



# ATTICUS

*Ambient-intelligent Tele-monitoring System*

Codice progetto: ARS01\_00860

**Deliverable D4.2**

**Tecnologie dei sensori**



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DEL MOLISE



## Data: Agosto 2019

Leader OR	UNISANNIO
Obiettivo realizzativo (OR)	OR4 – Realizzazione del dispositivo S-WARE: acquisizione ed elaborazione segnali
Attività	4.2 – Studio delle tecnologie dei sensori
Descrizione dell'attività (come da capitolato)	Saranno analizzate diverse tecnologie per i sensori da utilizzare. Ad esempio, per la rilevazione della frequenza di respirazione, come l'utilizzo di sensori piezoelettrici e di metodi di basati sulla misura di bioimpedenza o su "Respiratory Inductance Plethysmography".
Partner coinvolti nell'attività	<ul style="list-style-type: none"><li>● REGMOL</li></ul>
Stato del documento	Final draft
Confidenzialità	Ristretta

## Indice del documento

1	Introduzione.....	7
2	Sistemi per la misura di segnali fisiologici.....	8
2.1	Frontend per segnali ECG.....	8
2.1.1	AD8233 .....	9
2.1.2	ADAS1000/ADAS1000-1/ADAS1000-2.....	11
2.1.3	MAX 30003 .....	12
2.1.4	BMD101.....	13
2.1.5	ADS 1192 .....	14
2.1.6	ADS1298R.....	16
2.1.7	ADAS1000-4.....	17
2.1.8	MAX30001.....	19
2.1.9	INA333.....	19
2.2	Sistemi per la misura dell’onda di respirazione .....	20
2.2.1	Misura della respirazione dalla bioimpedenza.....	21
2.2.1.1	ADAS1000.....	21
2.2.1.2	ADS1298R .....	23
2.2.1.3	AFE 4300.....	24
2.2.1.4	MAX 30001.....	27
2.2.2	Misura della respirazione mediante sensori piezoelettrici.....	29
2.2.2.1	KFG-30-120-C1.....	29
2.2.2.2	KSP-6-350-E4.....	29
2.2.3	Misura della respirazione mediante Respiratory inductance plethysmography (RIP) .....	30
2.2.3.1	SENSADV-RIP1 .....	30
2.3	Sistemi per la misura della temperatura corporea .....	31
2.3.1	Sensori di temperatura basati su semiconduttori.....	32
2.3.1.1	LTC 2996.....	32
2.3.1.2	MAX 30208 .....	33
2.3.2	Termistori .....	34
2.3.2.1	NTCS 0603E3222FMT .....	34
2.3.2.2	CAT-NTC0022 .....	35
2.4	Sistemi per la misura della risposta galvanica della pelle .....	36
2.4.1	MAX REFDES73 .....	36
2.4.2	Shimmer 3 GSR+ .....	38
2.5	Sistemi per la misura della posizione e dell’attività fisica .....	39
2.5.1	BMA 400.....	39

Ambient-intelligent Tele-monitoring and Telemetry for Incepting & Catering over Human Sustainability

2.5.2	BMX 160 .....	41
2.5.3	BNO 055 .....	44
2.5.4	ICM 20649 .....	47
2.5.5	LSM6DS3H .....	48



## Indice delle Figure

Figura 1: Architettura AD8233 .....	10
Figura 2: Architettura ADaS1000 .....	12
Figura 3: Architettura MAX30003 .....	13
Figura 4: Architettura ADS 1192 .....	15
Figura 5: Architettura ADS 1298R .....	17
Figura 6: Architettura ADAS1000-4 .....	18
Figura 7: Architettura del canale di respirazione dell'ADAS 1000 .....	22
Figura 8: Architettura del Canale di Respirazione dell'ADS 1298R .....	23
Figura 9: Architettura Canale di Respirazione AFE4300 .....	25
Figura 10: Esempio di Utilizzo .....	26
Figura 11: Schema di Calibrazione .....	27
Figura 12: Architettura Canale di Respirazione MAX 30001 .....	28
Figura 13: Estensimetro KFG-30-120-C1 .....	29
Figura 14: Estensimetro KSP-6-350-E4 .....	30
Figura 15: SENSADV-RIP1 .....	31
Figura 16: Architettura LTC 2996 .....	32
Figura 17: Schema a Blocchi Architettura MAX 30208 .....	33
Figura 18: Termistore NTCS .....	35
Figura 19: Termistore CAT .....	36
Figura 20: Schema a Blocchi del MAX REFDES73 .....	37
Figura 21: Schema a Blocchi Catena RIP .....	37
Figura 22: Schema a Blocchi Architettura BMA 400 .....	40
Figura 23: Routine di Funzionamento .....	41
Figura 24: Schema a Blocchi Architettura BMA 400 .....	43
Figura 25: Schema a Blocchi Architettura BNO 055 .....	44
Figura 26: Schema a Blocchi Architettura ICM-20649 .....	48
Figura 27: Schema a Blocchi Architettura Accelerometro .....	49
Figura 28: Schema a Blocchi Architettura Giroscopio .....	50
Figura 29: Possibili modalità di funzionamento .....	50

## Indice delle tabelle

Tabella 1: Tabella Modalità di funzionamento ..... 46



## 1 Introduzione

---

Questo documento riporta lo stato dell'arte delle tecnologie dei frontend e dei sensori per la misura dei segnali e dei parametri fisiologici.

Per ciascuna tecnologia, sarà presentato brevemente il principio di funzionamento e saranno poi elencati i circuiti integrati da considerare nella progettazione dello S-WEAR.

## 2 Sistemi per la misura di segnali fisiologici

### 2.1 Frontend per segnali ECG

L'elettrocardiogramma (ECG) rappresenta l'attività elettrica del cuore, misurata tramite l'utilizzo di elettrodi, collocati sulla pelle del paziente. Gli elettrodi individuano i piccoli segnali elettrici generati dalla depolarizzazione e successiva polarizzazione dei muscoli cardiaci. Ogni coppia di elettrodi può misurare una differenza di potenziale (lead) in base alla loro posizione sul corpo umano. In genere, il processo di misura del segnale ECG prevede l'utilizzo di 10 elettrodi e 12 leads, ma esistono sistemi disponibili in commercio con diverse configurazioni di elettrodi – leads.

Il segnale ECG è formato da 3 componenti principali: l'onda P, che rappresenta la depolarizzazione dell'atrio, il complesso QRS, che rappresenta la depolarizzazione dei ventricoli, e l'onda T, che rappresenta la polarizzazione dei ventricoli. Tali segnali presentano un'ampiezza che varia da  $0.5\text{ mV}$  a  $5\text{ mV}$  con una componente continua di  $\pm 300\text{ mV}$  (dovuta al contatto tra elettrodi e pelle), una componente di modo comune fino a  $1.5\text{ V}$  (dovuta alla differenza di potenziale tra gli elettrodi e la terra) e il rumore di frequenza dovuta alle componenti esterne a  $50\text{ Hz}$  e  $60\text{ Hz}$ . La banda utile per i segnali ECG può variare dai  $0.5\text{ Hz}$  ai  $100\text{ Hz}$ , e a volte fino ad  $1\text{ KHz}$ . Altre fonti di disturbo sono causate da movimenti, dalla respirazione, da disturbi elettromagnetici e da altre apparecchiature elettroniche accoppiate con l'ingresso del sistema di misura.

Visti i disturbi e le piccole ampiezze del segnale ECG, quest'ultimo deve essere amplificato e filtrato opportunamente. Le caratteristiche principali dei dispositivi di acquisizione sono:

- Alta impedenza d'ingresso dell'amplificatore, in modo tale che il segnale non sia affetto dal carico dovuto agli elettrodi.
- L'amplificatore è collegato a un carico, tipicamente un dispositivo di acquisizione. Per massimizzare il range di lettura, l'amplificatore deve presentare un'impedenza di uscita bassa.
- A causa delle piccole ampiezze del segnale ECG, gli amplificatori presentano un altro guadagno. È quindi importante che la banda dell'amplificatore debba essere limitata,

utilizzando delle fasi di filtraggio, in modo tale da ottenere un rapporto segnale rumore più alto possibile.

La quasi totalità dei dispositivi in commercio acquisisce il segnale ECG dal paziente attraverso gli elettrodi, amplifica il segnale utilizzando un primo stage di amplificazione, seguito dall'utilizzo di un amplificatore di strumentazione per diminuire i disturbi causati dalla terra. Infine, il segnale viene filtrato utilizzando un filtro passa alto che elimina la componente continua e diminuisce i disturbi causati da eventuali movimenti.

Di seguito verranno presentati alcuni dispositivi per l'acquisizione di segnali ECG da considerare nella progettazione del sistema S-WEAR.

### 2.1.1 AD8233

L'AD8233 è un frontend per segnali ECG e misure di biopotenziale. È progettato per estrarre, amplificare e filtrare i segnali in presenza di condizioni di rumore, come ad esempio il movimento o il ritardo sull'acquisizione del segnale causato dal posizionamento degli elettrodi in regioni remote del corpo umano, lontane dal dispositivo. Il dispositivo è progettato per essere facilmente integrato con i più comuni sistemi di acquisizione (ADC o Microcontrollori) a bassa potenza. L'AD8233 presenta un filtro passa alto a doppio polo in modo tale da ridurre gli artefatti dovuti al movimento. Il filtro è finemente accoppiato all'amplificatore di strumentazione in modo tale da permettere elevati guadagni e filtraggio a bassa frequenza. Inoltre, è possibile abilitare un ulteriore amplificatore operazionale per creare un filtro a tre poli, riducendo ulteriormente i disturbi. L'utente può inoltre selezionare la frequenza di taglio di tutti i filtri, in base alle necessità. Per migliorare la reiezione di modo comune, il dispositivo presenta un amplificatore Right Leg Drive (RLD). L'AD8233 include anche una funzione di ripristino veloce che riduce la durata dei transitori dei filtri passa alto presenti. Dopo una variazione brusca del segnale acquisito, (es. condizione di lead off) il dispositivo automaticamente seleziona una frequenza di taglio del filtro maggiore, in modo tale da poter ritornare ad acquisire segnali validi il più velocemente possibile. Di seguito sono elencate le caratteristiche principali dell'AD8233.

- Rilevazione di condizione di lead off/on in shutdown;
- Reiezione di modo comune  $80dB$ , da 0 a 60 Hz;
- 2 Configurazioni disponibili, a 2 o 3 elettrodi;
- Alto guadagno dell'amplificatore ( $G = 100$ );
- Filtro passa alto a 2 poli, con possibilità di aggiungerne un ulteriore, con frequenza di taglio selezionabile dall'utente;
- Funzione di Ripristino Veloce;
- Amplificatore RLD;
- Tensione di alimentazione 1.7 V o 3.5 V;
- Corrente di alimentazione 50  $\mu A$ ;
- Rumore picco-picco di tensione tra 0.5 Hz e 40 Hz di 8.5  $\mu V$ .

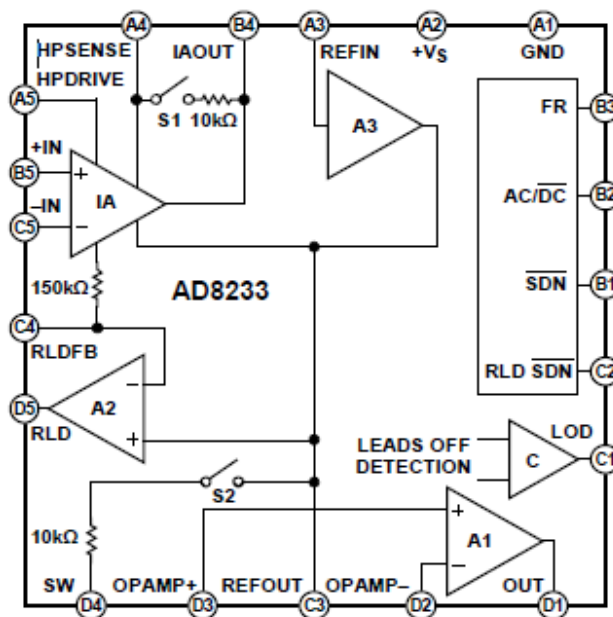


Figura 1: Architettura AD8233

## 2.1.2 ADAS1000/ADAS1000-1/ADAS1000-2

La famiglia di dispositivi ADAS1000 è capace di misure segnali elettro cardiaci, impedenza toracica, condizione di lead on/off e trasmettere in uscita tali informazioni in un data frame con una frequenza di trasmissione programmabile. I suoi bassi consumi di potenza e dimensioni rendono tali dispositivi adatti per applicazioni portatili e a bassa potenza. Nello specifico, l'ADAS1000 presenta 5 canali ECG, con incluse misure di respirazione, l'ADAS1000-1 offre solo la misura del segnale ECG e l'ADAS1000-2 è un sottosistema del dispositivo ADAS1000 che può essere utilizzato insieme ad altri dispositivi per la rilevazione del segnale cardiaco, ma non presenta nessun'altra feature. Tra le altre funzioni di cui dispongono i dispositivi per l'acquisizione di segnali sono incluse: lead controllati dalla media dei segnali acquisiti da ogni canale, segnale di riferimento selezionabile, funzione di ripristino veloce, circuito per la misurazione della respirazione, rilevazione di condizione di lead off/on. I dispositivi presentano diverse tipologie di uscite digitali, così che si possano interfacciare con qualsiasi apparato di elaborazione dei segnali (es. DSP, FPGA, ecc.), e la possibilità di utilizzare in ingresso segnali differenziali. Viste le numerose applicazioni di tali dispositivi, essi presentano un'architettura che prevede l'abbattimento del rumore, al costo di un incremento dei consumi. Le caratteristiche principali dei dispositivi ADAS1000 sono:

- Acquisizione del segnale ECG su 5 canali fino a 10+ elettrodi;
- Rilevazione di condizione di lead off/on;
- Misure di impedenza toracica;
- Lead di riferimento selezionabile;
- Modalità power down;
- Possibilità di operare con 1 lead (11mW), 3 leads (15 mW), 10+ elettrodi (21 mW);
- Funzione di ripristino veloce;
- Data rate dei segnali digitali in uscita programmabile;
- Interfaccia SPI/QSPI, compatibile con DSP.

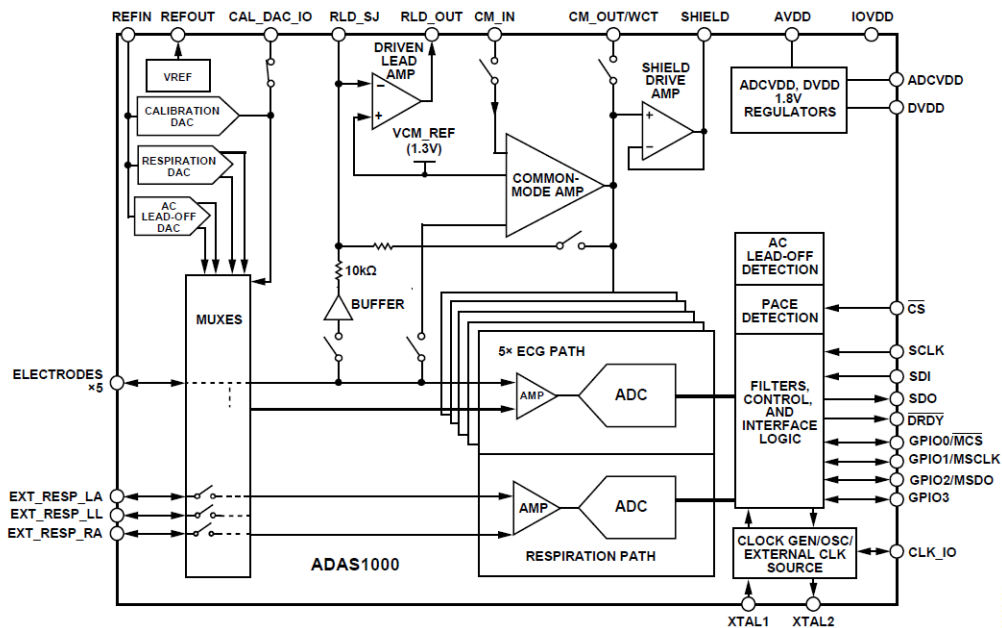


Figura 2: Architettura ADAS1000

### 2.1.3 MAX 30003

Il MAX 30003 è una completa soluzione front end per segnali ECG in applicazioni indossabili. Offre alte prestazioni a bassa potenza. Il dispositivo presenta un canale ECG con la possibilità di rilevazione del battito cardiaco integrata. Il canale presenta protezione contro correnti statiche, filtraggio di rumore elettromagnetico, rilevazione di condizione di lead off/on in modalità stand by e voltaggi di test finemente calibrati. Il dispositivo presenta anche una sequenza di avvio progettata per non introdurre all'interno delle misure, elevati transitori. Il canale presenta inoltre alta impedenza in ingresso, varie opzioni di filtraggio sia passa basso che passa alto, e un convertitore analogico digitale ad alta risoluzione.

- Acquisizione del segnale ECG e conversione ad alta risoluzione (ENOB pari a 15.5);
- Rilezione di Modo comune elevata (ingressi differenziali con  $CMRR > 100dB$ );
- Impedenza di ingresso elevata ( $500 M\Omega$ );
- Elevato range di offset in continua ( $\pm 650 mV$ ) per permettere l'utilizzo di numerose tipologie di elettrodi;

- Alimentazione a 1.1 V con consumi pari a 85  $\mu W$ ;
- Condizione di lead on, con interrupt, per permettere al microcontrollore di rimanere in stand by finché non si presenta una condizione di lead on;
- Rilevazione del battito cardiaco integrato, con interrupt, in modo tale da evitare la necessità di algoritmi appositi all'interno del microcontrollore;
- Rilevazione picco R-R;
- Interrupt completamente configurabili;
- FIFO di 32 parole;
- SPI ad alta velocità.

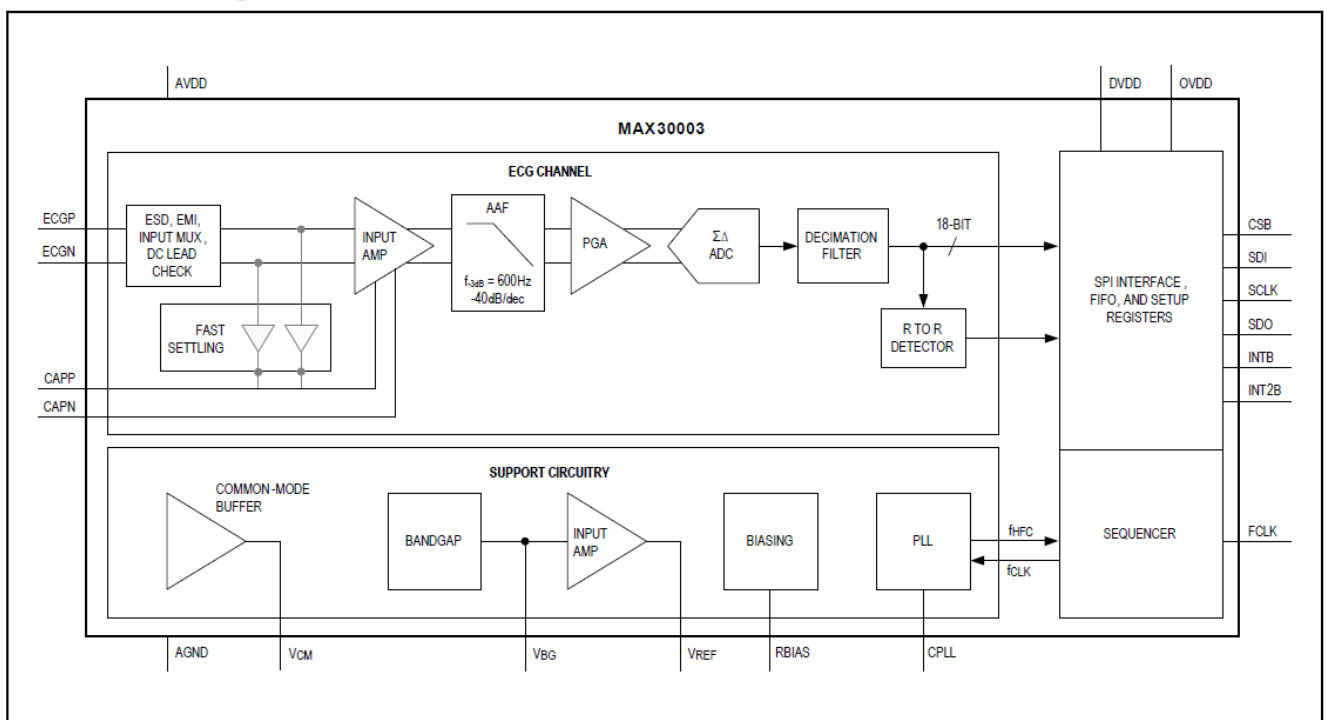


Figura 3: Architettura MAX30003

## 2.1.4 BMD101

BMD101 è un dispositivo della NeuroSky per la rilevazione e l'elaborazione di bio-segnali, tramite l'implementazione di una soluzione SoC (System on Chip). Il dispositivo presenta una sezione

frontend per l'acquisizione di segnali, seguita da una struttura digitale per l'elaborazione utilizzando algoritmi proprietari di NeuroSky. I principali componenti della sezione frontend sono un amplificatore a basso rumore, con guadagno programmabile dall'utente, ed un ADC a 16 bit per la conversione dei segnali acquisiti. L'Analog Frontend riceve dagli elettrodi, tramite un ingresso differenziale, il segnale ECG che viene filtrato tramite l'utilizzo di un filtro passa alto, in modo tale da eliminare la continua e le armoniche a bassa frequenza, e amplificato. La sezione adibita all'elaborazione digitale è configurabile dall'utente, con un DSP integrato e guidato da una unità di controllo.

- Soluzione SoC per l'acquisizione e l'elaborazione di segnali ECG;
- Presenza di un Analog front End e di una unità DSP;
- Utilizzo di un Low Noise Amplifier (Low Noise Amplifier);
- ADC a 16 bit;
- Rilevazione di condizione di lead off/on;
- Rilevazione della frequenza cardiaca ( $\pm 1\text{bpm}$ );
- Filtro per la rimozione della componente a 50 Hz e 60 Hz ( $-60\text{dB}$ );
- UART con FIFO a 64 byte in trasmissione;
- Singola alimentazione a 3.3 V;
- Bassi consumi di corrente (0.8 mA).

### 2.1.5 ADS 1192

L'ADS 1192 è un dispositivo preposto all'acquisizione di segnali bioelettrici multicanale e presenta un amplificatore programmabile con un ADC a 16 bit per la conversione dei segnali acquisiti. Il dispositivo dispone, inoltre, sia di un riferimento in tensione interno, che di un riferimento in frequenza grazie alla presenza di un oscillatore. L'ADS 1192 possiede un ingresso a due canali, con

l'utilizzo di un multiplexer, che può essere collegato anche ai segnali interni di test. Il data rate del dispositivo è 8kSPS.

- 2 PGA a basso rumore, uno per ogni canale, con due ADC a 16 bit;
- Bassi consumi di potenza ( $335 \mu W$  per canale);
- Data Rate programmabile, da 125 SPS a 8 kSPS;
- Reiezione di Modo Comune  $CMRR - 95 \text{ dB}$ ;
- Guadagno dell'amplificatore programmabile (1,2,3,4,6,8,12);
- Possibilità di utilizzare sia alimentazione differenziale che monopolare;
- Presenza di funzioni di: RLD, lead off/on, test del dispositivo con segnali interni;
- Riferimento in frequenza interno;
- Standby Mode;
- Interfaccia SPI.

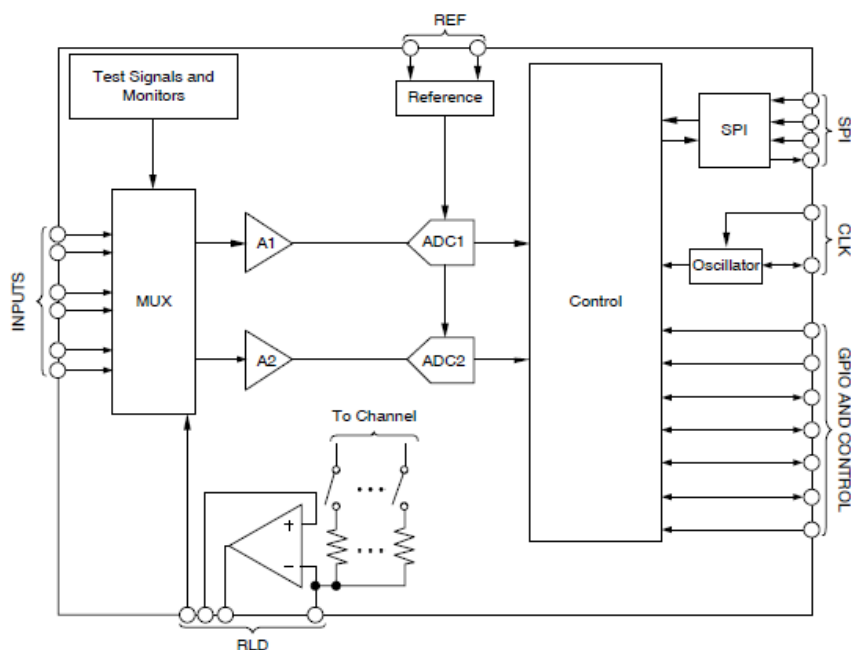


Figura 4: Architettura ADS 1192

## 2.1.6 ADS1298R

La struttura dell'ADS1298R è molto simile a quella dell'ADS1192, con la presenza di 8 canali di acquisizione, PGA, ADC 24 bit e segnali di riferimento sia per la tensione che la frequenza. Il dispositivo, oltre che per l'acquisizione di segnali ECG, può essere utilizzato anche per segnali EEC (elettroencefalogramma). Come nel caso dell'ADS1192, anche l'ADS1298R presenta in ingresso un multiplexer, in modo tale da scegliere in canale da convertire e con la possibilità di selezionare i segnali interni di test per la configurazione e il testing del dispositivo. Tre amplificatori generano il Terminale Centrale di Wilson (WCT) e i Terminali Centrali di Goldberg (GCT), permettendo al dispositivo di essere utilizzato nella configurazione standard a 12 leads per la misura di segnali ECG. Il dispositivo può anche misurare l'impedenza toracica dovuta alla respirazione.

- 8 PGA a basso rumore con 8 ADC a 24 bit per l'amplificazione e la conversione dei segnali acquisiti;
- 8 Canali di acquisizione;
- Basso consumo di potenza ( $0.75\text{ mW}$  per canale);
- Data Rate programmabile, da  $250\text{ SPS}$  a  $32\text{ kSPS}$ ;
- Reiezione di Modo Comune  $CMRR - 115\text{ dB}$ ;
- Guadagno programmabile (1,2,3,4,6,8,12);
- Possibilità di utilizzare sia alimentazione differenziale che monopolare;
- Sistemi di lead off/on, RLD, WCT e GCT integrati;
- Riferimento di frequenza interno;
- Interfaccia SPI.

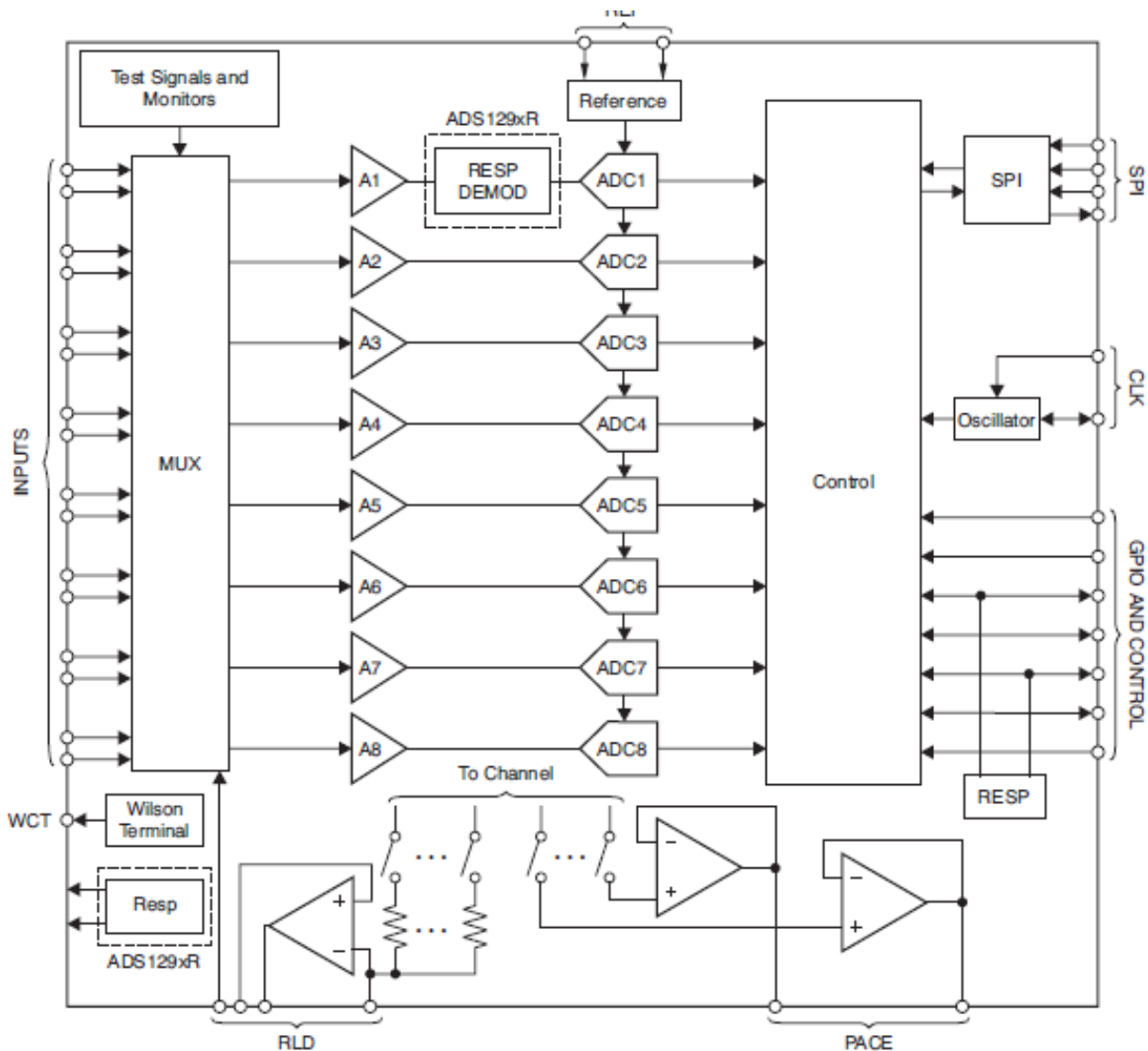


Figura 5: Architettura ADS 1298R

## 2.1.7 ADAS1000-4

L'ADAS1000-4 effettua misure di segnali ECG, impedenza toracica, lead off/on, e trasmette le informazioni in uscita sotto forma di data frame ad un data rate programmabile. Include 3 canali per la misura dell'ECG e può essere utilizzato in combinazione con l'ADAS1000 o ADAS 1000-1 in una configurazione a 8 elettrodi con RLD. Le caratteristiche presenti nel dispositivo includono: lead controllati dalla media dei segnali acquisiti da ogni canale, segnale di riferimento selezionabile, funzione di ripristino veloce, circuito per la misurazione della respirazione, rilevazione di

condizione di lead off/on. guidato, con la possibilità di interfacciare il dispositivo con DSP o FPGA per l'elaborazione dei segnali acquisiti.

- 3 canali ECG, con la possibilità di utilizzare l'ADAS1000 o l'ADAS1000-1 per configurazioni ad 8 elettrodi;
- Rilevazione della condizione di lead off/on;
- Misura dell'impedenza toracica;
- Modalità di funzionamento a bassa potenza (power down mode);
- Bassi consumi, 11 mW con 1 lead, 15 mw con 3 lead;
- Funzione di ripristino veloce;
- Data rate dei segnali digitali in uscita programmabile;
- Interfaccia SPI/QSPI, compatibile con DSP.

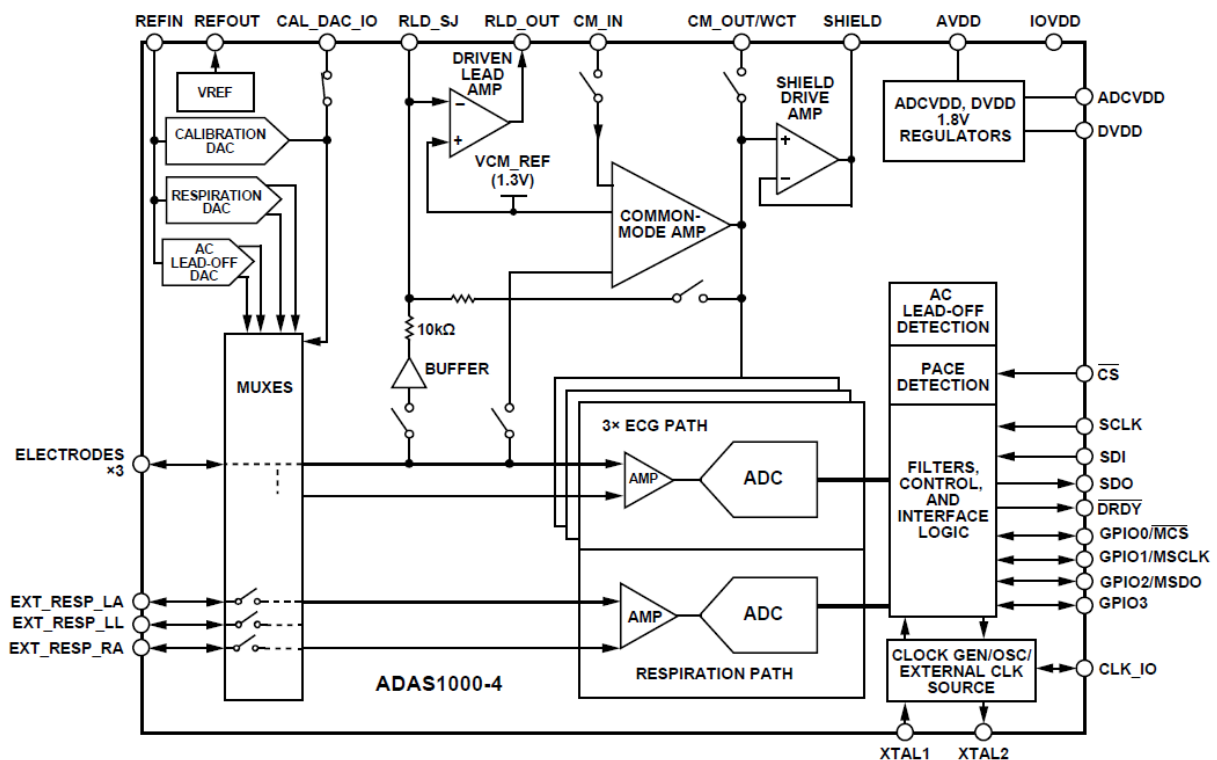


Figura 6: Architettura ADAS1000-4

## 2.1.8 MAX30001

Il MAX30001 rappresenta una soluzione completa per misure di bioimpedenza, con un AFE per l'acquisizione di segnali ECG. Il dispositivo possiede un singolo canale per l'acquisizione del segnale ECG, con rilevazione del battito cardiaco, ed un singolo canale per la misura di bioimpedenza, capace di misurare l'onda di respiro. Entrambi i canali presentano alcune caratteristiche quali: protezione elettrostatica, filtraggio dei disturbi elettromagnetici, rilevamento della condizione di lead off/on, possibilità di operare in modalità low power, segnali di riferimento interni per la calibrazione, Reiezione di modo comune elevata, guadagno programmabile, filtraggio, funzionalità di ripristino veloce. I canali possono lavorare in configurazione a 2 o 4 elettrodi.

- Misure ECG a singolo lead, con risoluzione effettiva pari a 15.9 bit;
- Monitoraggio del battito cardiaco;
- Monitoraggio dell'onda di respiro;
- Misura di bioimpedenza, con risoluzione effettiva pari a 17 bit;
- Ingressi differenziali, con Reiezione di Modo Comune  $CMRR > 100 \text{ dB}$ ;
- Elevata impedenza di ingresso dello stage amplificante ( $1G\Omega$ );
- Rilevamento della condizione di lead off/on;
- Interrupt configurabili, per far rimanere il dispositivo in modalità low power finché non se ne abbia la necessità;
- Interfaccia SPI;
- FIFO a 32 byte per il segnale ECG;
- FIFO a 8 byte per le misure di bioimpedenza.

## 2.1.9 INA333

L'INA333 è un amplificatore di strumentazione, che può essere utilizzato in un AFE per segnali ECG. Presenta un design con 3 amplificatori operazionali a bassa potenza, ideale per applicazioni

portatili. Per modificare il guadagno dell'amplificatore, che va da 1 a 1000, basta un unico resistore esterno, applicando l'equazione standard del guadagno degli amplificatori operazionali  $G = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G}$ . L'amplificatore possiede tensioni di offset molto basse ( $25 \mu V$  per  $G > 100$ ), basse tensioni di offset causate dalla variazione di temperatura ( $0.1 \mu V / ^\circ C$ ) e reiezione di modo comune elevata (CMRR -100dB per  $G > 10$ ). Opera con una tensione di alimentazione di  $1.8 V (\pm 0.9 V)$ , ideale per essere inserito in sistemi alimentati a batteria.

- Basse tensioni di offset ( $25 \mu V$  per  $G > 100$ );
- Basso Drift ( $0.1 \mu V$  per  $G > 100$ );
- Basso rumore ( $50 nV / \sqrt{Hz}$  per  $G > 100$ );
- Alta Reiezione di Modo Comune (CMRR – 100dB per  $G > 10$ );
- Tensioni di alimentazione da  $1.8 V$  a  $5.5 V$ ;
- Input con filtro RFI.

## 2.2 Sistemi per la misura dell'onda di respirazione

Il monitoraggio dell'onda di respirazione può essere effettuato utilizzando varie tipologie di sensori, posizionati su cinture, indumenti o direttamente a contatto con la pelle sfruttando la contrazione del diaframma e l'espansione toracica o ricavando l'onda di respiro dalla misura di bioimpedenza.

Nel primo caso ricadono i sensori piezoelettrici, come ad esempio:

- Sensori di pressione, posti sul torace del paziente per monitorare il movimento del torace e del diaframma dovuto alla respirazione.
- Accelerometri sensibili alle deformazioni volumetriche, che sfruttano lo stesso principio, ed in genere forniscono misure più accurate, ma tali sensori sono suscettibili al movimento del paziente e richiedono quindi stage di filtraggio per eliminare artefatti indesiderati.

- Sensori che utilizzano la Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) per valutare la ventilazione polmonare, tramite il movimento del torace e dell'addome.

Nel secondo caso ricadono i sistemi a basso consumo per il continuo monitoraggio della respirazione del paziente tramite la misura della bioimpedenza. Infatti, la respirazione provoca una variazione della bioimpedenza toracica del paziente, che può essere quindi utilizzata per ricavarne l'onda di respirazione.

In genere, tali sistemi presentano circuiteria integrata per la misura di vari segnali fisiologici, oltre alla bioimpedenza, tramite l'utilizzo di patch elastiche.

Le caratteristiche principali che un dispositivo preposto per la misura dell'onda di respirazione deve presentare sono:

- Bassi consumi
- Bassi costi
- Dimensioni ridotte
- Immunità o compensazione degli artefatti dovuti al movimento (stage di filtraggio).

## 2.2.1 Misura della respirazione dalla bioimpedenza

### 2.2.1.1 ADAS1000

L'ADAS1000 è un sistema utilizzato per l'acquisizione di segnali ECG e respiratori. Le caratteristiche principali del dispositivo sono state elencate nel paragrafo 2.1.2. Tramite l'utilizzo di una corrente differenziale (programmabile dall'utente, da 46.5 kHz a 64 kHz) trasmessa a due elettrodi posti sul torace del paziente, la variazione di bioimpedenza dovuta alla respirazione provoca una variazione di tensione ai capi degli elettrodi. Tale variazione viene acquisita ed è modulata in ampiezza (AM), con portante alla frequenza scelta dall'utente. L'inviluppo del segnale così acquisito rappresenta la misura di impedenza toracica.

La corrente viene fornita agli elettrodi da un DAC, alla frequenza scelta. Viene quindi acquisita la variazione di tensione ai capi degli elettrodi, amplificata, filtrata e demodulata. Ne risulta un

segnale digitale che rappresenta l'impedenza toracica del paziente, che presenta anche i contributi dovuti agli elettrodi e ai cavi. È compito dell'utente ricavare dai dati acquisiti dal dispositivo, l'onda di respiro tramite l'utilizzo di un DPS p di un microcontrollore.

Gli elettrodi preposti per la misura di impedenza non possono essere utilizzati per l'acquisizione di segnali ECG.

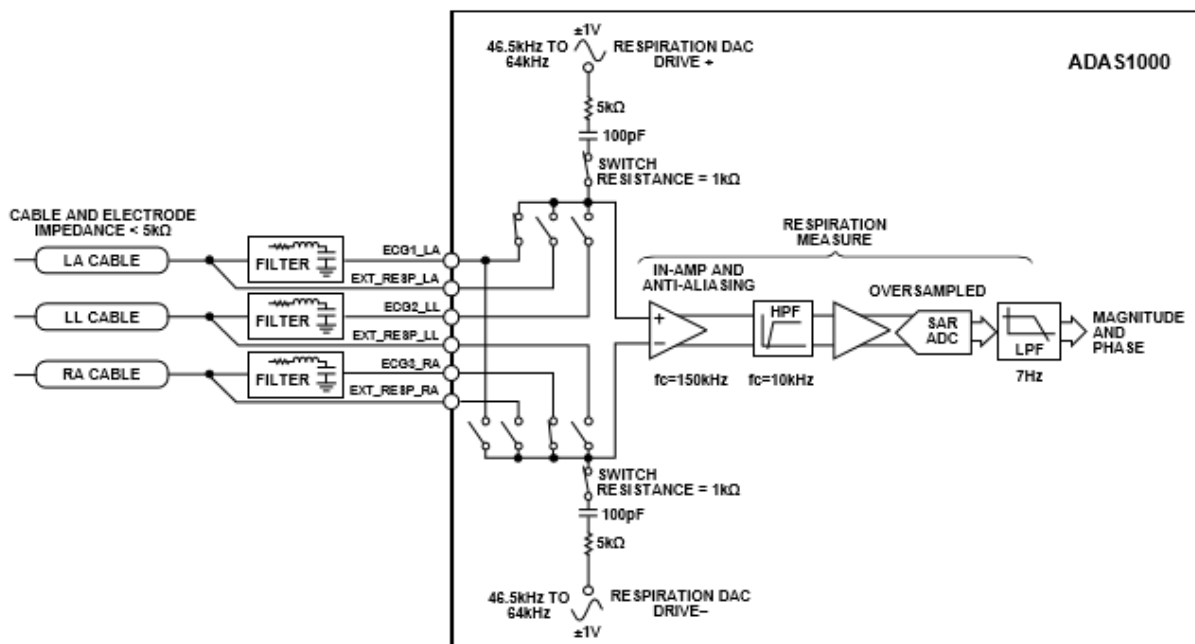


Figura 7: Architettura del canale di respirazione dell'ADAS 1000

Il dispositivo presenta 3 lead (lead I, lead II o lead III) per le misure di impedenza, ed uno solo dei lead può essere utilizzato per volta, oppure si possono utilizzare 3 pin esterni denominati EXT\_RESP\_LA, EXT\_RESP\_RA, EXT\_RESP\_LL.

La sezione di misura dell'impedenza toracica utilizza un circuito RC che determina la risoluzione del dispositivo ( $5k\Omega/100pF$ ), rendendo il dispositivo capace di misurare valori nell'ordine delle centinaia di  $m\Omega$ . Se necessario, l'ADAS1000 permette di utilizzare delle capacità esterne al circuito RC, per raggiungere risoluzioni più elevate, a patto che i cavi utilizzati però, presentino una resistenza minore di  $1k\Omega$ .

## 2.2.1.2 ADS1298R

L'ADS1298R, oltre a poter essere utilizzato per l'acquisizione di segnali ECG in digitale, è progettato in modo tale da poter acquisire anche la bioimpedenza toracica del paziente. Come nel caso dell'ADAS1000, l'uscita del dispositivo presenta il segnale di impedenza demodulato, ed è necessaria una ulteriore fase di processing utilizzando un DSP o un microcontrollore, per la misura dell'onda di respiro.

Il dispositivo prevede quattro modalità di acquisizione per il segnale di bioimpedenza in base al valore del registro RESP\_CTRL : i) 00b disabilita le funzioni di acquisizione dell'impedenza, ii) 01b il dispositivo genera i segnali di modulazione e demodulazione da utilizzare su circuiteria esterna, iii) 10b il dispositivo utilizza segnali di modulazione e demodulazione interni, iv) 11b il dispositivo permette all'utente di utilizzare i propri segnali per la modulazione la demodulazione dell'impedenza, ed in genere tale modalità di funzionamento viene utilizzata nei casi si vogliono implementare tecniche basate sulla Pneumografia. Siccome l'interesse è quello di utilizzare il dispositivo come misuratore dell'onda di respiro tramite la bioimpedenza, sarà di seguito elencata la terza modalità di funzionamento, dove il registro RESP\_CTRL assume il valore 10b.

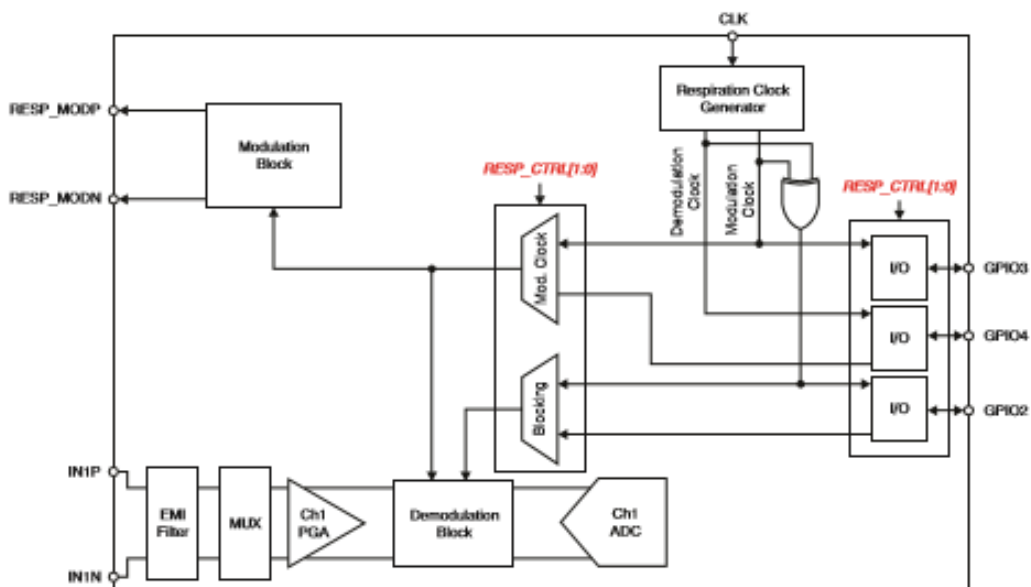


Figura 8: Architettura del Canale di Respirazione dell'ADS 1298R

La Figura 8 mostra lo schema a blocchi del circuito interno preposto alla respirazione. Il blocco modulatore viene pilotato dal bit RESP\_MOD\_EN, mentre il blocco demodulatore da RESP\_DEMOD\_EN. Il segnale utilizzato per la modulazione è un'onda quadra a frequenza selezionabile dall'utente tramite i registri di configurazione (32 kHz o 64 kHz), mentre l'uscita del blocco è disponibile sui pin RESP\_MODP e RESP\_MODN. Questo fa in modo che l'utente possa utilizzare qualsiasi stage filtrante desideri, in base alle necessità. In questo modo, il segnale di bioimpedenza modulato non è disponibile sui pin di uscita GPIO2 GPIO3 e GPIO4, che possono essere utilizzati per altri scopi. In alternativa il segnale viene presentato a seguito della demodulazione, sui sopracitati pin. Il canale di respirazione predefinito è il primo, che quindi non può essere utilizzato per misure di segnali ECG.

### 2.2.1.3 AFE 4300

L'AFE 4300 è un analog front end a basso costo che presenta due catene di misura separate: una per misure di peso (weight-scale), l'altra per misura di composizione del corpo (Body Composition Measurements o BCM). Un ADC a 16 bit capace di convertire 860 SPS è multiplexato tra le due catene. Per le misure di bioimpedenza, ci si concentra sulla seconda catena. Come per i precedenti dispositivi, l'AFE4300 effettua misure di bioimpedenza tramite l'utilizzo di due elettrodi nei quali viene fatta scorrere una corrente nota sinusoidale. Tale corrente è generata utilizzando una DAC a 6 bit, in cascata con un convertitore tensione-corrente, presenti all'interno del dispositivo. La differenza di potenziale tra i due elettrodi, provocata dall'impedenza toracica, viene acquisita da un amplificatore differenziale, ed acquisita da un ADC a 16 bit.

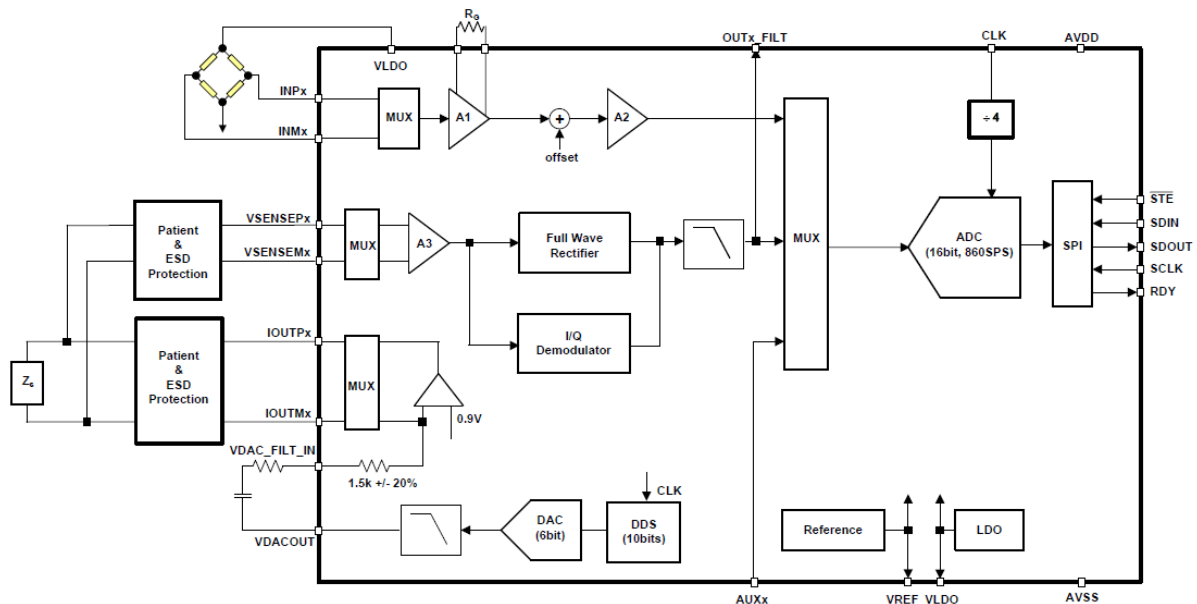


Figura 9: Architettura Canale di Respirazione AFE4300

Di seguito sono elencate le specifiche tecniche del dispositivo relative al canale BCM.

- Supporto fino a 3 misure contemporanee di impedenza complesse (Modulazione IQ);
- DAC a 6 bit, 1 MSPS per la generazione dell'onda di corrente sinusoidale;
- 0.1  $\Omega$  di rumore RMS sulla misura, in una banda di 2 Hz;
- ADC a 16 bit, 860 SPS;
- Corrente di alimentazione 110  $\mu A$ ;
- Programmabile tramite interfaccia SPI.

Di seguito viene presentato uno schema dell'architettura del dispositivo utilizzato per misure di bioimpedenza.

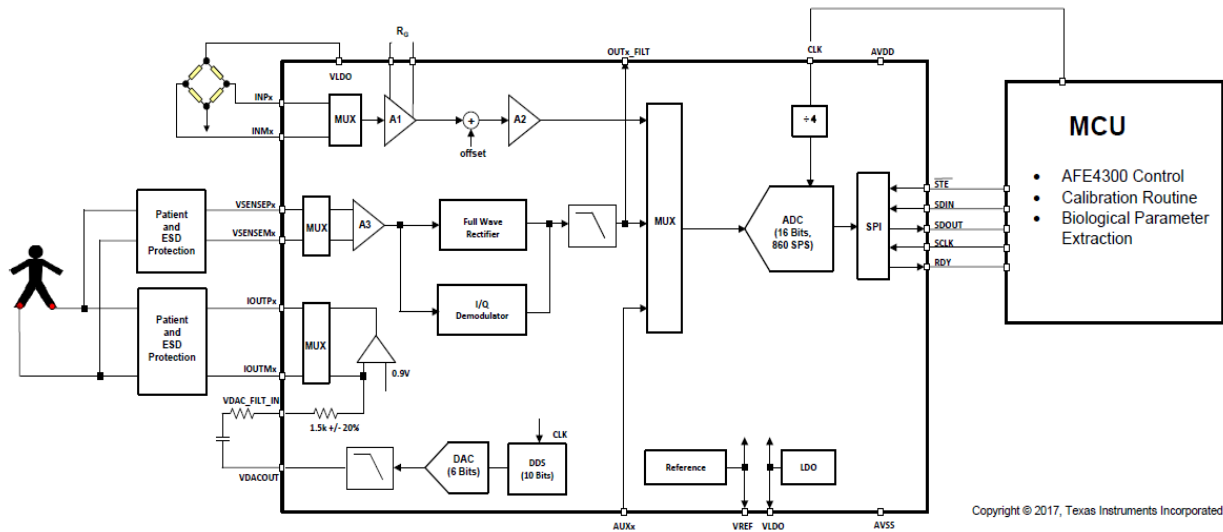


Figura 10: Esempio di Utilizzo

La misura di bioimpedenza viene effettuata tramite l'ausilio di 4 elettrodi: due elettrodi trasmettono il segnale generato dalla DAC, mentre altri due acquisiscono la variazione di tensione dovuta alla bioimpedenza. Il contatto con la pelle provoca la presenza di impedenze parassite sugli elettrodi. Per quanto riguarda gli elettrodi preposti alla trasmissione del segnale sinusoidale, tale impedenza viene vista come in serie, e provoca un incremento della tensione ai capi dei terminali dell'AFE. Ciò potrebbe comportare fenomeni di saturazione della misura. Lo stesso fenomeno di impedenza parassita, si presenta anche ai capi dell'altro paio di elettrodi, dove provoca una attenuazione del segnale acquisito. Per ridurre al minimo l'effetto di tale fenomeno, si necessita di una attenta calibrazione del dispositivo, generalmente misurando due o più impedenze note e costruendo una curva tra l'uscita del dispositivo e l'impedenza. Il costruttore suggerisce di utilizzare i collegamenti tra i terminali del dispositivo e gli elettrodi come in Figura 11.

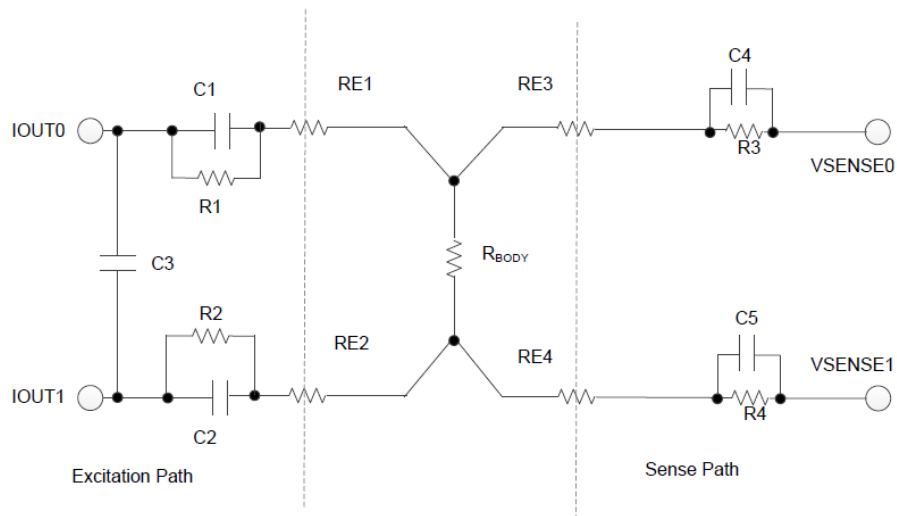


Figura 11: Schema di Calibrazione

Il circuito mostra un modello dell'impedenza del corpo da misurare ( $R_{body}$ ) e dell'impedenza provocata dal contatto tra la pelle e gli elettrodi. Per la calibrazione del dispositivo è possibile utilizzare tale modello, con i seguenti valori di resistenze e capacità:

- $R1 = R2 = 10\text{ k}\Omega$
- $C1 = C2 = 1\mu F$
- $C3 = 47\text{ pF}$
- $R3 = R4 = 10\text{ k}\Omega$
- $C4 = C5 = 1\mu F$

Il dispositivo inoltre presenta una funzione di power down, in modo tale da ridurre i consumi, tramite l'utilizzo di una catena di interrupt proposta per il wake up. Il costruttore, inoltre, sollecita ad effettuare una fase di calibrazione ogni qualvolta il dispositivo debba venire utilizzato per lunghi lassi di tempo.

#### 2.2.1.4 MAX 30001

Il MAX 30001, oltre a possedere una sezione AFE per segnali ECG, permette anche di acquisire i segnali di bioimpedenza toracica, in modo tale da poterne ricavare l'onda di respiro.

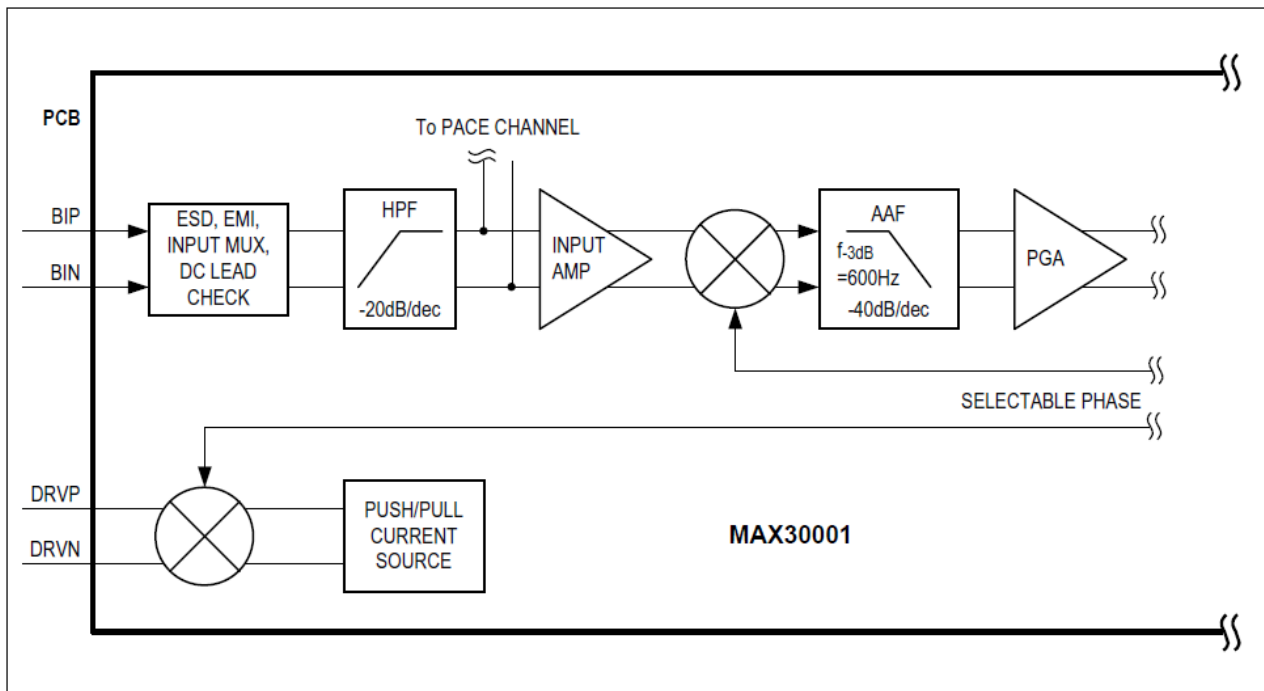


Figura 12: Architettura Canale di Respirazione MAX 30001

In canale per la misura di bioimpedenza presenta in ingresso un multiplexer, un amplificatore di strumentazione, un mixer, un filtro anti aliasing ed un amplificatore con guadagno programmabile. All'interno del multiplexer sono incluse funzioni di protezione EMI, ESD, rilevazione di lead off. L'uscita dello schema a blocchi di figura pilota un ADC ad alta risoluzione. Il dispositivo prevede due configurazioni per la misura della bioimpedenza: a due elettrodi o a 4 elettrodi. Il generatore di corrente fornisce un segnale differenziale modulato con onda quadra, che viene iniettato nel corpo tramite i pin DRVP e DRVN ed i pin BIP e BIN misura quindi la bioimpedenza del paziente. L'ampiezza e la frequenza del segnale di corrente iniettato nel corpo può essere scelta dall'utente tra  $8 \mu A$  e  $96 \mu A$ , e  $128 Hz$  e  $131.072 kHz$ . La scelta dei parametri del segnale utilizzato per il calcolo della bioimpedenza deve essere tale che la differenza di potenziale misurata dai pin Bin e Bip non superi i  $90 mV$  picco-picco, pena la saturazione del dispositivo. Il costruttore nel datasheet del dispositivo illustra precisamente la scelta di tali parametri, fornendo tabelle e descrizioni da applicare ai vari casi di utilizzo e per varie configurazioni.

## 2.2.2 Misura della respirazione mediante sensori piezoelettrici

### 2.2.2.1 KFG-30-120-C1

La KFG è una famiglia di estensimetri a foglio per impieghi general purpose. Grazie alla griglia in costantana, foto-incisa su di un sottile supporto in poliammide con spessore di  $13 \mu\text{m}$ , offrono elevata robustezza, flessibilità ed adesività. La loro resistenza all'umidità li rende capaci di essere utilizzati in sistemi per la misura dell'onda di respiro tramite la deformazione toracica. In particolare, il KFG-30-120-C1 presenta:

- Una griglia di lunghezza  $30 \text{ mm}$  e altezza  $3.3 \text{ mm}$ ;
- Temperatura operativa tra  $-196^\circ\text{C}$  e  $150^\circ\text{C}$ ;
- Autocompensazione in temperatura (tra  $20^\circ\text{C}$  e  $40^\circ\text{C}$  lo strain apparente è inferiore a  $\pm 1 \mu\text{m}/^\circ\text{C}$ );
- Fattore K pari a 2.1;
- Limite di strain pari al 5%;
- Monoassiale;
- Collegamento a 2 fili con rame argentato da  $25 \text{ mm}$ .



Figura 13: Estensimetro KFG-30-120-C1

### 2.2.2.2 KSP-6-350-E4

La famiglia di estensimetri KSP è progettata per una elevata stabilità a lungo termine, per la determinazione di stress generici e per la realizzazione di trasduttori di misura.

- Temperatura compensata;

- Temperatura operativa tra i  $-50^{\circ}\text{C}$  e  $120^{\circ}\text{C}$ ;
- Fattore K pari a 120;
- Limite di strain pari al 3%;
- Lunghezza 12 mm, larghezza 5mm;
- Terminali di collegamento in rame argentato da 25 mm.

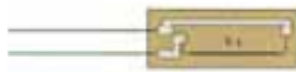


Figura 14: Estensimetro KSP-6-350-E4

### 2.2.3 Misura della respirazione mediante Respiratory inductance plethysmography (RIP)

I dispositivi basati su tecniche RIP misurano i cambiamenti di volume dell'addome. In teoria l'addome può essere visto come un sistema dinamico composto da due elementi con un solo grado di libertà: addome e gabbia toracica. Di conseguenza ogni cambiamento di volume all'interno di uno dei, comporta una reazione uguale e contraria nell'altro. In generale un RIP è costituito da due spire isolate e piazzate sull'addome e sulla gabbia toracica tramite bande adesive. Esse sono collegate ad un oscillatore e ad un demodulatore in modo tale da acquisire il segnale. Il principio fisico di funzionamento si basa sulla variazione di induttanza delle spire nel momento in cui avviene la respirazione e, di conseguenza, la variazione di volume toracico, che va allungare o accorciare le spire. Ciò provoca una variazione di frequenza nel segnale trasmesso sulle spire, e proprio grazie ad essa, è possibile risalire all'onda di respiro.

#### 2.2.3.1 SENSADV-RIP1

Il dispositivo presenta una singola fascia da porre sotto il torace, all'altezza del diaframma, in modo tale da misurare la respirazione mediante tecnica RIP. L'unità di acquisizione è posizionata in un box a parte, che può essere collocato sul corpo, ed è collocata alla fascia tramite due

elettrodi. Il segnale viene trasmesso su da un elettrodo e recuperato dall'altro, attraversando tutta la fascia. In ricezione è presente un ADC a 16 bit. Le caratteristiche fondamentali del dispositivo sono:

- Banda 0.075 Hz – 1 Hz;
- Range di umidità per il corretto funzionamento: 5-95%;
- Range di temperatura 5-40°C;
- Robusta reiezione degli artefatti dovuti al movimento.

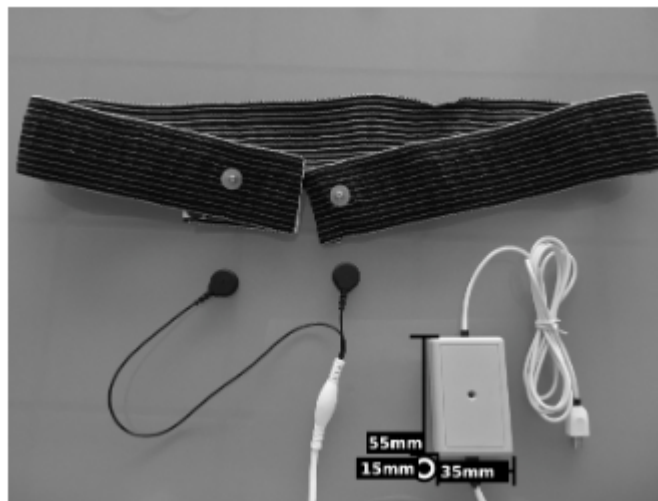


Figura 15: SENSADV-RIP1

## 2.3 Sistemi per la misura della temperatura corporea

La maggior parte dei sensori di temperatura utilizzati per applicazioni biomedicali, si basano sull'utilizzo di termistori, termopile o semiconduttori.

I termistori sono un tipo di resistori la cui resistenza varia al variare della temperatura. Si può quindi utilizzare tale variazione per calcolare indirettamente la temperatura, mentre sensori basati su semiconduttori, sfruttano la relazione presente tra temperatura e corrente tipica dei diodi.

## 2.3.1 Sensori di temperatura basati su semiconduttori

### 2.3.1.1 LTC 2996

L’LTC 2996 è un dispositivo per la rilevazione della temperatura con soglie programmabili, con la possibilità di avere in uscita degli alert. Il dispositivo converte la temperatura di un diodo esterno o del suo substrato in una differenza di tensione in uscita, con un’alta reiezione al rumore grazie ad una rete di resistenze in serie e parallelo. La temperatura viene comparata con delle soglie programmabili tramite l’utilizzo di set di divisori resistivi. Se la temperatura acquisita supera una di queste soglie, il dispositivo lancia un alert in uscita, pullando basso il pin corrispondente. L’accuratezza del dispositivo è di  $\pm 1^{\circ}C$ , con consumi di  $200 \mu A$ .

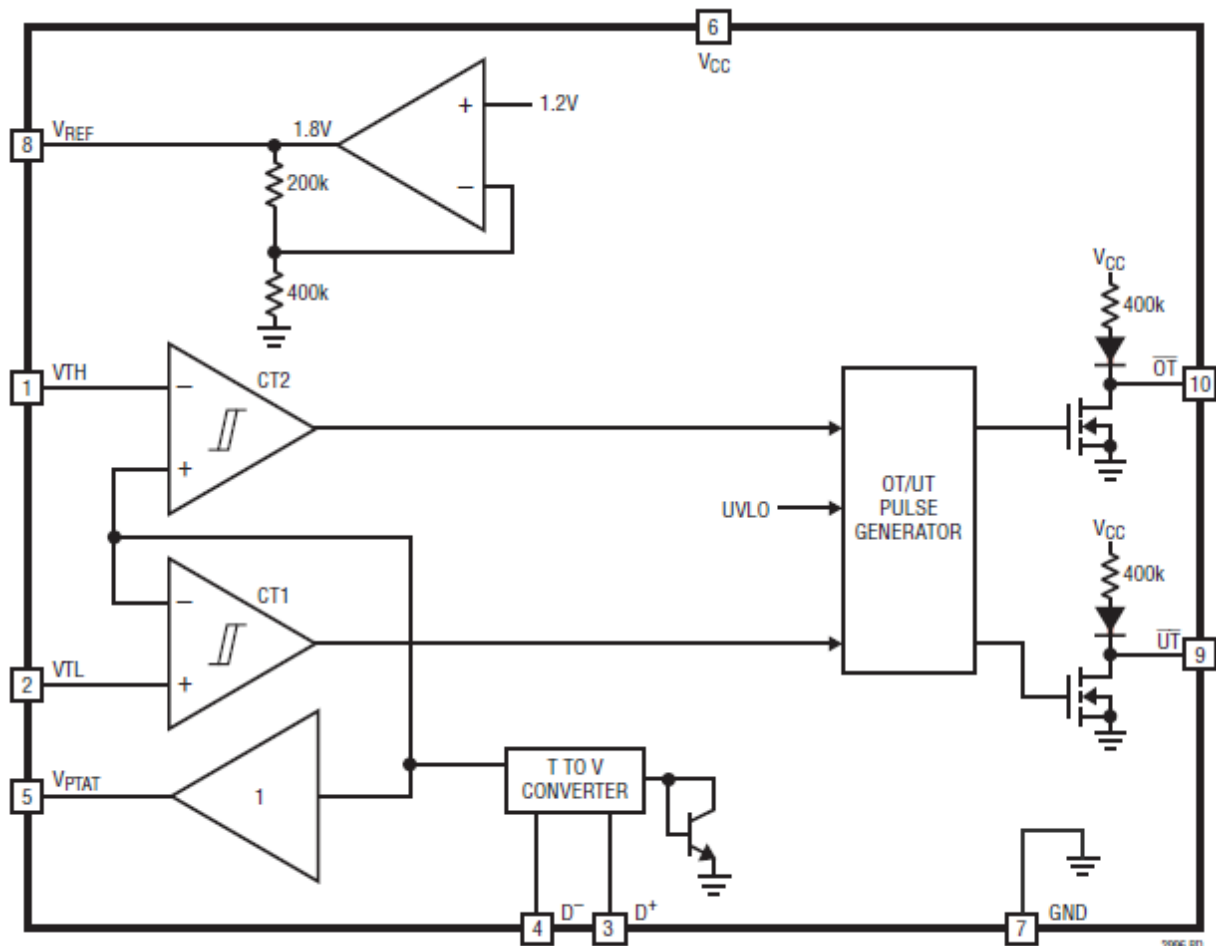


Figura 16: Architettura LTC 2996

La tensione in uscita dal dispositivo è proporzionale alla variazione di tensione su di un diodo interno o esterno utilizzando varie correnti di test utilizzando la relazione:

$$T = \frac{q}{\eta \cdot k} \cdot \frac{V_D}{\ln\left(\frac{I_D}{I_S}\right)}$$

L'equazione esplicita una relazione tra temperatura e tensione del diodo che dipende dai parametri del diodo.

### 2.3.1.2 MAX 30208

Il MAX 30208 è un sensore di temperatura digitale ad alta accuratezza, nell'ordine del decimo di grado, con un range di misura tra i 30°C e i 50 °C. Il dispositivo è stato realizzato per essere utilizzato in applicazione wearable per la misura della temperatura corporea. Presenta un ADC a 16 bit ed utilizza un'interfaccia I2C per la comunicazione. Inoltre, dispone di due pin GPIO, il primo utilizzato come pin di start per l'inizio della misura di temperatura, il secondo per lanciare interrupt configurabili in base allo stato del dispositivo. Il max 30208 include inoltre una FIFO che può contenere fino a 32 letture di temperatura, 2 byte ciascuna, ed una serie di allarmi basati su threshold configurabili. Il dispositivo inoltre presenta bassi consumi di corrente (67 μA in funzione, e 0.5 μA in stand by).

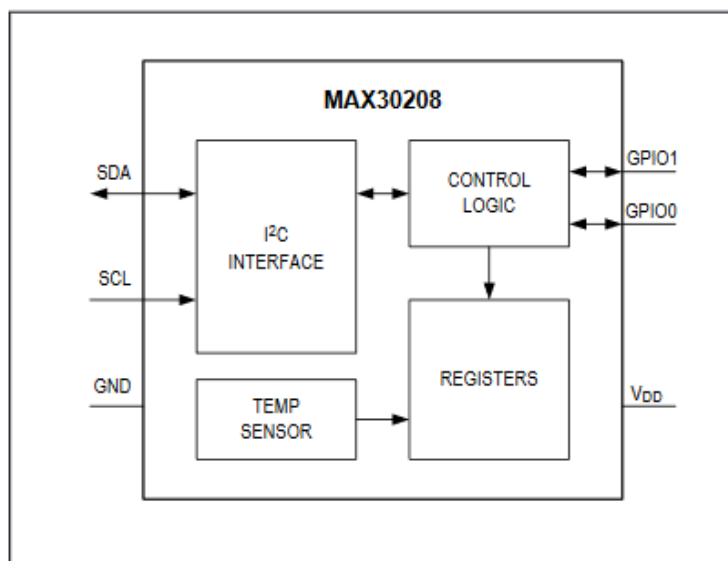


Figura 17: Schema a Blocchi Architettura MAX 30208

Il costruttore consiglia, al fine di effettuare misure di temperatura con il minor numero di disturbi, di piazzare il sensore quanto più vicino possibile alla pelle, di utilizzare collegamenti quanto più sottili possibili e di montare il sensore su superfici flessibili come il kapton.

Normalmente il dispositivo di trova in modalità di stand by. In questo il MAX 30208 non acquisisce alcun dato di temperatura. L'utente deve quindi dare un comando di start, andando a configurare l'apposito registro. Dopo 15 ms (tempo di conversione), i dati di temperatura sono disponibili sulla FIFO e il dispositivo ritorna in stato stand by. I dati di temperatura all'interno della FIFO sono di 16 bit in complemento a due.

È possibile impostare degli allarmi, in questo modo ogni qualvolta il dispositivo effettua una lettura di temperatura, comparerà il valore con una soglia scelta dall'utente. La soglia è in formato complemento a due a 2 byte. Qualora una soglia venga superata, il dispositivo abilita una linea di interrupt in uscita, finché l'allarme non è risolto. Se le condizioni di allarme cambiano mentre è attivo un interrupt dovuto ad un allarme precedente, è necessario effettuare una nuova misura di temperatura affinché le modifiche siano attuate.

Il dispositivo può trasmettere i dati di temperatura ad un master controller tramite interfaccia I2C. Per iniziare la comunicazione il master deve utilizzare la condizione di START specificata sul datasheet del componente, mentre per terminarla bisogna utilizzare la condizione di STOP. Qualora si volesse optare per una trasmissione continua, il MAX30208 prevede una condizione di REPEATED START. L'interfaccia viene utilizzata anche per la configurazione del dispositivo.

## 2.3.2 Termistori

### 2.3.2.1 NTCS 0603E32222FMT

I termistori serie NTCS offrono alta sensibilità ed elevata precisione su un ampio intervallo di temperatura. Con alta sensibilità ed elevata precisione su un ampio intervallo di temperatura, i termistori a coefficiente di temperatura negativo SMD (NTCS) sono completamente rivestiti in vetro per la protezione ambientale e offrono contatti a barriera di nichel per migliorare le

caratteristiche di saldatura. I termistori NTCS utilizzano una tecnologia basata su ceramica e sono disponibili in tre dimensioni standard dell'involucro per montaggio superficiale (0402, 0603 e 0805). Questa serie offre misurazioni precise della temperatura su un ampio intervallo di temperatura da  $-40$  a  $+150$  °C.

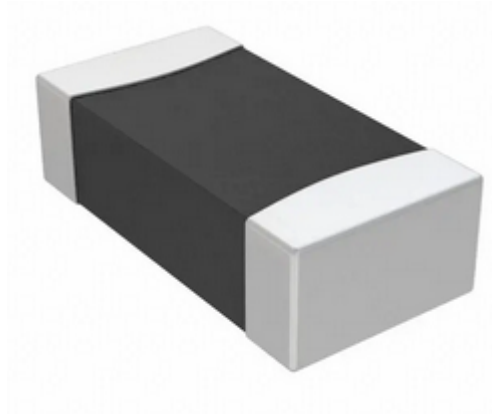


Figura 18: Termistore NTCS

Le caratteristiche tecniche del dispositivo sono presentate nel seguito:

- Resistenza a  $25^{\circ}\text{C}$   $2.2\text{k}\Omega$ ;
- Tolleranza resistenza  $\pm 1\%$ ;
- Temperatura di funzionamento da  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $150^{\circ}\text{C}$ ;
- Potenza massima  $125\text{ mW}$ ;
- Package 0603.

### 2.3.2.2 CAT-NTC0022

Il dispositivo fa parte della famiglia BetaBURVE VI di TE Connectivity. Questi termistori NTC sono ricoperti di epoxy con terminali rivestiti di alluminio. Il dispositivo in particolare presenta una tolleranza di  $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$  in un range di temperature tra i  $+32^{\circ}\text{C}$  e  $+44^{\circ}\text{C}$ .

Il dispositivo presenta le seguenti caratteristiche:

- Alta stabilità e tempi di risposta veloci;

- Range di temperatura di funzionamento da  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $125^{\circ}\text{C}$  (tolleranza di 0.05% garantita tra i  $+32^{\circ}\text{C}$  e i  $+44^{\circ}\text{C}$ );
- Resistenza a  $25^{\circ}\text{C}$   $2.2\text{K}\Omega$ ;



Figura 19: Termistore CAT

## 2.4 Sistemi per la misura della risposta galvanica della pelle

La risposta galvanica della pelle (o Galvanic Skin Response, abbreviato GSR) fa riferimento alle variazioni dell'attività delle ghiandole sudoripare che riflettono l'intensità dello stato emotivo di una persona. Situazioni diverse comportano un aumento o un decremento della conduttività della pelle. La risposta galvanica può essere utilizzata insieme ad altri dati provenienti da vari sensori per verificare lo stato di salute di un individuo.

I sistemi basati su GSR reagiscono ai cambi nell'attività elettrica dovuti alla variazione dell'attività delle ghiandole sudoripare. Di conseguenza gli elettrodi utilizzati per questo tipo di applicazione devono essere sensibili a tali cambiamenti. In genere i moderni elettrodi GSR possiedono contatti con a base di argento o cloruro di argento e utilizzano gel in modo tale da aumentare la qualità del segnale acquisito. In generale le frequenze di campionamento utilizzate per l'acquisizione dei segnali vanno da 1 Hz a 10 Hz e i dati sono misurati in micro-Siemens  $\mu\text{S}$ .

### 2.4.1 MAX REFDES73

Il MAX REFDES73 è un dispositivo indossabile per la misurazione della risposta galvanica della pelle facendo utilizzo del microcontrollore MAX 32600 con ARM Cortex-M3 a 32 bit. Il dispositivo include al suo interno un ADC a 16 bit con PGA programmabile, due DAC a 12 bit ed una memoria

flash di 256 KB. L'apparecchio va indossato al polso, e presenta una interfaccia grafica per il settaggio e la visualizzazione dei dati utilizzabile su qualsiasi cellulare Android.

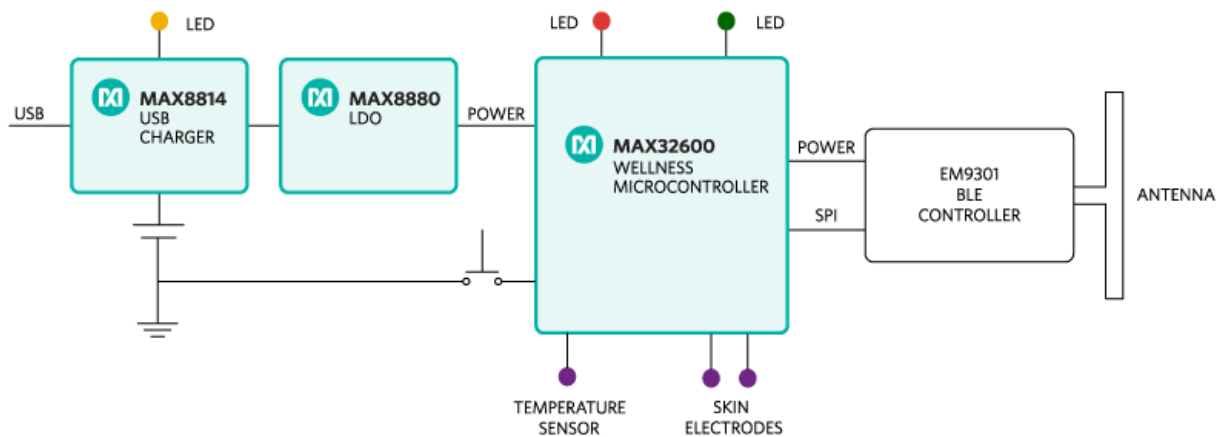


Figura 20: Schema a Blocchi del MAX REFDES73

Per la misura della risposta galvanica, il dispositivo utilizza un segnale AC considerando la pelle come un dispositivo sotto test con impedenza ignota. Contemporaneamente, lo stesso procedimento viene ripetuto su di una impedenza nota (calibration path) in modo tale da poter determinare accuratamente la risposta galvanica della pelle. Si necessita quindi di almeno due campioni proveniente dall'ADC per effettuare la misura.

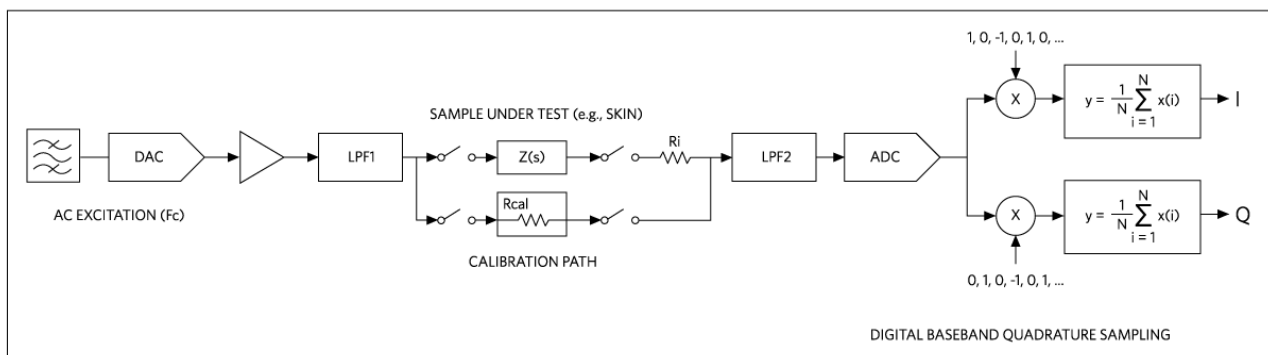


Figura 21: Schema a Blocchi Catena RIP

## 2.4.2 Shimmer 3 GSR+

La funzione principale del GSR+ è quella di misurare la Risposta Galvanica della Pelle, anche detta resistenza della pelle, tra due elettrodi riutilizzabili di cloruro di argento posti su due dita di una mano. Il dispositivo prevede un Front end ad un unico canale per l'acquisizione dei dati, con la possibilità di utilizzare un connettore addizionale per altri due canali. Il GSR utilizza una EEPROM per l'identificazione e lo storage dei dati. Offre anche la possibilità di trasmettere i dati tramite stream bluetooth o di utilizzare una scheda SD per il salvataggio.

- Consumi ridotti ( $60 \mu A$ );
- Range di misura programmabile:  $125 \mu S - 0.2 \mu S \pm 10\%$ ,  $1.5 \mu S - 45 \mu S \pm 3\%$ ;
- Range di Frequenza DC -  $15.9 Hz$ ;
- Protezione contro le Interferenze Elettromagnetiche, con filtraggio;
- Due input per i due elettrodi, con la possibilità di collegarne altri 2 tramite jack da 3.5mm;
- EEPROM di 2 KB;
- ADC a 12 bit.

Per il calcolo della risposta galvanica della pelle, il costruttore mette a disposizione la formula di calibrazione in modo tale da ricavare il valore di resistenza dai valori in uscita dall'ADC.

$$R_s = \frac{R_f}{\frac{ADCValue * \left(\frac{3}{4095}\right)}{0.5} - 1}$$

Dove:

- $R_f$  è la resistenza di feedback che viene selezionata quando l'utente sceglie il range di misura del dispositivo;
- $ADCValue$  è l'uscita dell'ADC;
- $\frac{3}{4095}$  rappresenta il voltaggio per bit dell'ADC, dove 3 è la tensione di riferimento dell'ADC;

- 0.5 è la tensione di riferimento dei sensori.

Ovviamente la conduttanza della pelle, come in genere viene espressa la risposta galvanica, sarà l'inverso di  $R_S$ .

Come per ogni altro elettrodo a contatto con la pelle, sul segnale GRS saranno presenti artefatti dovuti al movimento e alla connessione. In genere tali effetti prendono la forma di componenti ad alta frequenza sul segnale di uscita. Il dispositivo presenta un filtro passa basso da applicare ai dati acquisiti dal dispositivo in modo tale da diminuire gli artefatti, con frequenza di taglio da 1 Hz a 5 Hz.

## 2.5 Sistemi per la misura della posizione e dell'attività fisica

### 2.5.1 BMA 400

Il BMA 400 è un accelerometro a 3 assi specificatamente costruito per applicazioni a basso consumo di potenza. Il dispositivo presenta un range di misura dell'accelerazione programmabile dall'utente tramite interfaccia SPI o I2C, con la presenza di un filtro passa basso per eliminare i disturbi. Il BMA 400 presenta una FIFO di 1 kB ed una serie di caratteristiche elencate nel seguito:

- Funzione di low power (160 nA) e wake up (14.5  $\mu$ A) automatiche;
- Riconoscimento dell'attività motoria (camminare, correre, stare fermo);
- Riconoscimento dell'orientamento;
- Tensione di alimentazione  $V_{DD}$  tra 1.2 V e 3.6 V.

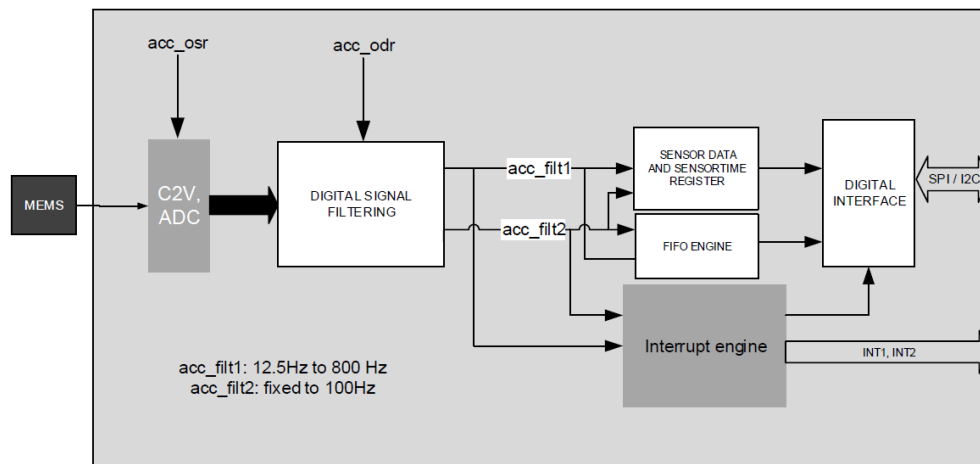


Figura 22: Schema a Blocchi Architettura BMA 400

Di seguito verrà brevemente descritta la logica di funzionamento del dispositivo ed alcune sue caratteristiche.

Quando il BMA 400 viene alimentato, si verifica la sequenza di avvio, dove vengono caricate le specifiche di funzionamento presenti nei registri di configurazione. In un primo momento il dispositivo si trova in Sleep mode, ed il suo consumo massimo è di 160 nA. In questa modalità le funzionalità del sensore sono disabilitate, così come l'acquisizione dei dati. Sempre tramite comandi da interfaccia SPI o I2C, è possibile portare il dispositivo in due modalità di funzionamento: modalità low power e modalità normale.

In modalità low power, il dispositivo acquisisce dati con una frequenza di 25 Hz, fissa, e le performance di filtraggio possono essere configurate tramite il registro ACC\_CONFIG0. Il costruttore consiglia di utilizzare questa modalità in combinazione con la funzione di riconoscimento dell'attività motoria, per eseguire un wake up automatico. È possibile infatti uscire dalla modalità low power ed entrare nella normale modalità di funzionamento tramite un comando dall'utente, o utilizzando un interrupt automatico. Allo stesso modo, il dispositivo può passare dalla modalità normale alla low power a seguito di un timeout, nel quale non sono state registrate attività di movimento.

In modalità normale, il dispositivo presenta la possibilità di configurare la frequenza di acquisizione dei dati, che va da 12.5 Hz a 800 Hz. Inoltre, la FIFO può essere sovrascritta solo in questa modalità.

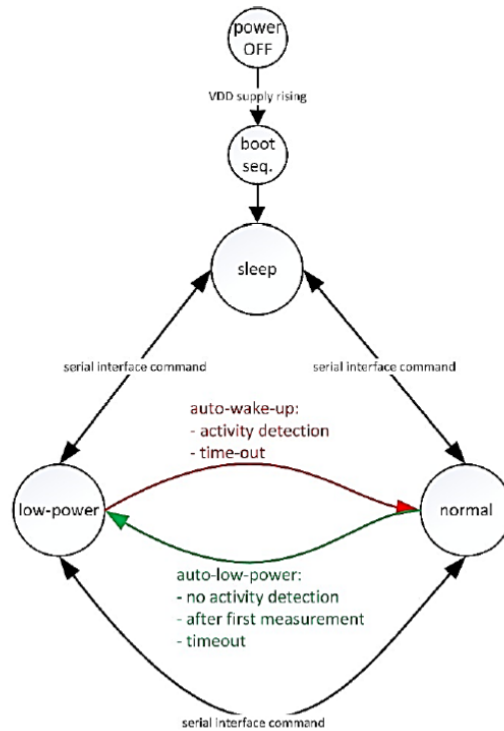


Figura 23: Routine di Funzionamento

In uscita dal sensore, i dati sono divisi in pacchetti da 12 bit in complemento a due, per ogni asse del vettore accelerazione. Il registro dove sono disponibili i dati deve essere letto in una unica volta, in modalità burst, in quanto il suo contenuto non può essere modificato durante una fase di lettura.

## 2.5.2 BMX 160

Il BMX 160 è un IMU (Inertial Measurement Unit) a basso consumo, che integra al suo interno un accelerometro triassiale a 16 bit ed un giroscopio triassiale anch'esso a 16 bit. I suoi bassi consumi, lo rendono un dispositivo adatto per applicazioni portatili, alimentate a batteria. Sia il giroscopio che l'accelerometro sono sincronizzati, con la possibilità di interfacciarsi con altri sensori dello stesso costruttore tramite interfaccia I2C o SPI. Il dispositivo presenta una FIFO per la lettura dei

dati acquisiti di 1 *kB*, e può essere allocata dinamicamente in base ai sensori utilizzati. Il dispositivo è anche compatibile con Android 5.0 e presenta una serie di caratteristiche quali:

- PMU integrata per configurare i consumi del dispositivo;
- Modalità risparmio energetico con fast wake up, pilotato da timer o interrupt;
- Interrupt Engine integrato;
- Alimentazione da 1.7 V a 3.6 V;
- Riconoscimento delle gesture;
- Funzione di riconoscimento dell'attività fisica (camminare, correre, stare fermi);
- Motion Detection;
- Step Detector;
- Tap Sensing;
- Riconoscimento dell'orientamento;
- Flat Detection / Free Fall Detection.

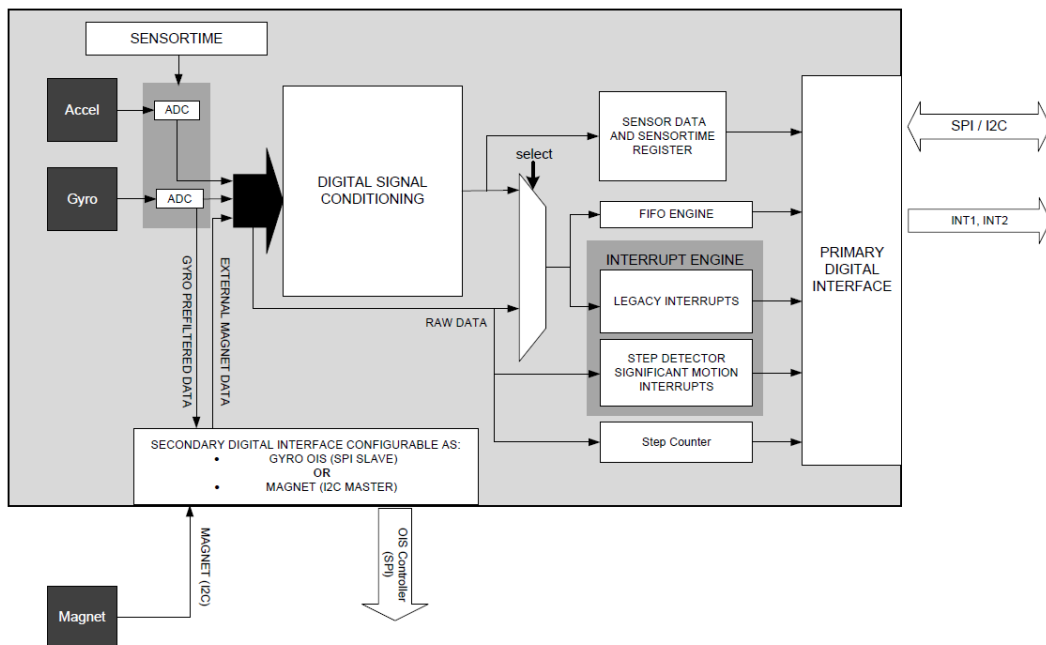


Figura 24: Schema a Blocchi Architettura BMA 400

Come il BMA 400 presenta la medesima architettura di start-up, che viene utilizzata e può essere configurata separatamente per l'accelerometro ed il giroscopio. I dati acquisiti dai sensori sono sincronizzati e la FIFO presenta i dati dei due sensori con il timestamp dell'acquisizione. I dati vengono salvati nella FIFO in frames, e posso essere letti in qualsiasi momento. La FIFO presenta due modalità per il salvataggio dei dati: header mode o headerless mode. La headerless mode viene utilizzata in situazioni dove sia la struttura dei dati acquisiti, sia il numero di sensori durante l'acquisizione non variano. In questa modalità non è presente il byte di header, di conseguenza tutti i dati all'interno della FIFO sono acquisizioni dei sensori. La header mode, invece, viene utilizzata dove si richiede maggiore flessibilità (es. Spegner e riaccendere sensori, sensori su diversi dispositivi interfacciati al BMX, ecc..). In questa modalità è presente il byte di header che viene seguito da uno o più byte di dati provenienti dai sensori. L'header definisce la tipologia di frame e ne contiene i parametri. Tramite il byte di header è possibile riconoscere quali sensori sono inclusi nei frame di dati successivi.

Ogni frame presenta 2 byte per ogni asse dei sensori nel quale vengono riportati, e 3 byte per il timestamp delle acquisizioni.

### 2.5.3 BNO 055

Il BNO 055 è un System on Chip (SiP) che integra al suo interno un accelerometro triassiale a 14 bit, un giroscopio triassiale a 16 bit, un magnetometro triassiale ed un microcontrollore con cortex M0+ che utilizza il software Bosch Sensortec per il data fusion. Il dispositivo presenta inoltre una interfaccia I2C e può essere programmato con il protocollo HID-I2C in modo tale da rendere il BNO 055 una soluzione plug and play per dispositivi che utilizzano piattaforma window 8x.

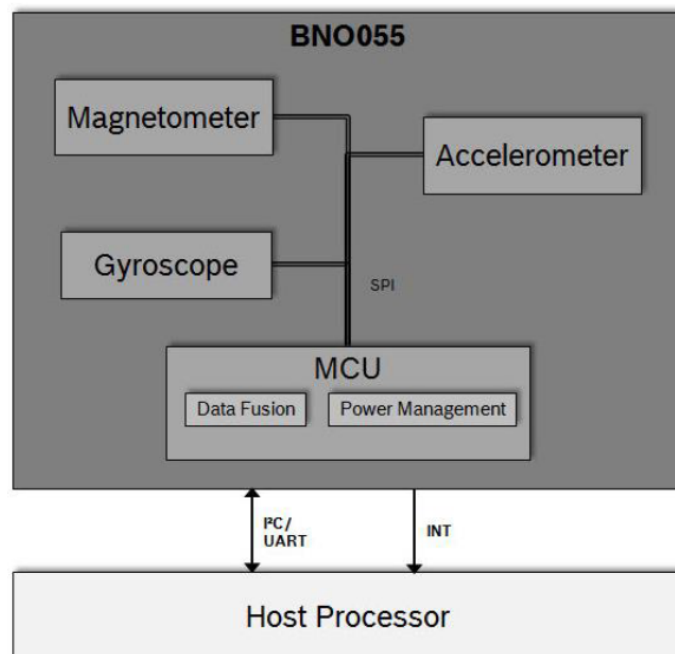


Figura 25: Schema a Blocchi Architettura BNO 055

- Output che implementa il data fusion. Il dispositivo può restituire in uscita, in base ai dati acquisiti dai sensori, quaternioni, angoli euclidei, vettori di rotazione, accelerazione lineare e gravità;
- Tensione di alimentazione tra i 2.4 V e 3.6 V;
- Interfaccia I2C con possibilità di collegare il dispositivo ad elaboratori con sistema operativo Windows 8x;

- Range di misura di accelerometro, giroscopio e magnetometro programmabili;
- Filtraggio dei segnali con banchi di filtri aventi frequenze di taglio programmabili;
- On chip Interrupt Controller (rilevazione di caduta, attività, orientamento).

Come gli altri dispositivi del produttore, anche il BNO 055 presenta una sequenza di start up nel quale il dispositivo si pone in low power mode qualora non rilevi movimenti. Ciò è reso possibile dal controller di interrupt integrato.

Il dispositivo presenta varie modalità di funzionamento, che possono essere raggruppate in due categorie: Modalità non fusion, e modalità fusion. Nelle prime l'utente può scegliere quale sensore abilitare e ricevere i dati in uscita senza applicare alcuna tecnica di datafusion, mentre nelle seconde, il dispositivo acquisisce i dati dai sensori, in base alla modalità scelta, e restituisce in uscita dei dati già processati, grazie alla presenza del microcontrollore integrato. La tabella che segue riporta tutte le modalità di funzionamento del dispositivo e i relativi dati disponibili in uscita.

Tabella 1: Tabella Modalità di funzionamento

Operating Mode		Available sensor signals			Fusion Data	
		Accel	Mag	Gyro	Relative orientation	Absolute orientation
	CONFIGMODE	-	-	-	-	-
Non-fusionmodes	ACCONLY	X	-	-	-	-
	MAGONLY	-	X	-	-	-
	GYROONLY	-	-	X	-	-
	ACCMAG	X	X	-	-	-
	ACCGYRO	X	-	X	-	-
	MAGGYRO	-	X	X	-	-
	AMG	X	X	X	-	-
Fusion modes	IMU	X	-	X	X	-
	COMPASS	X	X	-	-	X
	M4G	X	X	-	X	-
	NDOF_FMC_OFF	X	X	X	-	X
	NDOF	X	X	X	-	X

- **Modalità di configurazione:** è la modalità predefinita del dispositivo, dove tutti i sensori sono disattivati, e si attende il comando appropriato dall'utente per selezionare la modalità di funzionamento desiderata.
- **IMU (Inertial Measurement Unit):** in questa modalità il dispositivo calcola l'orientamento relativo utilizzando i dati ricevuti dall'accelerometro e dal giroscopio.
- **COMPASS:** in questa modalità il dispositivo misura il campo magnetico terrestre e calcola la direzione geografica (Bussola).
- **M4G (Magnet for Gyroscope):** questa modalità è simile alla IMU, ma invece di utilizzare il giroscopio per misurare la rotazione e l'orientamento, si utilizza il magnetometro e la variazione di campo magnetico terrestre. È meno precisa, perché risente dei campi magnetici presenti nei dintorni del dispositivo, ma utilizza meno potenza.
- **NDOF:** modalità con 9 gradi di libertà, dove il dispositivo calcola l'orientamento assoluto dai dati ricevuti da tutti e 3 i sensori. Il vantaggio è quello di effettuare calcoli in maniera più rapida e con meno interferenze dai campi magnetici circostanti. In questa modalità il magnetometro entra in

fast calibration mode, in modo tale da aumentare l'accuratezza della misura. Il prezzo da pagare è un consumo più elevato dovuto al funzionamento contemporaneo di tutti i sensori a bordo del dispositivo.

- **NDOF\_FMC\_OFF**: è identica alla modalità NDOF, ma il magnetometro non utilizza la fast calibration mode, riducendo i consumi.

## 2.5.4 ICM 20649

L'ICM 20649 è un dispositivo della InvenSense che utilizza un giroscopio a 3 assi con dps programmabile tra i valori  $\pm 500$ ,  $\pm 100$ ,  $\pm 2000$  e  $\pm 4000$ , unito ad un accelerometro sempre a 3 assi e anch'esso programmabile, con la possibilità di impostare il range di misura tra  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$ ,  $\pm 16g$  e  $\pm 30g$ . il dispositivo presenta inoltre una serie di routine di interrupt integrate in modo tale da implementare la funzione di wake up, qual ora rilevasse movimento, e quella di low power, qual ora non ci fosse. Inoltre, per la conversione e la diminuzione di artefatti non desiderati sui segnali acquisiti, l'ICM 20649 presenta un ADC a 16 bit e la possibilità di programmare le frequenze di taglio dei filtri. Tra le altre caratteristiche si annoverano:

- FIFO di 512 byte per letture in modalità burst dal microprocessore;
- Funzioni di conteggio passi, rilevazione passi, classificazioni delle attività fisiche;
- SPI con velocità massima di trasferimento  $7\text{ MHz}$ ;
- I2C con velocità massima di trasferimento  $400\text{ kHz}$ ;
- Tensione di alimentazione tra  $1.71\text{ V}$  e  $3.6\text{ V}$ ;
- Supporto per android Lollipop;
- Firmware per la calibrazione dei sensori in runtime;
- Digital Motion Processor (DMP) integrato che acquisisce e processa i dati dai sensori, rendendoli disponibili alla FIFO;
- Pin FSYNC per interrupt programmabili dall'esterno.

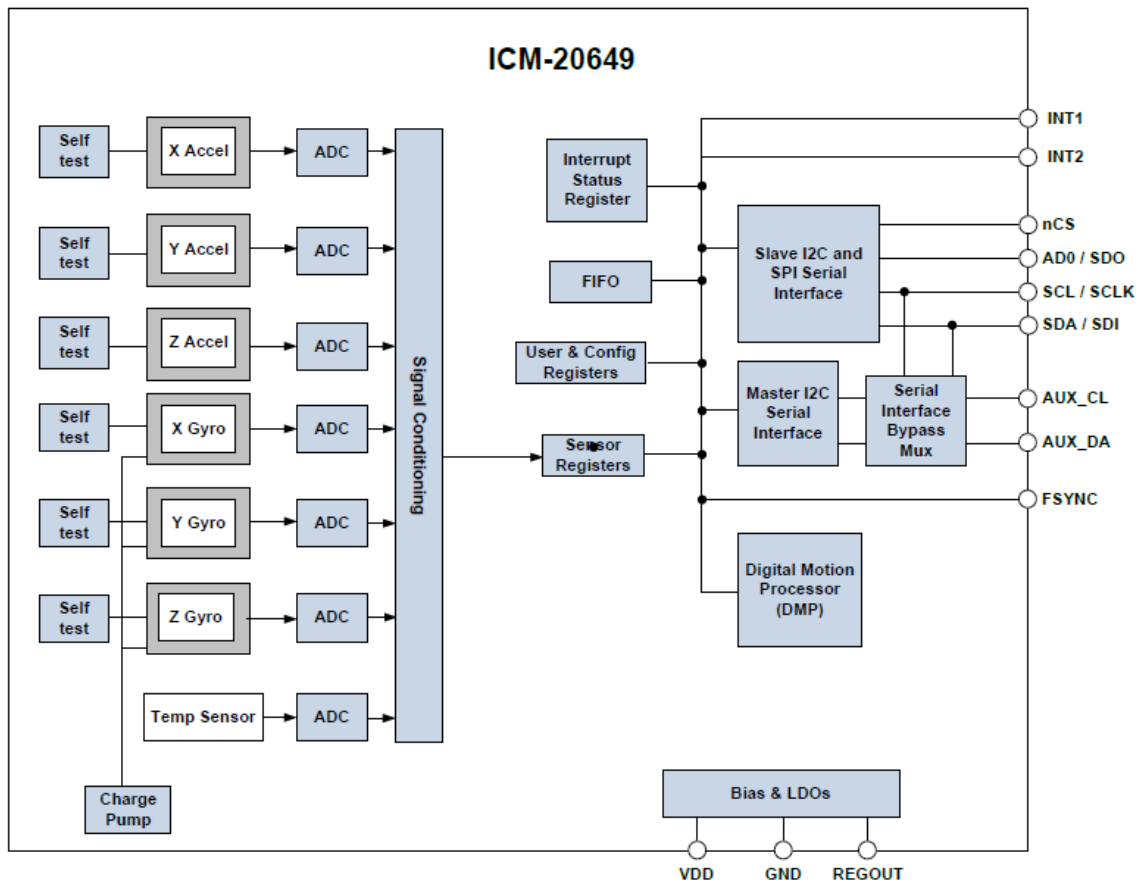


Figura 26: Schema a Blocchi Architettura ICM-20649

Il dispositivo presenta 5 modalità di funzionamento: sleep, solo accelerometro, solo giroscopio, solo DMP e 6 assi. Per ognuna delle assi dei sensori, sono presenti 2 registri di 1 byte nei quali i dati sono salvati (1 registro MSB e 1 registro LSB).

L'ICM quindi non implementa tecnologie di datafusion, e i dati sono disponibili raw.

## 2.5.5 LSM6DS3H

L'LSM6DS3H è un dispositivo SiP sul quale viene implementato un accelerometro a 3 assi digitale ed un giroscopio a 23 assi digitale. I suoi bassi consumi lo rendono una soluzione ottimale per applicazioni portatili ed alimentate a batteria (1.1 mA in modalità ad alte prestazioni). È possibile utilizzare il dispositivo anche in modalità risparmio energetico, con tutti i sensori attivi. Il

dispositivo presenta una FIFO statica di 4 kB per i sensori e altri 4 kB programmabili dall'utente. Le altre caratteristiche principali del dispositivo sono:

- Interfaccia SPI a 3 o 4 fili;
- Interfaccia I2C con il processore;
- Accelerometro con frequenza di acquisizione di 6.6 kHz, con scala programmabile;
- Giroscopio con frequenza di acquisizione di 3.33 kHz, con scala programmabile;
- Tensione di alimentazione da 1.71V a 3.6 V;
- Compatibile con Android;
- Storage dei timestamp di misura;
- Rilevazione di eventi relativi al movimento (caduta, interrupt per il wake up, orientamento su 6 assi, riconoscimento di attività/inattività, tilt);
- Possibilità di collegare altri 4 sensori esterni;
- Sincronizzazione del Data Rate con trigger esterno.

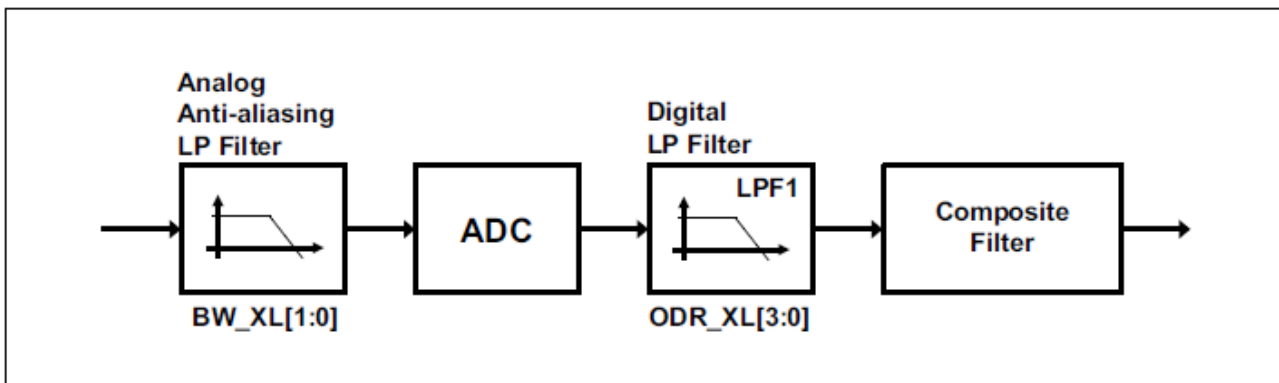


Figura 27: Schema a Blocchi Architettura Accelerometro

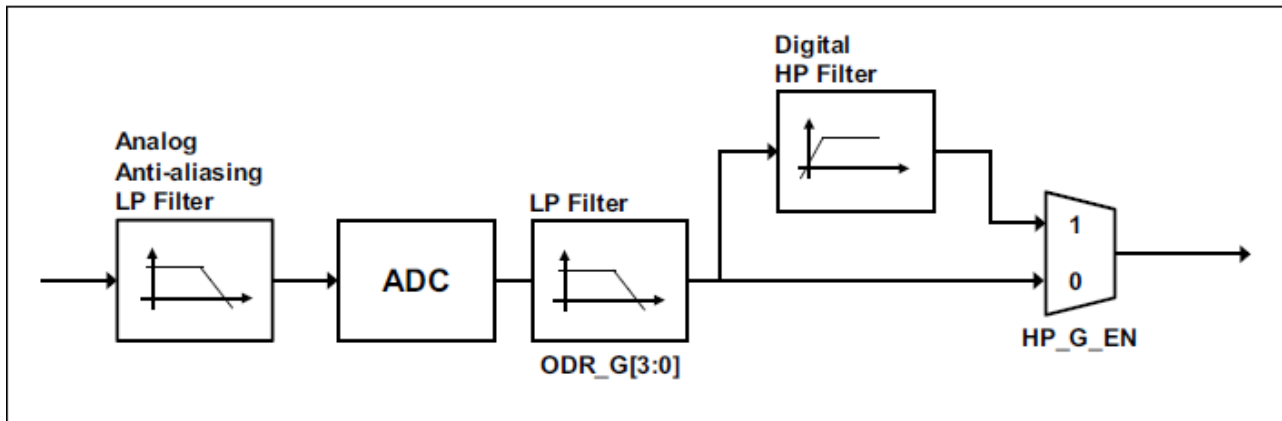


Figura 28: Schema a Blocchi Architettura Giroscopio

Il dispositivo può operare in 3 diverse modalità di funzionamento, presentate in figura:

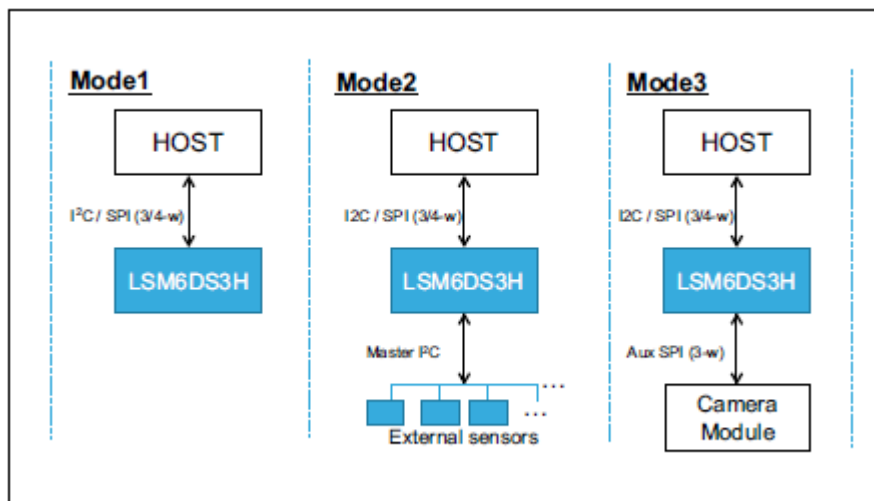


Figura 29: Possibili modalità di funzionamento

La presenza della FIFO permette di ridurre i consumi, in quanto il processore host può leggerne i dati qual ora venga lanciato un interrupt di wake up (il dispositivo rileva attività motoria). La FIFO programmabile può immagazzinare dati da: giroscopio, accelerometro, sensori esterni, timestamp. La scrittura può essere triggerata dai seguenti eventi: data ready dell'accelerometro/giroscopio/sensori esterni, rilevazione del movimento. Inoltre, la frequenza di scrittura sulla FIFO può essere configurata dall'utente. Inoltre, sono presenti dei registri di statu della FIFO, che monitorano eventi quali: memoria piena, memoria vuota, eventi di sovrascrittura, campioni non letti. Come per l'ICM, l'LSM6DS3H richiede un processore esterno per applicazioni di datafusion.