnale di allarme in caso di attacco cardiaco.

Il chip integrato nel tag RFID memorizza i dati della precedente analisi della saliva nella memoria di solo 256 bit. Ogni bit codifica la presenza di almeno un biomarker cardiaco. Attualmente, solo 26 reazioni sono implementate nel sistema, ma in futuro il numero di tali reazioni può aumentare, dal momento che gli studi nel settore sono ancora in corso ed in continua evoluzione. Se il bit corrispondente ad una certa reazione vale 1, significa reazione positiva sul particolare biomarker cardiaco, se vale 0 la reazione è negativa.

Il lettore RFID interroga periodicamente il microchip e, in base all'analisi dei dati ricevuti, stabilisce se i risultati possono essere considerati come sintomo di un attacco di cuore imminente. Nel caso il risultato sia positivo o sospetto abbastanza, il braccialetto informa la persona dell'elevato rischio di attacco di cuore. La decisione sulla segnalazione dell'allarme è stabilita dal chip incorporato nel reader.

Lo stesso chip memorizza le informazioni sullo stato di carica della batteria del tag RFID e anche il numero di test rimanenti, prima della sostituzione della cartuccia per le analisi. Attualmente la cartuccia può funzionare per un mese senza bisogno di sostituzione, che sembra essere una durata ragionevolmente lunga.

Il braccialetto, inoltre, memorizza anche informazioni sul paziente come dati personali e speciali trattamenti raccomandati. In caso di attacco di cuore le istruzioni possono anche essere visualizzate su un display a LED, il quale può risultare utile sia per il paziente, sia per i soccorritori se il paziente è incosciente.

Il bracciale ha anche funzione di controllo remoto, per chiedere al sensore di saliva un'analisi immediata ed in tempo reale, in caso di necessità; infine esso è dotato di GPS per fornire agli ospedali la localizzazione immediata di pazienti sofferenti e la loro condizione.

Come già detto, il sistema di analisi è incapsulato all'interno di un impianto dentale (tipicamente una protesi ortodontica con una vite in titanio per l'ancoraggio all'osso); nei casi in cui l'impianto non sia la migliore soluzione, è possibile installare il sensore della saliva mediante dei semplici ponti dentali.

9. Sensore RFID per il monitoraggio di segnali neurali

Un gruppo di ricercatori del *Department of Electrical Engineering* e *Department of Computer Science and Engineering* della *University of Washington* hanno sviluppato un sistema [12], denominato **NeuralWISP** (*Neural Wireless Identification and Sensing Platform*), in grado di funzionare grazie alla energia raccolta dalle onde a radiofrequenza. Il NeuralWISP è compatibile con i lettori RFID commerciali e funziona fino alla distanza di lettura di 1 m.

Il sistema monitora il segnale neurale e trasmette periodicamente la densità di *spike* neurali rilevati, in una finestra temporale definibile dall'utente.

Siccome il cablaggio transcutaneo comporta un rischio significativo di infezione, è auspicabile che un'interfaccia neurale comunichi e riceva energia in modalità wireless.

Nei sistemi preesistenti, la funzionalità di comunicazione wireless è stata ottenuta utilizzando un collegamento induttivo a campo vicino per la trasmissione di energia e dati.

Tuttavia questi sistemi richiedono che la bobina esterna si trovi a pochi centimetri della bobina interna. Una interfaccia neurale wireless, con una distanza di lettura di 1 m o più, consentirebbe la rimozione dell'*interrogator* dalla testa e permetterebbe il posizionamento di tali interfacce wireless su piccoli animali, non in grado di trasportare l'hardware di lettura, come, ad esempio, i topi.

Il sistema progettato [12] ha una interfaccia neurale wireless, che raccoglie la potenza necessaria al funzionamento dalle onde a radio-frequenza (RF), irradiate da un lettore RFID UHF standard commerciale. Il sistema funziona a una distanza massima di 1 m dal lettore. L'apparecchiatura registra il conteggio dei picchi in una finestra temporale programmabile (tipicamente da 1 a 10 s) e successivamente trasmette il conteggio dei picchi al reader come parte del numero di identificazione del tag, che il lettore è progettato per acquisire.

Questo strumento fornisce al neuroscienziato un metodo wireless di registrazione della densità dei picchi di attività neurale, senza necessità di batteria, ogni volta che il cervello esegue vari compiti o vengono presentati dei particolari stimoli.

Il sistema NeuralWISP è composto da un tag RFID UHF completamente passivo, che utilizza un microcontrollore a 16 bit, di tipo general-purpose per il rilevamento, la computazione e la comunicazione RFID. L'uso di un microcontrollore programmabile permette all'apparato di essere facilmente configurato per diverse applicazioni, tra cui la misurazione della temperatura, il livello di illuminazione, deformazione, e l'accelerazione.

In applicazioni di monitoraggio, le uscite analogiche del sensore cambiano lentamente e quindi permettono una misurazione periodica, a bassa frequenza (da 1 a 50 Hz).

Tuttavia, una frequenza di campionamento molto elevata (almeno 8 kHz) è necessaria per rilevare i picchi neurali. Il raggiungimento di questa frequenza di campionamento, tenendo conto dei vincoli di potenza di un tag RFID, non è possibile con i microcontrollori general-purpose attualmente disponibili.

Per ridurre al minimo il consumo medio di corrente, è stato progettato un rilevatore di picco analogico tempo-continuo, che generi un segnale di interrupt, che comunichi al microcontrollore l'eventualità del verificarsi di un picco.

Questo fa sì che il microcontrollore rimanga in una modalità *sleep* a basso consumo durante i periodi di inattività e "si svegli" per elaborare il conteggio dei picchi o per comunicare con il lettore RFID. Il microcontrollore conta i picchi durante una finestra temporale programmabile e viene resettato dopo che il conteggio è stato trasmesso al lettore.

10. Sensore RFID per il monitoraggio della pressione intraoculare

Il glaucoma è una malattia cronica, non curabile. Essa colpisce tipicamente gli anziani e le persone con una storia familiare, ma si è anche osservato che pazienti sempre più giovani sviluppano la malattia a causa di altre patologie legate allo stile di vita.

Nel glaucoma, l'aumento della pressione intraoculare o fluttuazioni della pressione dinamica causano danni al nervo ottico. La degenerazione della malattia porta alla perdita della vista nel tempo ed eventualmente alla cecità, se non trattata adeguatamente.

Purtroppo non è possibile ripristinare un nervo ottico danneggiato o correggere la vista del paziente. Pertanto l'obiettivo primario di qualsiasi terapia, sia farmacologica, sia chirurgica è quello di ridurre o controllare la pressione intraoculare.

Ma la riduzione e il controllo della pressione intraoculare deve fare i conti con le pesanti limitazioni dell'attuale stato dell'arte dei metodi di misura della pressione intraoculare. I metodi attuali consentono solo la misura di tale parametro presso uno studio oculistico, poiché la procedura deve essere eseguita da uno specialista. Ciò comporta misurazioni molto meno frequenti del necessario per un adeguato monitoraggio e cura del paziente.

Attualmente non sono possibili misurazioni autonome da parte del paziente e misurazioni nelle normali condizioni di vita di tutti i giorni. Questo si traduce spesso in una bassa aderenza alla terapia da parte di molti pazienti, che causa un'ulteriore ed evitabile progressione della malattia.

Non è possibile ottenere informazioni cruciali sulla pressione oculare dinamica e le sue fluttuazioni. Ai fini curativi è importante anche conoscere la variabilità di questo parametro tra una visita ambulatoriale e la successiva, nonché nel corso di una singola giornata. Quindi i risultati di una terapia scelta non possono essere consultati in modo tempestivo e eventuali aggiustamenti della terapia, in molti casi, vengono notevolmente ritardati. Questo è il motivo per cui una determinata terapia non funziona e il paziente è costretto a constatare un ulteriore progressivo peggioramento della vista.

In questo panorama sono stati condotti numerosi studi per lo sviluppo di tecnologie per il monitoraggio della pressione oculare in tempi rapidi e con modalità facilmente eseguibili direttamente dal paziente stesso [13-14].

In particolare, i sistemi sviluppati (cfr. Fig. 3) sono costituiti da un micro sensore impiantabile per il rilevamento della pressione, una periferica esterna, che trasferisce energia al micro sensore e che è responsabile della lettura e memorizzazione dei dati. I sistemi sono, inoltre, dotati anche di un modulo GSM, che può essere collegato con il dispositivo palmare per il trasferimento dei dati di misura ad un database, al quale può accedere un medico oculista, per ottenere informazioni sullo stato della malattia.

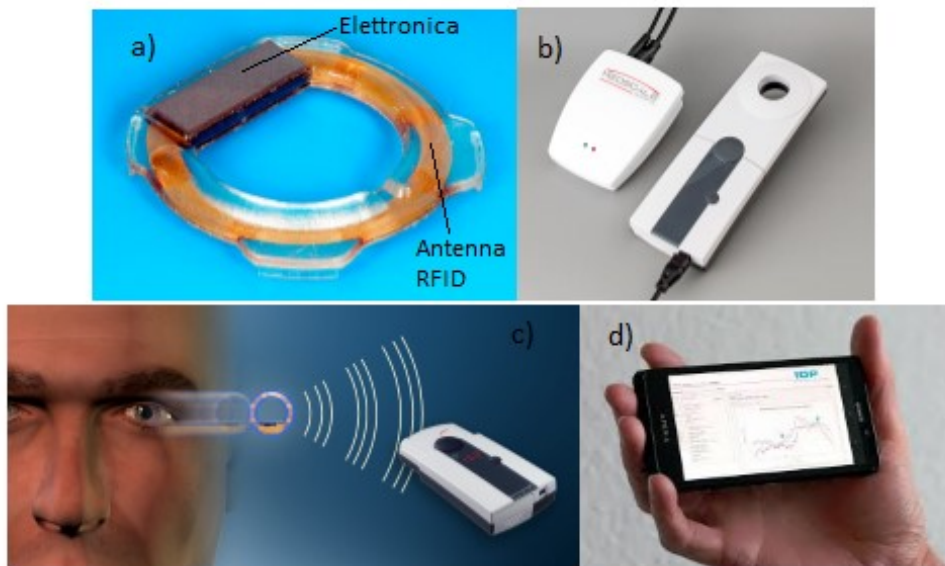


Figura 3 - a) sensore di pressione intraoculare impiantabile con antenna ed elettronica; b) dispositivo palmare esterno per l'alimentazione dell'impianto, la lettura dei dati e l'immagazzinamento, insieme al modulo GSM per il trasferimento al database; c) misurazione wireless attraverso la tecnologia RFID; d) applicazione per smartphone con visualizzazione dei dati del paziente

Tra gli sviluppi futuri di questa applicazione, si prevede di dare la possibilità al paziente di avere un accesso limitato a questi dati, tramite un'applicazione per smartphone, al fine di consultare i dati o consentire la comunicazione tra l'oculista e il paziente.

11. Sensore Tracking RFID della posizione del tubo endotracheale

Il posizionamento non corretto del tubo endotracheale durante l'intubazione rappresenta un grave rischio per la salute dei pazienti sottoposti ad operazioni chirurgiche o in grave pericolo di vita.

Sebbene esista un'ampia varietà di tecniche, che vengono utilizzate per confermare il corretto posizionamento del tubo, una radiografia del torace è solitamente impiegata per la verifica definitiva. La tecnologia RFID, in cui un lettore emette un segnale di interrogazione e "ascolta" il segnale riflesso da un tag, può essere utile nel valutare la posizione del tubo endotracheale.

Da tempo è stato approvato l'uso della tecnologia RFID negli esseri umani, come strumento sicuro ed efficace in numerose applicazioni.

Un'intubazione endotracheale non eseguita correttamente può portare a una serie di problemi significativi, dei quali i due più gravi sono l'intubazione esofagea e l'inserimento del tubo ad una profondità di inserimento non corretta.

Il rilevamento tempestivo e la correzione di questi problemi è dunque di importanza vitale. Sebbene i raggi X restino il *gold standard* per la conferma della adeguata profondità di inserimento del tubo, il paziente viene sottoposto a tale monitoraggio solo una volta al giorno: questo potrebbe non essere sufficiente per rilevare la migrazione del tubo, che può spesso verificarsi durante la cura ed osservazione del paziente in terapia intensiva.

In questo contesto, è stato sviluppato un sistema [15], che utilizza un tag RFID, fissato ad un tubo endotracheale orale di diametro interno 6 mm, come mostrato in Fig. 4.



Figura 4 - Tag RFID collegato appena al di sopra del palloncino terminale del tubo endotracheale.

Il tag cilindrico include un'antenna operante alla frequenza di 134,2 KHz e un microchip: il tutto racchiuso in un contenitore di 12 mm di lunghezza e 2.2 mm di raggio.

Il dispositivo è allineato parallelamente all'asse longitudinale del tubo endotracheale, lungo il suo bordo anteriore. Il reader RFID, anch'esso operante ad una frequenza di 134,2 KHz, è un dispositivo portatile con antenna incorporata, di dimensioni simili a quelle di un telecomando. Il lettore, alimentato da una batteria standard da 9 V, è dotato un display LCD che indica la relativa vicinanza al tag RFID. Questo tag restituisce un picco di segnale man mano che il lettore si avvicina a ciascuna estremità e un minimo relativo quando il lettore è allineato con la parte centrale del tag.

Il lettore impiegato è stato progettato per rilevare esattamente la posizione del tag con una precisione di pochi millimetri, purché il lettore si trovi entro 4-5 cm dal tag.

L'intubazione *in vitro* è stata testata su un manichino, delle dimensioni di un adulto, costituito da strutture orali e laringee anatomicamente corrette. Il tubo endotracheale è posto nella trachea del manichino. Poiché il segnale del tag RFID è più intenso a ciascuna delle estremità longitudinali, il lettore RFID è stato usato per delimitare la posizione del tag RFID. Ciò può essere fatto passando il lettore RFID sul manichino e verificando la presenza di due posizioni, in corrispondenza delle quali si rileva un massimo del segnale emesso dal tag. Questa procedura viene ripetuta nella direzione opposta, come misura di conferma.

Anche a seguito della variazione della profondità di inserimento del tubo endotracheale, il reader riesce ugualmente ad individuare correttamente il tag RFID sul tubo.

I test effettuati hanno dimostrato le potenzialità della tecnologia RFID, finalizzata alla realizzazione di un semplice ed immediato monitoraggio della posizione del tubo endotracheale. L'utilizzo di questa semplice tecnologia potrebbe portare un netto miglioramento per le condizioni di lavoro di medici, infermieri e personale di assistenza nella cura di pazienti sottoposti a terapia intensiva.

Inoltre l'utilizzo della tecnologia RFID in questo ambito può diminuire la frequenza delle radiografie necessarie, può dare la possibilità di individuare immediatamente tubi non posizionati nel modo corretto e correggerne la posizione.

Il lettore e il tag funzionano a frequenze elettromagnetiche nella gamma delle onde a bassa energia, eliminando efficacemente il rischio di interazione dannosa dei campi con le cellule dell'organismo.

Inoltre, il tag stesso, essendo passivo, non ha attività elettromagnetica “residua” e produce solo un segnale in risposta all’interrogazione del lettore RFID.

I segnali riflessi dal tag non sono alterati da impianti in materiale plastico e quindi un’accurata protezione del tag, con package di questo materiale, non influisce negativamente sulle prestazioni. Inoltre, le piccole dimensioni del tag assicurano che le dimensioni del tubo non subiscano cambiamenti significativi.

Una potenziale limitazione di questa tecnica è rappresentata dall’interferenza con altri oggetti metallici, che possono essere impiantati nella regione del collo: uno strato metallico tra il lettore e il tag può essere in grado di schermare il segnale proveniente dall’interrogator, rendendo impraticabile la comunicazione.

Per quanto riguarda le interferenze con altri dispositivi elettronici presenti nell’unità di terapia intensiva o in sala operatoria, poiché il sistema RFID funziona a bassa frequenza (134.2 KHz), le ampiezze dei segnali coinvolti non influiscono apprezzabilmente su altri apparecchi vicini.

12. Conclusioni

In tempi recenti si è fatta sempre più pressante la richiesta, in ambito biomedico, di dispositivi meno invasivi possibile, per il controllo delle condizioni di salute di un paziente e, di conseguenza, per il monitoraggio di parametri vitali come, ad esempio, il battito cardiaco o la concentrazione di determinate sostanze nel sangue.

Questo è il motivo per cui lo sviluppo di apparecchiature che fanno uso della tecnologia senza fili, in generale, ha subito una forte accelerazione. Infatti è possibile rendersi conto della sterminata schiera di applicazioni e ricerche, riferite al settore medico, che, per soddisfare l’obiettivo primario, consistente nella non-invasività delle tecniche di indagine, fanno ricorso alle diverse tecnologie wireless ad oggi presenti sul mercato.

In particolare la tecnologia RFID, sebbene, in origine, fosse nata fondamentalmente per l’identificazione e il monitoraggio delle merci, nei vari comparti della catena di produzione (*supply chain*) di un certo prodotto, in realtà, si è rivelata una tecnologia che molto bene si presta al progetto di applicazioni orientate all’identificazione della persona, al monitoraggio, mediante sensori appositi, dei parametri vitali ed, in generale, al miglioramento della qualità della vita di pazienti, anziani e persone ospedalizzate.

Nelle applicazioni descritte in questo lavoro, tra le problematiche più significative, legate a questo tipo di tecnologia, bisogna, innanzitutto, tener conto della biocompatibilità dei materiali di fabbricazione dei tag, eventualmente impiantati nel corpo umano. Difatti l’utilizzo di materiali non appropriati potrebbe portare all’insorgenza di infezioni dei tessuti. Ma in tal senso, la tecnologia dei materiali ha fatto e continua a fare notevoli passi in avanti.

Un altro aspetto critico legato all’uso di dispositivi RFID, certamente non trascurabile, riguarda gli effetti che si potrebbero manifestare sul corpo umano a seguito dell’esposizione a campi elettromagnetici ad alta frequenza. Infatti, essendo l’organismo umano composto, per la maggior parte, da acqua e materiale liquido, tali elementi, come è noto, sono in grado di assorbire l’energia trasportata dalle onde elettromagnetiche ed un assorbimento eccessivo di energia potrebbe avere conseguenze dannose sull’organismo.

Strettamente legato all’aspetto di assorbimento dell’energia elettromagnetica da parte del corpo umano, è anche il problema dell’attenuazione che i segnali RF subiscono, propagandosi nei tessuti e rendendo così difficoltosa la comunicazione con gli apparati posti all’esterno.

Nonostante tutte queste difficoltà, la tecnologia RFID ha raggiunto un livello di maturità tale da poter essere tranquillamente utilizzata per l’impianto di “etichette intelligenti” all’interno del corpo, pienamente biocompatibili.

In definitiva, tenuto conto della grande versatilità di questa tecnologia e della miniaturizzazione sempre più spinta dei componenti e circuiti elettronici, è lecito attendersi, in futuro, lo sviluppo di applicazioni sempre più avanzate, per il monitoraggio di tutti quei parametri e grandezze, che possono contribuire in modi diversi al miglioramento delle condizioni di vita di malati, delle condizioni di lavoro degli addetti al settore sanitario e allo snellimento delle procedure sanitarie in generale.

Riferimenti Bibliografici

- [1] Marani R., Perri A.G., “Una Introduzione alla Tecnologia RFID”, La Comunicazione Note, Recensioni & Notizie, Istituto Superiore delle Comunicazioni e delle Tecnologie dell’Informazione, Ministero dello Sviluppo Economico, Roma, 2015, pp. 147-162.
- [2] Perri A.G., “Fondamenti di Dispositivi Elettronici”, Edizioni Progedit, ISBN 978-88-6194-080-2, 2017.
- [3] Perri A.G., “Dispositivi Elettronici Avanzati”, Edizioni Progedit, ISBN 978-88-6194-081, 2017.
- [4] Want R., "An introduction to RFID technology", IEEE Pervasive Computing, vol. 5(1), pp. 25-33, 2006.
- [5] Aubert H. “RFID Technology for Human Implant Devices”, Comptes Rendus Physique, pp.1-19, 2011.
- [6] Hamad-Schifferli K., Schwartz J.J., Santos A.T., Zhang S., Jacobson J.M., "Remote electronic control of DNA hybridization through inductive coupling to an attached metal nanocrystal antenna", Nature, vol. 415, pp. 152-155, 2002.
- [7] Benchirouf A., Sowade E., Al-Hamry A., Blaudeck T., Kanoun O., Baumann R., "Investigation of RFID passive strain sensors based on carbon nanotubes using inkjet printing technology", Proceedings of 9th International Conference on Systems, Signals and Devices (SSD), pp. 1-6, 2012.
- [8] "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz," in *IEEE Std C95.1-1991* , vol., no., pp.1-76, 27 April 1992, doi: 10.1109/IEEESTD.1992.101091.
- [9] Guan S., Gu J., Shen Z., Wang J., Huang Y., Mason A., "A Wireless Powered Implantable Bio-Sensor Tag System-on-Chip for Continuous Glucose Monitoring", Proceedings of 2011 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), San Diego, USA, 2011.
- [10] Sandeep Reddy M., Paily P.R., Rakesh Singh K., Genemala H., ManiKumar K., "Sensor Integration in an RFID tag for Monitoring Biomedical Signals"; Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Networking, Sensing & Control, pp. 1014-1020, 2004.
- [11] Zhukov I. , Mikhaylov D. , Starikovskiy A., "Nano sensors integrated into dental implants for detection of acute myocardial infarction", International Journal of Emerging Trends & Technology in Computer Science, vol. 1(2), pp.85-87, 2012.
- [12] Holleman J., Yeager D., Prasad R., Smith J.R., Otis B., "NeuralWISP: An Energy-Harvesting Wireless Neural Interface with 1-m Range", Proceedings of 2008 Conference on Biomedical Circuits and Systems (BioCAS), 2008.
- [13] Araci, I., Su, B., Quake, S. *et al.* “An implantable microfluidic device for self-monitoring of intraocular pressure”, Nature Medicine, vol.20, pp. 1074-1078, 2014.
- [14] <http://www.implandata.com/>
- [15] Reicher, J., Reicher, D. & Reicher, M., “Use of Radio Frequency Identification (RFID) Tags in Bedside Monitoring of Endotracheal Tube Position”, Journal of Clinical Monitoring and Computing, vol. 21, pp.155-158, 2007.