

GLI ALIMENTATORI MEDICALI E LA NORMATIVA 60601-1

IN QUESTO NUMERO

III Mercati/Attualità

- La crescita dei semiconduttori per il medicale
- Biosensori magnetici
- Misuratore di glucosio

IV Gli alimentatori medicali e la normativa 60601-1

VII Circuiti integrati ottimizzati per lo sviluppo di apparecchiature medicali

XV La tecnologia indossabile si appresta a rivoluzionare i servizi sanitari

XVIII Prodotti

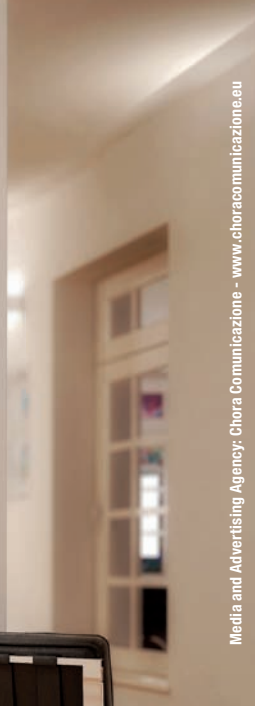
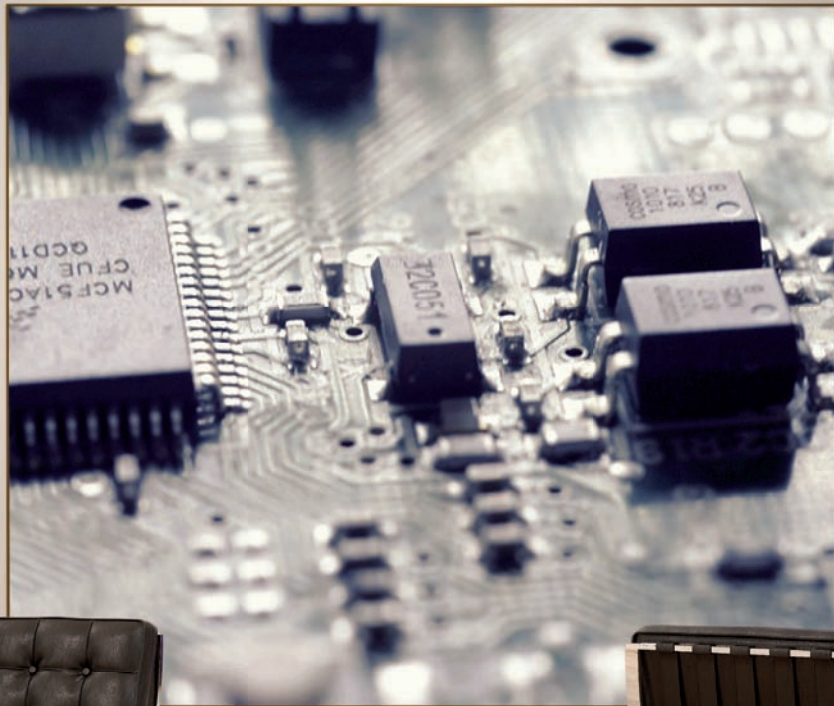
- Piattaforma handheld
- Controller video
- Gpu per migliorare le ecografie

XP Power presenta le nuove serie di alimentatori **GSP** e **CCL** da **400W** e **500W** in convezione naturale o forzata

Medicali



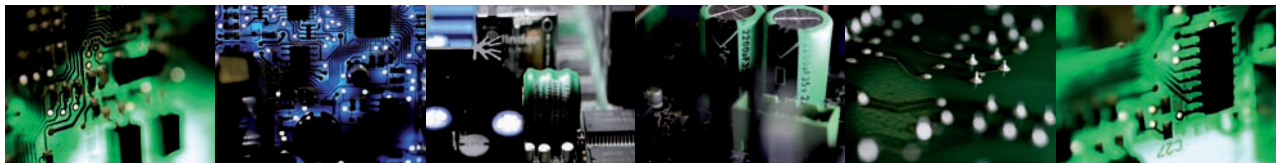
XP Power



L'arte della Tecnologia

Competenza, Innovazione, Qualità

Intea Engineering progetta e produce schede elettroniche di comando/controllo e sensori elettronici, sviluppati con tecnologie di ultimissima generazione e sistemi produttivi all'avanguardia. Veri gioielli tecnologici, che trovano applicazione nei più svariati settori industriali, dall'elettrodomestico all'automotive, dal condizionamento fino alle macchine agricole e al lighting. Opera con certificazione internazionale ISO/TS 16949, specifica per il settore automobilistico e realizza prodotti conformi a norma ISO 26262, per la sicurezza funzionale dei sistemi elettrici ed elettronici dei veicoli stradali. Certificazione di qualità UNI EN ISO 9001-2008.



**INTEA
ENGINEERING**

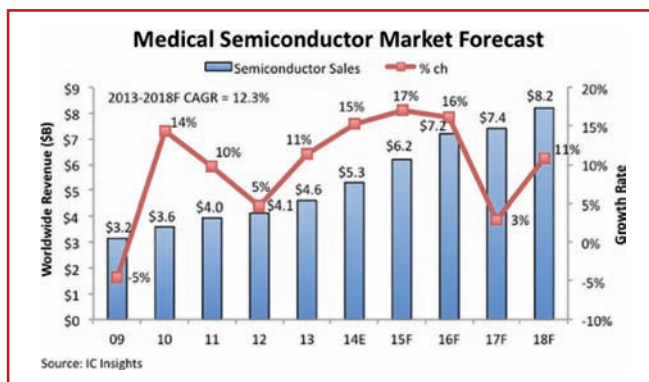
INTEA ENGINEERING S.R.L.

Via Chiusure, 20 - 25057 Sale Marasino (BS) Italy

Tel. +39 030 9824406 - Fax +39 030 9824407 - info@inteaengineering.it - www.inteaengineering.it

La crescita dei semiconduttori per il medicale

IC Insights stima che le vendite di semiconduttori da utilizzare per applicazioni mediche dovrebbero raggiungere gli 8,2 miliardi di dollari entro il 2018. Questa crescita dovrebbe essere favorita soprattutto dai piccoli sistemi, dai sensori e da altri dispositivi. L'andamento di queste stime prevede una forte crescita quest'anno e il prossimo, ma anche un rallentamento nel 2017. Il CAGR previsto per il periodo compreso fra il 2013 e il 2018 è del 12,3%. Per parte di IC per applicazioni mediche, gli analisti ritengono che questo segmento possa arrivare a 6,6 miliardi di dollari entro il 2018, con un CAGR del 10,7%, mentre la parte O-S-D è stimata in 1,6 miliardi di dollari con un CAGR del 20,3%.



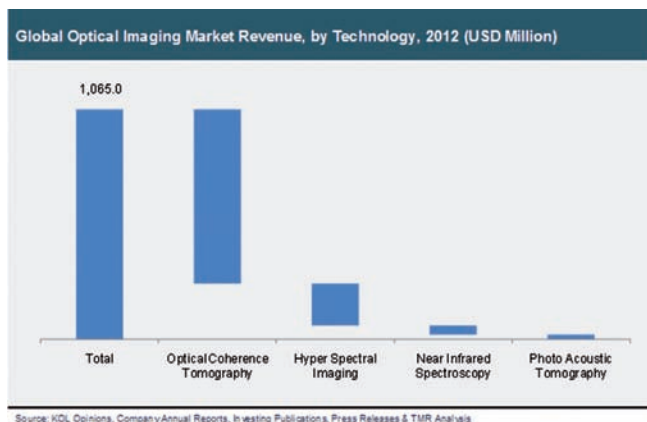
Biosensori magnetici

MagnaChip ha annunciato la collaborazione con un team del Massachusetts General Hospital (MGH) di Boston e l'Analog IC Systems Lab dell'università di Pohang per una ricerca sullo sviluppo di una tecnologia per biosensori magnetici in silicio in grado di monitorare cellule estremamente rare nel sangue. MagnaChip sta cercando di estendere la tecnologia per sensori magnetici in silicio basata a sua volta su una tecnologia di tipo mixed signal a 0,18 micron. L'obiettivo è quello di realizzare un single chip a basso costo per diagnosi e controllo.

Ottime previsioni per il mercato dell'optical imaging

Il mercato dell'optical imaging potrebbe raggiungere complessivamente i 2,19 miliardi di dollari entro il 2020. A sostenerlo è un report di Transparency Market Research che analizza questo segmento nel periodo compreso fra il 2014 e il 2020. Il CAGR previsto, nel periodo preso in considerazione, è del 10,8%.

Queste tecnologie, secondo gli esperti, hanno delle notevoli potenzialità per migliorare la diagnosi di malattie e la loro cura. Utilizzano infatti radiazioni non ionizzanti, contrariamente ad altre tecnologie, e quindi riducono i rischi su questo versante. Il principio di base, infatti, prevede l'assorbimento, la rilevazione e identificazione di fotoni riflessi o rifratti a differenti lunghezze d'onda che eccitano una sonda fluorescente che a sua volta produce un'immagine in alta risoluzione.



Misuratore di glucosio

È stato testato presso la University of California a San Diego un sistema per estrarre e misurare il livello di glucosio dalle cellule della pelle. Il sistema utilizza un tatuaggio temporaneo flessibile e costituisce un metodo non invasivo per tenere sotto controllo il glucosio nei pazienti affetti da diabete. Si stanno studiando anche altre applicazioni per questo tipo di dispositivi, come per esempio per il rilevamento di altri tipi di metaboliti oppure per la somministrazione di medicinali attraverso la pelle. Anche in questo caso uno degli obiettivi è quello di ridurre i costi visto che il tatuaggio può essere usato per giorni e il costo è molto limitato.

Gli alimentatori medicali e la normativa 60601-1

Anche se la 3a edizione dello standard IEC/EN/ES 60601-1 definisce vari livelli di protezione per l'operatore (MOOP) e il paziente (MOPP), sul lungo termine può risultare più economico ed efficiente optare per un alimentatore che garantisca il più alto livello di conformità

Jeff Schnabel
Vp of marketing
CUI

La terza edizione dello standard ANSI/AAMI ES 60601-1:2005 / IEC 60601-1 è così complessa, stratificata e in molti casi ambigua e contraddittoria che i progettisti di sistemi e di alimentatori possono essere scusati nel caso perdano di mira l'obiettivo per il quale è stato in origine creato. Il nuovo "60601", come è comunemente definito questo standard, con tutta l'attenzione che ha dedicato alle misure di protezione (MOP – Means Of Protection) sia per l'operatore sia per il paziente, pone molto più l'accento su aspetti quali classificazione dei sistemi, definizioni e sicurezza del sistema complessivo, piuttosto che non sul miglioramento delle specifiche di progetto o delle prestazioni. Fatte queste doverose premesse, la scelta di un alimentatore standard, in ossequio al principio che le cose semplici sono le migliori (KISS – Keep It Simple, Stupid), permette di "aggirare" un gran numero di collaudi e pratiche burocratiche, e i relativi costi, a fronte di una notevole semplificazione in fase di progetto. Prima di procedere è utile chiarire denominazioni e derivazioni dello standard che possono esse stesse ingenerare confusione. ANSI è l'acronimo di American National Standards Institute, mentre AAMI è quello dell'Association for the Advancement of Medical Instrumentation. ANSI/AAMI ES 60601-1:2005 è identico allo standard IEC 60601-1:2005 accettato su scala globale a eccezione di alcuni scostamenti che si sono resi necessari per garantire la conformità alle specifiche previste per il funzionamento negli Stati Uniti. Esso è regolamente restrato presso la FDA. In modo del tutto analogo, EN 60601-1 è identico allo standard IEC 60601-1:2005 a eccezione di alcuni scostamenti necessari per adeguarsi alla legislazione europea, mentre CSA C22.2 NO. 60601 1:08UL è la versione valida sul territorio

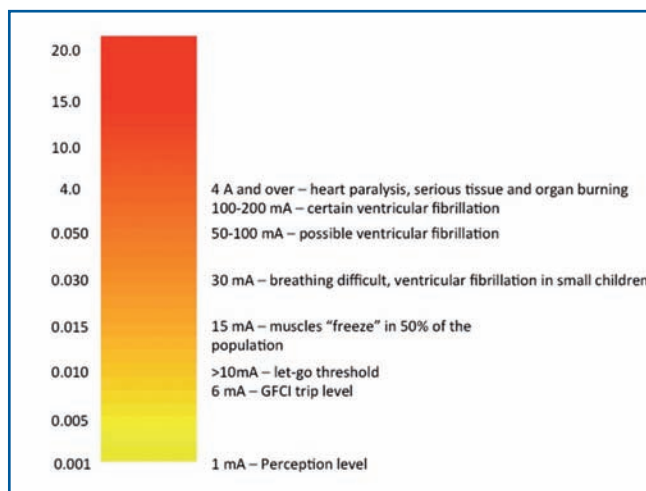


Fig. 1 – Una corrente di dispersione di anche di pochi milliAmpere può avere effetti sul corpo umano; per questo motivo lo standard 60601-1 ha definito limiti precisi. I progettisti devono fare attenzione al fatto che in alcune parti del globo, ad esempio in Nord America, i limiti possono essere inferiori (0,3 mA invece di 0,5 mA) (Fonte: IAEI Magazine <http://iaeimagazine.org/magazine/2012/05/16/gfci-and-afci-basics/>)

canadese. UL è basato sulla versione statunitense di ES 60601-1:2005, in riconoscimento dell'accettazione su scala globale di IEC 60601-1.

Secondo il [Medical Device Safety Reports](#) (MDSR) dell'E-CRI Institute, i guasti dei dispositivi medicali che possono comportare lesioni o morte rientrano in cinque categorie principali, due delle quali – dispositivi e fattori esterni – sono a loro volta suddivise in sotto-categorie, che possono essere riconducibili direttamente agli alimentatori. Per quanto concerne i dispositivi, il rapporto MDSR chiama in causa carenze di natura software, mentre nel caso dei fattori esterni gli alimentatori sono chiamati direttamente in causa.

Nell'ambito dello standard 60601-1 – e degli alimentatori per applicazioni medicali – le carenze di natura software rivestono un particolare interesse, in quanto gli alimentatori digitali sono impiegati in misura sempre più massiccia in sistemi medicali che tradizionalmente facevano ricorso solamente ad apparecchi di tipo analogico. Dall'adozione su larga scala di alimentatori di natura digitale i progettisti possono aspettarsi un massiccio aumento dei requisiti di collaudo al fine di garantire la stabilità sia del sistema sia del software. L'attenzione della 3a edizione è concentrata sui MOOP (Means Of Operator Protection – mezzi di protezione per gli operatori) e sui MOPP (Means of Patient Protection – mezzi di protezione per i pazienti) a causa della differenza sia di utilizzo sia degli scenari di rischi. Un operatore solitamente è a diretto contatto con un sistema o la sua interfaccia, mentre un paziente può essere collegato a sensori o sonde. Nel caso di un paziente molto malato, la corrente di dispersione (leakage current) assume una notevole rilevanza. Anche nel caso di persone in buona salute, una corrente di dispersione di soli 30 mA può causare difficoltà respiratorie e fibrillazione ventricolare (si faccia riferimento alla Fig. 1).

La corrente di dispersione è un fenomeno inevitabile in tutti i sistemi elettrici ed elettronici e può essere definita come il flusso di corrente che passa dai conduttori di un sistema a massa sia direttamente, mediante appositi conduttori a massa sia, in mancanza di essi, attraverso un accoppiamento diretto o indiretto con altri elementi di un sistema, o il corpo umano.

Per gli alimentatori collegati alla rete elettrica AC, tra le fonti di perdita si possono annoverare l'accoppiamento capacitivo provocato dai filtri EMI e dagli avvolgimenti primario e secondario – o persino da circuiti vicini – del trasformatore di potenza. La norma IEC/EN 60601-1 definisce in modo preciso i limiti della corrente di dispersione sia durante il funzionamento normale (Normal Operation), sia per le condizioni di guasto (Failure Mode 1): 0,5 mA e 1 mA rispettivamente per corrente di scarica a terra e 0,1 mA e 0,5 mA rispettivamente per la corrente di scarica sull'involucro esterno. Le normative in vigore in Nord America – ES 60601 di UL – prevede una corrente di dispersione massima di 0,3 mA (e non di 0,5 mA).

È utile segnalare che questi valori di dispersione sono validi per tutte le classi di dispositivi medicali, da quelli senza contatto indiretto con il paziente a quelli a contatto diretto con il paziente fino ad arrivare a quelli a contatto diretto con il cuore. Di conseguenza, anche se è possibile utilizzare alimentatori conformi alle normative IEC/EN 60950 (un insieme di linee guida per la sicurezza elettrica degli apparati connessi alla rete elettrica) per le appar-

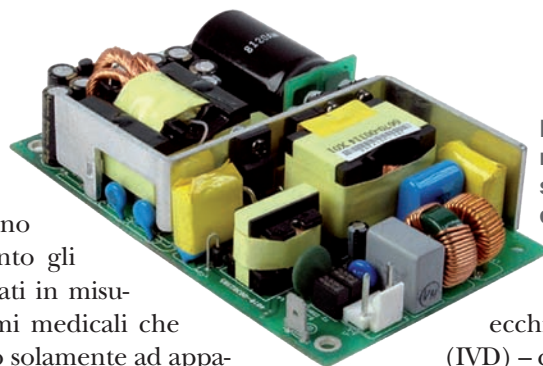


Fig. 2 – Gli alimentatori open frame della serie VMS-365 di CUI soddisfano i requisiti dello standard IEC/EN/ES 60601-1

ecchiature diagnostiche medicali in vitro (IVD) – che normalmente non entrano in contatto con il corpo del paziente – bisogna in ogni caso rispettare i limiti relativi alla dispersione previsti dalla norma 60601-1.

A questo punto la terza edizione tende a divenire più complicata, con l'introduzione del processo formale di valutazione del rischio richiamato nello standard ISO 14971. In pratica, è responsabilità del costruttore del prodotto medico determinare le probabilità di un contatto tra paziente e dispositivo.

Nel caso si ritenga che il contatto possa avvenire, il sistema deve ottenere la qualificazione 60601-1 completa, quella di solito richiesta per dispositivi medicali quali sistemi per

Tabella 1 – Anche se la 3a edizione dello standard IEC/EN/ES 60601-1 definisce vari livelli di protezione per l'operatore (MOOP) e il paziente (MOPP), sul lungo termine può risultare più economico ed efficiente optare per il più alto livello di conformità

Classifications	Isolation	Creepage	Insulation
One MOOP	1500V ac	2.5 mm	Basic
Two MOOP	3000V ac	5 mm	Double
One MOPP	1500V ac	4 mm	Basic
Two MOPP	4000V ac	8 mm	Double

il monitoraggio del cuore e del sangue, pompe, respiratori e defibrillatori.

In pratica, lo standard IEC/EN/ES 60601-1 impone ai costruttori l'onere di sviluppare protocolli per la valutazione del rischio, stabilire un livello di rischio accettabile e dimostrare che gli altri rischi possano risultare accettabili. In tale contesto, lo standard ISO 14971 può costituire un ausilio grazie all'integrazione di un file per la gestione dei rischi, dove i guasti identificabili possono essere elencati e valutati.

MOOP o MOPP?

Anche se può sembrare che lo standard 60601-1 enfatizzi il processo di progettazione e la gestione dei rischi rispetto al progetto stesso, sono state definite linee guida molto precise per definire un MOP (ovvero un mezzo di protezione) accettabile in diverse situazioni.

Un MOP può essere una massa di protezione espressamente concepita per la protezioni contro sollecitazioni elettriche, un circuito salvavita (GFCI-Ground Fault Circuit Interrupter), un isolatore, uno spazio vuoto (air gap),

un "creepage" o linea di fuga, definita (la minore distanza tra due percorsi conduttivi o tra un percorso conduttivo e lo chassis/contenitore), oppure qualsiasi barriera di isolamento ad alta impedenza tra ingresso e uscita. Le edizioni 2 e 3 definiscono ciascuna delle due misure di protezione ma, in considerazione del fatto che lo scenario di rischio per operatore e paziente è differente, la terza edizione di IEC/EN/ES 60601-1 fa un passo in avanti definendo e differenziando la protezione tra operatore (MOOP) e

Tabella 2 – Anche se molti alimentatori conformi allo standard IEC/EN 60950 possono essere usati per applicazioni medicali, la completa conformità alle direttive dello standard medicale IEC/EN/ES 60601-1 richiede tensioni più alte per il test di rigidità dielettrica

Isolation type	IEC/EN 60601-1	IEC/EN 60950
Basic isolation	1500V	1500V
Complete isolation	2500V	1500V
Double or stronger isolation	4000V	3000V

paziente (MOPP) in termini di tensione di isolamento elettrico, creepage e numero di isolamenti (Tab. 1).

Come si evince dalla tabella 1, la differenza principale tra un MOOP e un MOPP è la lunghezza ammissibile per la linea di fuga. Entrambi i requisiti possono essere soddisfatti utilizzando l'isolamento di base (basic). Per ottenere la certificazione di due misure protettive per il paziente (2 MOPP) occorre superare un test di isolamento particolarmente severo effettuato a 4.000 Vac mentre la linea di fuga ha una lunghezza di 8 mm, doppia rispetto a quella richiesta per un solo MOPP. Come riportato in tabella 2, le tensioni del test di rigidità dielettrica (withstand test voltage) sono maggiori per IEC/EN/ES 60601-1 rispetto a IEC/EN 60950.

KISS: un concetto sempre più importante

In considerazione della complessità e dell'ambiguità che permea il concetto di conformità, il principio che le cose semplici sono le migliori (KISS) è più che mai valido e può anche risultare vantaggioso in termini di costi.

Mentre a prima vista può sembrare più economico optare per un alimentatore per un IVD che può essere ritenuto adatto per applicazioni medicali in quanto utilizza un MOP conforme ai requisiti base dello standard 60950, oppure partire con un dispositivo che soddisfa i requisiti base dello standard 60950 e successivamente aggiungere la certificazione di uno o due MOOP (o MOPP), esistono due ragioni per le quali un approccio di questo tipo può risultare controproducente.

La prima è legata alle pratiche e ai processi necessari per la valutazione formale del rischio il cui obiettivo è dimostrare che il rischio rimanente risulti accettabile. Si

tratta di un processo particolarmente oneroso in termini di tempo. La seconda ragione è correlata all'inventario e ai relativi costi. Sul lungo termine, il costo tutto sommato ragionevole legato alla scelta di un alimentatore conforme alla certificazione di due misure di protezione per il paziente (2 MOPP) prevista da IEC/EN/ES 60601-1 può comportare indubbi vantaggi in termini di riduzione gli sforzi progettuali, della complessità legata alla certificazione di conformità e dei costi di inventario.

Nel caso di utilizzo di un alimentatore conforme alla certificazione 2 MOPP, un progettista non solo realizza un sistema in grado di supportare future evoluzioni, ma contribuisce a ridurre drasticamente sia la gestione dell'inventario sia il tempo necessario per l'adempimento di pratiche burocratiche in quanto l'alimentatore stesso (o la famiglia di alimentatori) può essere impiegato in qualsiasi applicazione di carattere medicale.

A causa della diminuzione generalizzata dei costi, sarebbe quindi opportuno che i nuovi alimentatori fossero conformi ai requisiti previsti per la certificazione di 2 MOPP, anche se come sempre è buona norma verificarne la conformità.

Alcuni esempi pratici

Un valido esempio di dispositivi conformi allo standard IEC/EN/ES 60601-1 (2 MOPP) è rappresentato dagli alimentatori AC/DC di tipo open-frame della serie [VMS-365 Series](#) di CUI (Fig. 2), che soddisfano i requisiti UL (ovvero corrente di dispersione di 0,3 mA) a 0,110 e 0,275 mA per tensioni di test di 120 e 230 Vac/60 Hz rispettivamente.

Tra le altre caratteristiche principali si possono annoverare le seguenti: uscita singola con tensioni da 12 a 48V (a seconda dei modelli), ingombri standard pari a 3" x 5", efficienza del 90%, ingresso universale (da 85 a 264 Vac) e potenza di uscita continua fino a 365W. La serie VMS comprende modelli con potenze da 20 a 365W.

Per applicazioni esterne CUI propone alimentatori (sempre conformi alla certificazione 2 MOPP) con potenze comprese tra 15 e 250W; tra questi da segnalare [ETMA 60W](#), un alimentatore da banco conforme ai requisiti previsti da IEC/EN/ES 60601-1. L'alimentatore è stato progettato per rispettare le più stringenti normative ambientali: esso soddisfa gli standard di efficienza "Level V", vanta caratteristiche superiori rispetto a quelle previste dalle attuali normative US EISA 2007 per quel che riguarda l'efficienza ed è conforme alle normative ErP dell'aprile 2011.

Maggiori informazioni sull'intera gamma di alimentatori per applicazioni medicali di CUI con livello di protezione pari a 2 MOPP sono reperibili a questo indirizzo: <http://www.cui.com/medical>

Circuiti integrati ottimizzati per lo sviluppo di apparecchiature medicali

Come aumentare le prestazioni e aggiungere nuove funzionalità ai dispositivi medicali portatili senza penalizzare il budget di potenza utilizzando circuiti integrati di nuova generazione

Franco Contadini
Principal field applications engineer
Telecom and medical products
[Maxim Integrated](#)

A livello mondiale vi è una significativa percentuale di popolazione adulta che deve monitorare su base regolare i propri segni vitali (come ad esempio il livello di glucosio nel sangue, la pressione sanguigna, il livello di saturazione dell'ossigeno). Non deve quindi sorprendere la crescente richiesta di dispositivi medicali portatili in grado di svolgere i compiti appena menzionati e possibilmente integrare altre

funzionalità. Una richiesta destinata inevitabilmente ad aumentare. Ingombro, peso, affidabilità, sicurezza e consumi sono sicuramente i parametri chiave da tenere in considerazione nella progettazione dei dispositivi medicali portatili di nuova generazione. Un dispositivo di questo tipo richiede la presenza di alcuni blocchi base: blocco preposto alla gestione della batteria (battery management), che può essere una batteria primaria o ricaricabile; un front-end analogico (AFE) per il condizionamento e la conversione del segnale proveniente dal sensore in una parola digitale e un microcontrollore per effettuare calcoli matematici sul segnale acquisito, visualizzare le informazioni su un LCD integrato oppure trasmettere i dati a un dispositivo in modalità cabla-

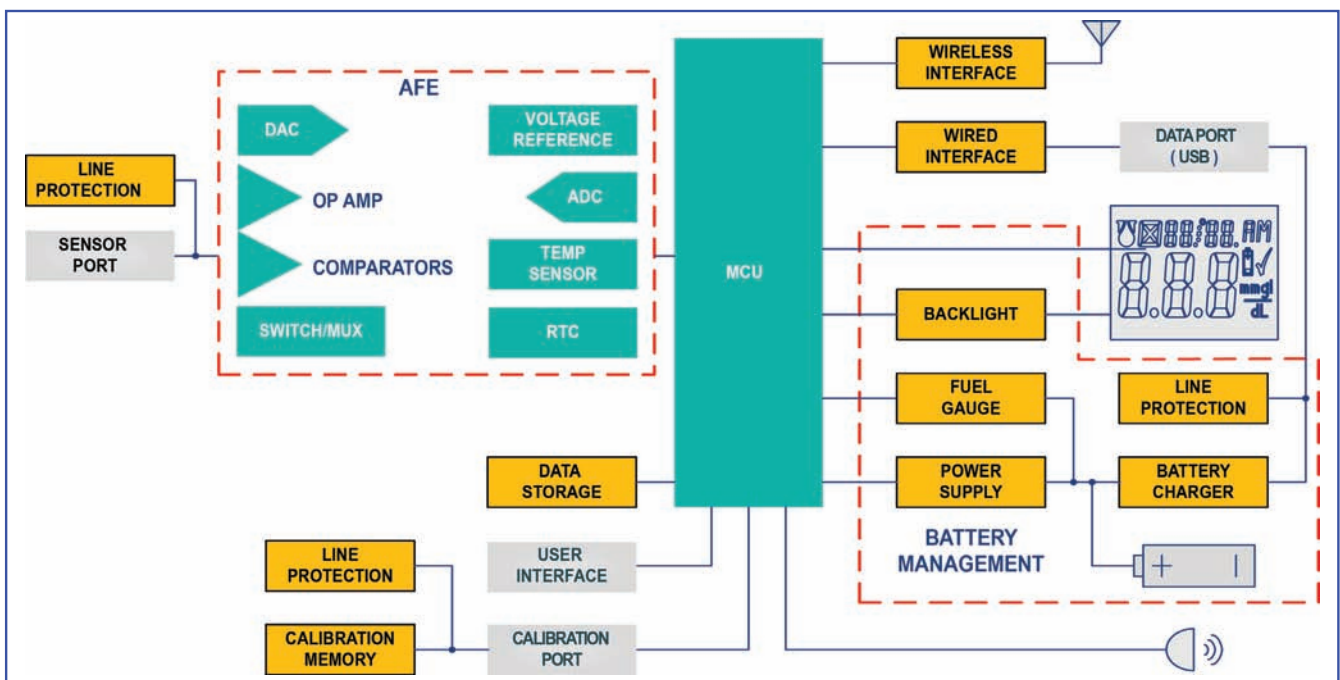


Fig. 1 – Schema a blocchi di una soluzione di potenza per dispositivi medicali portatili che fa ricorso a più component discreti

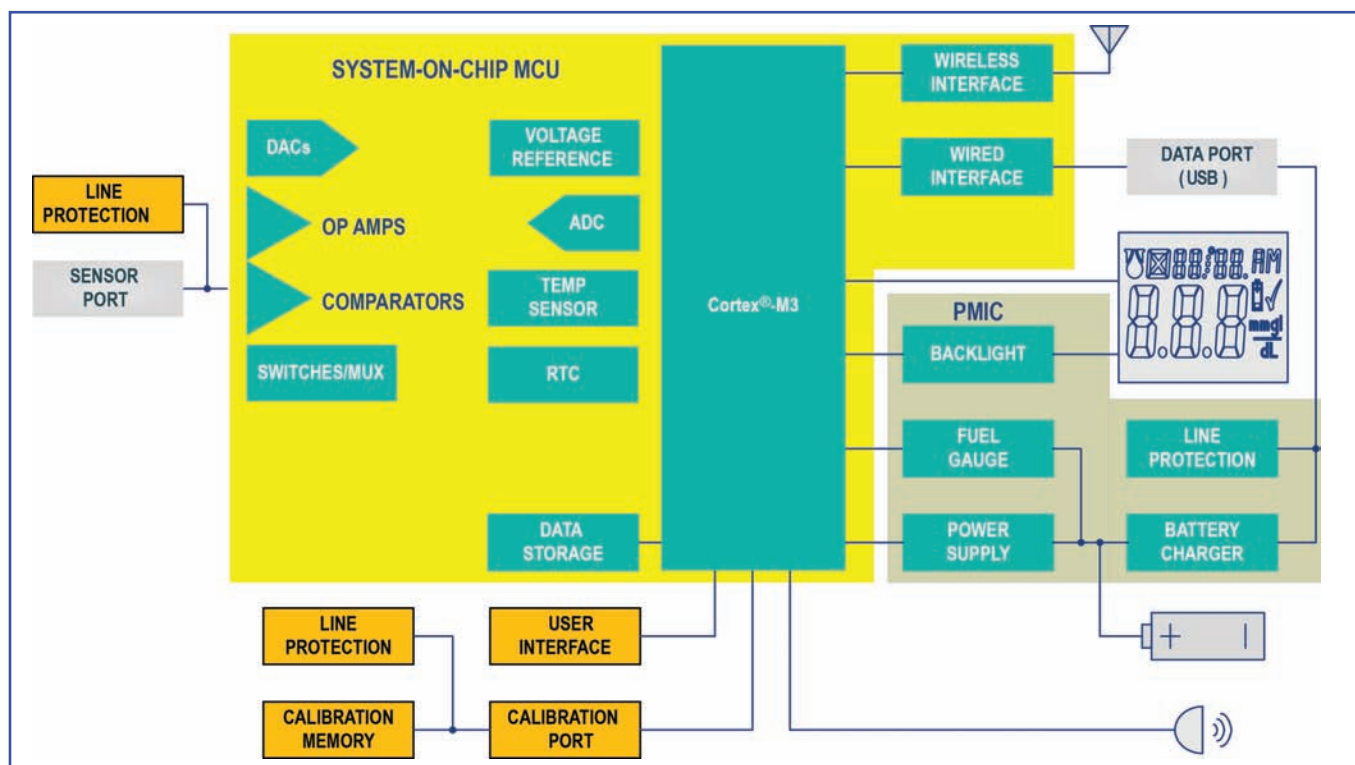


Fig. 2 - Una soluzione integrata che utilizza il microcontrollore SoC MAX32600 e un PMIC, entrambi realizzati da Maxim, è possibile semplificare il progetto e migliorare le prestazioni

ta oppure wireless. Per espletare tutte queste funzioni sono solitamente impiegati differenti dispositivi discreti.

Per i dispositivi medicali portatili un elemento sicuramente critico è una gestione efficiente della potenza. In questo articolo sono descritte le caratteristiche salienti di un SoC (System-on-Chip) a basso consumo adatto alla realizzazione di dispositivi medicali portatili che utilizzano per l'alimentazione una batteria primaria (alcalina o a bottone) o una batteria ricaricabile.

In seguito si vedrà come l'aggiunta di un integrato per la gestione della potenza (PMIC – Power Management IC) permetta di supportare ulteriori funzionalità. Nel corso dell'articolo, dopo l'analisi di un tipico progetto discreto, si esamineranno i vantaggi – aumento delle prestazioni senza penalizzare il budget di potenza – legati all'uso di una soluzione integrata. Un altro aspetto interessante è l'esame dei circuiti integrati di nuova generazione, grazie ai quali è possibile ridurre gli ingombri, ottimizzare l'uso della potenza e aumentare la sicurezza con una connessione USB. "Last but not least", la semplicità di connessione di un moderno dispositivo medicale portatile con uno smartphone apre la strada a una gamma di applicazioni e di utilizzo dei dati praticamente illimitata.

Gli svantaggi di una soluzione discreta

Il primo passo è senza dubbio una sintetica analisi di uno schema a blocchi funzionale tipico di una soluzione di po-

tenza di tipo discreto (Fig. 1). Il blocco preposto alla gestione della potenza è formato dai seguenti elementi: isolatore di batteria, carica batteria, indicatore del livello di carica (fuel gauge), alimentatore per la retro-illuminazione e regolatore lineare o a commutazione. Il front-end analogico, da parte sua, prevede convertitori (sia A/D sia D/A), amplificatori operazionali, comparatori, commutatori analogici e un riferimento di tensione. Come si può facilmente intuire, l'uso di un numero così elevato di componenti discreti potrebbe avere un impatto negativo sull'affidabilità del sistema complessivo e contribuire ad aumentare ingombro sulla scheda e costi.

Migliori prestazioni con una soluzione integrata

Grazie alla recente disponibilità di una soluzione integrata che prevede l'uso due chip – un microcontrollore di tipo SOC e un PMIC – è possibile incrementare sensibilmente le prestazioni complessive del dispositivo. (Fig. 2).

Un microcontrollore SoC sicuro per il settore medicale

Il microcontrollore SoC MAX32600 (Fig. 3), basato sul core Cortex M3, si differenzia nettamente dalle soluzioni attualmente disponibili sul mercato grazie all'integrazione di un AFE ad alte prestazioni e di funzionalità di sicurezza avanzate che assicurano la massima protezione dei dati. Un'interfaccia per comunicazioni cablate e wireless permette all'utilizzatore di scegliere diverse modalità per la

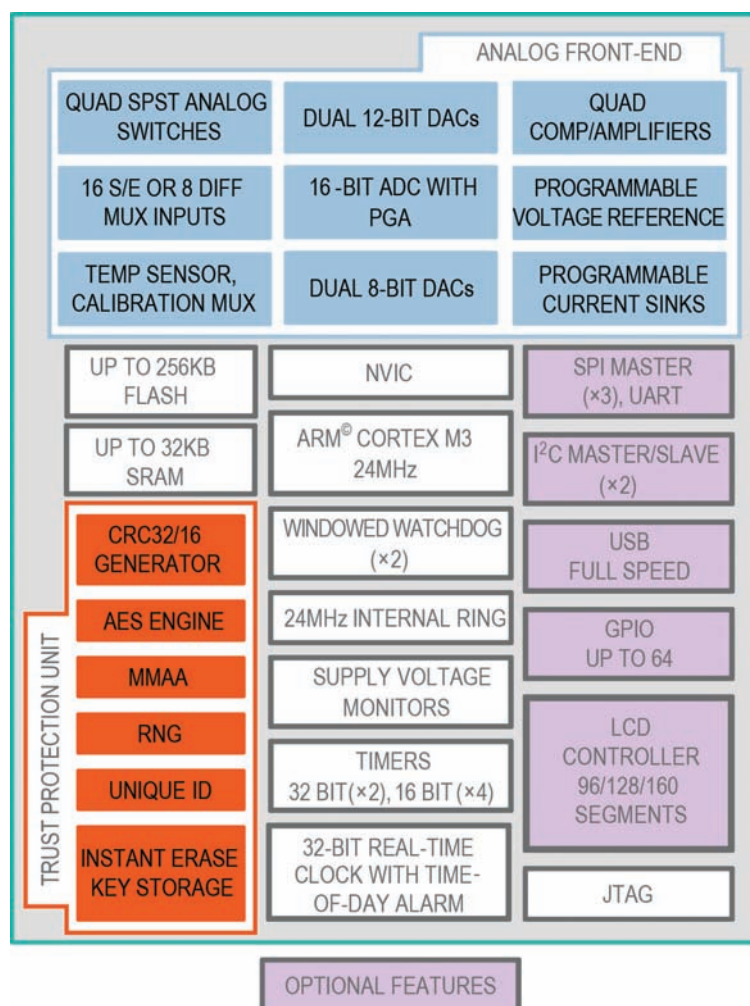


Fig. 3 – Il microcontrollore ad alto grado di integrazione proposto da Maxim, ottimizzato per lo sviluppo di dispositivi medici portatili, include un AFE e un'unità TPU che garantisce un elevato livello di sicurezza. Le periferiche cablate conferiscono una maggiore flessibilità, mentre le numerose modalità di gestione della potenza permettono di ridurre i consumi

connessione tra il sistema medico e un altro dispositivo host portatile come un PDA o uno smartphone.

Un AFE per la gestione delle funzioni analogiche

Il nucleo centrale del front-end analogico è rappresentato dal convertitore A/D di tipo SAR. L'elevata velocità di campionamento, pari a 500 kps, e la risoluzione a 16 bit di questo convertitore permettono al microcontrollore di aumentare la risoluzione utilizzando tecniche di media e di sovracampionamento nel caso l'ampiezza di banda del segnale di ingresso sia limitata. Le due tecniche appena citate permettono di incrementare il rapporto tra segnale e rumore (SNR), con conseguente aumento dei bit di risoluzione.

Per ogni bit di risoluzione aggiuntivo, il segnale deve essere sovracampionato di un fattore pari a quattro:

$$(Eq. 1) \quad f_{OS} = 4^w \times f_s$$

Dove:

w è il numero di bit che è necessario aggiungere per ottenere la risoluzione desiderata

f_s è la frequenza di campionamento originale richiesta
 f_{OS} è la frequenza di sovra-campionamento

Questo convertitore A/D può essere configurato per acquisire burst (ovvero blocchi) di dati a intervalli regolari, fornire un accesso in modalità DMA per il trasferimento dei dati alla SRAM e "svegliare" (wake-up) il processore. L'interfaccia dell'ADC supporta una velocità di campionamento programmabile in burst mode (T_s è indipendente da T_{s_avg}) e una lunghezza di burst programmabile per l'operazione di media (2, 4, 8, 16, 32, 64, 128).

Il segnale di ingresso è selezionato tramite un multiplexer single-ended/differenziale configurabile. Di fronte al convertitore A/D si trova un amplificatore differenziale con guadagno programmabile di 1, 2 e 4. Una tensione di riferimento programmabile (a 1, 1,5, 2 e 2,5V) permette di ottimizzare il range dinamico. Per eseguire ulteriori operazioni di condizionamento del segnale è possibile ricorrere a quattro amplificatori operazionali indipendenti che possono essere configurati come comparatori e ad altrettanti commutatori SPST.

Due convertitori D/A a 12 bit, due convertitori D/A a 8 bit, un ulteriore riferimento di tensione (programmabile come il precedente), un sensore di temperatura che può utilizzare una giunzione PN interna o esterna e assorbitori di corrente (current sink) pro-

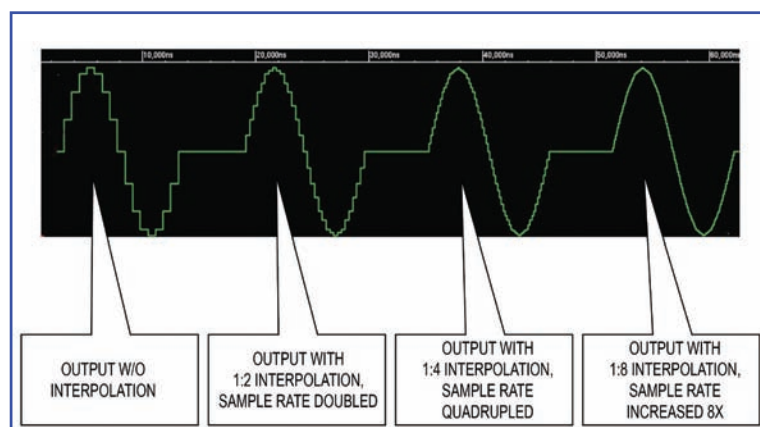


Fig. 4 – Il filtro di interpolazione permette di migliorare le prestazioni dinamiche dei convertitori D/A

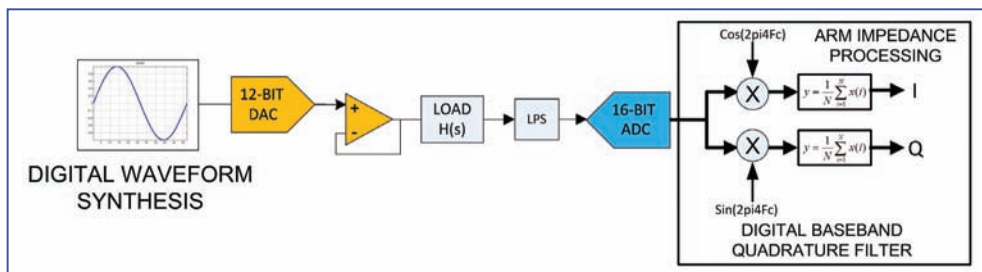


Fig. 5 - Schema a blocchi dell'elaborazione del segnale necessaria per la misura dell'impedenza

grammabili per il pilotaggio del LED sono gli altri componenti richiesti per completare il progetto analogico.

Un filtro di interpolazione (1:2, 1:4, and 1:8) disponibile sui convertitori D/A a 12 e a 8 bit consente di migliorare le prestazioni dinamiche e ridurre l'ampiezza di banda del bus (Fig. 4).

La sincronizzazione dell'avvio del pattern del convertitore D/A con il campionamento del convertitore A/D permette di misurare in modo semplice l'impedenza utilizzando la sintesi della forma d'onda digitale e circuiti sincronizzati per una generazione della forma d'onda coerente e la raccolta dei dati del convertitore A/D (Fig. 5).

Una TPU (Trust Protection Unit) garantisce la sicurezza

L'integrazione di funzioni di sicurezza è essenziale per garantire la protezione dell'integrità dei dati generati dal dispositivo medicale. Il firmware del SoC è protetto perché

le memorie flash e SRAM possono essere crittate mediante una chiave memorizzata in una memoria con batteria di backup (battery-backed memory). L'autenticazione del dispositivo è eseguita mediante blocchi crittati e può supportare schemi di natura sia simmetrica sia asimmetrica.

Molto è già stato scritto su argomenti quali sicurezza integrata, crittografia, chiavi pubbliche e segrete. In questa sede è opportuno evidenziare il fatto che il microcontrollore MAX32600 supporta gli algoritmi AES ed ECDSA rispettivamente per la crittazione e l'autenticazione^[1]. Nel momento in cui sono attivati i sensori dinamici integrati per il rilevamento dei tentativi di manomissione, le chiavi pubblica e segreta saranno distrutte. Il generatore di numeri pseudo-casuali (PRNG) conforme allo standard FIPS è in grado di resistere e contrastare in maniera efficace eventuali attacchi alla sicurezza. Per attenuare gli effetti di attacchi nei confronti della temporizzazione è previsto il ricorso a un oscillatore ad anello asincrono interno.

Bassi consumi: un fattore chiave

Per ridurre i consumi di potenza sono disponibili parecchi meccanismi. Il SoC può operare con tensioni di soli 2,2V,

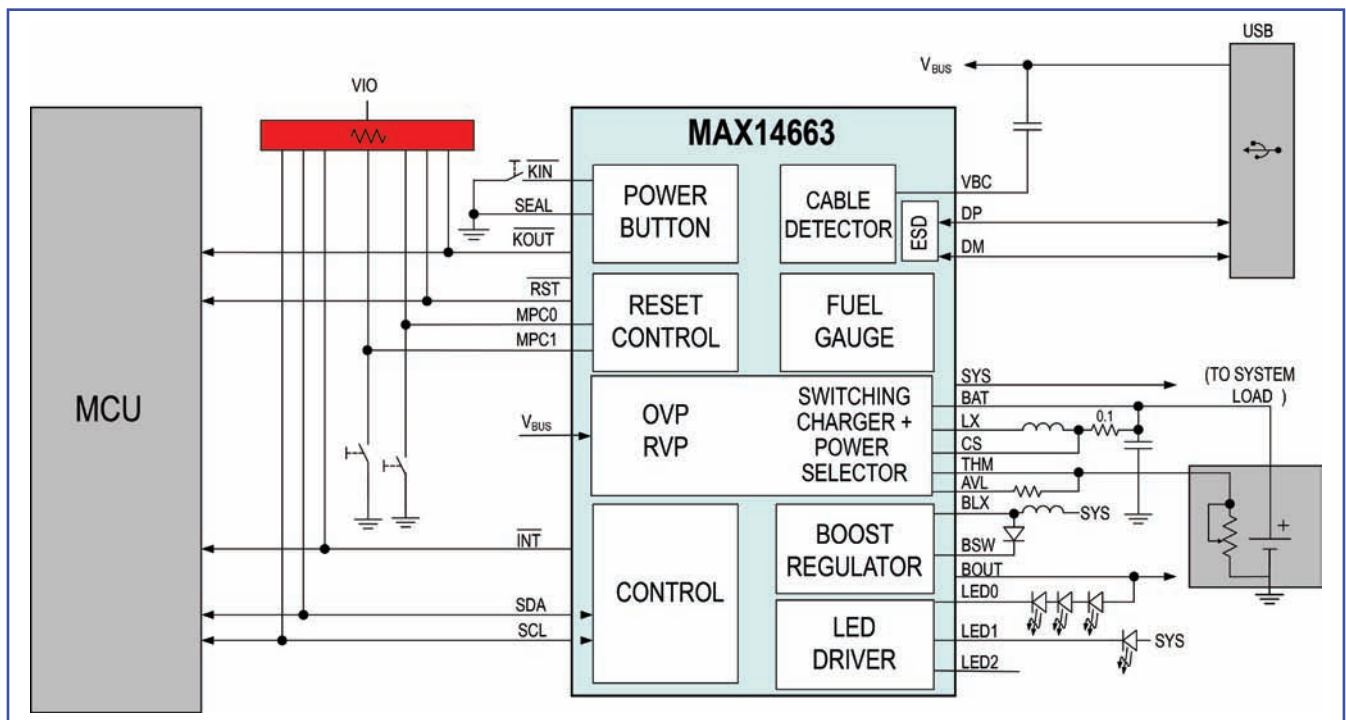


Fig. 6 - Soluzione di potenza ottimizzata con rilevamento del cavo



Il business con l'accento sull'IT

È online la nuova versione di Computerworld Italia (<http://www.cwi.it/>), il sito dedicato agli utilizzi aziendali dell'informatica con notizie, analisi, approfondimenti e risorse indispensabili sia per chi lavora nella struttura IT, dal CIO e IT Manager ai tecnici. Il sito si avvale anche dei contenuti realizzati dagli esperti di fama mondiale delle omonime testate internazionali di IDG, con cui Fiera Milano Media ha stretto una partnership per le attività in Italia del colosso americano.



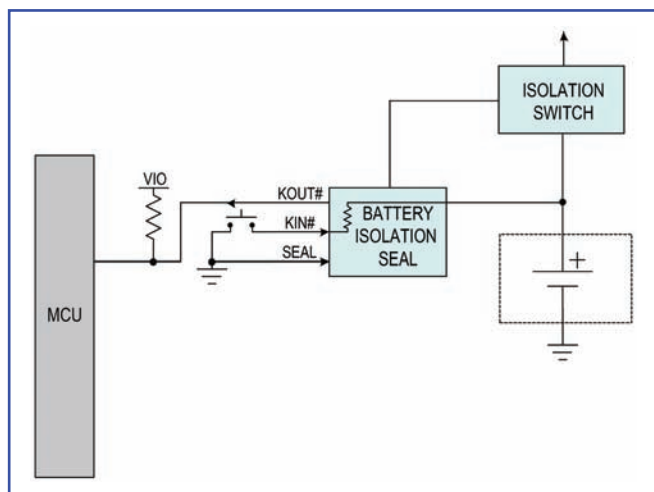


Fig. 7 - La protezione “ermetica” di MAX14663 unitamente a un commutatore di isolamento permette di conservare la carica della batteria

un indubbio vantaggio per tutti i dispositivi medici portatili alimentati mediante una batteria primaria. Il nucleo richiede una corrente di 175 $\mu\text{A}/\text{MHz}$ in modalità attiva a una frequenza di 24 MHz e una corrente di soli 1,8 μA in modalità “low-power” con l’RTC abilitato, mentre numerose modalità di gestione della potenza consentono di ridurre i consumi. La possibilità di arrestare il funzionamento delle periferiche non attive è un’altra opzione disponibile per contenere ulteriormente i consumi. Un controllore DMA a 6 canali garantisce il funzionamento delle periferiche mentre il microcontrollore si trova in “sleep mode”. Il convertitore A/D può quindi essere programmato in modo da effettuare la scansione dei canali di ingresso, raccogliere i dati e “svegliare” il core solo quando è richiesto il suo intervento.

Periferiche cablate per una maggiore flessibilità dell’interfaccia

Le periferiche embedded forniscono tutte le funzionalità necessarie per la realizzazione di un dispositivo medico portatile. Un controllore USB 2.0 Full Speed con interfaccia fisica (PHY) permette un collegamento diretto con il cavo USB, con conseguente riduzione sia degli ingombri sulla scheda sia del costo del sistema. Un regolatore di tensione integrato consente di eseguire una commutazione “intelligente” tra l’alimentazione principale e V_{BUS} nel caso di connessione con un host USB. Una caratteristica di questo tipo è particolarmente utile nei sistemi in cui l’alimentazione VDD è costituita da una batteria. Per la comunicazione sincrona con più periferiche di tipo slave sono disponibili fino a un massimo di tre interfacce SPI master. È possibile trasferire dati fino a 24 MHz, mentre la modalità DMA è supportata per i buffer sia di ricezione sia di trasmissione. Le due interfacce per bus I²C master/slave consentono di comunicare con un’ampia gamma di periferiche compatibili con questo tipo di bus. Il dispositivo supporta i protocol-

li master e slave. Due porte USART (universal synchronous / asynchronous receiver / transmitter) permettono di effettuare la comunicazione in modalità asincrona full-duplex o sincrona half-duplex.

Opzioni di connettività wireless (disponibili in futuro)

Uno slave compatibile con lo standard BLE (Bluetooth low-energy) v4.0 copre il range di frequenza radio (RF) compreso tra 2.400 GHz e 2.4832 GHz. Questa interfaccia può essere utilizzata ad esempio per collegare un sensore glicemico e le pompe per l’insulina utilizzate per un pancreas artificiale. Uno stack gratuito con codice sorgente sarà disponibile per un profilo medico al seguente indirizzo: <http://content.maximintegrated.com/datasheet/index.mvp/id/8425/t/do#Software%2FModels>.

Un transceiver ISM quad band (per le bande 315, 433, 868 e 915MHz) supporta diversi schemi di modulazione – FFSK, FMSK, AFSK – oltre a svariate modalità di “sleep” caratterizzate da un “risveglio” in tempi brevissimi.

Soluzioni di potenza per aggiungere funzioni di sicurezza e ridurre gli ingombri

Si prenda ora in considerazione un dispositivo medico portatile alimentato da una sorgente ricaricabile esterna. MAX14663 (Fig. 6), un PMIC con caricabatteria a commutazione a ioni di litio (Li+) integrato, si propone come una soluzione di potenza ottimizzata per dispositivi medici portatili di dimensioni molto ridotte. Utilizzato insieme al microcontrollore MAX32600, permette di ottimizzare la potenza, diminuire gli ingombri e aggiungere ulteriori funzionalità. Di seguito saranno analizzate le caratteristiche di MAX14663 in relazione alla gestione della batteria e la connettività USB.

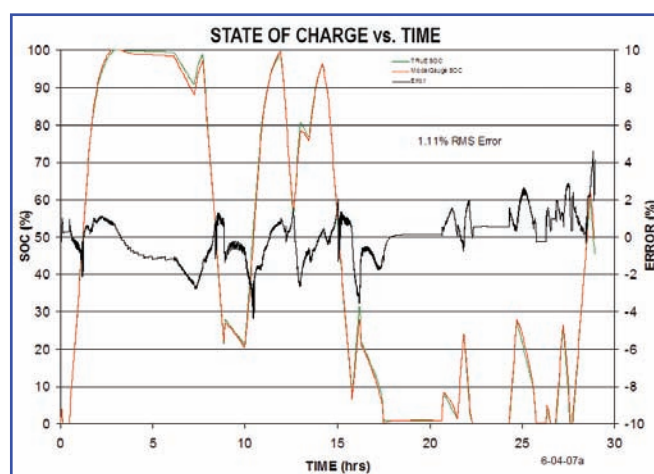


Fig. 8 - Andamento dello stato della carica (SOC) in funzione del tempo. Osservando la figura si deduce che la tecnologia ModelGauge permette di non accumulare gli errori in funzione del tempo

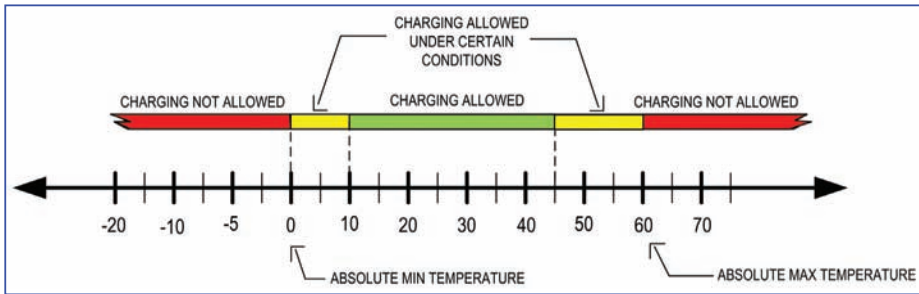


Fig. 9 – In base a una raccomandazione di JEITA, corrente di carica e tensione di terminazione sono modificate in funzione della temperatura della batteria

Gestione completa della batteria

Qui di seguito saranno analizzati i principali blocchi che costituiscono l'integrato per la gestione della potenza MAX14663.

- **Protezione ermetica per una preservare la carica:** le apparecchiature medicali portatili devono essere in grado di mantenere una carica affidabile in modo da essere disponibili e funzionanti in qualsiasi momento.

Di conseguenza gli sforzi progettuali si devono concentrare sul mantenimento della carica durante la cosiddetta "shelf life" (periodo in cui il prodotto rimane a stock). MAX14663 integra un commutatore per mantenere inattiva la batteria e tenerla disconnessa finché il dispositivo medico non viene acceso per la prima volta dall'utilizzatore.

Per esempio, alla fine della fase di produzione è possibile utilizzare un comando sul bus I2C o un'adeguata connessione del pin SEAL per scollegare la batteria preservando in tal modo la carica durante la "shelf life" del dispositivo.

Per ricollegare la batteria è sufficiente attivare un pulsante collegato all'ingresso KIN o all'host USB (Fig. 7).

- **Indicatore per ottimizzare lo stato della carica:** un indicatore del livello di carica (fuel gauge) integrato, basato sulla tecnologia ModelGauge, utilizza solamente informazioni relative alla tensione per fornire informazioni circa lo stato di carica (State of Charge) della batteria.

Sfruttando un modello non lineare molto dettagliato della batteria, esso esegue un monitoraggio preciso della cari-

ca e del comportamento della batteria. Il modello della batteria, fornito da Maxim, deve essere caricato nella memoria volatile interna del dispositivo per garantire un corretto funzionamento.

Le prestazioni ottenibili con la tecnologia ModelGauge sono riportate in figura 8. Per illustrare l'andamento dello stato della carica (aumento e diminuzione) in funzione del tempo si utilizzano sessioni in cui si applica un carico random e sessioni di carica per un periodo di tempo random.

Nella figura 8 la linea verde è relativa allo stato di carica di riferimento mentre quella rossa indica lo stato di carica ottenuto sfruttando la tecnologia ModelGauge. Come si può notare, le due linee sono quasi identiche e difficilmente distinguibili. La differenza tra le due curve è la linea nera sull'asse Y degli errori (a destra). I dati riportati evidenziano che l'indicatore che adotta la tecnologia ModelGauge agisce alla stregua di un meccanismo che tende ad annullare l'errore piuttosto che ad accumulare l'errore, come succede ad esempio nel caso dei contatori di Coulomb.

L'indicatore del livello di carica richiede una corrente di soli 23 μ A. In presenza di basse velocità di carica/scarica, l'indicatore entra automaticamente in uno stato di ibernazione consumando una corrente di appena 4 μ A; questa attività in background non pregiudica l'accuratezza dell'indicatore.

È prevista la possibilità di utilizzare segnali di avviso (alert) per ridurre la potenza del sistema consentendo a quest'ultimo di arrestarsi completamente, persino arrestare alcuni oscillatori, ed entrare nello stato di ibernazione a bassissimo consumo. L'indicatore utilizza un segnale di avviso per "svegliare" qualsiasi altro dispositivo.

- **Un caricabatterie che minimizza le perdite di potenza:** un caricabatterie a commutazione permette di minimizzare la dissipazione di potenza. In fase di carica questa funzione permette di evitare la formazione dei cosiddetti hot spot

(punti caldi" sulla scheda PCB) che potrebbero compromettere l'accuratezza quando si devono misurare piccoli segnali sensibili alle variazioni di temperatura.

La corrente è regolata utilizzando le seguenti modalità operative:

- **Modalità di prequalificazione:** quando il valore della tensione della batteria è inferiore a quello della tensione di soglia prequalificata (programmabile nell'intervallo

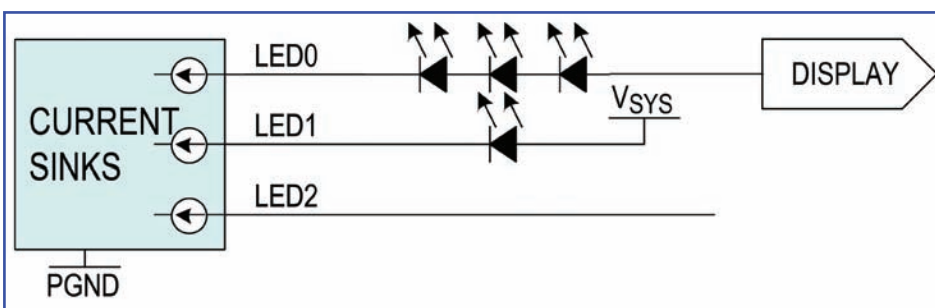


Fig. 10 – La corrente prelevata dagli assorbitori di corrente può essere regolata in 25 passi

compreso tra 2,4 e 3,1V attraverso una porta I²C), la corrente è inferiore a 0,1C.

- **Modalità di carica veloce:** in questa modalità CC/CV (corrente costante/tensione costante), la corrente è regolata in funzione della corrente di carica veloce programmata. Il range è compreso tra 50 mA e 500 mA in passi di 25 mA.

- **Modalità Autostop:** quando è impostata questa modalità, la carica terminerà nel momento in cui viene raggiunto il valore di tensione costante programmato (nell'intervallo tra 3,5 e 4,4V) e la corrente è diminuita fino al valore programmato, variabile tra 12,5 mA e 150 mA. Il funzionamento del caricabatteria può essere arrestato anche utilizzando un comando I²C. Attraverso un termistore, il caricabatteria è anche in grado di monitorare la temperatura della batteria. Le informazioni relative alla temperatura possono essere utilizzate per garantire la conformità a una raccomandazione JEITA (Japan Electronics and Information Technology Industries Association) che prevede che, per ragioni di sicurezza, la tensione della terminazione e la corrente di carica rapida siano modificate in funzione della temperatura della batteria (Fig. 9).

- **Selettore di potenza per aumentare la durata della batteria:** la tensione fornita al sistema proviene da una porta USB quando il valore di VB è all'interno di un intervallo accettabile, mentre proviene dalla batteria quando VB non è presente. Questa operazione avviene automaticamente.

- **Un regolatore boost permette la connessione diretta di stringhe di WLED e display OLED:** un convertitore boost basato su un induttore è in grado di generare le elevate tensioni richieste da un display OLED o una stringa di LED bianchi (WLED) utilizzata per la retroilluminazione di un display LCD. La tensione di uscita è regolata attraverso una porta I²C nell'intervallo compreso tra 6V e 17V (in passi di 1V). Un apposito commutatore disconnette completamente il carico per minimizzare il consumo di corrente.

- **Assorbitore di corrente per la regolazione indipendente della corrente della stringa di LED:** tre regolatori di corrente lineari indipendenti possono essere collegati direttamente alla tensione generata dal convertitore boost. In questo modo la corrente può essere regolata fino a un valore di 32,5 mA (25 passi di regolazione). Per la variazione dell'intensità luminosa (dimming) è possibile utilizzare un segnale PWM (Fig. 10).

- **Una gamma completa di protezioni per la sicurezza del sistema:** il sistema (Fig. 11) è protetto sia contro una tensione inversa (RVP) fino a -5,5V applicate a VBUS sia contro una sovratensione (OVP) fino a 28V. Questa protezione impedisce danneggiamenti dell'apparecchiatura quando si cerca di utilizzare un caricabatteria contraffatto sull'interfaccia USB. La tensione del sistema è regolata a 5V (e fino a 6,6V per la tensione V_{BUS}). Se la tensione VBUS

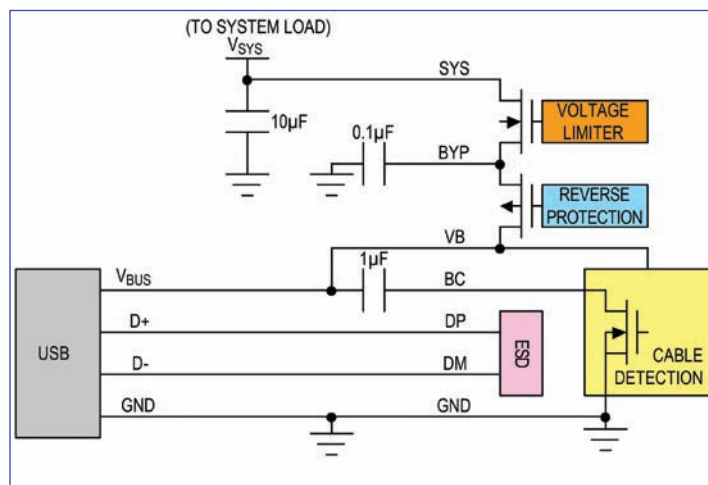


Fig. 11 – Protezioni integrate contro ESD, inversione di tensione e sovratensione

aumenta e supera queste soglie, la tensione di sistema è scollegata automaticamente per proteggere l'apparecchiatura. Facendo ancora riferimento alla figura 11, è prevista la protezione contro le scariche elettrostatiche (ESD) fino a ±15 kV (utilizzando il modello HBM) sui pin VB, DP e DM. Un'altra interessante caratteristica implementata è il rilevamento di un cavo USB. Il sistema rileverà la presenza del cavo quando la porta upstream è OFF e, quindi, quando V_{BUS} non è presente o quando il cavo stesso è connesso solamente sul lato dispositivo. Per eseguire il rilevamento si inietta una corrente di piccola intensità quando VBUS non è presente e si effettuano misure della capacità del cavo e del condensatore collegato alla porta upstream. La soglia utilizzata per il rilevamento può essere programmata attraverso la porta I²C in modo da potersi adattare a diversi layout della scheda PCB e tipologia di connettore.

In definitiva, grazie a circuiti integrati di nuova generazione, è possibile garantire una gestione della potenza efficiente per dispositivi medicali portatili ricchi di funzionalità senza apportare sostanziali modifiche a livello architettonico. Oltre ai vantaggi in termini di riduzione dei costi e degli ingombri, una soluzione integrata assicura un maggior grado di affidabilità a tutto vantaggio sia dei produttori sia degli utenti finali.

Bibliografia

1 Nota applicativa di Maxim Integrated 5725: "Silicon, Security, and the Internet of Things," <http://www.maximintegrated.com/en/AN5725>; 5716, "Hardware Security ICs Offer Large Security Returns at a Low Cost," <http://www.maximintegrated.com/en/AN5716>; 5522, "Industrial Systems Need the Added Protection of Security ICs," <http://www.maximintegrated.com/en/AN5522>

La tecnologia indossabile si appresta a rivoluzionare i servizi sanitari

La prevenzione dei transienti da scariche elettrostatiche (ESD) è cruciale per il rendimento dei dispositivi di monitoraggio di ultima generazione

James Colby
Direttore business and technology development
Divisione semiconduttori
Littelfuse

Non dovrebbe forse incuriosire il fatto che al giorno d'oggi le auto forniscano una quantità di feedback in tempo reale sul loro stato operativo, di gran lunga superiore a quanto noi sappiamo sul nostro stato di salute? I veicoli sono zeppi di sensori e indicatori che monitorano e informano su tutto, dalla temperatura del motore all'efficienza del carburante, dall'allacciamento delle cinture di sicurezza di autista e passeggero alla luce ambiente, fino alle condizioni di temperatura. Gli umani, d'altronde, dispongono di una serie abbastanza limitata di indicatori di problemi. Certo, sono in grado di riconoscere i segni di febbre, tosse, starnuti o dolore, ma per quanto i produttori di apparecchiature abbiano costantemente incorporato protocolli più elevati di autodiagnosi e manutenzione preventiva, è evidente che si è rimasti parecchio indietro nel monitoraggio delle prestazioni del corpo umano.

Riconoscere quasi in tempo reale che un parametro (glicemia, frequenza cardiaca e così via) è "oltre soglia", certamente contribuirebbe a minimizzare i principali problemi di salute. Se si avesse accesso a queste informazioni, si potrebbero prendere immediatamente delle misure proattive per riportare un parametro critico sotto controllo. Ma come ottenere queste informazioni senza passare giornate intere attaccati ad apparecchiature diagnostiche? Un tale livello di monitoraggio non richiederebbe troppo tempo, oltre a essere troppo invasivo? Fino a poco fa chiunque volesse ottenere anche le informazioni più elementari avrebbe dovuto far visita a un operatore sanitario o usare uno strumento invasivo



Fig. 1 – La prossima generazione di dispositivi indossabili di monitoraggio ha già iniziato a trasformare il modo in cui si rilevano e registrano i dati fisiologici

(come un bisturi per stillare una goccia di sangue all'interno di un misuratore di glicemia). I costi, il tempo, l'accesso/la disponibilità e la scomodità hanno sempre reso molto difficile la raccolta di dati fisiologici.

A quanto pare, si sta per assistere a una rivoluzione nel campo del monitoraggio della salute. Il movimento del "Quantified Self" assicura che aiuterà ad "andare a fondo" e capire i parametri sanitari in ogni momento. Quello del "Quantified Self" è un concetto per cui dei sensori elettronici tengono monitorati i parametri fisiologici di

una persona, così da comprenderne lo stato corporeo (frequenza cardiaca, glucosio, idratazione, consumo di ossigeno, ritmi del sonno, calorie ingerite e così via) in tempo reale.

Lo scopo principale è permettere a chiunque di agire sulla base delle proprie informazioni fisiologiche per migliorare la propria salute, il proprio stato d'animo e così via. Purtroppo nel passato il corpo umano è sempre stato trattato come una "scatola nera" per la quale trovare risposte più che comprendere in tempo reale. In realtà, una comprensione in tempo reale (acquisita attraverso il monitoraggio fisiologico) consentirebbe di modificare il proprio comportamento, così da ottenere la condizione desiderata (una pressione arteriosa più bassa, perdita di peso, accorciamento del tempo di convalescenza a seguito di infortunio/operazione chirurgica e così via).

Senza queste informazioni sul proprio stato effettivo, è estremamente difficile pianificare e passare alla fase successiva. Tuttavia, se dette informazioni fossero prontamente disponibili, si sarebbe incoraggiati a lavorare per raggiungere prima i propri obiettivi. Anche semplici azioni, quali salire le scale invece di prendere l'ascensore o bere acqua al posto di bevande zuccherate, avrebbero un impatto misurabile e riconoscibile e porterebbero a godere di una miglior salute in generale.

Per quanto possa sembrare sorprendente alla maggior parte delle persone, le tecnologie indossabili con sensori fisiologici incorporati stanno diventando sempre più accessibili. Invece di costringere gli utenti a portare con sé i misuratori di glicemia, la prossima generazione di dispositivi di monitoraggio sarà portata sul corpo stesso (un esempio in Fig. 1). L'incorporazione quasi trasparente di questi sensori medici consentirà di monitorare le proprie condizioni pressoché in tempo reale e di accumulare molti più punti dati nel corso della giornata.

I primi esempi di questo nuovo approccio sono già disponibili, sotto forma di braccialetti in grado di misurare la distanza percorsa camminando, le pulsazioni e così via. Sobria biancheria intima pensata per il fitness consente di raccogliere dati su parametri chiave quali pulsazioni, velocità di respirazione, postura e persino distanza percorsa.

Per quanto queste opzioni di monitoraggio possano essere vantaggiose, le implicazioni positive della tecnologia indossabile sono ancora tutte da scoprire (Fig. 2). Si immagini solo se chi soffre di diabete non dovesse più pungersi le dita varie volte al giorno per misurarsi la glicemia e adattare di conseguenza la dose di insulina. In questo modo non solo si eliminerebbe il dolore, ma diventerebbe molto più semplice raccogliere con maggiore frequenza questo genere di dati fondamentali. I malati di diabete, inoltre, riuscirebbero a controllare più efficacemente i loro livelli di glicemia sul lungo periodo

e ritardare, se non prevenire, le conseguenze più gravi di questo disturbo sempre più comune.

Alcuni ricercatori tedeschi hanno persino sviluppato un metodo che impiega luce laser a infrarossi e una tecnica chiamata spettroscopia fotoacustica per determinare i livelli di glicemia senza dover perforare la pelle. Analogamente, altri ricercatori in Israele e in Olanda stanno lavorando per sviluppare dispositivi indossabili che impiegano luce laser, un magnete e una fotocamera per misurare la concentrazione del glucosio nel sangue



Fig. 2 - I braccialetti saranno presto in grado di trasmettere allo smartphone dell'utente informazioni importanti sui livelli di zucchero nel sangue, la pressione arteriosa, il colesterolo, la frequenza cardiaca, l'alimentazione, la pulsossimetria, il sonno e altri importanti aspetti della sua salute, per poi essere comunicati facilmente al medico

usando l'effetto "macchiato", strutture di interferenza granulosa prodotte sulle immagini quando la luce laser è riflessa da una superficie irregolare o si disperde da un materiale opaco. Entrambi i metodi non sono invasivi e un giorno potrebbero rivoluzionare la diagnosi, il monitoraggio e la cura del diabete.

Se da un lato lo sviluppo e l'introduzione di queste nuove ed entusiasmanti tecnologie hanno il potenziale di migliorare la raccolta dati e, in definitiva, la salute di chi le usa, il fatto che questi sistemi siano progettati per

essere indossati a contatto con la pelle costituisce da una parte il loro maggiore punto di forza, ma dall'altra potenzialmente anche un punto debole.

In fondo, è inevitabile che siano esposti all'elettricità statica generata dall'utente, il che può renderli inutilizzabili in assenza di una protezione adeguata. Può infatti bastare un semplice tocco umano per innescare un transiente da scarica elettrostatica (ESD). Il fatto è che ogni circuito di sensori, ogni pulsante, ogni interfaccia di ricarica della batteria o I/O di dati può rappresentare un varco attraverso cui gli ESD possono entrare nei dispositivi.

La buona notizia per i produttori di dispositivi indossabili è che i produttori dei componenti di protezione ESD basati su semiconduttori si stanno impegnando al massimo per migliorare le potenzialità di queste soluzioni. [Littelfuse, Inc.](#), ad esempio, investe costantemente nello sviluppo di nuovi processi a potenziamento dei propri prodotti di protezione. Tra le innovazioni componentistiche più recenti si annoverano:

Tensione di bloccaggio inferiore per proteggere anche i circuiti più sensibili: durante un evento ESD il compito principale della protezione ESD è quello di deviare e dissipare

quanto più transiente ESD possibile. Questa caratteristica si migliora riducendo la resistenza nello stato (spesso chiamata "resistenza dinamica"). Riducendo la resistenza dinamica, la protezione ESD porta su di sé molta più corrente di picco rispetto al circuito protetto. In questo modo, riduce lo stress elettrico che grava sul circuito integrato, garantendone la sopravvivenza. La serie di diodi TVS SP3014 di Littelfuse, ad esempio, presenta un valore di resistenza dinamica inferiore a 0.1Ω , così da fornire le migliori prestazioni.

Capacità inferiore per evitare interferenze con trasferimento dati ad alta velocità: sebbene la protezione dei circuiti sia compito fondamentale dei dispositivi di protezione ESD, è importante ricordare che questo deve essere svolto senza interferire con il funzionamento ordinario dei circuiti che proteggono. Ad esempio, su un'interfaccia RF (Bluetooth, ZigBee ...) o una porta

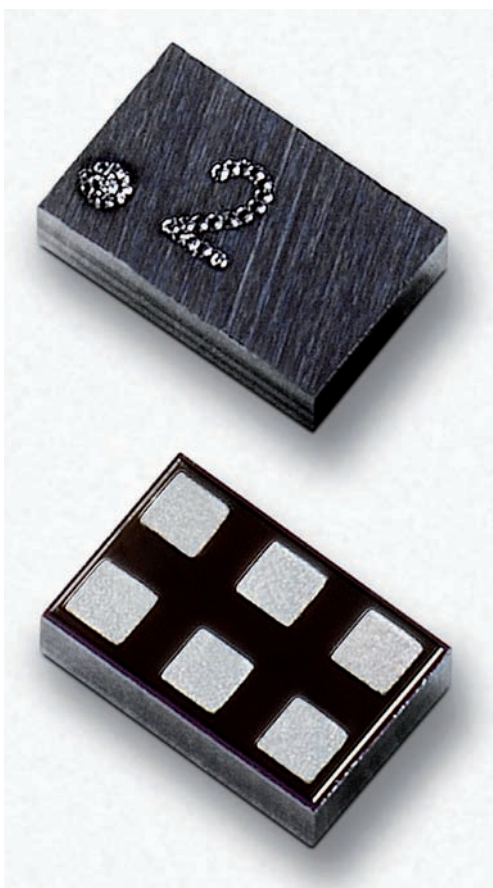


Fig. 3 - Le serie di diodi TVS bidirezionali a cinque canali SP 1012 forniscono una protezione efficace contro scariche elettrostatiche altamente distruttive. La loro configurazione bidirezionale fornisce una protezione simmetrica in presenza di segnali a CA

cablata come un'USB 2.0, alla protezione ESD si deve impedire di distorcere o indebolire i segnali di dati. Per assicurare l'integrità del segnale, la capacità della protezione ESD deve essere minimizzata senza per questo compromettere i livelli di protezione. Il Diode TVS Serie SP3022 di Littelfuse presenta un valore di capacità pari a 0.35 pF , il che ne garantisce l'"invisibilità" ai segnali ad alta velocità.

Fattori di forma inferiori adatti allo spazio ridotto della scheda disponibile nei dispositivi indossabili: per quanto un dispositivo di protezione funzioni bene, non sarà di grande utilità se non si può integrare nell'applicazione che deve proteggere. I dispositivi medici indossabili diventeranno sempre più piccoli e sottili (orologi, bracciale, fasce pettorali) o saranno incorporati direttamente negli indumenti, così che le schede dei circuiti disporranno di uno spazio minimo disponibile per le soluzioni di protezione ESD. I diodi discreti sono ideali, poiché offrono ai progettisti un'eccezionale flessibilità di layout della scheda; inoltre, le serie SP1020 (30 pF) e SP1021 (6 pF) sono confezionate in un pacchetto di tipo 01005 per minimizzare lo spazio che occupano. Infine, la serie

SP1012 (Fig. 3) riunisce cinque canali bidirezionali di protezione in un pacchetto compatto di $0.94\text{ mm} \times 0.61\text{ mm}$ per applicazioni che richiedono la riduzione del numero di parti e dell'ingombro del dispositivo di protezione. In sintesi, per quanto sia ovvio che le prossime tecnologie indossabili contribuiranno a migliorare la qualità della vita degli utenti, allo stesso tempo continueranno a rappresentare una sfida per i progettisti. È pertanto di estrema importanza assicurarsi che queste forniscano anche la massima affidabilità nel tempo. Inoltre, devono consentire misurazioni precise, a prescindere dallo stile di vita più o meno attivo o dalla frequenza con cui vengono sottoposti a eventi ESD potenzialmente dannosi. I produttori di dispositivi di protezione ESD sono impegnati quanto i progettisti di dispositivi indossabili a fornire protezione a questi dispositivi, senza interferire con la loro funzionalità di base.

Modulo per alimentazione

DC12 di [Schurter](#) è un modulo che risponde alle specifiche dettate dalla normativa IEC 60601-1-11 per i dispositivi medici domestici destinata a ridurre i



rischi per gli utenti. Questo componente è dotato di un connettore tipo IEC C18 a due poli senza conduttore per la messa a terra e risponde agli standard per sistemi a doppio isolamento.

DC12 con protezione Classe II è installabile a pannello con terminali per la connessione rapida. I parametri elettrici indicano una gamma di corrente da 1 a 10A a 40 °C, 250 VAC, 50 Hz (IEC) e da 1 A a 10A a 40 °C, 125 VAC, 60 Hz (UL/CSA). La gamma di temperature operative va da -25 °C a +85 °C.

GPU per migliorare le ecografie

[AMD](#) ha annunciato che le GPU AMD Embedded Radeon HD 7850 hanno permesso di migliorare sensibilmente le prestazioni del sistema Analogic bk3000 per le ecografie.

Analogic infatti utilizza lo standard OpenCL per funzioni di elaborazione general-purpose e l'impiego delle GPU di AMD ha permesso di migliorare di un fattore 3x la quantità di informazioni per ogni immagine di una ecografia, riducendo i tempi necessari tra la fase

di rilevamento e quella di presentazione. Le tradizionali soluzioni infatti utilizzano spesso software custom per adattarsi alle soluzioni basate su FPGA e DSP.



Gamma di cavi per il medicale

[Elettromeccanica ECC](#), grazie alla collaborazione con New England Wire Technologies, è in grado di offrire nell'ambito medicale una vasta gamma di cavi sia per l'elettronica, sia per i fluidi. Questi prodotti si aggiungono alla gamma di TFT, a quella dei moduli di potenza a semiconduttore e ai vari dispositivi di interfaccia uomo-macchina.

Con questa novità Elettromeccanica ECC copre una fascia di mercato caratterizzata da prodotti ad altissima complessità tecnologica. I cavi utilizzati nel settore medicale, infatti, vengono costruiti grazie a specifiche richieste di professionisti del settore. Al loro interno transitano una grande quantità di "informazioni", e nella guaina devono talvolta trovar spazio anche i cosiddetti "tubing" che permettono il passaggio di liquidi e di gas, indispensabili in alcune operazioni chirurgiche endoscopiche.

Piattaforma handheld

Pocket Pad è il nome della nuova piattaforma handheld mobile da 7" di [Advantech](#). Progettata appositamente per l'impiego in applicazioni cliniche come radiologia, EMR, BCMA/CLMA, CPOE e PACS è stata concepita per diventare un'estensione del sistema informativo dell'ospedale. Il livello di protezione è IP54, utilizza i processori Atom serie Z, un display touchscreen full HD da 7" ed è certificato per Windows 8.1. Le unità dispongono di opzioni per scanner per codici a barre, telecamera frontale e posteriore e connettività host. La batteria a carica rapida permette un uso continuo fino a quattro ore del dispositivo.



Controller video



[MEN Mikro](#) ha presentato CC10S, una scheda controller multi display basata sui processori della serie ARM i.MX 6 di Freescale. CC10S offre una risoluzione full HD per pannelli LCD TFT da 7 a 15 pollici e costituisce una soluzione interessante per applicazioni come quelle dei device medici e HMI per il settore automotive. L'architettura Cortex-A9 del processore utilizzato permette di scalare facilmente da esigenze grafiche di tipo low end a quelle high end.

La scheda fornisce un output LVDS a doppio canale con una risoluzione massima di 1920x1200 pixel, mentre la memoria onboard è di 4 GB di SDRAM di tipo DDR3.

La scheda CC10S è dotata anche delle interfacce tipicamente utilizzare per i panel PC, comprese quella Gigabit Ethernet e due USB 2.0.

Clinic box

Clinic Box PC B-101 di [Kontron](#) è destinato al monitoraggio clinico ed è stato appositamente sviluppato per l'ambiente medicale, in particolare per l'uso a stretto contatto con i pazienti. Questo PC dispone di processori Intel Core, memorie di massa di tipo SSD, 4 GB di RAM di tipo DDR3, quattro porte USB 3.0, tre porte LAN medicalmente isolate e interfacce DVI e VGA. Il sistema è del tipo maintenance-free e il case plastico è sigillato. Il sistema funziona infatti senza ventole per il raffreddamento, il che lo rende anche completamente silenzioso. Kontron assicura per questo prodotto una disponibilità a lungo termine, fino al 2019.

