

POLITECNICO DI TORINO

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA



Tesi di Laurea Magistrale

Elena Marchetti

POLITECNICO DI TORINO

COLLEGIO DI INGEGNERIA BIOMEDICA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA



Tesi di Laurea Magistrale

***Realizzazione di un dispositivo indossabile
atto al monitoraggio della frequenza
respiratoria e cardiaca***

Relatore:
Prof. Alberto Vallan

Correlatore:
Ing. Riccardo Gassino

Candidata:
Elena Marchetti

Luglio 2018

RINGRAZIAMENTI

Al termine di questo percorso sono molte le persone che voglio ringraziare. In primis il professor Vallan per la pazienza e collaborazione per la buona riuscita di questo progetto. Ringrazio le persone dei laboratori del DET: Ilaria, Vittorio e Stefano ed in particolare Riccardo, che hanno reso piacevoli e fruttuosi gli ultimi mesi. Uno speciale grazie va alla mia numerosa famiglia di cui ogni componente, a modo suo, ha dato il suo sostegno in questi anni. Ringrazio i miei genitori e mio fratello per la comprensione e tutte le agevolazioni ricevute. Ringrazio Alessandra, Andrea, Francesca, Giulia e Paola, miei amici da una vita e presenze costanti. Ringrazio le persone che il Politecnico mi ha regalato: Alice e Sara che in diverse occasioni hanno reso questa università meno spaventosa e che rimarranno amiche anche al di fuori. Infine ringrazio Alessandra che, nonostante fosse estranea a questo mondo, mi ha supportata e sopportata pazientemente in questo percorso, rendendolo anche un po' suo. Insomma ringrazio tutte le persone che ho incontrato in questi anni e che sono stati per me un esempio ed aiuto.

INDICE

SOMMARIO	1
ABSTRACT	2
INTRODUZIONE	3
1. APPARATO RESPIRATORIO	5
2. RESPIRAZIONE	7
2.1 VENTILAZIONE POLMONARE	7
2.2 SCAMBI GASSOSI.....	11
2.3 SEGNALE RESPIRATORIO	15
2.4 SEGNALE CARDIACO.....	16
3. STATO DELL'ARTE	17
3.1 ANALISI DEL FLUSSO D'ARIA ESPIRATA	18
3.1.1 METODO VISIVO	18
3.1.2 METODO TERMICO	19
3.1.3 METODO IGROMETRICO	21
3.1.4 METODO ACUSTICO	222
3.1.5 METODO BASATO SULLA CONCENTRAZIONE DI CO ₂	25
3.2 ANALISI DELLA CONCENTRAZIONE DEI GAS NEL SANGUE.....	27
3.3 ANALISI DELLA MOBILITA' TORACICA	29
3.3.2 METODO IMPEDENZIOMETRICO.....	29
3.3.3 METODO INDUTTIVO	31
3.3.4 METODO SULLE VARIAZIONI MECCANICHE.....	34
4. AMBITO SPORTIVO	37

5. PROGETTAZIONE DEL DISPOSITIVO.....	42
5.1 SISTEMA DI PRELIEVO	43
5.1.1 FASCIA TORACICA	44
5.1.2 SENSORE PIEZOELETTRICO	46
5.1.3 ELETTRODI.....	50
5.1.4 TERMISTORE	50
5.1.5 SISTEMA DI CONTROLLO.....	52
5.2 SISTEMA DI ACQUISIZIONE	54
5.2.1 CIRCUITI DI CONDIZIONAMENTO	57
5.2.2 MICROCONTROLLORE.....	61
5.2.3 BATTERIA	63
5.2.4 MODULO RADIO.....	64
6. PROGRAMMAZIONE ED ELABORAZIONE.....	67
6.1 TRASMETTITORE	68
6.1.1 INIZIALIZZAZIONI COMPILATORE	70
6.1.2 SETUP MICROCONTROLLORE	70
6.1.3 LOOP MICROCONTROLLORE	71
6.1.4 INIZIALIZZAZIONE TIMER COUNTER.....	72
6.1.5 RISPOSTA AD INTERRUPT	74
6.2 RICEVITORE	76
6.2.1 INIZIALIZZAZIONI COMPILATORE e SETUP	77
6.2.2 LOOP MICROCONTROLLORE	77
6.3 PROGRAMMA ACQUISIZIONE SU PC	78
6.4 ELABORAZIONE.....	80
7. RISULTATI.....	87
8. CONCLUSIONI	96
APPENDICE.....	98
BIBLIOGRAFIA.....	105

SOMMARIO

La frequenza respiratoria è uno dei quattro parametri vitali il cui monitoraggio è fondamentale per determinare lo stato di salute di un individuo. In ambito clinico la sua misurazione è di aiuto alla diagnostica perché predittiva di patologie e scompensi del sistema respiratorio, nervoso, cardiaco e muscolare. Il rilevamento della respirazione è utile anche in ambito sportivo per permettere agli atleti di preparare un allenamento consapevole. È dunque evidente la necessità di strumenti di monitoraggio non invasivi che permettano rilevazioni su lunghi periodi non solo della frequenza respiratoria, ma anche di quella cardiaca e della temperatura.

Questo lavoro di tesi propone un sistema di prelievo, acquisizione ed elaborazione dei segnali respiratorio, cardiaco e termico attraverso una strumentazione indossabile ed accurata. Il dispositivo progettato è stato pensato per essere utilizzato da sportivi senza limitare il movimento e consentendo dunque la massima comodità, poiché via wireless è in grado di trasmettere le misurazioni con tempistiche opportune e a costi contenuti. Il prelievo dei dati avviene attraverso una fascia toracica standard per cardiofrequenzimetro sulla quale, oltre agli elettrodi già presenti per la rilevazione cardiaca, sono stati fissati un sensore piezoelettrico per il monitoraggio respiratorio ed un termistore per valutare la temperatura. Il dispositivo in cui convogliano questi segnali è un apparecchio stand-alone, che utilizzando una batteria, permette di allontanarsi per diversi metri dal congegno ricevente senza perdere i dati. Qualora si volesse tenere memoria delle misurazioni, è possibile inserire una microSD sulla quale immagazzinare dei brani di segnale che verranno opportunamente trattati. La fase di elaborazione riguarda la rilevazione dei picchi dei due segnali per ottenerne il ritmo. Per rendere attendibile il monitoraggio in ambito respiratorio, le acquisizioni vengono confrontate con quelle di un termistore atto a misurare la stessa grandezza dall'analisi del flusso d'aria espirato evitando quindi gli artefatti da movimento. I risultati ottenuti con questo dispositivo multiparametrico si considerano soddisfacenti perché coerenti con i range fisiologici noti.

ABSTRACT

Respiratory rate is one of the four parameters to monitor an individual. In the clinical field, its effectiveness is a diagnostic aid because it predicts the pathologies and lack of balance of the respiratory, nervous, cardiac and muscular systems. The detection of breathing is also useful in sports to provide athletes to do a conscious workout. The need for non-invasive monitoring tools is therefore evident, which allows measurements over long periods not only of respiratory rate, but also of heart rate and temperature.

This thesis work proposes a system of sampling, acquisition and processing of respiratory, cardiac and thermal signals through a wearable and accurate instrumentation. The designed device has been planned to be used by athletes because without limiting the movement and thus allowing maximum comfort, wireless is able to transmit the measurements with appropriate timelines and at low cost. Data collection takes place via a standard chest strap for a heart rate monitor on which, in addition to the electrodes already present for cardiac detection, a piezoelectric sensor for respiratory monitoring and a thermistor to assess the temperature have been set. The device in which these signals are conveyed is a stand-alone device, in fact, by using a battery, it allows to move away for several meters from the receiving device without losing data. To keep memory of the surveyed data, we can insert a microSD on which storing the pieces of signal that will be appropriately treated. The processing phase concerns the detection of the peaks of the two signals to obtain their rhythm. To make respiratory monitoring reliable, the acquisitions are compared to those of a thermistor that measures the same magnitude from the exhaled air flow analysis, thus avoiding movement artifacts. The results obtained with this multiparametric device are considered satisfactory because they are comparable with the known physiological ranges.

INTRODUZIONE

Un'accurata e prolungata misurazione della frequenza respiratoria anche al di fuori dell'ambiente clinico può fornire informazioni preziose sullo stato di salute di un individuo. Anomalie di tale parametro possono essere un marcatore precoce per indicare la necessità di valutazioni approfondite in modo da intervenire prima che le disfunzioni o l'insufficienza respiratoria si manifestino. La RR (respiratory rate) di un adulto sano in condizioni normali è di 12-20 atti respiratori al minuto; sotto i 12 si parla di bradipnea, mentre sopra i 20 di tachipnea. La bradipnea può essere fisiologica, ad esempio nel caso di atleti molto allenati, quali apneisti e sub, oppure può essere patologica a causa di malattie coronariche, neurologiche, respiratorie e per l'assunzione di droghe. La tachipnea, invece, è fisiologica in caso di sforzi fisici, ma può essere un campanello d'allarme di alcune patologie, quali l'insufficienza respiratoria, cardiaca, le malattie del sistema nervoso centrale, l'insufficienza renale, l'acidosi metabolica, l'embolia polmonare, la polmonite e lo scompenso cardiaco. Per pervenire tutti questi deficit di salute si raccomanda un monitoraggio continuo e in tempo reale della frequenza respiratoria. Talvolta questa misurazione può risultare scomoda ed inaccurata poiché è l'unico parametro vitale che viene ancora analizzato manualmente. È evidente la necessità di strumentazione che trovi un buon compromesso tra l'accuratezza della misura ed il comfort del soggetto. Le nuove tecnologie sono in grado di effettuare una diagnosi precoce, modificando il metodo di approccio e quindi il decorso delle patologie. Un monitoraggio confortevole ed un trattamento personalizzato ha lo scopo di mantenere alta la qualità di vita degli individui in qualsiasi condizione di salute. Il progresso nelle tecnologie di fabbricazione dei sensori, nella loro alimentazione, nelle comunicazioni wireless e nelle tecniche della valutazione dello stato di salute hanno permesso la realizzazione di dispositivi wearable, ovvero apparecchi indossabili che, senza limitare i movimenti del soggetto, offrono un monitoraggio discreto e preciso. L'abbigliamento intelligente è definito tale poiché oltre alle proprietà tradizionali di indumento, ha funzioni attive grazie alla presenza di tessuti speciali e dispositivi elettronici. Il sistema di acquisizione indossato integra un dispositivo di comunicazione per la visualizzazione

e l'elaborazione dei dati con numerosi dispositivi personali quali computer, tablet e smartphones. Eseguire in modo efficiente il prelievo e l'analisi dei dati dal sensore è fondamentale per ottenere una visione olistica dello stato di salute della persona in modo da poter effettuare un trattamento, un'adeguata riabilitazione o un allenamento personalizzati, intuitivi ed affidabili. La disponibilità degli oggetti indossabili è in costante aumento grazie alla facilità di misurazione, alle piccole dimensioni della strumentazione e alla semplicità di interpretazione dei feedback che essi sono in grado di inviare. Tali tecnologie permettono di leggere queste informazioni fisiologiche in modo semplice e diretto e non solo per operatori sanitari. Si possono infatti programmare questi dispositivi affinché, al superamento di determinate soglie identificative di possibili condizioni critiche, inviino allarmi sonori o visivi all'utente.

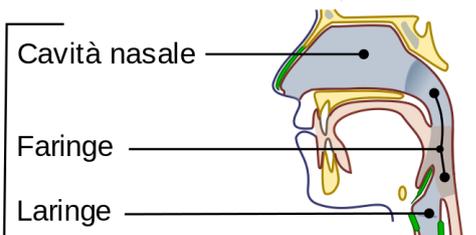
1. APPARATO RESPIRATORIO

Il sistema respiratorio è l'insieme di organi e tessuti che permettono alla macro e alla micro scala gli scambi di sostanze gassose atte alla sopravvivenza dell'organismo. Ogni specie vivente ha uno specifico apparato per la respirazione; quello dell'uomo non è deputato solamente all'atto della ventilazione, ovvero all'immissione ed emissione di aria nel nostro corpo, ma è anche strettamente correlato con l'apparato circolatorio per la produzione di energia utile alla sopravvivenza di ogni singola cellula. Sono pertanto numerose le funzioni di questo apparato; le principali sono:

- trasportare l'aria dall'esterno all'interno delle superfici di scambio e viceversa;
- permettere gli scambi gassosi tra l'aria ed il sangue;
- proteggere la superficie respiratoria da variazioni di parametri ambientali e da inalazione di patogeni;
- produrre i suoni utili al linguaggio;
- fornire le sensazioni olfattive.

L'apparato respiratorio può essere suddiviso funzionalmente in una zona di conduzione ed una respiratoria.

VIE AEREE SUPERIORI



VIE AEREE INFERIORI

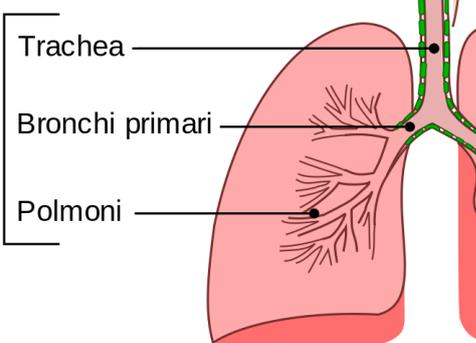


Figura 1: componenti dell'apparato respiratorio

La prima zona, quella demandata al passaggio d'aria per lo scambio con l'esterno, si compone delle vie aeree superiori che sono situate al di fuori della cavità toracica. In questa regione è presente il naso che, attraverso le narici, permette l'ingresso dell'aria nel sistema respiratorio. Successivamente vengono coinvolti le cavità nasali ed i seni paranasali rivestiti di mucosa (epitelio cilindrico pseudostratificato con ciglia vibratili e lamina propria) grazie alla quale avviene un meccanismo di filtrazione, riscaldamento ed umidificazione dell'aria inalata. L'ultimo organo della porzione di conduzione è la faringe che si estende dalle cavità nasali all'imbocco della laringe (dove viene trasportata la miscela di gas) e dell'esofago (dove viene convogliato il cibo).

Il collegamento funzionale tra le vie respiratorie superiori e quelle inferiori è costituito dalla faringe che ha anche funzioni digestive. Essa è assimilabile ad un orifizio di forma cilindrica e di composizione cartilaginea in cui vengono prodotti i suoni. L'apparato respiratorio prosegue con la trachea, un condotto strutturalmente simile all'organo appena citato, costituito quindi da tessuto connettivo e cartilagineo che le conferiscono proprietà di resistenza e flessibilità e che a livello del mediastino si divide nei bronchi principali destro e sinistro. Essi si ramificano in strutture sempre più piccole, che penetrano nei polmoni diventano dapprima bronchioli, poi dotti alveolari ed infine alveoli. Questi ultimi, che conferiscono al polmone la caratteristica consistenza spugnosa, sono simili a delle bolle d'aria limitate dalla membrana respiratoria e attendono all'ossigenazione dei tessuti: l'ossigeno passa dagli alveoli al sangue e l'anidride carbonica dal sangue agli spazi aerei alveolari. La porzione respiratoria dell'apparato ha come protagonisti principali i polmoni, organi a forma di cono smussato, alloggiati nella gabbia toracica, la cui base è il diaframma e che si estendono fino al collo. Essi sono rivestiti da una membrana sierosa detta pleura (dello spessore di 10 μm), in cui viene prodotto il liquido pleurico, fondamentale lubrificante per lo scorrimento dei foglietti durante gli atti respiratori. La presenza del liquido nella cavità pleurica, oltre ad aiutare meccanicamente durante la respirazione, impedisce il completo ritorno elastico dei polmoni che potrebbe portare al loro collasso.

2. RESPIRAZIONE

Il termine respirazione si riferisce all'integrazione di due processi: la respirazione interna e quella esterna. La prima consiste nel consumo di ossigeno e la conseguente produzione di anidride carbonica da parte delle cellule, mentre la seconda si compone della ventilazione polmonare (o atto respiratorio), della diffusione dei gas tra il sangue e gli altri tessuti e del trasporto di O_2 e CO_2 nel sangue circolante. In questi processi alcune risposte derivano dalle reazioni chimiche alla base dei meccanismi di trasporto, altre richiedono modifiche dipendenti dalla coordinazione delle attività dell'apparato respiratorio e cardiovascolare. Nel mantenimento dei livelli omeostatici di ossigeno e biossido di carbonio sono necessarie le interazioni tra questi due apparati:

- la variazioni della perfusione alveolare che migliora l'efficienza di scambio gassoso,
- la stimolazione dei chemocettori che innalza la pressione sanguigna e favorisce un controllo dell'atto respiratorio,
- la stimolazione dei barocettori che innesca il riflesso inspiratorio ed incrementa la frequenza cardiaca.

La correlazione tra questi due sistemi porta a meccanismi di adattamento per raggiungere gli adeguati aggiustamenti fisiologici che favoriscono la salute dell'organismo.

2.1 VENTILAZIONE POLMONARE

In questo lavoro ci si concentra principalmente sulla ventilazione polmonare: il movimento fisico di aria dentro e fuori dal tratto respiratorio, avente come causa l'espansione e lo svuotamento dei polmoni. Questo scambio tra l'atmosfera ed i polmoni ha come funzione principale il mantenimento di un'adeguata ventilazione alveolare e ciò è possibile osservando la meccanica di questo processo. Fondamentale è il ruolo delle pressioni che determinano variazioni fisiologiche, infatti ad un aumento o ad una diminuzione della pressione intrapolmonare (a livello alveolare), rispetto a quella atmosferica, corrisponde il movimento di gas inalati.

L'aria inspirata è una miscela di gas le cui molecole sono in continua agitazione e ciò crea inevitabilmente collisioni con le pareti dei polmoni, creando una pressione intra-alveolare. Come è riprodotto nella figura 2, riducendo il volume del contenitore, le collisioni sono più frequenti e la pressione del gas aumenta proprio perché, secondo la legge di Boyle ($P=1/V$), esiste una relazione inversa fra pressione (P) e volume (V) di un gas. Una conseguenza di questa equazione è il movimento del gas da una zona a pressione maggiore ad una con minore pressione, che determina la direzione del flusso d'aria nella ventilazione polmonare.

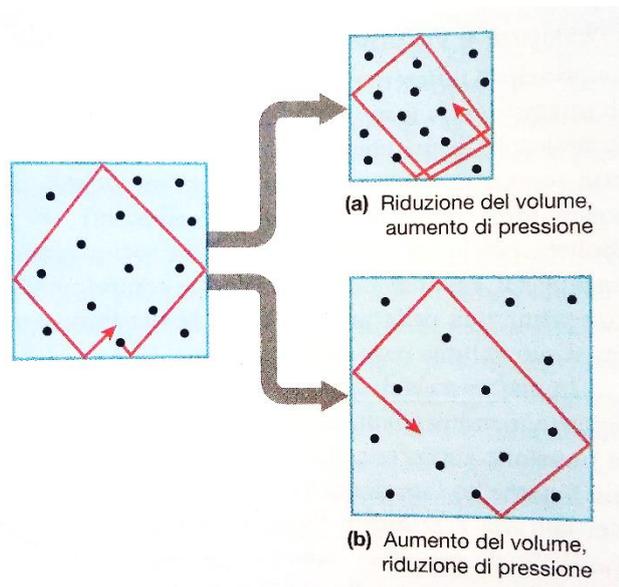


Figura 2: rapporti tra volumi e pressioni

Un ciclo respiratorio consiste in un'inspirazione seguita da un'espirazione. All'inizio di un atto respiratorio controllato le pressioni interne (intrapolmonare ed intrapleurica) ed esterna sono identiche. L'inspirazione ha inizio con la diminuzione della pressione intrapleurica fino a -6 mmHg che causa l'espansione della cavità toracica. Anche la pressione intrapolmonare inizia a calare raggiungendo il valore di -1 mmHg, ma con l'inalazione di aria risale a +1 mmHg. Nell'espirazione, dovuta al ritorno elastico delle strutture toraco-polmonari, le pressioni interne aumentano e spingono fuori i gas, permettendo la diminuzione del volume della cavità toracica. Infine il movimento di aria termina con il riequilibrio tra la pressione intrapolmonare e quella atmosferica.

L'espiazione è seguita da una breve pausa in cui tutti i muscoli sono rilasciati, la quale precede il successivo atto respiratorio.

In questo processo le variazioni del volume polmonare sono possibili grazie all'azione di due principali muscoli scheletrici, gli intercostali esterni ed il diaframma. Fisiologicamente, quando il diaframma si contrae, la cupola si abbassa, permettendo così l'aumento del volume polmonare e diminuendo la pressione del suo contenuto. Quando il diaframma si rilassa, esso si riporta in posizione riducendo la disponibilità volumetrica. I muscoli intercostali esterni invece aiutano durante l'inspirazione sollevando le costole, ma durante la fase opposta abbassano le coste, comprimendo il torace e spingendo il diaframma verso alto. Questo è ciò che avviene durante una respirazione a riposo, perché in caso di respirazione forzata sono coinvolti anche i muscoli respiratori accessori, quali gli intercostali interni, lo sternocleidomastoideo, il piccolo pettorale, i trasversi e gli obliqui dell'addome.

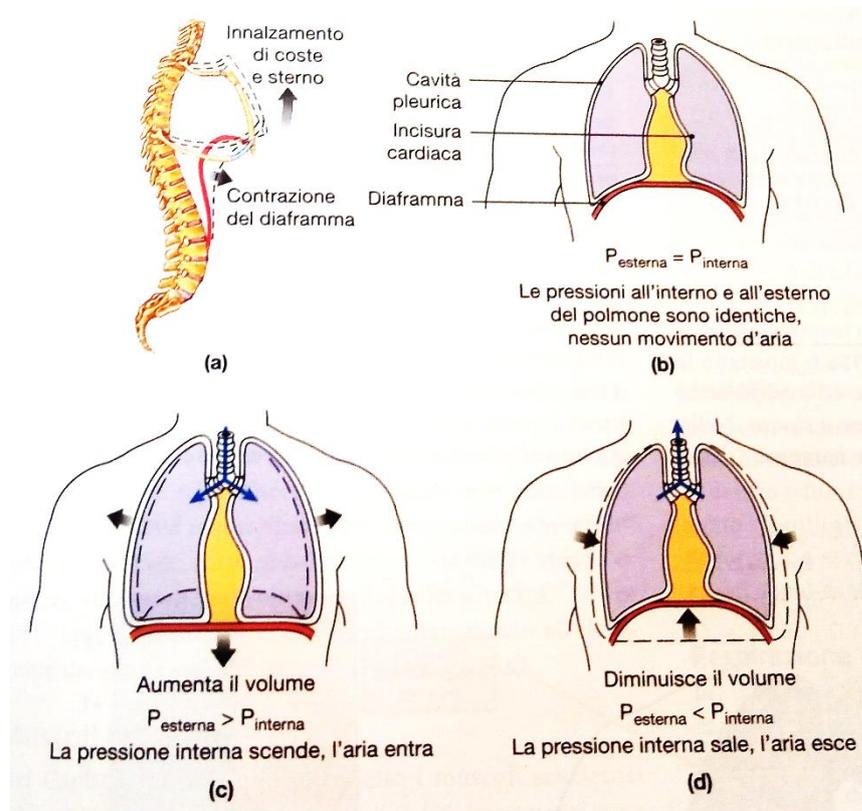


Figura 3: meccanica della ventilazione: (a) abbassamento del diaframma, (b) inizio respirazione, nessun movimento, (c) inspirazione, (d) espiazione

Le modalità di respirazione sono essenzialmente due: la respirazione tranquilla che, in relazione ai muscoli contratti, può essere diaframmatica o costale e la respirazione forzata in cui sono coinvolti più muscoli. Una differenza sostanziale tra i tipi di respirazione consta nel movimento attivo o passivo della muscolatura; in entrambi i casi l'inspirazione è un'azione attiva e volontaria, mentre l'espiazione è attiva solamente nella forzata, perché nell'esalazione a riposo è osservabile il ripristino fisiologico delle dimensioni originali (ritorno elastico). Indipendentemente dalla tipologia di respirazione, il sistema si adatta per fornire l'adeguata quantità di ossigeno e può farlo variando sia il numero di atti respiratori nell'unità di tempo, sia la quantità d'aria in moto ad ogni respiro. Sebbene i bambini respirino più rapidamente, per un adulto a riposo la frequenza respiratoria rientra in un range tra i 12-20 atti respiratori al minuto, mentre il volume corrente mediamente si aggira sui 500 ml per atto respiratorio.

Proprio dal prodotto tra la frequenza respiratoria e la quantità d'aria che si sposta dentro e fuori dai polmoni ad ogni ciclo respiratorio si ottiene il volume d'aria mossa ogni minuto. Questo parametro, con i valori minimi raggiunge la portata di 6 litri al minuto, ma sotto sforzo massimale (40 atti respiratori al minuto e volume corrente di 4,8 litri), il volume si aggira attorno ai 200 l/min. In realtà solo una parte dell'aria inspirata raggiunge le superfici di scambio, perciò diventa funzionalmente più importante il parametro relativo alla ventilazione alveolare: il prodotto tra gli atti respiratori al minuto e la differenza tra il volume corrente e lo spazio morto anatomico ($V_A = f * (V_T - V_D)$). Ponendo il valore minimo a riposo di frequenza respiratoria (12 atti/min) e definendo un volume d'aria reale (350 ml), la ventilazione alveolare risulta essere di 4,2 l/min.

Tutte queste relazioni dipendenti hanno una proporzionalità diretta tra i vari parametri e ci permettono di definire i rapporti tra i volumi polmonari e le prestazioni respiratorie, che sono schematizzati nella figura 4.

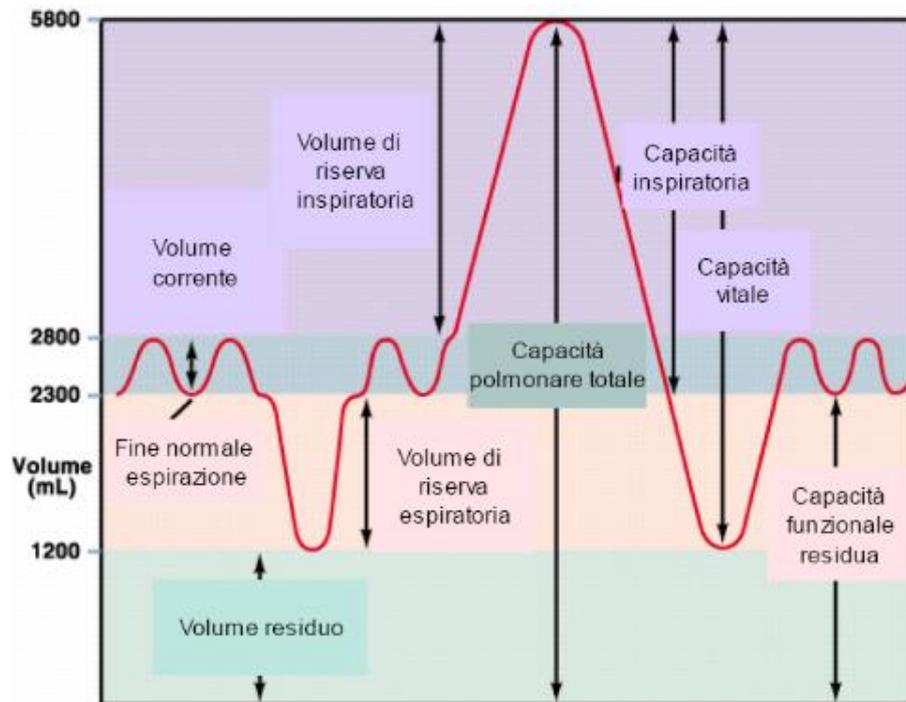


Figura 4: capacità polmonari e volumi medi tra maschi e femmine

2.2 SCAMBI GASSOSI

Gli scambi gassosi avvengono sia nella respirazione interna tra cellule e sangue, sia in quella esterna. In particolare, durante quest'ultima, il primo scambio che viene a crearsi attraverso la membrana respiratoria è quello tra l'aria negli alveoli ed il sangue. Lo spostamento dei gas avviene per diffusione ed è causato dalla variazione dei gradienti di concentrazione; infatti le molecole di gas si spostano spontaneamente dalla regione con una concentrazione maggiore a quella avente una concentrazione minore, senza raggiungere un equilibrio.

L'efficienza della diffusione attraverso la membrana respiratoria è dovuta a:

- una differenza significativa delle pressioni parziali dei gas sui due lati della membrana;
- una breve distanza che i gas devono percorrere durante il processo;
- una buona solubilità dell'ossigeno e del biossido di carbonio nei lipidi;
- un'ampia area di scambio che favorisce il trasferimento del gas;
- una coordinazione tra flusso sanguigno e aria che migliora sia la ventilazione sia la circolazione polmonare.

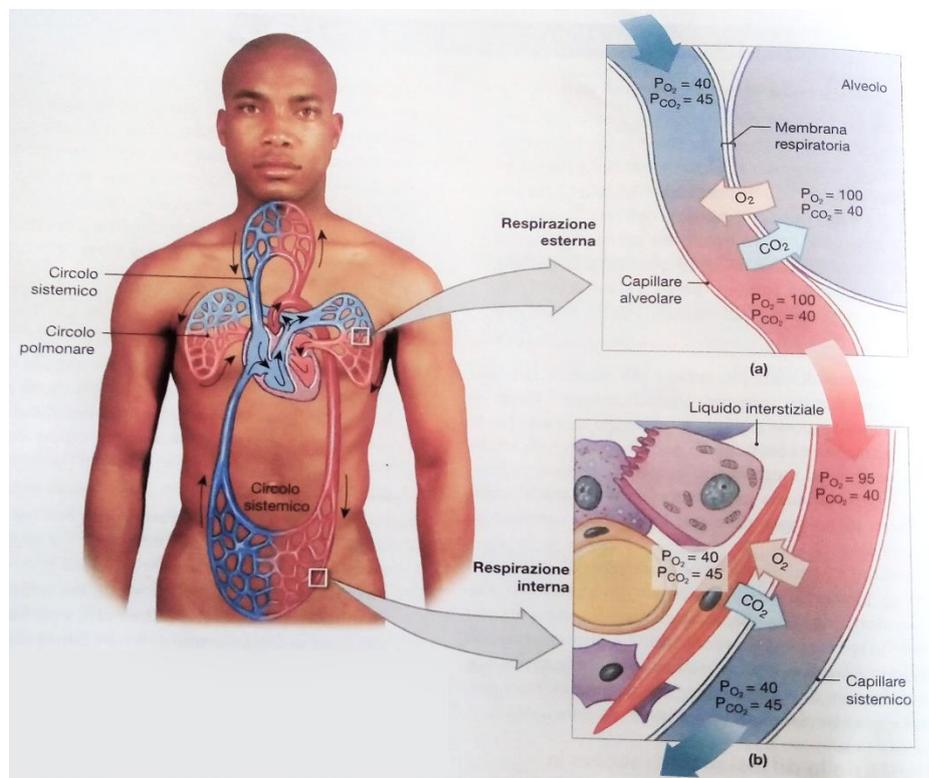


Figura 5: scambi dei gas e pressioni parziali espresse in mmHg

I principi che governano il movimento delle molecole gassose sono noti come leggi dei gas, e fra queste, quella che meglio specifica il rapporto diffusivo tra liquidi e gas, è la legge di Henry. Essa stabilisce una proporzionalità tra la pressione parziale di un gas e la sua quantità in soluzione. Infatti, per mantenere costante il numero totale di molecole all'interno della soluzione, al salire della pressione parziale del gas corrisponde un loro aumento.

La scarsa solubilità dell'ossigeno e dell'anidride carbonica all'interno del plasma sanguigno provoca un limitato apporto ai tessuti periferici, i quali invece, per loro natura, necessitano di maggiore O_2 e producono troppa CO_2 rispetto alle quantità trasportabili. Per questo è fondamentale il ruolo dei globuli rossi che legano l'ossigeno e usano la CO_2 per produrre composti solubili. Essendo queste reazioni di tipo reversibile, i globuli rossi svolgono l'importante compito di mantenimento del numero costante di molecole di entrambi i gas all'interno del plasma e, per adempiere a questa funzione, incamerano o rilasciano le loro riserve. Le molecole di emoglobina (Hb), grazie alla loro struttura quaternaria, sono in grado di legare l'ossigeno secondo la reazione: $Hb + O_2 \leftrightarrow HbO_2$.

Il legame e la dissociazione dell'ossigeno dall'emoglobina sono relazioni reversibili e dipendono dalla pressione parziale del gas in questione, infatti al suo aumento corrisponde l'immagazzinamento dell' O_2 da parte dell'Hb (la reazione si sposta verso destra). A riposo i tessuti richiedono meno ossigeno e la P_{O_2} è di 40 mmHg, mentre durante l'attività essa può scendere fino a 15-20 mmHg. Pertanto il meccanismo di regolazione di ossigeno nel circolo sistemico è dipendente dalla relazione che intercorre tra la pressione parziale del gas considerato e la saturazione dell'emoglobina.

L'altro gas, il biossido di carbonio, è prodotto dal metabolismo aerobico dei tessuti periferici che, oltre ad utilizzarlo per la loro sopravvivenza, lo impiegano per svolgere le specifiche funzioni. Una volta entrata nel torrente circolatorio, l'anidride carbonica può subire tre processi schematizzati in figura 6:

- conversione in acido carbonico per modificare il pH del plasma,
- legame con l'emoglobina all'interno dei globuli rossi,
- dissoluzione nel plasma.

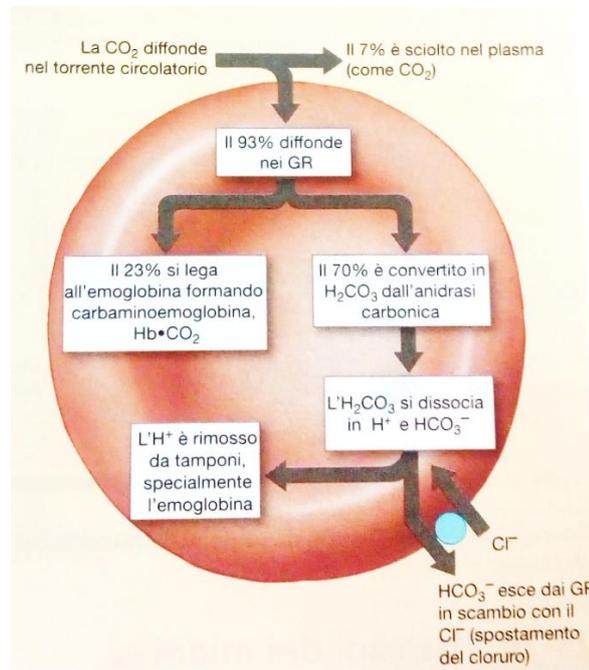


Figura 6: meccanismi di trasporto di CO_2 nel sangue

Pertanto il trasporto di questi due gas fondamentali per le attività dell'organismo sono processi dinamici e complementari che modificano le loro risposte in base alle necessità.

2.3 SEGNALE RESPIRATORIO

Dall'apparato respiratorio di un soggetto sano, attraverso diverse rilevazioni e tramite osservazioni fisiologiche differenti, è possibile risalire ad un segnale la cui morfologia è assimilabile ad una sinusoide di periodo compreso tra 3.3 e 5 s avendo dunque una frequenza compresa tra 0.2 e 0.3 Hz. Questi valori sono identificativi di assenza di patologia, quindi di un soggetto la cui respirazione può variare tra 12 e 18 atti/min.

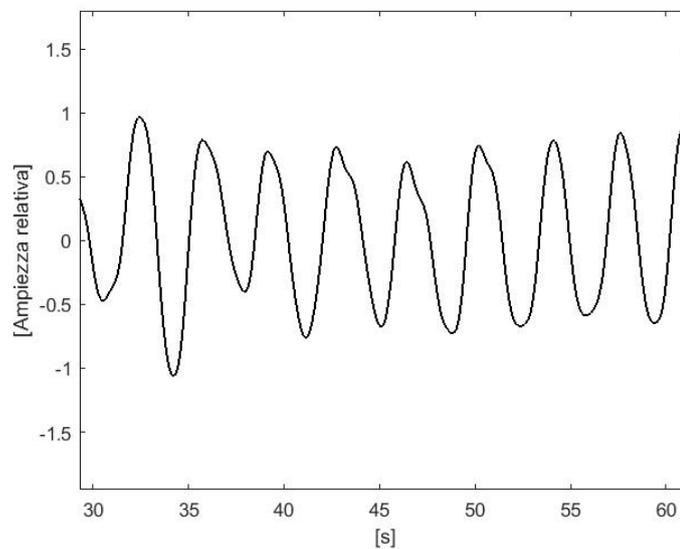


Figura 7: segnale respiratorio relativo alla temperatura dell'aria con l'ampiezza normalizzata per il suo massimo e tempo di osservazione di circa 30 s

In questo segnale i tratti ascendenti rappresentano le inspirazioni e quelli discendenti le espirazioni, mentre la profondità del respiro dipende dal soggetto e dall'attività che sta svolgendo. Infatti, in base al tipo di respirazione ed allo stato dell'individuo, questo segnale può avere diversa ampiezza e i picchi possono essere più o meno ravvicinati nel tempo. Pertanto dalla frequenza respiratoria e dalla morfologia del suo segnale è possibile risalire ad eventuali alterazioni che possono essere esaminate.

2.4 SEGNALE CARDIACO

Per risalire alla morfologia e alla frequenza cardiaca si è soliti effettuare una registrazione elettrocardiografica (ECG).

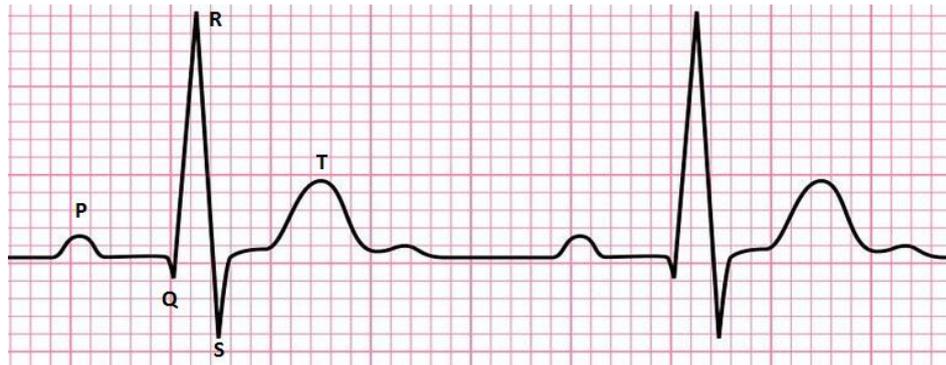


Figura 8: tracciato elettrocardiografico (risoluzione temporale 0.04 s e risoluzione d'ampiezza 0.1 mV)

Questo tracciato mostra la stimolazione elettrica dovuta alla contrazione del muscolo cardiaco. Come si evidenzia, un ciclo cardiaco ha inizio con la depolarizzazione degli atri (onda P); successivamente l'impulso elettrico si trasferisce ai ventricoli, i quali anch'essi si depolarizzano (onda R) e conseguentemente si contraggono. L'ultima fase visibile sull'ECG è la ripolarizzazione dei ventricoli (onda T). Anche il segnale cardiaco ha una propria periodicità derivante dai picchi della curva R, infatti dall'inverso del tempo che intercorre tra due complessi QRS è possibile risalire alla frequenza cardiaca. Solitamente un ECG ha un periodo di circa 0.8 s, pertanto la frequenza cardiaca media è di 1.25 Hz corrispondenti a 75 battiti al minuto (in quanto 1 bpm equivale a 0.01666667 Hz). Se lo scopo è misurare la sola frequenza cardiaca, senza analizzarne la morfologia, si può contare il numero di battiti di un soggetto a riposo nell'arco di un minuto, il cui valore fisiologico rientra in un range compreso tra 60 e 100 battiti, ciò vuol dire che la frequenza cardiaca varia circa tra 1 e 1.6 Hz.

3. STATO DELL'ARTE

La rilevazione e l'osservazione dell'andamento nel tempo delle frequenze respiratoria e cardiaca sono degli indicatori di considerevole interesse sia nella prevenzione, sia nella diagnostica. Tuttavia la respirazione è il segno vitale che viene monitorato meno frequentemente perché ritenuto meno critico e più difficilmente misurabile. In realtà esso è un importante fattore predittivo di eventi gravi come le malattie polmonari, l'arresto cardiaco e l'ammissione in reparti di terapia intensiva. I pattern respiratori anormali possono essere caratteristici di malattie del sistema respiratorio, ma anche delle condizioni patologiche metaboliche o del sistema nervoso centrale o della muscolatura. Per questi motivi ci si sta indirizzando verso il monitoraggio sempre più massivo e continuo dell'attività respiratoria. Proprio per riuscire a prevenire e diagnosticare alcuni disordini che comprendono diverse aree dell'organismo, sono state messe a disposizione numerose metodiche con differenti tipologie di strumentazione. La cura del soggetto è sempre più orientata a porre la persona al centro dei trattamenti, pertanto vengono realizzati dispositivi che coniughino una rapida misurazione con il comfort dell'individuo. I sistemi di monitoraggio della frequenza respiratoria possono essere classificati in base alle attrezzature utilizzate, alla ricerca storica o alla tipologia di invasività. Un altro tipo di differenziazione, forse il più esplicativo perché schematico, si basa sulle variabili fisiologiche rilevate:

- caratteristiche del flusso d'aria;
- concentrazioni sanguigne dei gas;
- movimento e variazione di volume della gabbia toracica.

I metodi che determinano tali parametri possono essere concretizzati in applicazioni in cui è richiesto o meno il contatto tra il soggetto ed il dispositivo e ciò può condurre ad una misurazione diretta o indiretta della frequenza respiratoria.

3.1 ANALISI DEL FLUSSO D'ARIA ESPIRATA

3.1.1 METODO VISIVO

Il metodo più utilizzato per misurare la frequenza respiratoria (RR) è quello visivo, in cui si contano gli atti respiratori per 60 secondi, possibilmente facendo uso di un timer. Nonostante la semplicità ed il basso costo per l'assenza di strumentazione, questa metodica necessita della presenza di una persona esperta in campo medico in grado di contare il numero di cicli completi della respirazione di un paziente in una condizione confortevole. Poiché la durata della misurazione è considerata troppo dispendiosa in termini di tempo, soprattutto in caso di emergenza medica, è stato proposto un metodo di stima della frequenza respiratoria in un tempo minore utilizzando un'applicazione per cellulari: la RRate. Il metodo è molto semplice: l'utente deve toccare lo schermo di un dispositivo ad ogni fase di inspirazione e l'RR viene stimata misurando l'intervallo di tempo mediano tra i respiri e dividendo i 60 secondi per questo intervallo. In pratica, gli operatori sanitari non contano i respiri per un intero minuto, ma solo per una sua frazione di esso. L'analisi dell'intervallo di tempo effettuata attraverso determinati algoritmi permette un aumento dell'efficienza (tempo intercorso tra il primo tocco e la stima dell'RR) della misura a discapito della sua accuratezza (errore quadratico medio normalizzato). E' stato quindi dimostrato che per ottenere una stima ragionevole, l'efficienza mediana è migliorata apportando una significativa riduzione del tempo richiesto da 60 s a una media di 8.1 ± 1.2 s. Attraverso un'analisi della sensibilità è quindi possibile stabilire una relazione progettuale tra accuratezza ed efficienza basandosi sulle caratteristiche di consistenza e coerenza scelte. Questa applicazione per il monitoraggio della frequenza respiratoria, nonostante sia applicabile su qualsiasi paziente, risulta comunque molto dipendente dall'operatore stesso, il quale decide quando ha inizio ogni atto respiratorio. Il limite nella riproducibilità suggerisce la necessità di nuove strategie cliniche per ottenere in modo rapido ed accurato questo segno vitale.

3.1.2 METODO TERMICO

Il movimento dell'aria all'interno e all'esterno dell'apparato respiratorio ne determina le variazioni termiche. Nelle due fasi del ciclo respiratorio la temperatura del flusso d'aria varia poiché quello espirato, a seguito del percorso di riscaldamento, è più caldo di pochi gradi. Tali oscillazioni vengono spesso utilizzate per determinare la frequenza respiratoria in maniera non invasiva. Gli approcci tradizionali includono l'uso di dispositivi come i termistori nasali o oronasali per misurare i cambiamenti di temperatura dell'aria vicino alla regione nasale. In base al comportamento proporzionale o inversamente proporzionale tra resistenza e temperatura, si hanno due tipi di termistori: i PTC (Positive Temperature Coefficient) e gli NTC (Negative Temperature Coefficient). Si utilizzano maggiormente questi ultimi perché sono costituiti da una resistenza interna che diminuisce il proprio valore quando la temperatura circostante aumenta e torna ai valori originari quando la grandezza termica diminuisce. Di conseguenza anche la tensione in uscita scende quando una persona espira e si alza quando inspira. Facendo uso di un semplice partitore di tensione, viene misurato indirettamente, in termini di tensione (V), come il paziente respira. Per rendere più evidenti i cambiamenti di temperatura può essere utilizzato un amplificatore operazionale con un filtro passa alto scelto opportunamente, che amplifichi il cambiamento di tensione. Il valore amplificato viene poi convertito in digitale e quindi reso confrontabile con altre misurazioni della frequenza respiratoria. La sensibilità e i tempi responsivi di questi sensori devono essere molto buoni per poter riconoscere un respiro e, per questo motivo, spesso il dispositivo per la rilevazione della ventilazione è costituito da una maschera standard per nebulizzazione che ricopre il naso e la bocca del soggetto, convogliando il flusso d'aria dove è posizionato il termistore.



Figura 9: NTC integrato in mascherina facciale

Gli NTC misurano indirettamente la variazione di temperatura tra inspirazione ed espirazione del flusso d'aria, causata dal trasferimento convettivo del calore. Questa misurazione è quella maggiormente utilizzata nella pratica clinica perché, nonostante l'utilizzo di una maschera piuttosto ingombrante, risulta ben tollerata dai soggetti, è economica, dotata di un sensore di piccole dimensioni e permette un accurato rilevamento della frequenza respiratoria.

Recentemente sono stati sviluppati dei sistemi che favoriscono la rilevazione della stessa grandezza in questione, ma senza il contatto tra il soggetto ed il dispositivo. Questa metodica è particolarmente sfruttata in pediatria in cui i pazienti risultano refrattari alla strumentazione. Poiché è evidente la differenza di temperatura tra l'aria inspirata e quella espirata, si fa uso di una termocamera per l'acquisizione di immagini ad infrarosso durante uno studio di polisonnografia della durata ciclica di due minuti. Attraverso un filtro passa basso mediano si elimina il rumore indesiderato e si caratterizza statisticamente la regione di interesse. Dalla media della velocità di cicli respiratori per ogni segmento della ROI (Region Of Interest) riportata su un minuto, si ricava automaticamente la frequenza respiratoria.

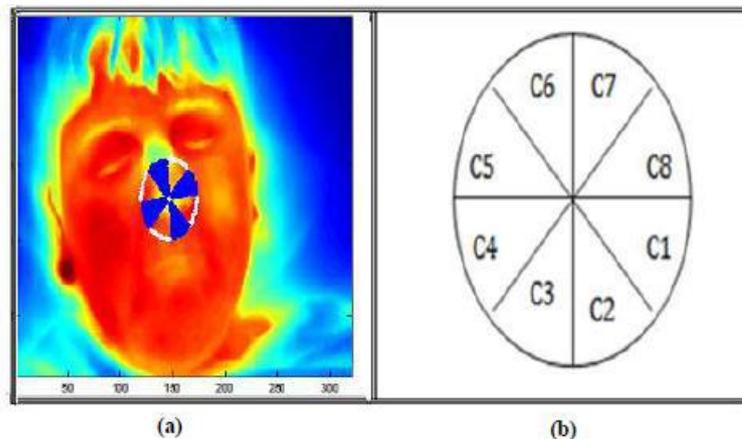


Figura 10: immagine termica filtrata con evidenza della ROI

Il valore ottenuto con le immagini termiche è paragonabile, mediante il calcolo del coefficiente di correlazione, alle altre misurazioni più convenzionali. Nonostante il vantaggio del mancato contatto tra soggetto e dispositivo, il sistema presenta dei limiti. Infatti a causa del movimento dell'individuo si genera una distorsione del segnale che implica un incremento dei costi per i processi di elaborazione.

3.1.3 METODO IGROMETRICO

Un'altra grandezza che dipende dalle caratteristiche termoigrometriche è l'umidità. Essa è un parametro grazie al quale è possibile differenziare le due fasi del ciclo respiratorio perché l'aria in uscita dall'apparato respiratorio è satura di umidità, rispetto alla componente gassosa in ingresso. Un dispositivo atto alla misura RR sulla base dell'umidità presente durante l'espiazione è respiR8™ (visibile in figura 11) comprensivo di una standard maschera ad ossigeno che preleva il segnale ed un monitor che cattura, visualizza e registra la frequenza respiratoria.



Figura 11: dispositivo respiR8™

I sensori posizionati sulla mascherina sono elettrodi fissati su superfici polimeriche o di carta su cui condensa l'aria. L'umidità presente sul sensore genera il segnale che, in seguito, viene processato per eliminare il rumore di fondo e per estrapolare, in forma digitale, i picchi che definiscono la respirazione. Il respiR8 è facile da utilizzare per gli operatori sanitari e, non essendo invasivo, è ben tollerato dai soggetti. Le misure ottenute conferiscono inoltre una notevole sicurezza soprattutto nella variabilità dei tassi respiratori delle popolazioni instabili.

3.1.4 METODO ACUSTICO

Il passaggio dell'aria lungo l'apparato respiratorio produce un suono minimamente percettibile, ma che permette la misurazione della frequenza respiratoria acustica (RRa). Un dispositivo per il monitoraggio continuo ed in tempo reale dei segnali vitali in campo ambulatoriale deriva dalla famiglia Sensium Healthcare Ltd, che recentemente (il 2 aprile 2018) ha stretto un accordo di partnership con l'ospedale inglese King Edward VII. Lo scopo è l'identificazione precoce dei cambiamenti fisiologici conseguenti ad un intervento chirurgico o riscontrabili nei reparti di emergenza. La soluzione è stata riconosciuta in Sensium®; un sistema indossabile e pratico con comunicazione wireless che permette una misurazione semplificata, favorendo la registrazione del decorso dello stato di salute del paziente e quindi prevenendo possibili malattie o stati critici quali sepsi, arresto cardiaco e depressione

respiratoria. Si tratta di un patch intelligente (Sensium Vitals) alimentato a batteria non ricaricabile della durata massima di cinque giorni (la degenza ospedaliera media) e contenente due elettrodi ECG standard gelificati che aderiscono al petto del paziente. Ogni due minuti esso fornisce la frequenza cardiaca (HR), quella respiratoria (RR) e la temperatura corporea ascellare (T). Attraverso una comunicazione radio a bassa potenza (tecnologie ottenute dalla Frontier Silicon), le informazioni fisiologiche, dopo essere state processate dall'algoritmo incorporato, vengono inviate ad una rete di punti di accesso (Sensium® Bridge) posizionata nel reparto. Il personale clinico può dunque reperire i dati dei pazienti attraverso il software Sensium Link® installato sulla rete ospedaliera o su qualsiasi altro dispositivo collegato alla rete internet.

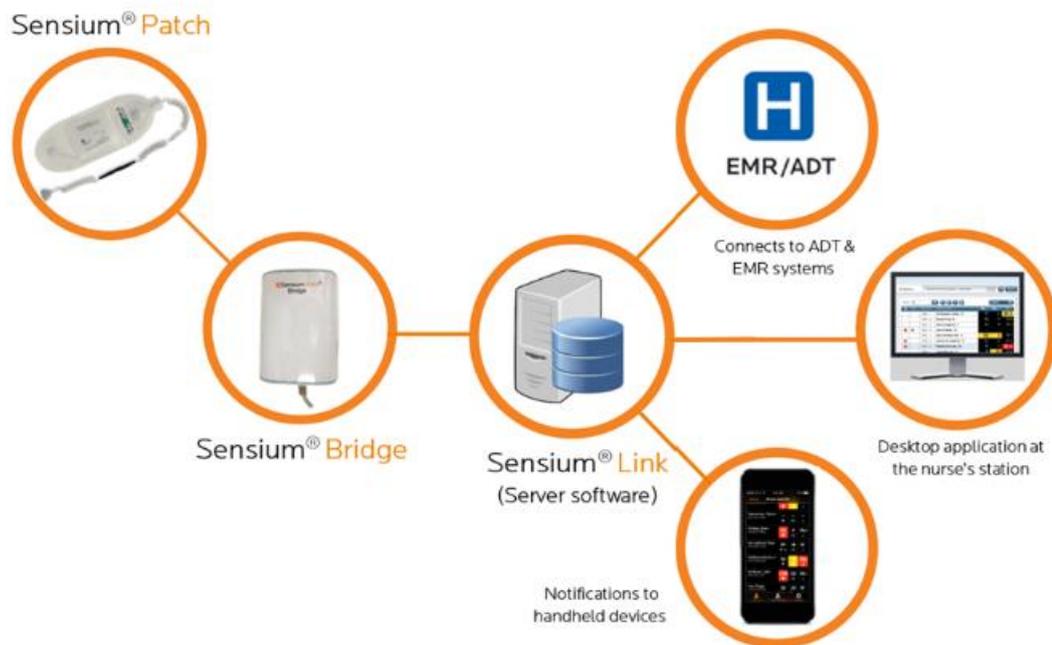


Figura 12: sistema Sensium®

L'alta flessibilità lo rende facilmente integrabile con la tecnologia ospedaliera permettendo di reperire i dati con il resto della documentazione medica elettronica e dove lo si desidera (server o dispositivi mobili).

Lo si può anche connettere direttamente al cercapersona in modo da avvertire con un allarme sonoro il superamento di limiti prestabiliti dal medico in base alle condizioni

di salute del paziente ed in maniera indipendente per ogni parametro. Il processing dei valori acquisiti dagli elettrodi comprende una strategia di rilevamento del rumore in grado di individuare e scartare automaticamente i calcoli errati che derivano da segnali respiratori ed ECG gravemente danneggiati da artefatti elettrici o dal movimento. Dalla media dei segnali derivano i numeri forniti in battiti al minuto (bpm) per la frequenza cardiaca, in respiri al minuto (brpm) per la frequenza respiratoria ed in gradi centigradi (°C) per la temperatura. Questo dispositivo è nato per favorire il lavoro medico poiché normalmente le misure vengono effettuate durante le osservazioni di routine, quindi potrebbe accadere che un paziente non controllato persista in una situazione critica per parecchio tempo. Questo cerotto trasmettente che si poggia direttamente sulla cute, oltre a fornire un essenziale supporto clinico, ha numerosi vantaggi anche per il soggetto stesso, quali:

- non è invasivo ed è monouso, quindi non comporta rischi di infezione;
- non provoca arrossamenti o ustioni cutanee poiché non coinvolto in processi termici;
- permette la completa mobilità in quanto non sono utilizzate attrezzature statiche;
- è leggero e non provoca schiacciamento perché il suo peso è minimo (circa 15 g);
- è di dimensioni contenute (circa 15 cm di diametro).

L'affidabilità di questo dispositivo, in commercio dal 2014, non si basa solo sulla sua accuratezza nella misura, ma anche sul trasferimento delle informazioni perché può immagazzinare fino a tre ore di dati registrati. Grazie a questo sistema è possibile migliorare la qualità dell'assistenza riservata al paziente, ridurre i costi di cura dovuti all'eventuale peggioramento del soggetto, abbreviare la permanenza in ospedale e ottimizzare l'efficienza clinica poiché le decisioni mediche sono basate su dati e prove.

3.1.5 METODO BASATO SULLA CONCENTRAZIONE DI CO₂

E' noto che nella respirazione venga consumato ossigeno e prodotta anidride carbonica, ma bisogna monitorare queste quantità per poter caratterizzare la qualità della ventilazione. Tra gli studi che si possono effettuare sull'aria espirata, il metodo capnografico, che si basa su valutazioni chimiche, è quello più affidabile. L'analisi del ritmo e della frequenza respiratoria, riferendosi agli atti ventilatori efficaci, si ricava dalla concentrazione della CO₂ espirata. Il principio è quello della spettrofotometria ad assorbimento della luce infrarossa. Si immette una certa quantità di gas da analizzare compresa tra 50 e 200 ml/min all'interno di una camera apposita affinché due fasci infrarossi riescano ad attraversare il gas ed una miscela di riferimento. La radiazione in uscita viene raccolta da due fotorilevatori che analizzano la differenza di assorbimento dei due fasci uscenti mediante un microprocessore. L'assorbimento delle molecole di CO₂ campionate è spiegabile con la legge di Lambert-Beer poiché in base alla quantità dei raggi assorbiti è possibile risalire alla concentrazione della sostanza di interesse. Il gas assorbente riduce la luce che incide sui sensori e ciò determina una variazione della tensione da cui si risale alla frequenza respiratoria. Da questa tecnica non invasiva si ottengono l'EtCO₂ (End Tidal CO₂), ovvero il valore numerico relativo alla pressione parziale di anidride carbonica nel gas espirato ed il capnogramma, la curva descrivente l'andamento del gas nel tempo.

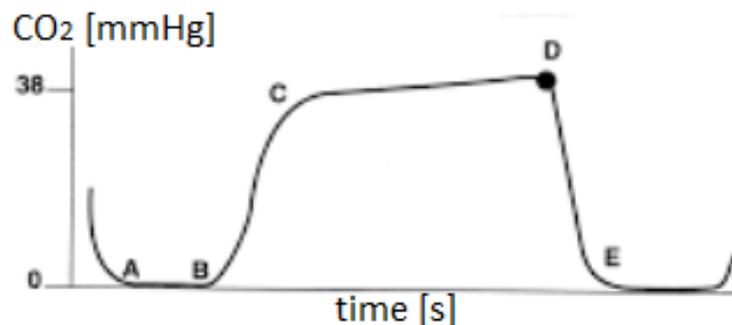


Figura 13: curva capnometrica normale

Dal tracciato ottenuto dalla registrazione continua si può risalire al parametro ventilatorio vitale rilevando le quattro fasi della curva.

La prima, a valore nullo, indica la linea inspiratoria, seguita da un tratto ascendente dovuto all'espulsione dei gas durante l'espirazione. Successivamente la curva si stabilizza formando un plateau derivante dallo svuotamento dei polmoni ed infine, nell'ultima fase, si ha una linea ascendente con ripidità considerevole poiché ha inizio un nuovo ciclo respiratorio. L'inverso del tempo intercorso tra le varie fasi è il valore della RR di interesse. I tipi di capnografi sono numerosi e possono essere classificati in base alla trasportabilità, al tipo di prelievo (mainstream o sidestream) e alle variabili visualizzabili sul monitor. Infatti si possono ottenere più informazioni, ma quelle sicuramente sempre presenti sono il tracciato capnografico ed i valori di EtCO₂ e SpO₂, entrambi espressi in mmHg.



Figura 14: capnografo portatile

Spesso questa rilevazione è utile per la definizione della frequenza respiratoria istantanea, ma può anche essere favorevole per alcune pratiche cliniche, tra cui la conferma della corretta intubazione di pazienti. Nonostante l'accuratezza della misurazione, il limite maggiore che si evidenzia è la necessità di un sistema per convogliare il gas di interesse; a tale scopo si fa uso di cannule nasali o oronasali che potrebbero essere mal tollerate dal paziente.

3.2 ANALISI DELLA CONCENTRAZIONE DEI GAS NEL SANGUE

Altre due variabili da tenere in considerazione quando si vuole caratterizzare nel dominio temporale il ciclo respiratorio sono le quantità di ossigeno e di anidride carbonica nel torrente ematico. In particolare si cerca di rilevare le variazioni delle concentrazioni di tali gas durante la fase inspiratoria ed espiratoria con metodologie non invasive. Una di queste è la pulsossimetria, ovvero una tecnica di monitoraggio continuo che attraverso la pelle estrapola la saturazione arteriosa dell'ossigeno (SpO_2), gas che durante l'atto respiratorio subisce una maggiore variabilità percentuale. Questa misurazione non coinvolge solo l'apparato respiratorio, ma anche quello cardiaco avente funzioni di trasporto di questi gas ed è anche influenzata dalla perfusione, dal metabolismo tissutale e dalle proprietà della cute del soggetto.

Il fenomeno su cui si basa è la diversa capacità di assorbimento da parte dell'emoglobina ossigenata (HbO_2) e di quella deossigenata (Hb). Questi parametri hanno diversi spettri di assorbimento e per confrontarli è opportuno utilizzare due lunghezze d'onda differenti: una nel rosso (660 nm) ed una nell'infrarosso (940 nm). L'emoglobina ossigenata favorisce il passaggio della luce rossa perché assorbe quella infrarossa e quella deossigenata si comporta in maniera opposta. In generale la saturazione dell'ossigeno, in base alle concentrazioni è ricavabile con l'equazione:

$$SO_2 = C(HbO_2)/(C(Hb) + C(HbO_2))$$

Il dispositivo utilizzato per tale valutazione è il pulsossimetro che può essere di diversi tipi e modelli: portatile, palmare e da dito. Quest'ultimo è quello maggiormente commercializzato perché, oltre alla semplicità della metodica, ha un ingombro esiguo.



Figura 15: pulsossimetro commerciale

Questo strumento assimilabile ad una clip, deve essere applicato sull'indice del soggetto in esame. Al suo interno sono presenti due diodi che generano i fasci di luce desiderata e una fotocellula che viene posizionata in base al funzionamento. In trasmissione la luce oltrepassa il campione, dunque gli oggetti ottici (emettitori e rivelatore) sono posizionati sulle pareti opposte del dispositivo ad una distanza di circa 5-10 mm. Per risalire all'assorbanza (d) è necessario applicare la legge di Lambert-Beer:

$$d = L[h(H_b) * C(H_b) + h(H_bO_2) * C(H_bO_2)]$$

dove

d : assorbanza

L : cammino ottico lineare

h : coefficiente di assorbimento

C : concentrazione

Misurando la variazione della densità ottica in ciascuna delle due lunghezze d'onda è possibile risalire a questo parametro relativo al solo sangue arterioso. Il rapporto tra il valore relativo alla luce rossa e quello della luce infrarossa viene convertito in SpO_2 tramite un confronto con una tabella prestabilita derivante dalla legge di Beer.

L'alternativa è la riflessione, dove il rivelatore è posizionato al centro dei due led, dove colpisce il raggio di luce riflesso senza attraversare la massa, quindi non è necessario che la regione corporea analizzata sia sottile.

La luce backscattering viene campionata alle due lunghezze d'onda per risalire alla saturazione dell'ossigeno:

$$SO_2 = A - \frac{BR(\lambda_1)}{R(\lambda_2)}$$

in cui:

SO₂: saturazione dell'ossigeno

A e B: costanti dipendenti dall'ematocrito

R: riflettanza

Da queste rilevazioni si ricava dunque la percentuale di emoglobina che è satura di ossigeno, la quale per evitare criticità dovrebbe essere superiore al 95%. Tale test risulta essere dunque indolore per il paziente, accurato, continuo, semplice nell'uso, a costo ridotto e veloce (circa 1 s).

3.3 ANALISI DELLA MOBILITA' TORACICA

3.3.2 METODO IMPEDENZIOMETRICO

Si tratta di una metodica non invasiva e semplice con la quale si determina il cambiamento di volume dei tessuti corporei. Si basa sulla rilevazione di una resistenza indotta dal passaggio di una corrente di tipo alternato in una zona del corpo, la quale presenta un cambiamento di conduttività. La variazione di impedenza (Z) è proporzionale alla quantità di corrente che fluisce in quella regione secondo l'equazione: $Z(t) = \frac{V(t)}{I(t)}$.

Viene inietta una corrente alternata (scelta nel range tra 10 μ A e 10 mA) a frequenza variabile (20-100 kHz) con lo scopo di massimizzare la separazione tra diversi tessuti e così la differenza di potenziale tra due elettrodi può essere rilevata. Il rapporto tra la differenza di tensione tra due elettrodi e la corrente imposta determina la resistività del tessuto.

Sono dunque i cambiamenti di conducibilità di un volume di conduttore i responsabili della variazione di impedenza, come è descritto nella relazione di Geselowitz:

$$\Delta Z = \int_v \frac{1}{\Delta\sigma} J_{LE}(t_0) J_{LI}(t_1) dv$$

dove

ΔZ : variazione di impedenza [Ω/m^3]

v : porzione del corpo preso in considerazione [m^3]

$\Delta\sigma$: variazione di conducibilità tra due istanti temporali [S/m]

t_0, t_1 : istanti temporali [s]

J_{LE} : campo elettrico derivante dalla misura del potenziale per unità di corrente [$1/m^2$]

J_{LI} : campo elettrico dovuto alla quantità di corrente fornita per unità di corrente [$1/m^2$]

Per effettuare questa misurazione si può implementare una configurazione a due o quattro elettrodi. La metodologia più diffusa richiede l'utilizzo di soli due terminali in cui il punto di prelievo è lo stesso di quello dell'applicazione, ma la misurazione del potenziale risente delle tensioni lineari generate dalla corrente e può provocare errori. Nella configurazione a quattro punte, le zone di iniezione ed acquisizione sono fisicamente distinte, pertanto, nonostante sia necessaria maggiore strumentazione, la misura risulta essere più accurata e precisa.

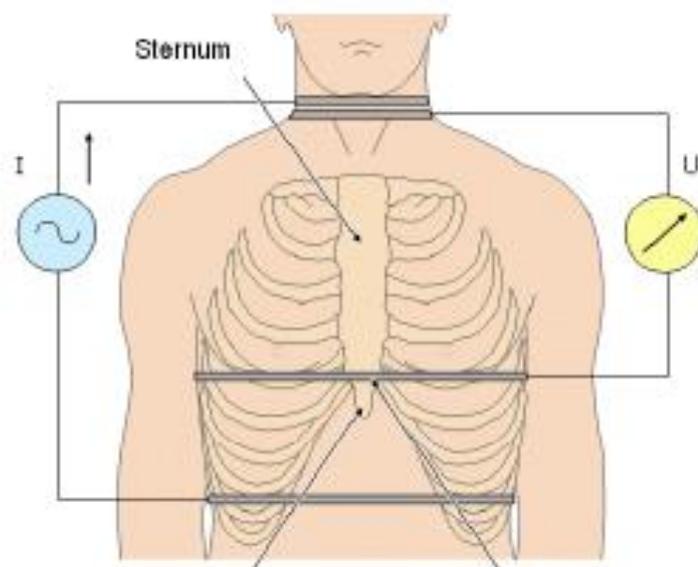


Figura 16: plestismografia a 4 terminali con elettrodi a nastro

Per una misurazione del segnale proveniente dall'apparato respiratorio bisogna applicare e misurare queste grandezza elettriche sul torace del soggetto in esame. L'impedenza toracica è dovuta all'impedenza dei tessuti e quella del fluido sanguigno che insieme contribuiscono alla conducibilità polmonare. Se aumenta il volume di gas nella gabbia toracica effettuando una respirazione più profonda, la resistenza al passaggio della corrente sarà maggiore. In particolare questo comporta una diminuzione di conducibilità e l'aumento del percorso che la grandezza elettrica deve attraversare. Infatti in relazione alla distanza in cui vengono posizionati gli elettrodi avrò una impedenza di base a cui bisogna sommare il valore di impedenza respiratoria che è variabile da 0.1 a 1 Ω . Proprio questo ultimo parametro genera la tensione variabile che è quella di interesse per la definizione della frequenza respiratoria. Nonostante la semplicità della misura e la scarsa strumentazione, la pletismografia ad impedenza può essere fuorviante perché soggetta ad artefatti da movimento e quindi può rilevare falsi respiri.

3.3.3 METODO INDUTTIVO

La pletismografia ad induttanza (RIP) è un'ulteriore tecnica minimamente invasiva che si basa sull'utilizzo di due bande elastiche, una attorno al torace ed una che circonda l'addome, connesse a loro volta ad un circuito oscillatore.

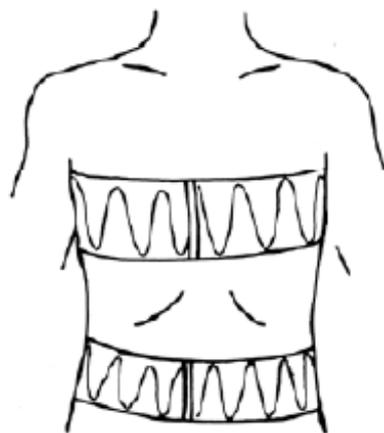


Figura 17: fasce pletismografiche

Al loro interno le bande sono percorse da un filo sinusoidale a cui è applicata un bassa intensità di corrente. Per spiegare i principi fisici su cui si basa questo metodo bisogna richiamare la legge di Faraday che definisce che in un'area chiusa si genera un campo magnetico normale all'orientamento del filo e la legge di Lenz che conferma la generazione di una corrente opposta all'interno del filo conduttore con intensità proporzionale alle modifiche dell'area. Ipotizzando che il cambiamento del volume dell'addome sia uguale ed opposto a quello del torace, si risale alla variazione del tronco. Durante l'inspirazione l'area della sezione trasversale della gabbia toracica e dell'addome aumentano alterando l'autoinduttanza delle bobine e la frequenza della loro oscillazione. L'elettronica presente a valle converte il cambio di frequenza in una forma d'onda descrivente la respirazione. Pertanto l'atto della respirazione cambia la dimensione della gabbia toracica che a sua volta modifica la forma del campo magnetico generato dalla corrente alternata applicata alla fascia. Si crea dunque una corrente opposta misurata come variazione della frequenza di corrente imposta. Il sensore che subisce delle modifiche dimensionali ha come conseguenza una variazione della sua induttanza.

Questa misurazione presenta numerosi vantaggi quali l'utilizzo di deboli grandezze elettriche che non attraversano il corpo e l'apparecchiatura minimamente limitante per il soggetto. Dalla variazione della gabbia toracica è possibile risalire ad una misurazione piuttosto precisa della frequenza respiratoria, ma bisogna anche considerare lo spostamento della fascia durante il monitoraggio che provoca limiti sulla qualità e interpretabilità del segnale respiratorio. Per risolvere questo limite, il sensore può essere inserito in un dispositivo wearable.

È infatti l'esempio della Carré Technologies (Montreal) che ha realizzato la Hexoskin Smart Garments, ovvero una maglietta performante (con 73% di poliammide e 23% di elastan) con al suo interno diversi sensori corporei in grado di monitorare una serie di parametri, tra cui la frequenza e variabilità cardiaca, la frequenza respiratoria e il volume ventilatorio, l'attività effettuata ed il sonno. I sensori inglobati sono tre elettrodi per l'ECG, due fasce induttive per la frequenza respiratoria ed un accelerometro per determinare il movimento.

I valori prelevati da questi vestiti intelligenti sono elaborati da un sistema di monitoraggio avanzato: il dispositivo Hexoskin Smart che è inserito in una taschina apposita nell'indumento.

Questo oggetto di piccole dimensioni e peso minimo, ha delle specifiche tecniche notevoli, infatti la sua batteria può durare più di 30 ore e la memoria di immagazzinamento dati ha 600 ore di capacità di archiviazione. Ovviamente tutte queste misure sono compatibili con le più comuni applicazioni fitness a cui il nostro dispositivo manda via wireless i dati affinché siano visibili le variazioni ed i valori in tempo reale dei parametri.



Figura 18: dispositivo wearable della Hexoskin

3.3.4 METODO SULLE VARIAZIONI MECCANICHE

Per determinare la variazione della circonferenza toracica si fa affidamento alla pneumografia, ovvero una registrazione della frequenza e della profondità dei movimenti respiratori. Per effettuare tale misurazione si possono utilizzare sensori che sono sensibili ad una variazione meccanica. È questo l'esempio dei piezoelettrici che, a seguito di una sollecitazione esterna, modificano la loro lunghezza e ciò causa una variazione di carica interna del materiale. Solitamente i materiali piezoelettrici sono polimeri e materiali ceramici rivestiti da materiale conduttivo. Gli strati di questo sensore vengono fissati in una fascia che circonda il torace del soggetto. Pertanto è possibile misurare una variazione di tensione derivante da una dilatazione dell'addome a cui corrisponde una compressione del sensore. Si genera una carica tra le armature dell'elemento che è proporzionale alla variazione meccanica forzata dal corpo.

In commercio sono numerosi gli oggetti elettronici che fanno uso di tali principi fisici e, negli ultimi anni, ci si orienta verso la misurazione della circonferenza toracica con dispositivi wearable. In particolare si inseriscono questi sensori in fasce toraciche indossabili che permettono il monitoraggio continuo. Un esempio con cui si effettuano tali rilevazioni è UFI Model 1132 PnemoTrace®, un trasduttore di respirazione piezoelettrico che genera un segnale lineare in risposta ai cambiamenti della circonferenza toracica.



Figura 19: PnemoTrace^{II}

Questo piezoelettrico lavora con un'impedenza di ingresso di $1\text{ M}\Omega$ ed ha una portata nominale tra i 20 e 400 mV. La cintura aderente invece è regolabile per acquisire, in base alla tensione, una maggiore ricettività del sensore.

Un altro tipo di sensore con lo scopo di misurare l'espansione della circonferenza toracica è il piezoresistivo. Esso è compreso nella categoria di sensori per la rilevazione di grandezze meccaniche poiché, deformandosi, modifica la propria resistenza elettrica. Si tratta di un elemento resistivo che segue la forza esterna applicata dalla superficie su cui è ancorato. Le deformazioni fisiche del materiale si riversano sul sensore che modifica la sua resistività elettrica, di conseguenza la resistenza. L'equazione caratteristica che mette in relazione la variazione di resistenza (ΔR) e di resistività ($\Delta\rho$) del materiale potendo valutare la grandezza fisica che ha causato la deformazione è:

$$\frac{\Delta R}{R_0} \cong \frac{\Delta\rho}{\rho_0}$$

Si considera quindi approssimabile il rapporto della variazione di queste due grandezze con i relativi valori iniziali. Il materiale con cui vengono realizzati questi sensori è un monocristallo semiconduttivo di silicio o germanio, le cui dimensioni sono minime (inferiori al millimetro). Per sfruttare questo sensore nella misurazione della frequenza respiratoria, bisogna inserirlo in indumenti intelligenti. Un esempio è il sistema di wellness wearable (WWS) della Smartex s.r.l. (Prato).



Figura 20: indumento e dispositivo WWS

Esso è costituito da un indumento e da un dispositivo elettronico cucito per l'acquisizione, l'immagazzinamento e la trasmissione senza fili dei dati. È stato progettato per monitorare continuamente i principali parametri vitali (ECG, frequenza cardiaca, respirazione) ed i movimenti. L'abbigliamento è adatto, confortevole e aderente al corpo. Integra due elettrodi tessili, un sensore piezoresistivo tessile e una tasca, posizionata sul petto, per il dispositivo elettronico in cui è integrato un accelerometro triassiale per il monitoraggio del movimento. SEW raccoglie i dati provenienti dagli elettrodi della fascia e può operare via Bluetooth fino a 20 m grazie alla presenza di una batteria ricaricabile LiPo o memorizzare i dati su una micro-SD.

4. AMBITO SPORTIVO

Nella quotidianità chiunque svolge dell'attività fisica, che può essere una semplice camminata, una corsa, praticare sport o andare in palestra. L'esercizio fisico, svolto nella maniera corretta, aiuta a mantenere in forma ed in salute l'organismo rafforzando i muscoli. Per mettere in movimento il corpo e ricevere la quantità necessaria di ossigeno, i muscoli, i polmoni ed il cuore devono lavorare insieme, come una perfetta macchina in sincronia. Per sopperire alla maggiore richiesta di ossigeno dei muscoli, i parametri cardiaci e respiratori vengono alterati.

Poiché i muscoli durante l'esercizio fisico spingono il sangue verso il cuore ad un ritmo più veloce, il cuore, a sua volta, deve rispondere al flusso sanguigno aumentando il suo battito. Parte del sangue pompato raggiunge dunque i polmoni per smaltire il biossido di carbonio prodotto e prelevare l'ossigeno necessario che verrà trasportato per continuare l'attività. Terminato l'allenamento, la respirazione e la frequenza cardiaca tornano lentamente nei range fisiologici e più esercizio viene eseguito, più efficiente diventa questo sistema. Sebbene i muscoli non vengano più utilizzati intensivamente come in allenamento, il ritardo nel ripristino dei parametri cardiaci e respiratori dopo l'esercizio aerobico è rivolto a prevenire l'accumulo di anidride carbonica ed al ristabilimento della quantità necessaria di ossigeno. Il tempo che impiegano il cuore ed il respiro a rallentare fino al loro ritmo di riposo è noto come periodo di recupero e la sua durata è soggettiva. Normalmente gli atleti allenati o coloro che si esercitano costantemente hanno tempi di recupero più rapidi di quelli che vivono stili di vita sedentari o che si allenano occasionalmente. Pertanto, per riportare alla normalità la frequenza cardiaca e gli schemi della respirazione è importante il periodo di defaticamento che include la riduzione graduale dell'intensità dell'allenamento fino a quando non si è pronti a fermarsi. È bene non interrompere bruscamente l'esercizio perché potrebbe portare alla caduta della pressione sanguigna, con conseguenti vertigini o stordimento. Per diminuire l'affaticamento dovuto allo sforzo richiesto al muscolo cardiaco per pompare il sangue ossigenato, bisogna effettuare un allenamento costante e regolare, con un aumento ragionevole dell'intensità.

Gli intervalli di tempo tra gli esercizi possono diventare più brevi e con una frequenza cardiaca superiore alla zona aerobica standard. In questo modo il ritmo cardiaco continua ad aumentare durante l'allenamento, ma non così bruscamente perché il cuore si rafforza; anche la respirazione si intensifica, ma si acquista anche maggiore disponibilità d'aria. Questo è un meccanismo di adattamento e di rinforzo dei muscoli coinvolti per rispettare le richieste dell'organismo. Quindi i muscoli in funzione aumentano la loro richiesta di ossigeno prelevabile dai polmoni, i quali devono lavorare maggiormente.

Questo aumenta la frequenza respiratoria poiché dai polmoni viene raccolto più ossigeno per essere consegnato ai muscoli. In contemporanea, una ulteriore funzione svolta dai polmoni è l'espulsione dal sangue del diossido di carbonio, un sottoprodotto derivante dal metabolismo.

Malgrado l'eccessivo impegno fisico la respirazione aiuta a controllare lo sforzo, il cuore e le azioni del corpo attraverso respiri profondi, controllati e dosati. Nell'alterazione del respiro bisogna fare una distinzione in base al tipo di esercizio effettuato: gli sport aerobici o misti (corsa, ciclismo, calcio, pallavolo, tennis, nuoto, basket ecc.) e quelli anaerobici (gare di sprint, sollevamento pesi, bodybuilding ecc.). Questi ultimi, poiché di breve durata, vengono svolti principalmente in apnea, mentre in quelli aerobici è fondamentale la respirazione. Durante uno sforzo muscolare la ventilazione polmonare aumenta attraverso due parametri: l'aumento della profondità del respiro e della frequenza respiratoria. Le modifiche della frequenza tendono a variare anche la meccanica del processo poiché con una tipologia di esercizio più intensa ed in cui il valore massimale della ventilazione diventa maggiore dell'effettivo consumo di ossigeno, risulta necessario inspirare anche con la bocca. In questa condizione, la respirazione raggiunge solo circa il 65-85% del valore massimo di ventilazione, pertanto l'unica limitazione della respirazione non proviene dalla capacità polmonare dell'individuo, ma dalla quantità di ossigeno che l'organismo estrae dall'aria. Invece durante un esercizio di tipo aerobico di media e bassa intensità, la ventilazione aumenta linearmente con il consumo di ossigeno; il soggetto si adatta a questo nuovo stato e percepisce parzialmente la fatica che non è ancora affanno, quindi può respirare tranquillamente con il naso.

Con l'aumento del lavoro fisico la ventilazione aumenta in capacità e frequenza superando la soglia anaerobica che identifica lo sforzo oltre il quale l'organismo accumula acido lattico (4 millimoli per litro) e ioni idrogeno. Questo parametro fisiologico sta ad indicare le prestazioni fisiche di un soggetto che possono migliorare. Solitamente l'intensità di esercizio è riconosciuta attraverso tre parametri:

- percentuale del massimo consumo di ossigeno ($\%V_{O_{2max}}$),
- percentuale della frequenza cardiaca massima (HR_{max}),
- scala RPE definente la percezione dello sforzo.

Suddividendo gli individui in non atleti e professionisti, si verifica la soglia anaerobica a circa 50-60% della $V_{O_{2max}}$ e della HR_{max} per le persone scarsamente allenate, mentre per gli atleti le percentuali di entrambi i parametri salgono all'80-90.

Per risalire alla frequenza cardiaca massima, molte sono le equazioni esistenti, ma quella più semplice e presa in considerazione dall'American Heart Association (AHA) è quella di Karvonen:

$$HR_{max} = 200 - \text{età}$$

Molti studi hanno sostenuto che la costante è riferita ad un adulto di sesso maschile, perché per le donne ci si riferisce a 226.

Questo numero di battiti cardiaci per minuto (bpm) esprime il valore che il cuore può raggiungere durante lo sforzo fisico ed è fondamentale per la preparazione dell'allenamento. Poiché il corpo di ciascun individuo reagisce all'esercizio in modo diverso, la frequenza cardiaca di riferimento viene presentata come un intervallo noto come zona target della frequenza cardiaca.

La seguente tabella mostra l'intervallo cardiaco suddiviso per età facendo riferimento alla percentuale di sforzo fisico. I valori superiori della colonna centrale sono riferiti ad un allenamento sulla soglia anaerobica.

Età (anni)	HR per uno sforzo del 50-85% (bpm)	HR per uno sforzo del 100% (bpm)
20	100 – 170	200
30	95 – 172	190
40	90 – 153	180
50	85 – 145	170
60	80 – 136	160
70	75 – 128	150

Tabella 1: range di frequenza respiratoria sotto sforzo

Nel campo della sensoristica ci si indirizza verso dispositivi sempre più piccoli, indossabili e confortevoli per il soggetto. Per questo motivo vengono realizzati strumenti di monitoraggio che non sono più utilizzabili solo in clinica per la salute del paziente, ma anche durante l'attività fisica riabilitativa o personale. Lo sviluppo della tecnologia legata allo sport si sta implementando rapidamente, infatti spesso misurare determinati parametri fisiologici ha lo scopo di preparare allenamenti con l'obiettivo di massimizzare le prestazioni e ridurre al minimo il rischio di lesioni e malattie. Si deve dunque ottenere un buon compromesso tra comodità per l'individuo e misurazioni effettuate. Il parametro che, anche sotto esercizio fisico, è prontamente monitorato è la frequenza cardiaca perché si ipotizza sia quello più critico e dal quale si ricavano maggiori informazioni. Nonostante la disponibilità di dispositivi indossabili discreti che misurano la respirazione con una precisione relativamente buona, la pratica di misurarla durante l'allenamento non è ancora comune. La frequenza respiratoria è preziosa per il monitoraggio dell'allenamento poiché essa è associabile alla determinazione dello sforzo e dalla stessa si possono determinare anche altri valori, tra i quali è presente la soglia di ventilazione. Questa associazione è plausibile poiché la frequenza respiratoria risponde rapidamente alle variazioni del

carico di lavoro durante l'allenamento di cui sono modificati intervalli ed intensità ed è quindi un marcatore migliore dello sforzo fisico rispetto alle variabili fisiologiche tradizionalmente monitorate (VO_2 , HR, La-).

Il monitoraggio dell'allenamento e del recupero attraverso la frequenza respiratoria serve anche per capire come lo sforzo è distribuito durante le prove. Altri vantaggi riscontrati sono relativi ad una risposta molto rapida all'esordio della fatica e che si mantiene efficace durante tutta la misurazione, anche durante l'alternanza di fasi di lavoro e di recupero. Una caratteristica che rende migliore il riconoscimento del ritmo respiratorio rispetto ad altre variabili fisiologiche è la proporzionalità mantenuta con il carico di lavoro effettuato come si nota in figura 21.

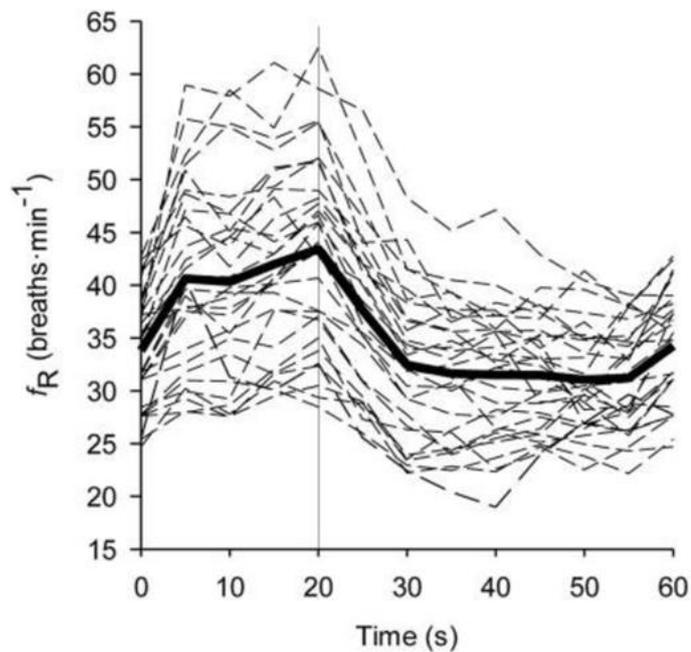


Figura 21: frequenza respiratoria media di un ciclo lavoro-riposo ad intensità crescente

5. PROGETTAZIONE DEL DISPOSITIVO

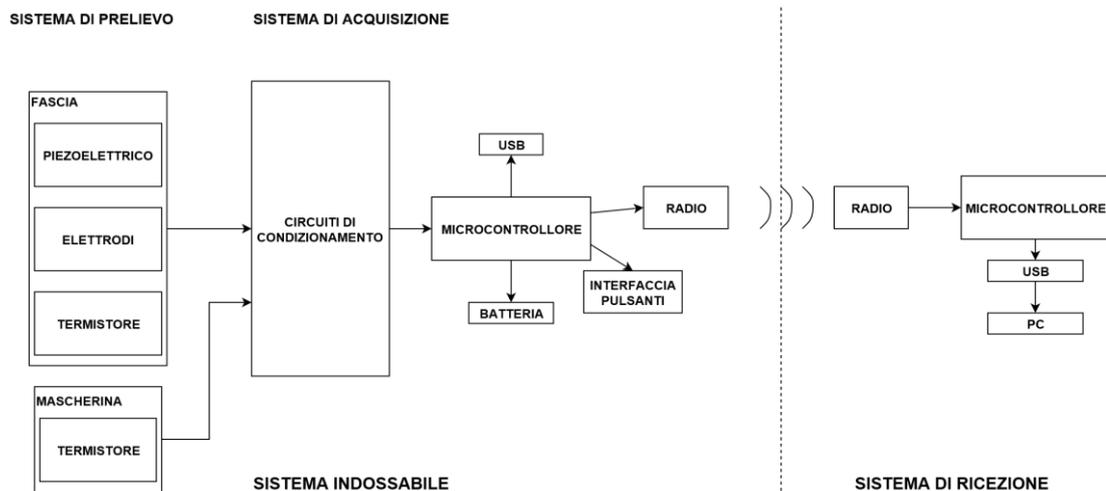


Figura 22: schema a blocchi complessivo

Il dispositivo si propone come un misuratore wearable per il monitoraggio della frequenza respiratoria, di quella cardiaca e della temperatura corporea. In commercio sono presenti numerosi device che, adattandosi alla persona, possono misurare più parametri. Tra questi, la frequenza respiratoria è di solito ricavata indirettamente durante altri monitoraggi, ad esempio quello cardiaco. La tecnologia degli ultimi anni ha portato anche alla rilevazione della sola frequenza respiratoria soffermandosi sulla diagnostica in ambito clinico.

Questo studio si prefigge come obiettivo la misurazione della RR in situazioni più variabili, ovvero con il paziente sotto sforzo. Per fare ciò ci si basa sul meccanismo fisiologico di espansione della gabbia toracica in fase inspiratoria e di rilassamento fino al suo volume basale durante la fase espiratoria. Per valutare tali variazioni dimensionali, è stata utilizzata una fascia toracica per la rilevazione meccanica di grandezze respiratorie.

Come si può osservare in figura 23, il dispositivo complessivo è costituito dunque da una fascia cardio dotata di sensori che rilevano i segnali e da un contenitore di plastica contenente componenti elettronici che interpretano, acquisiscono ed inviano i valori.

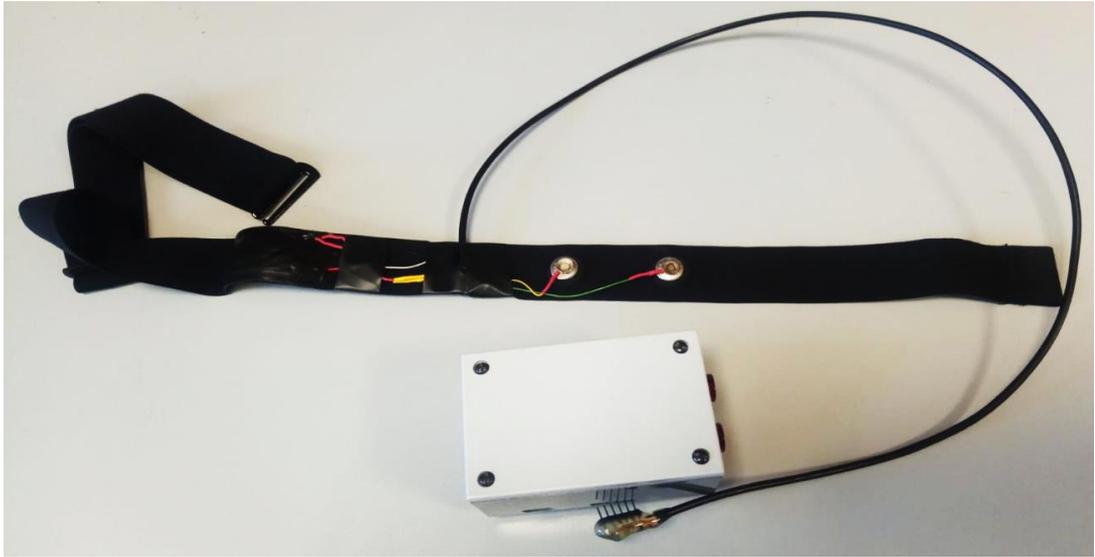


Figura 23: dispositivo complessivo

5.1 SISTEMA DI PRELIEVO

Per le misurazioni di nostro interesse, il sistema di prelievo è composto da una fascia cardio con annessi:

- un sensore piezoelettrico,
- due elettrodi,
- un termistore.

Tutti i fili conduttivi collegati ai sensori sono inglobati in un filo multipolare nero cucito all'elastico per conferirgli un blocco meccanico.

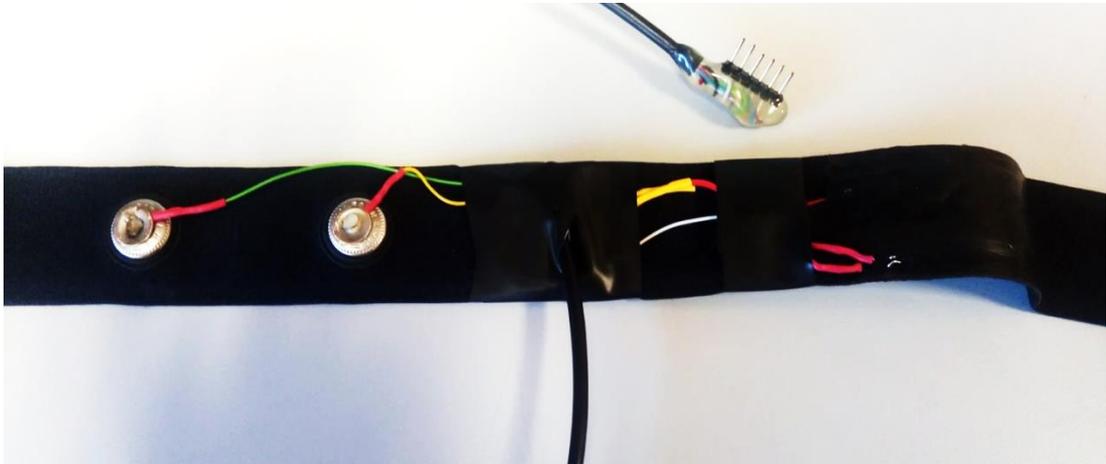


Figura 24: fascia con il particolare dei sensori

Nei paragrafi successivi vengono descritte le caratteristiche di ogni componente del sistema di prelievo.

5.1.1 FASCIA TORACICA

La fascia che deve essere posizionata attorno al torace, è una cintura standard per cardiofrequenzimetro, confortevole e con ottime proprietà elastiche. La sua composizione tissutale è infatti del 62% di poliammide, 21% di poliuretano e 17% di elastan. Ha uno spessore di soli 1 mm, un'altezza di 3 cm ed una lunghezza variabile tra 65 e 85 cm che la rende indossabile da soggetti con differenti circonferenze toraciche. La facilità di utilizzo di tale dispositivo, oltre alla possibilità di regolazione, è favorita anche dalla presenza di un'asola sita all'estremità per facilitarne la chiusura.



Figura 25: fascia toracica regolabile

Per favorire una maggiore efficienza nella misurazione, l'elastico deve aderire al torace del soggetto mantenendo il comfort di quest'ultimo. È opportuno che sia bene a contatto con la cute, ma allo stesso tempo non deve essere limitante nelle attività. Per ottenere una buona stabilità della misura, è fondamentale la pulizia della fascia stessa, infatti la presenza di sporco o di sudore corporeo potrebbe interferire sulla capacità di aderenza alla pelle. Un altro importante fattore è la messa in tensione della cintura, parametro che deve permettere ai sensori di rimanere fissi nel punto in cui si vuole prelevare il segnale. Si sceglie un punto in cui è massimamente sentita la variazione dei soli movimenti toracici e, per favorire anche il monitoraggio della frequenza cardiaca, in corrispondenza dell'altezza del cuore. Bisogna dunque trovare un buon compromesso per la rilevazione di entrambi i segnali e, a tal fine, sono stati studiati i fisiologici cambiamenti posturali durante l'atto respiratorio, soffermandosi sulla capacità delle coste di ruotare attorno al proprio asse. Osservando le tangenti agli archi costali, si viene a definire un angolo di rotazione la cui ampiezza determina una maggiore lateralizzazione del movimento nelle ultime coste seguendo i muscoli del grande pettorale e del grande dorsale. Stabilito dunque il luogo del massimo spostamento costale, che è anche favorevole per una misurazione cardiaca, si posiziona la fascia nello spazio tra la 6^a e 7^a costa.

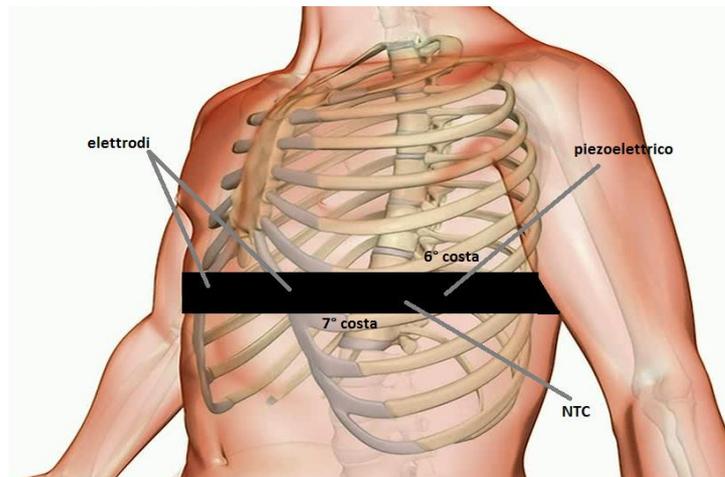


Figura 26: posizionamento della fascia

5.1.2 SENSORE PIEZOELETTRICO

Per monitorare la variazione di volume della gabbia toracica è stato scelto un sensore piezoelettrico perché meglio si presta a misurazioni dinamiche. La semplicità dei dispositivi ed il basso costo dei materiali piezoelettrici li rendono ottimi candidati nella realizzazione di trasduttori di diversi fenomeni fisiologici. Tale elemento è inserito nella categoria dei sensori per la rilevazione di grandezze meccaniche perché, essendo sensibile alle variazioni dello strain della fascia, produce un corrispettivo segnale in tensione. Il fenomeno su cui si basa il sensore considerato è la piezoelettricità che consiste nella migrazione di carica e nella conseguente differenza di potenziale a seguito dell'applicazione di un campo elettrico o di una sollecitazione esterna. Il materiale impiegato è un cristallo con caratteristiche anisotrope, che polarizzandosi produce una grandezza elettrica misurabile. In base alla direzione della sollecitazione (compressione o trazione) che è dell'ordine del nanometro, si ha una movimentazione di particelle elettriche insite nel materiale. I dipoli elettrici perdono la loro condizione di neutralità quando viene imposta una forza dall'esterno; per questo motivo un elettrodo del sensore si carica positivamente e l'altro negativamente.

La capacità della lamina piezoelettrica su cui si ritrovano le cariche in movimento, si ricava dall'equazione caratteristica:

$$C = \varepsilon * \frac{A}{b}$$

con ε = permittività elettrica del materiale [F/m]

A = superficie delle armature [mm²]

b = distanza tra le armature [mm]

Il sensore utilizzato è stato realizzato dalla TE Connectivity e si presenta come un film laminato su uno strato di poliestere (41 x 16 x 205 mm) con elettrodi stampati in argento. La configurazione risulta essere un rettangolo di pellicola piezoelettrica.

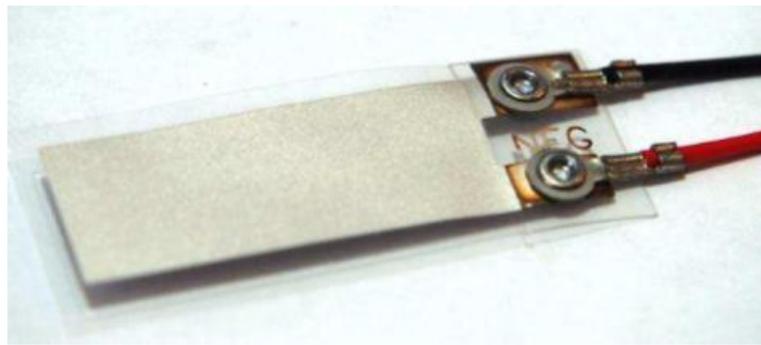


Figura 27: sensore piezoelettrico della TE Connectivity

Il sensore considerato è un LDT1-028K. Esso è stato scelto in quanto dotato di importanti caratteristiche tra cui le ridotte dimensioni, l'esiguo peso, la discreta accuratezza, l'ottima risposta in frequenza e la versatilità di applicazione in varie misurazioni quali la rilevazione del movimento, il rilevamento della forza di contatto diretta, la registrazione temporale ed il conteggio del numero degli eventi.

La possibilità di utilizzo in tutti questi campi è dovuta alle sue proprietà piezoelettriche:

coefficienti di deformazione [C/N]	$d_{31} = 23 \cdot 10^{-12}$
	$d_{33} = -33 \cdot 10^{-12}$
coefficienti di tensione elettrica [Vm/N]	$g_{31} = 216 \cdot 10^{-3}$
	$g_{33} = -330 \cdot 10^{-3}$
coefficienti di accoppiamento elettromeccanico	$k_{31} = 12\%$
	$k_t = 14\%$
capacità [pF/cm ²] @1kHz	C = 380 per 28µm
modulo di Young [N/m]	$Y = 2.4 \cdot 10^9$
impedenza minima [MΩ]	R = 1
range tensione [mV]	V = 10-100000
range di temperatura [°C]	T = 0-70

Tabella 2: caratteristiche del piezoelettrico

Nel datasheet è riportato che il sensore è in grado di produrre un segnale elettrico con valore superiore a 10 mV per ogni µε (microstrain) e che la sua caratteristica fondamentale è la capacità di 1.38 nF. Fisicamente, come è osservabile in figura 28, esso è costituito da più strati di materiali diversi: partendo dal basso è presente un film basale di polietilentereftalato (o mylar) di altezza 16 mm, un elettrodo metallizzato largo 12 mm, un altro film di mylar (lungo 41 mm) e un secondo elettrodo in argento lungo 30 mm.

L'ultimo strato è costituito da un sottile rivestimento protettivo adagiato sull'elettrodo attivo per impedirne l'ossidazione. In totale il film di poliestere è spesso solamente 40 μm .

Il piezoelettrico è inoltre dotato di due attacchi per i cavi, i quali, atti al trasporto di segnale, sono di diverso colore e permettono di distinguere gli elettrodi.

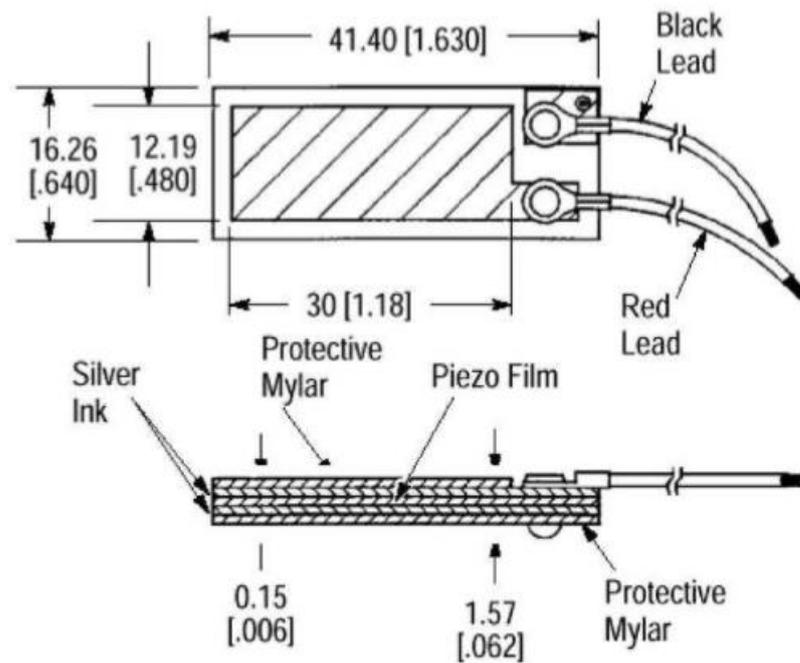


Figura 28: schematizzazione con dimensioni in mm [inc] del sensore derivante dal datasheet

Il piezoelettrico è stato direttamente fissato sull'elastico utilizzando strati di silicone. Il collante nero ricopre totalmente il sensore e, oltre a schermarlo ed ancorarlo alla fascia, permette il mantenimento delle intrinseche proprietà elastiche. Essendo sensibile alla deformazione dell'elastico a cui è adeso, non è risultato necessario inserire il sensore tra la cute e la cinghia, pertanto al fine di una buona misurazione, l'elemento elettrico è rivolto verso l'esterno.

5.1.3 ELETTRODI

Nelle cuciture della fascia toracica sono presenti due elettrodi in gomma conduttiva per la rilevazione di biopotenziali. I materiali non sono quelli tipici degli elettrodi standard monouso per ECG, ovvero idrogelo gelificato in Ag/AgCl, ma in questo lavoro la gomma caricata con del carbonio ha reso gli elettrodi flessibili e riutilizzabili. Gli elettrodi sono a contatto con la pelle e servono per monitorare la tensione elettrica del cuore. La zona di conduzione si estende per qualche centimetro della fascia su un tratto di plastica isolante che conferisce maggiore rigidità. Dalla banda toracica, attraverso i contatti metallici a bottoni che raccolgono i segnali degli elettrodi, è possibile prelevare anche i valori della frequenza cardiaca. I due fili saldati sui bottoni a pressione sono inseriti all'interno del cavo comune uscente dalla cinghia ed hanno l'altra estremità cablata sulla board AD8232-ELVAZ inserita nel sistema di acquisizione.

5.1.4 TERMISTORE

Un ulteriore prelievo della fascia deriva dalla misurazione di un termistore fissato nella cinghia che è a stretto contatto con la pelle. Questa acquisizione serve come controllo aggiuntivo sullo stato di salute del paziente, perché ad una variazione della sudorazione, a seguito del movimento del soggetto, si ha una modifica della temperatura. Il termistore è dunque un sensore resistivo il cui valore di resistenza varia in maniera significativa con la temperatura.

Quello utilizzato in questo progetto è un NTC (Negative Temperature Coefficient) di materiale semiconduttivo e con la seguente formula caratteristica:

$$R_T = R_0 e^{B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)}$$

in cui

R_T = resistenza termistore [Ω]

R_0 = 3490 Ω , resistenza alla temperatura di riferimento [Ω]

B = 3700 K, coefficiente di temperatura caratteristica il cui valore è valido in un certo range [K]

T = temperatura [K]

T_0 = 298,15 K, temperatura standard di riferimento [K]

Con questo sensore, la cui risposta non è lineare, si possono effettuare misure indirette perché la resistenza, e quindi la tensione ai suoi capi, decresce all'aumentare della temperatura, conferendogli una sensibilità ($S = \frac{dR_T}{dT}$) negativa. La scelta di questa termoresistenza deriva dalla sua elevata sensibilità, dall'accuratezza nella misura, dal basso costo, dalla realizzazione in piccole dimensioni (inferiori a 1 mm) e dal largo impiego in ambito industriale e biomedico.

5.1.5 SISTEMA DI CONTROLLO



Figura 29: mascherina con NTC e filo di connessione

Per rendere sostenibile la misurazione della frequenza respiratoria, è stato pensato un sistema che funge da riferimento alle registrazioni derivanti dalla fascia. È stato dunque utilizzato un sistema di controllo che analizza il flusso d'aria espirato e, da questo, determina le fasi respiratorie. Con questo metodo è possibile superare l'ostacolo identificato dagli artefatti da movimento, potendo quindi rilevare le oscillazioni della temperatura durante l'atto respiratorio con maggiore stabilità. Questa tecnica è risultata efficace perché basata sui pochi gradi di differenza che acquista la grandezza termica tra le due fasi respiratorie: durante l'inspirazione la temperatura è paragonabile a quella ambiente, ma con l'espirazione essa aumenta di pochi gradi. Dunque in una mascherina che copre naso e bocca sono stati posizionati due NTC (con caratteristiche pari a quello del paragrafo precedente) in serie con valore di resistenza statica, a 25 °C, uguale e pari a 3490 Ω. L'alimentazione è comune per ogni integrato ed ha valore pari a 3.3 V (Vcc). La scelta dell'utilizzo di due sensori è dettata dal voler compensare, attraverso un partitore, le variazioni derivanti dalla temperatura ambiente e per ridurre al minimo il rumore.

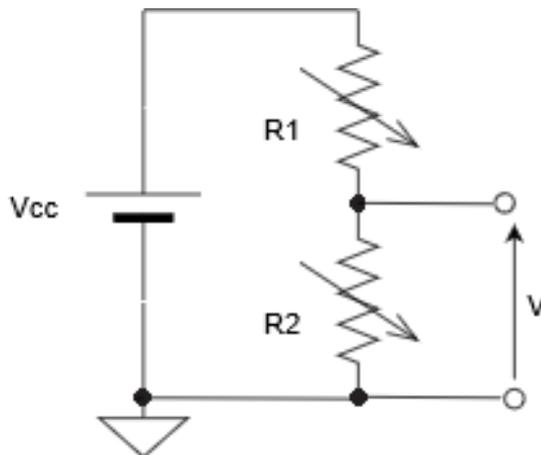


Figura 30: circuito di acquisizione con NTC

I due sensori sono dunque fissati nella parte basale della maschera per aerosol dove viene convogliata l'aria. In questo modo è possibile calcolare il valore di tensione, con l'equazione sotto riportata. Il resistore sul quale ricade la misura è R_2 , mentre R_1 , schermato dalla guaina termorestringente, serve per compensare il rumore ambiente. In questa configurazione entrambi hanno resistenze coincidenti derivanti da variazioni ambientali, ma quando uno dei due viene scaldato (o raffreddato), la sua resistenza, e di conseguenza la sua tensione, diminuisce (o aumenta). Questa inversione è caratteristica per questi tipi di sensori perché la loro sensibilità è negativa, pertanto tensione e temperatura sono inversamente proporzionali. Il valore di tensione viene calcolato con la seguente formula:

$$V = V_{cc} \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

e successivamente portato al sistema di acquisizione attraverso tre fili di connessione che si incastrano al medesimo attraverso gli opportuni connettori.

5.2 SISTEMA DI ACQUISIZIONE

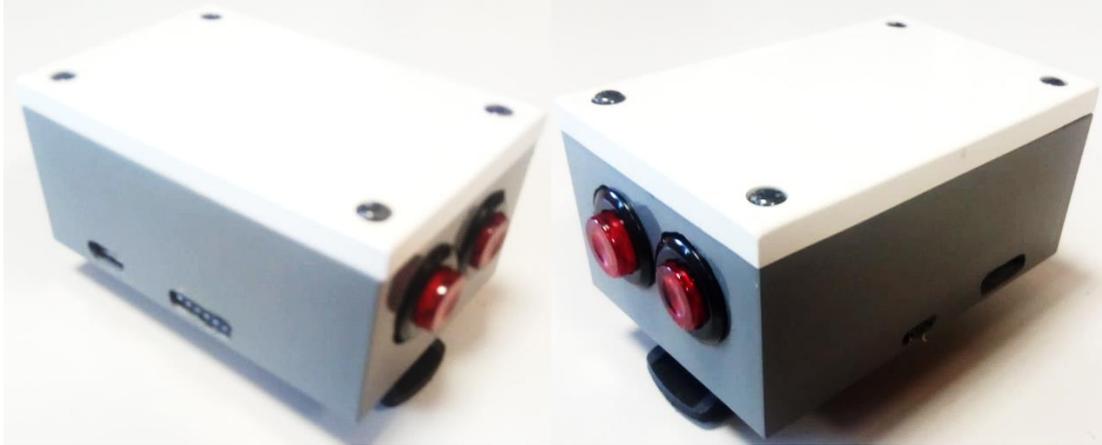


Figura 31: due angolazioni del dispositivo

Il sistema di acquisizione è sito all'interno di una scatola di plastica inseribile in una tasca perché di dimensioni pari a 8.5 x 5.5 x 4 cm. Per migliorare la praticità è stata avvitata sul dispositivo una clip incastrabile alla cintura o al bordo dei pantaloni. In questo modo le mani sono libere e l'ingombro che il misuratore apporta è minimo. Ponendosi come obiettivo il massimo comfort della persona durante le attività, si è deciso di raggruppare tutti i cavi conduttivi che dalla fascia portano il segnale fino alla board di acquisizione. Questo è stato possibile attraverso l'impiego di un cavo multipolare a sei fili, tanti quanti sono quelli di nostro interesse. La vera interfaccia di collegamento tra filo e scatola è rappresentata da connettori opportunamente saldati su entrambi gli oggetti in questione. A tal fine il contenitore rettangolare è stato fresato in corrispondenza dell'incastro delle giunzioni. Come visibile in figura 31, le aperture apportate sono:

- due per gli interruttori (uno per l'accensione ed uno per il reset del microcontrollore),
- una per l'inserimento e l'estrazione della scheda microSD,
- una per collegare il cavo USB,
- due per le *strip* dei segnali perché sono stati separati i dati provenienti dalla fascia e quelli dal sistema di controllo.

Terminata la descrizione del supporto esterno è opportuno dettagliare la parte hardware sita al suo interno. Tali componenti elettroniche, spiegate in seguito, sono posizionate su due strati come in figura:

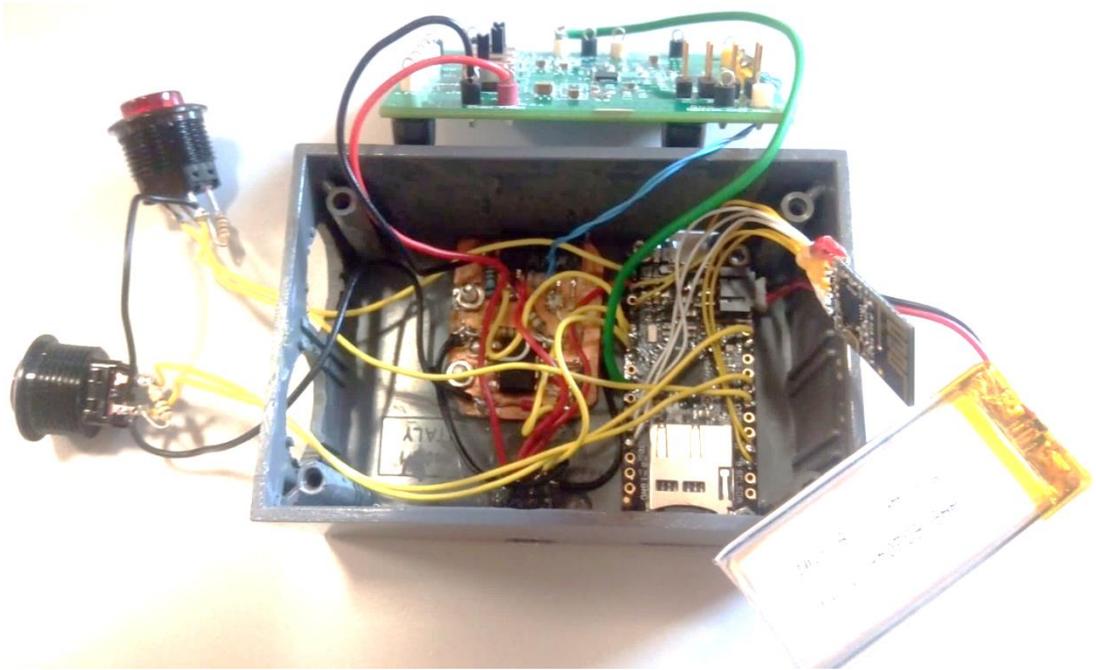


Figura 32: interno del device

Per completare la caratterizzazione del sistema di acquisizione, viene riportata anche la schematizzazione in cui sono definiti i collegamenti di ogni pin dei diversi componenti.

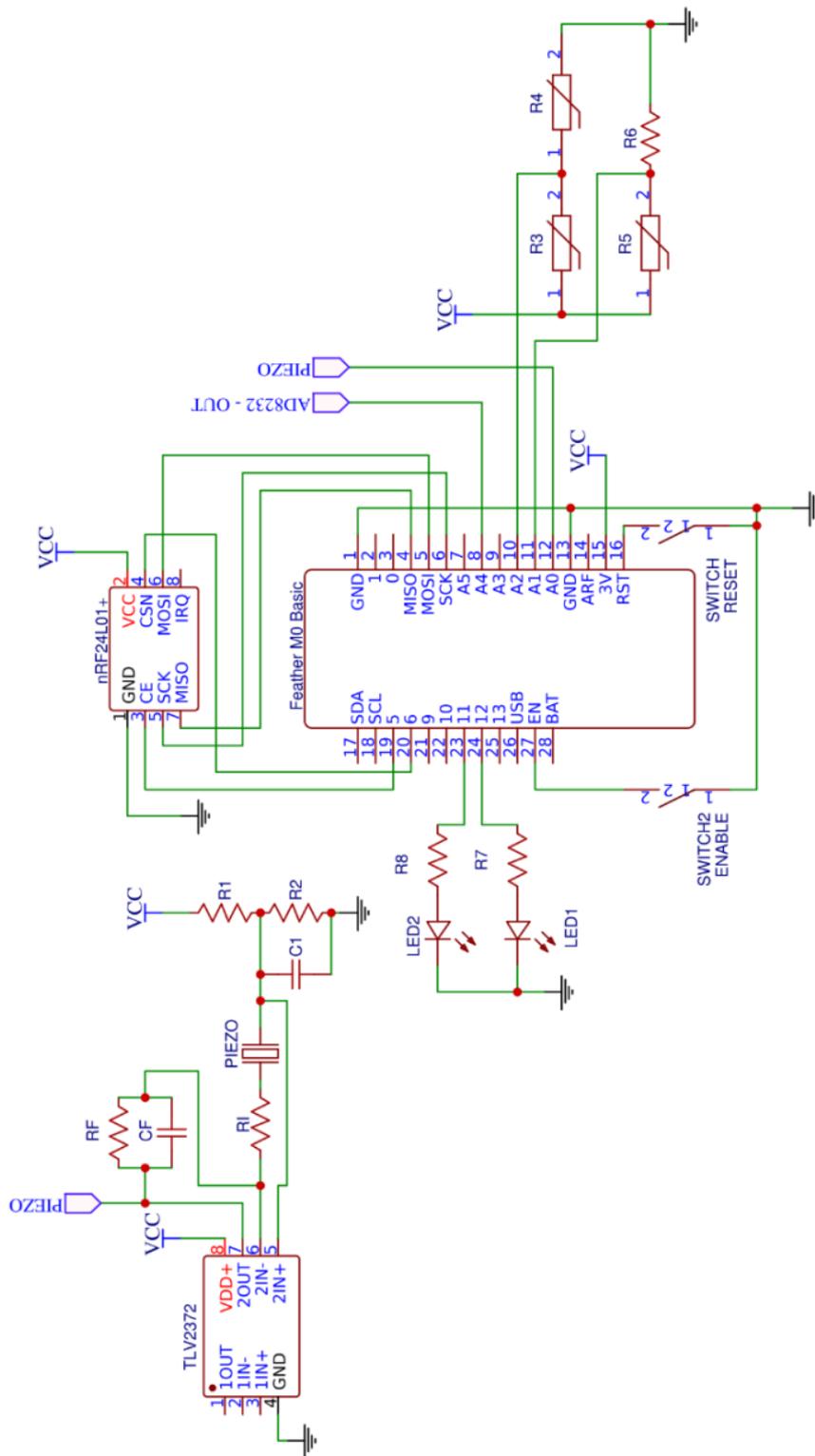


Figura 33: circuito elettrico del sistema di acquisizione

I valori scelti per i circuiti di acquisizione di ciascun sensore e le configurazioni del modulo radio sono dettagliati nel paragrafo successivo. Da questa rappresentazione bisogna evidenziare la presenza dei collegamenti ai pin opportuni dei due interruttori di accensione e reset, al cui interno sono presenti i due led. Il led 1, connesso al pin digitale 12, è di colore rosso ed è situato nell'interruttore di abilitazione generale del dispositivo e il suo lampeggio identifica anche la scarica della batteria LiPo. Il led verde, che ha lo scopo di informare dell'utilizzo della scheda microSD, è collegato al pin 11, ma fisicamente è sito nel pulsante relativo al reset. Per minimizzare il consumo dei led che cambiano il loro stato ogni 1 ms, è stata inserita in serie ad ognuno una resistenza dal valore pari a $180\ \Omega$ (R7 e R8). In questo modo la tensione che cade ai capi dei led è di 2.7 V, risulta pertanto opportuna per questa tipologia di diodi.

5.2.1 CIRCUITI DI CONDIZIONAMENTO

Il circuito di condizionamento ha il compito di adattare i parametri dell'energia elettrica, generata dal trasduttore, alle caratteristiche d'ingresso del sistema di misura. Al fine di ottimizzare le prestazioni della struttura si è definito un circuito di condizionamento per ogni sensore in grado di adattare il campo di variabilità del segnale che il sistema di acquisizione riceve.

Per amplificare il segnale del piezoelettrico è stato scelto il seguente circuito di condizionamento:

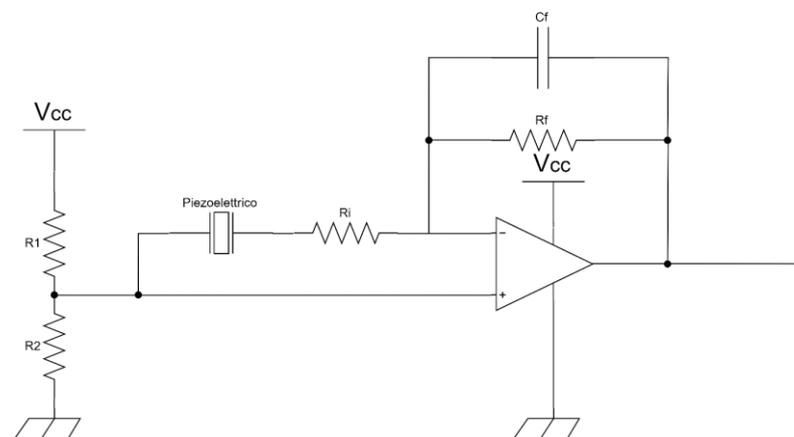


Figura 34: circuito di condizionamento del piezoelettrico

I valori scelti per i componenti sono:

R1 e R2	5.6 MΩ
Cpiezo	1 nF
Ri	820 kΩ
Cf	10 nF
Rf	100 MΩ

Tabella 3: valori dei blocchi del circuito di condizionamento

La tensione di alimentazione è partizionata da due resistenze in serie di uguale valore, in modo tale che all'ingresso dell'amplificazione sia presente una tensione di $V_{cc}/2$. La resistenza di ingresso (R_i) in serie al piezoelettrico è un attenuatore di tensione resistivo inserito tra il trasduttore e l'input dello strumento per ridurre il segnale ad alta impedenza ad un livello consentito per l'amplificatore. La funzione di trasferimento del circuito di condizionamento è un passabanda che ha lo zero alla frequenza:

$$f_2 = \frac{1}{2\pi R_i C_{piezo}} = 0.19 \text{ Hz}$$

Bisogna sottolineare che per effettuare tale calcolo è stata trascurata la capacità parassita derivante dai cavi del circuito.

Il condensatore (C_f) e la resistenza (R_f) in parallelo rappresentano l'impedenza di retroazione dell'amplificatore e, osservando i valori, hanno il compito di evitarne la saturazione. Nel circuito partecipano alla identificazione della frequenza di taglio inferiore della funzione di trasferimento che viene calcolata come:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi R_f C_f} = 0.16 \text{ Hz}$$

Pertanto la funzione di trasferimento a guadagno unitario ha la seguente configurazione:

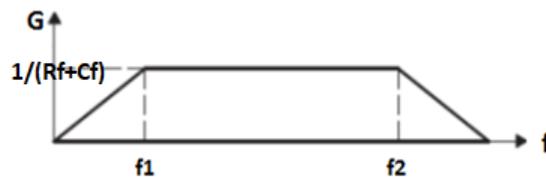
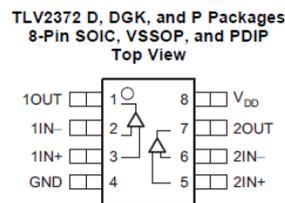


Figura 35: funzione di trasferimento del circuito

I valori dei componenti sono stati scelti sperimentalmente per ottenere una buona reiezione ai disturbi e per un rapido assestamento del sensore.

L'amplificatore operazionale utilizzato è un componente della Texas Instruments, il cui modello è TLV2372. Questo amplificatore a singola alimentazione ha ingressi CMOS (slew rate $2.4 \text{ V}/\mu\text{s}$) che ne consentono l'uso come interfacce per sensori ad alta impedenza. La tensione di funzionamento varia in un range di 2.7-16 V, ma si preferisce lavorare a bassa tensione. Esso fornisce una lunghezza di banda di 3 MHz ed una corrente di alimentazione di $550 \mu\text{A}$. Come è evidente nella figura sottostante, lo strumento presenta due canali, ma in questo lavoro se ne utilizza solo uno (1OUT).



Pin Functions: TLV2372

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	SOIC, VSSOP, PDIP		
GND	4	—	Ground connection
1IN-	2	I	Inverting input, channel 1
1IN+	3	I	Noninverting input, channel 1
2IN-	6	I	Inverting input, channel 2
2IN+	5	I	Noninverting input, channel 2
1OUT	1	O	Output, channel 1
2OUT	7	O	Output, channel 2
V _{DD}	8	—	Positive power supply

Figura 36: immagine dal datasheet dell'amplificatore operazione

I segnali provenienti dagli elettrodi della fascia sono condizionati attraverso la scheda di valutazione AD8232-EVALZ dell'Analog Device in figura 37. Essa è un sistema il cui elemento principale è l'integrato AD8232 con circuito di condizionamento per ECG e altri biopotenzi. In questa applicazione viene utilizzato come front-end per l'acquisizione della frequenza cardiaca.

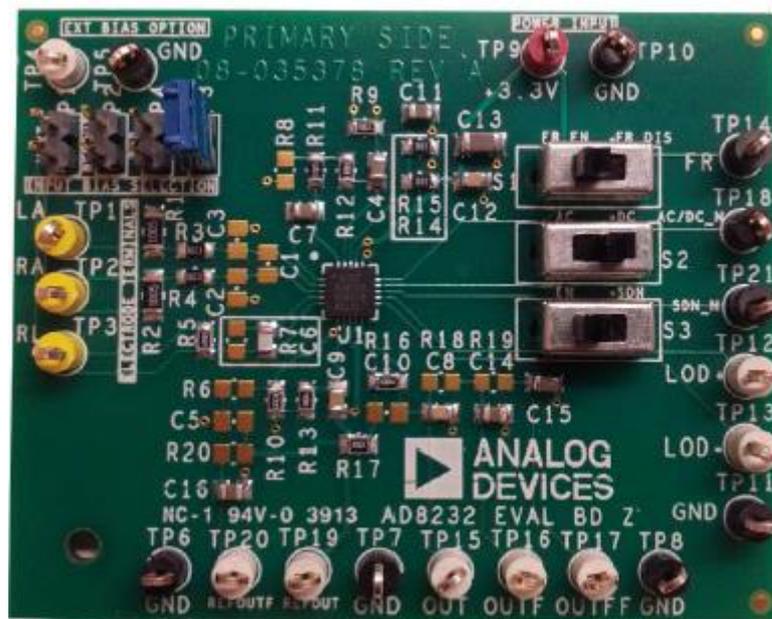


Figura 37: scheda di sviluppo AD8232-ELVAZ

Questo microcontrollore ha una tensione di utilizzo tra 2 e 3.5 V, un consumo di 170 μ A ed una reiezione di modo comune a 60 Hz. E' possibile implementare un filtro passa alto a due poli, con frequenze di taglio impostabili, al fine di eliminare gli artefatti da movimento; inoltre un amplificatore operazionale consente di creare un filtro passa basso tripolare per rimuovere il rumore aggiuntivo. Esso permette l'implementazione di una configurazione a due o tre elettrodi, ma in questo elaborato è stata scelta quella con due. Bisogna dunque abilitare le operazioni generali (S3) e porre l'interruttore S2 su AC, di conseguenza il livello di bias deve essere scelto come la metà della tensione di alimentazione (P2). Il dispositivo è alimentato direttamente dal microcontrollore attraverso i ganci in alto a destra della board, i fili degli elettrodi sono saldati su LA e RA ed il segnale di uscita è disponibile sul terminale OUT.

Il terzo sensore ancorato alla fascia è un NTC il cui segnale, tramite due fili di connessione, viene portato al sistema di acquisizione dove viene condizionato prima di raggiungere il microcontrollore montato sulla scheda di sviluppo Feather. Il circuito di condizionamento standard per questo sensore si basa su un partitore di tensione.

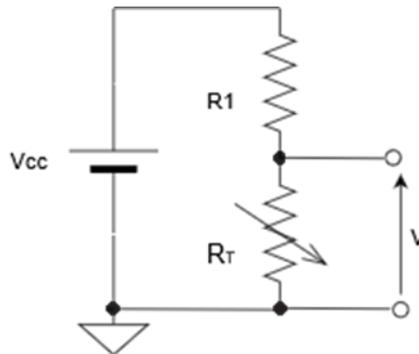


Figura 38: circuito di condizionamento del termistore della fascia

La partizione, effettuata ponendo una resistenza (R_1) in serie di valore $10\text{ K}\Omega$, ha funzione di mantenere la tensione nel range opportuno alle dinamiche degli strumenti che seguiranno per completare l'acquisizione. Il valore di tensione ai capi del nostro termistore viene calcolato attraverso la formula:

$$V = V_{CC} \frac{R_T}{R_1 + R_T}$$

5.2.2 MICROCONTROLLORE

L'elemento essenziale del device è una scheda di sviluppo dell'Adafruit. Il modello è un Feather M0 Adalogger di dimensioni $51 \times 23 \times 8\text{ mm}$ e peso $4,6\text{ g}$. Questa board è uno standard per microcontrollori portatili perché ha come caratteristiche piccole dimensioni, leggerezza, flessibilità e integrazione di diversi supporti.

Essa infatti presenta i seguenti accessori:

- 1 supporto USB,
- 1 portascheda MicroSD,
- 1 caricabatterie LiPo incorporato da 100 mA,
- 1 regolatore SPX3819 da 3,3 V con 500 mA di uscita di corrente di picco,
- 20 pin di general purpose I/O,
- 6 ingressi analogici a 12 bit,
- 1 uscita della DAC a 10 bit,
- 1 pin di abilitazione del regolatore,
- 4 fori di montaggio,
- 1 pulsante di reset,
- hardware seriale, I²C hardware, supporto hardware SPI.



Figura 39: Feather M0 Adalogger di Adafruit

Il microcontrollore che viene programmato è un ARM Cortex M0 Atmel ATSAM21G18 con frequenza di clock pari a 48 MHz e logica a 3.3 V (tensione di funzionamento tra 1.62 e 3.63 V). Ogni pin ha una corrente massima di uscita di circa 11 mA, ma considerando il mA che consuma ogni led incorporato nella board, si può ipotizzare un consumo massimo di 15 mA. Le memorie dell'Atmel sono elevate: 256 KB di Flash e 32 KB di RAM. L'ADC è stato impostato con una risoluzione di 10 bit ed una tensione di riferimento pari a 3.3 V.

Si è scelto questo tipo di dispositivo per la sua flessibilità, la varietà di tipi di input e l'idoneità ad elevate frequenze di campionamento.

5.2.3 BATTERIA

Al fine di alimentare il circuito e renderlo portatile viene inserita una batteria Lipo con tensione nominale di 3.7 V. La scelta di questo tipo di batteria è dettata dal suo alto accumulo di energia in poco peso e da una varietà considerevole di forme e dimensioni. Il microcontrollore stesso ha integrato un attacco per la batteria che, in caso di necessità, è utilizzabile per ricaricarla. Ciò consente alla scheda di sviluppo Feather di funzionare con la batteria ricaricabile, ma quando viene inserita l'alimentazione USB, passerà automaticamente a quest'ultimo tipo di alimentazione e inizierà a caricare la batteria presente a 100 mA.

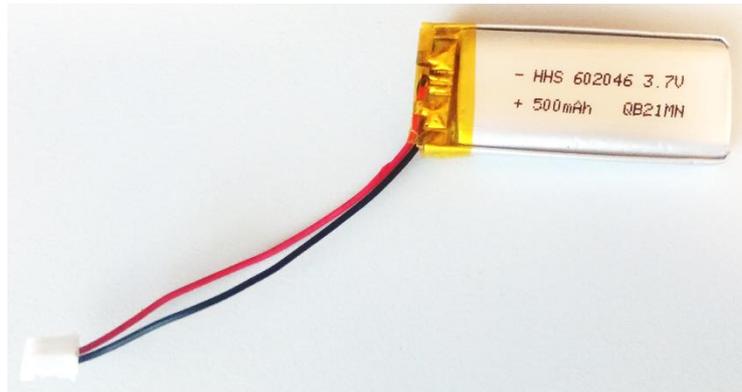


Figura 40: batteria LiPo

Le batterie Lipoly raggiungono una tensione massima di 4.2 V, ma rimangono attorno al loro valore nominale per gran parte della durata di vita, poi lentamente diminuiscono fino 3.2 V, valore per cui il circuito di protezione interrompe il collegamento di questa alimentazione. Il dispositivo è in grado di controllare lo stato di carica della batteria attraverso la lettura del pin D9 della board che ha un partitore di tensione realizzato con resistenze da 100 k Ω ed è opportunamente connesso alla periferica della batteria (pin BAT). Da tali acquisizioni, validate con delle prove temporali, è stato possibile determinare l'autonomia della batteria a circa 33 ore. Questa specifica deriva da una stima di quanto la tensione diminuisce in un arco temporale. Infatti, facendo le acquisizioni e impostando l'uso della SD, che cambia notevolmente il consumo totale, si è osservato che mediamente in un'ora la tensione scende di 30 mV.

Questo calcolo è però molto approssimato perché bisogna considerare il consumo dell'intero device, che non è costante, ma nel momento di massimo utilizzo si aggira attorno a 100 mA, di cui 15 mA sono del modulo radio, 20 mA dei due led degli interruttori e 15 mA del microcontrollore, che con la scrittura sulla SD sale a 50 mA.

5.2.4 MODULO RADIO

Per la comunicazione wireless è stato cablato direttamente sui pin della board del microcontrollore un modulo radio della Nordic Semiconductor con una piedinatura ad 8 pin che costituisce l'interfaccia ad alta velocità per il controller dell'applicazione. Il modello è la nRF24L01 di piccolissime dimensioni e la sua antenna è inglobata nell'elemento. Questo circuito integrato ha un ricetrasmittitore a radiofrequenza da 2.4 GHz e permette la comunicazione a circa 15 m di distanza. Esso è un'ottima soluzione a bassissima potenza che prolunga lo stato di carica della batteria ed ha applicazione in campo industriale, scientifico e medico. Alcuni suoi parametri tra cui il canale di frequenza (fra i 126 presenti), la potenza di uscita e la velocità con cui invia i dati sono configurabili dall'utente. Il chip supporta una velocità di trasmissione dati di 250 kbps, 1 Mbps e 2 Mbps. Le correnti di picco dei pin in trasmissione (TX) ed in ricezione (RX) rimangono comunque inferiori a 13 mA e la tensione selezionata dal regolatore di tensione è di 3 V (nonostante il range sia tra 1,9 e 3,6 V). Il modulo presenta anche l'Enhanced ShockBurst™, ovvero un protocollo incorporato che supporta la comunicazione a pacchetto in varie modalità. Questo è utile per l'invio di un certo numero di dati perché il modulo radio ha la possibilità di essere ugualmente programmato come ricevitore o trasmettitore. Una volta terminata la trasmissione, i due elementi si scambiano i ruoli per un certo timeout (130 μs), ma questa volta la risposta contiene un booleano o un carattere specifico.

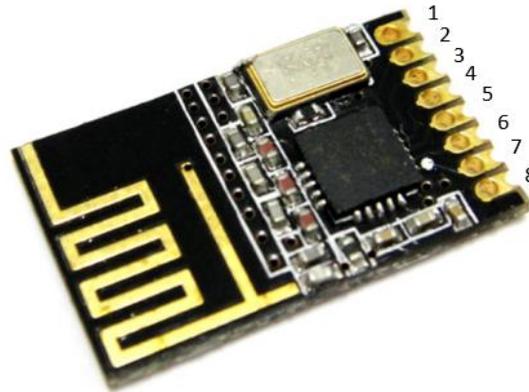


Figura 41: nFR14L01 con indicazione della piedinatura

Il dispositivo comunica in modalità SPI (Serial Peripheral Interface), ovvero un sistema full duplex che consente la comunicazione in entrambe le direzioni utilizzando un'architettura master-slave. Le comuni porte seriali utilizzano il bus in trasmissione e in ricezione che permette di inviare una quantità casuale di dati in qualsiasi direzione e in qualsiasi momento. La soluzione sincrona consiste nello sdoppiare il bus di dati per ottenere anche la linea del clock. In questo modo, osservando i fronti di tale segnale continuo, si definisce un protocollo di comunicazione sincrona, poiché si indica al ricevitore (visto come un semplice shift register) quando leggere i dati. Il bus SPI specifica quattro segnali logici: è

- SCK: Serial Clock,
- MOSI: Master Output Slave Input,
- MISO: Master Input Slave Output,
- SS: Slave Select.

Il dispositivo che origina il clock (SCK) per la lettura e la scrittura è il master, il quale manda i dati sulla linea MOSI. Lo slave può inviare a sua volta una risposta su una terza linea dati denominata MISO. Il secondo device, per comunicare è supportato dalla selezione della singola linea SS (CSN per questo modulo radio) che attiva, in caso di più dispositivi, lo slave opportuno impostandolo in modalità ricezione o trasmissione. Utilizzando una logica di comunicazione negativa, la linea SS si attiva a livello logico basso quando i dati vengono inviati, per poi disconnettersi dal bus SPI quando commuta a livello alto. Quindi, come in uno shift register, i dati ricevuti vengono trasferiti alle linee di output a seguito di un segnale di sincronizzazione che

rende la comunicazione simultanea. L'interfaccia seriale periferica, oltre a richiedere più linee del segnale ed avere la comunicazione controllata prevalentemente dal master, ha una serie di vantaggi, quali la velocità del trasferimento dei dati e la semplicità hardware del/dei ricevitore/i. Per inviare i dati è necessario poter definire il dispositivo in fase di trasmissione o ricezione e questo è fattibile attraverso il CE (chip enable) che equivale ad un pin digitale della scheda di sviluppo. Il modulo radio e la board sono direttamente collegabili tra loro grazie alla compatibilità delle piedinature.

nRF24L01	Adafruit Feather M0 adalogger
1 VCC	3 V
2 GND	GND
3 CE	5 (pin digitale scelto)
4 CSN	6 (pin digitale scelto)
5 SCK	SCK
6 MOSI	MOSI
7 MISO	MISO
8 IRQ	

Tabella 4: pin di connessione tra modulo radio e board

6. PROGRAMMAZIONE ED ELABORAZIONE

Il monitoraggio ha previsto l'impiego di tre programmi: uno per l'acquisizione, uno per la visualizzazione ed il salvataggio ed infine uno per il processing dei dati. Per quanto concerne la prima fase, l'ambiente di sviluppo Arduino ha permesso la programmazione del microcontrollore con lo scopo di convertire i valori analogici prelevati ad una determinata temporizzazione e di trasmetterli attraverso il modulo radio ad un ulteriore dispositivo atto alla ricezione. In questo lavoro sono stati prodotti e testati più codici, che sono serviti per programmare più board, al fine di raggiungere la configurazione del dispositivo finale. Sono molte infatti le possibilità di collegamento via wireless tra un ArduinoUNO, un ArduinoMEGA2560, un Teensy 3.2 ed un Adafruit Feather M0 Adalogger utilizzati o come trasmettitori o come ricevitori. La logica dello sketch è la stessa per tutte queste schede di sviluppo, ma considerando le caratteristiche di ognuna, le saldature e le librerie utilizzate sono differenti. Il device presentato consta del trasmettitore Adafruit che comunica in modalità SPI con un microcontrollore Teensy 3.2 con funzione di ricevitore; pertanto sono state create due sketch apposite nel software di Arduino (IDE).

6.1 TRASMETTITORE

Nell'IDE di Arduino la scheda di sviluppo Feather deve campionare 6 segnali per volta e poi trasmetterli. Per essere certi della buona riuscita del processo, ogni vettore di acquisizione viene prima immagazzinato in una riga di un buffer così che, attraverso il controllo dei suoi indici, è possibile l'invio via radio in fasi successive.

I valori in ordine sono:

- il contatore
- il piezoelettrico
- l'NTC della fascia
- l'NTC della mascherina
- il cardiofrequenzimetro
- lo stato della batteria

La capacità di questo buffer consta nel poter immagazzinare i dati e perdere meno informazioni possibili perché il microcontrollore temporizzato continua ad acquisire e convertire, ma non è sicuro che i dati vengano trasmessi correttamente. Per questo motivo si preferisce salvarli preventivamente e, in caso di mancato invio, si riprova al ciclo successivo con la medesima linea. La prima colonna è un semplice contatore che si incrementa ad ogni acquisizione e serve a controllare che non ci siano gap nel monitoraggio per un malfunzionamento del microcontrollore che può perdere un dato, ma è anche un backup della trasmissione wireless.

Il programma elaborato è schematizzabile attraverso il seguente diagramma di flusso:

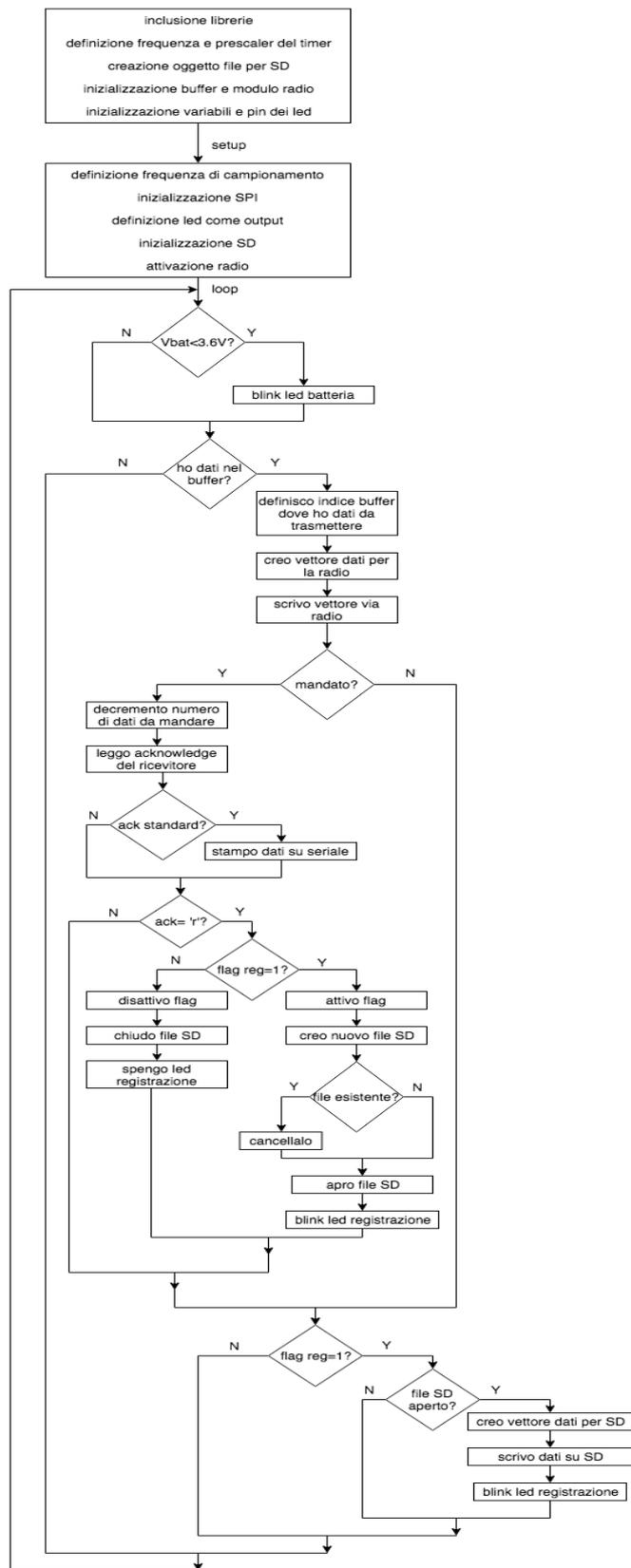


Figura 42: diagramma di flusso principale del trasmettitore

6.1.1 INIZIALIZZAZIONI COMPILATORE

Il codice compilato consta dunque di una prima fase in cui vengono inizializzate tutte le librerie utilizzate e programmati i vari moduli ad esso integrati. Le principali librerie di Arduino incluse sono quella relativa al modulo radio (RF24.h) e quella per la microSD (SD.h). Per queste librerie sono stati creati degli oggetti (myRadio e myFile) che sono richiamati ed impostati durante l'intero programma. Il modulo radio, oltre a definire i pin digitali (CE e CSN) utilizzati dal nostro oggetto, necessita della definizione dell'indirizzo (lungo 5 bytes) del canale di comunicazione (pipe). Nella fase delle inizializzazioni sono definite anche le dimensioni e gli indici del buffer di immagazzinamento e i formati delle variabili locali utilizzate.

6.1.2 SETUP MICROCONTROLORE

Nel blocco di setup viene per prima cosa impostata la frequenza di campionamento ($f_c = 20$ Hz) in una variabile che serve per l'inizializzazione del timer counter. In seguito viene definita la comunicazione seriale a 115200 bps; questo valore così alto definisce la velocità di trasmissione dei dati in bits per secondi. A questo punto il dispositivo è acceso, quindi il led interno all'interruttore di accensione si illumina per 100 ms per dare conferma dell'avvio. Quest'ultima funzione è stata possibile dall'impostazione in uscita di pin relativi ai led degli interruttori che ha reso visibile i cambiamenti di stato dei medesimi. Definendo il pin 4 (come da manuale) del microcontrollore come riferimento per l'utilizzo della microSD, quest'ultima si attiva e la si prepara per la scrittura di un file testo. Il modulo radio deve essere inizializzato impostando valori scelti dall'utente; infatti il canale della radiofrequenza è il 108, la potenza di uscita della comunicazione è quella massima (0 dB), la velocità di trasmissione è 250KBPS (kilobits al secondo) e il numero (15) ed il ritardo (500 μ s) di tentativi falliti di invio degli stessi dati durante una comunicazione. Per il nostro utilizzo bisogna anche verificare e leggere le risposte derivanti dal ricevente; per questo motivo si abilita la risposta di ritorno (acknowledge) su opportuni pacchetti di riconoscimento. Il termine delle inizializzazioni coincide con l'impostazione in scrittura della pipe.

6.1.3 LOOP MICROCONTROLLORE

Successivamente nel loop principale viene verificato lo stato del led della batteria, poichè se la sua tensione scende sotto un valore pari a 3.6 V (corrispondenti a 560 LSB visibile sul monitor seriale), un led rosso viene fatto lampeggiare come monito della scarica della LiPo. Sempre nel main del programma avviene il meccanismo di trasmissione dei dati che sono scritti in un buffer nella subroutine del timer counter. Si preleva dunque la linea da inviare al ricevitore e si attende la risposta di quest'ultimo. Se la replica consistente in un booleano è positiva, si procede con l'aggiornamento degli indici del buffer che punteranno ad una nuova linea. Se la comunicazione non è avvenuta correttamente, si ritenta l'invio al ciclo successivo. Un'ulteriore implementazione è costituita dalla possibilità di controllare il carattere di rientro dal ricevitore, poiché scrivendo con la tastiera sul monitor seriale la lettera 'r', si imposta l'azione di registrazione di un brano sulla micro SD. Quest'ultima verrà poi letta dal computer ed i suoi file verranno elaborati attraverso il processing dei dati. Quando si è in modalità di registrazione, il microcontrollore effettua sempre la comunicazione radio, ma inoltre salva i dati sulla scheda. Quando il comando del ricevitore è di registrare, si controlla che il flag apposito non sia già attivo. In questo caso il programma procede con la scrittura dei dati nel file già aperto, altrimenti deve creare un nuovo file e scrivere in quest'ultimo. Il codice permette dunque la registrazione di più brani in successione salvandoli con nomi diversi per poi sovrascriverli ogni volta che si scollega la scheda dalla board. In questa modalità di compilazione su SD si fa lampeggiare il led nell'interruttore di reset con tempistiche pari a 1 ms. Il controllo del flag relativo alla registrazione avviene ad ogni ciclo e se si seleziona per la seconda volta il carattere 'r', si chiude il file e si spegne il led per determinare la fine del salvataggio su SD.

6.1.4 INIZIALIZZAZIONE TIMER COUNTER

I valori che vengono acquisiti sono letti dagli ingressi della scheda di sviluppo con una temporizzazione definita da un timer counter a 16bit. Per quest'ultimo sono state create due parti del programma esterne al loop principale.



Figura 43: diagramma della subroutine per le inizializzazioni del timer

È stata creata una void nominata 'startTimer' solo per poter impostare il contatore e quindi rendere più agevoli eventuali sue modifiche. In questa sezione si sceglie il generatore di clock generico principale (GCLK0) con l'oscillatore interno (OSC8M) che funge da sorgente di clock a 1 MHz e si seleziona il timer counter 3 configurato a 16 bit e con il massimo fattore di divisione della frequenza (o prescaler) pari a 1024. La modalità di conteggio è ad incremento unitario ad ogni ciclo e conta da 0 ad un valore (x) calcolato con la formula:

$$x = (f_{cpu} / (\text{prescaler} * f_c)) - 1$$

Dopo aver inserito questo numero nell'opportuno registro, si abilita quel timer counter e la sua richiesta ad interrupt ogni qualvolta arrivi al valore di fine conteggio.

6.1.5 RISPOSTA AD INTERRUPT

Terminata l'impostazione del timer, il programma è pronto a soddisfare la risposta ad interrupt con la sua void: TC3_Handler.

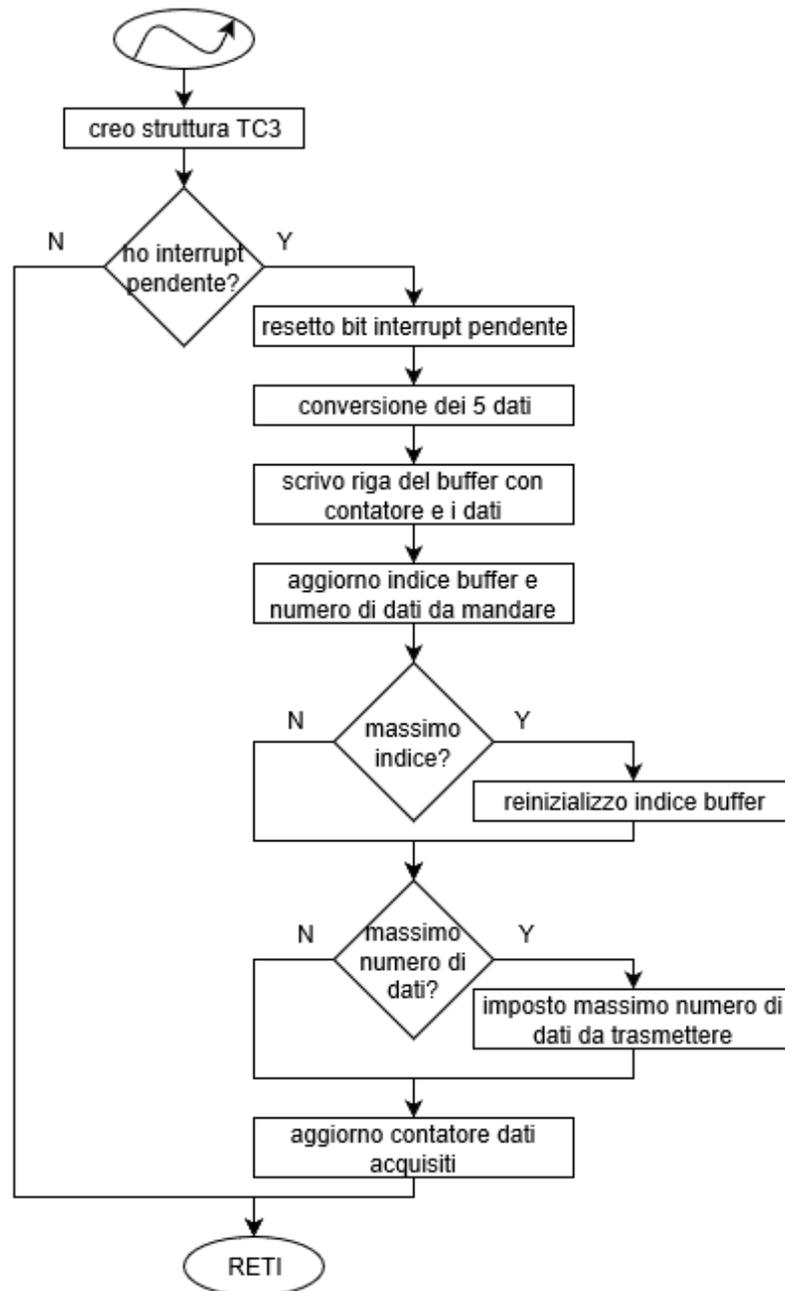


Figura 44: diagramma di flusso dell'interrupt

Dal diagramma di flusso è comprensibile che per prima cosa viene creata la struttura del timer a 16 bit e si osserva se c'è stato un interrupt. In caso affermativo si resetta il bit relativo a richieste in atto e si eseguono le misure. Attraverso 5 pin della scheda di sviluppo Feather, si leggono i valori analogici e si convertono con la funzione *analogRead*. Ogni dato è scritto in una casella del buffer in cui ad ogni interrupt viene scritta una riga. Gli indici del buffer vengono aggiornati e, se è stata raggiunta la dimensione finale, si sovrascrive dall'inizio, mantenendo massimo il valore relativo al numero di dati da trasmettere. Nel buffer così compilato si è mantenuto l'ordine dei valori prelevati; in questo modo ogni colonna è indicativa della lettura di un sensore.

6.2 RICEVITORE

Questo sketch consta della scheda di sviluppo Teensy 3.2 a cui è stato saldato il modulo radio NFR24L01 per fungere da ricevitore. Esso è collegato al computer tramite cavo USB ed è in ascolto. Il codice compilato è ridotto rispetto al precedente:

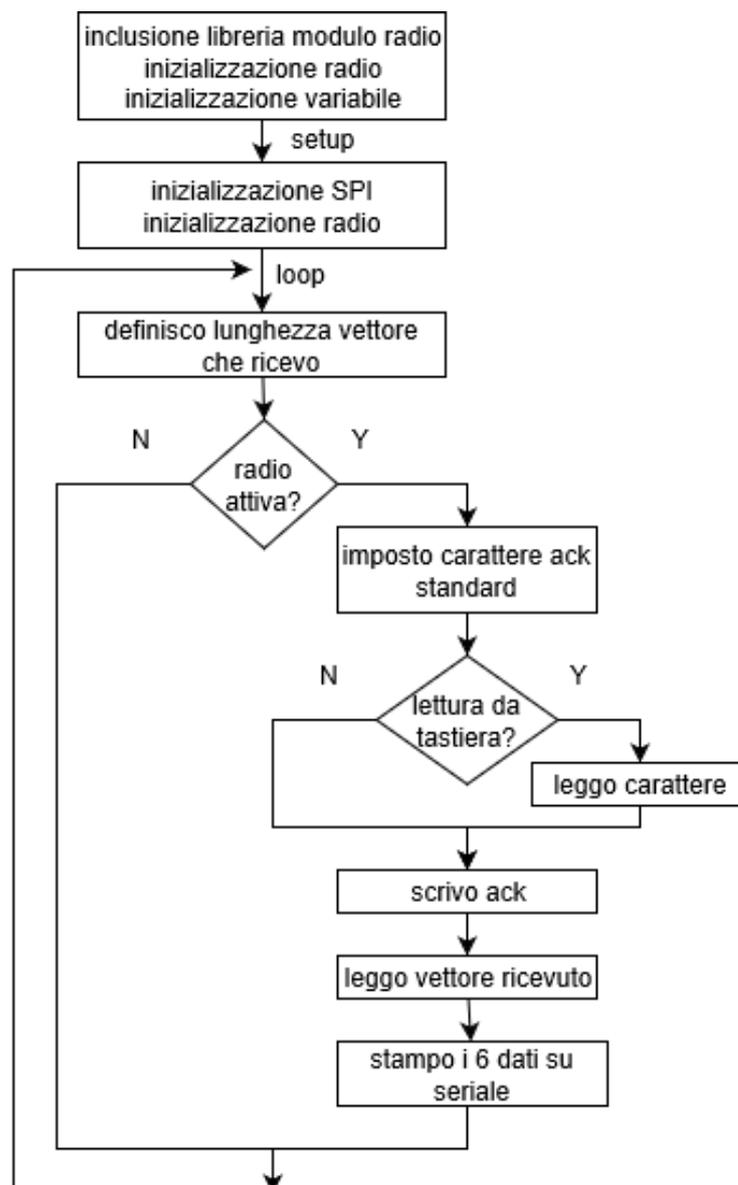


Figura 45: diagramma di flusso della ricezione

6.2.1 INIZIALIZZAZIONI COMPILATORE e SETUP

Dovendo comunicare via wireless con la board trasmittente, si deve includere la libreria della radio e di questa si devono riportare i pin digitali definiti CE e CSN saldati al Teensy e si precisa l'indirizzo. Volendo visualizzare le acquisizioni anche attraverso una comunicazione seriale, la si attiva e la si imposta a 115200 bps. La radio, per avere una corretta comunicazione, deve essere inizializzata con lo stesso canale, potenza di uscita, velocità di trasmissione e abilitazioni acknowledge del trasmettitore. La differenza sostanziale è che questo modulo deve essere aperto in lettura con funzione di ascolto.

6.2.2 LOOP MICROCONTROLLORE

Ad ogni ciclo si definisce la lunghezza del vettore che il ricevitore aspetta e si controlla l'attivazione del modulo radio. In risposta alla presenza di un dato, si definisce il carattere di acknowledge di rientro con l'opzione che quest'ultimo possa essere modificato attraverso la scrittura da seriale. Infatti se viene digitata sulla tastiera la lettera 'r', quello sarà il nuovo carattere da inviare al trasmettitore; in caso contrario il valore dell'acknowledge rimane quello standard. Questo carattere di ritorno conferma al trasmettitore l'avvenuto trasferimento, ma serve anche per poter comandare il modulo radio portatile. A questo punto è possibile leggere il vettore di dati che è arrivato e si stampa la linea sul monitor seriale.

6.3 PROGRAMMA ACQUISIZIONE SU PC

I dati che arrivano al ricevitore connesso al computer possono essere estratti e visualizzati dal software LabView, proprietà della National Instruments. Per effettuare ciò è stato inserito un blocco iniziale in grado di riconoscere la porta seriale di interesse, specificando anche la velocità di trasmissione, il numero di bit in entrata e quanti di essi indicano la fine, il tempo massimo per effettuare le operazioni di lettura e scrittura e l'abilitazione di completa identificazione dopo aver letto il carattere terminatore ('\n'). In seguito si configura un buffer definendo la quantità di dati in bits che ci si aspetta di ricevere. Ancora fuori dal ciclo principale si crea un file testo, con relativo percorso nel computer, sul quale andranno salvati i dati. Nel while loop viene letta una stringa per volta e processata. Infatti il software prende ogni singolo valore che identifica una acquisizione diversa e lo diagramma su opportuni grafici. L'eccezione è rappresentata dallo stato della batteria, espressa in mV, poiché questa tensione è visualizzata nel pannello frontale o come numero singolo o attraverso un indicatore simile ad un orologio in cui è possibile settare i parametri tra i quali scegliere l'intervallo della scala. In seguito alla visualizzazione dei valori, si passa alla scrittura del file testo inizializzato in precedenza. Attraverso un'icona a cui sono stati collegati tutti gli input dei dati è possibile ricreare una stringa opportuna. Solo nel caso in cui si attivi il pulsante di 'inizio scrittura', il vettore appena creato viene salvato. Questa opzione è risultata molto utile perché sono state divise le azioni di visualizzazione dei valori e di inizio compilazione del file testo. Nella pratica tutto ciò è servito per controllare il buon posizionamento dei sensori attraverso i grafici, poiché, una volta raggiunti i requisiti morfologici dei segnali, si inizia a scrivere il testo. È stata anche implementata la possibilità di utilizzare la microSD del trasmettitore tramite seriale; infatti attraverso il cambio di stato di un pulsante, il ricevitore imposta l'acknowledge relativo alla registrazione. Con lo stesso pulsante è possibile interrompere tale azione. Il programma LabView, che dispone anche di controlli relativi ad eventuali errori, termina con la chiusura del file, il quale viene successivamente aperto nell'ambiente Matlab.

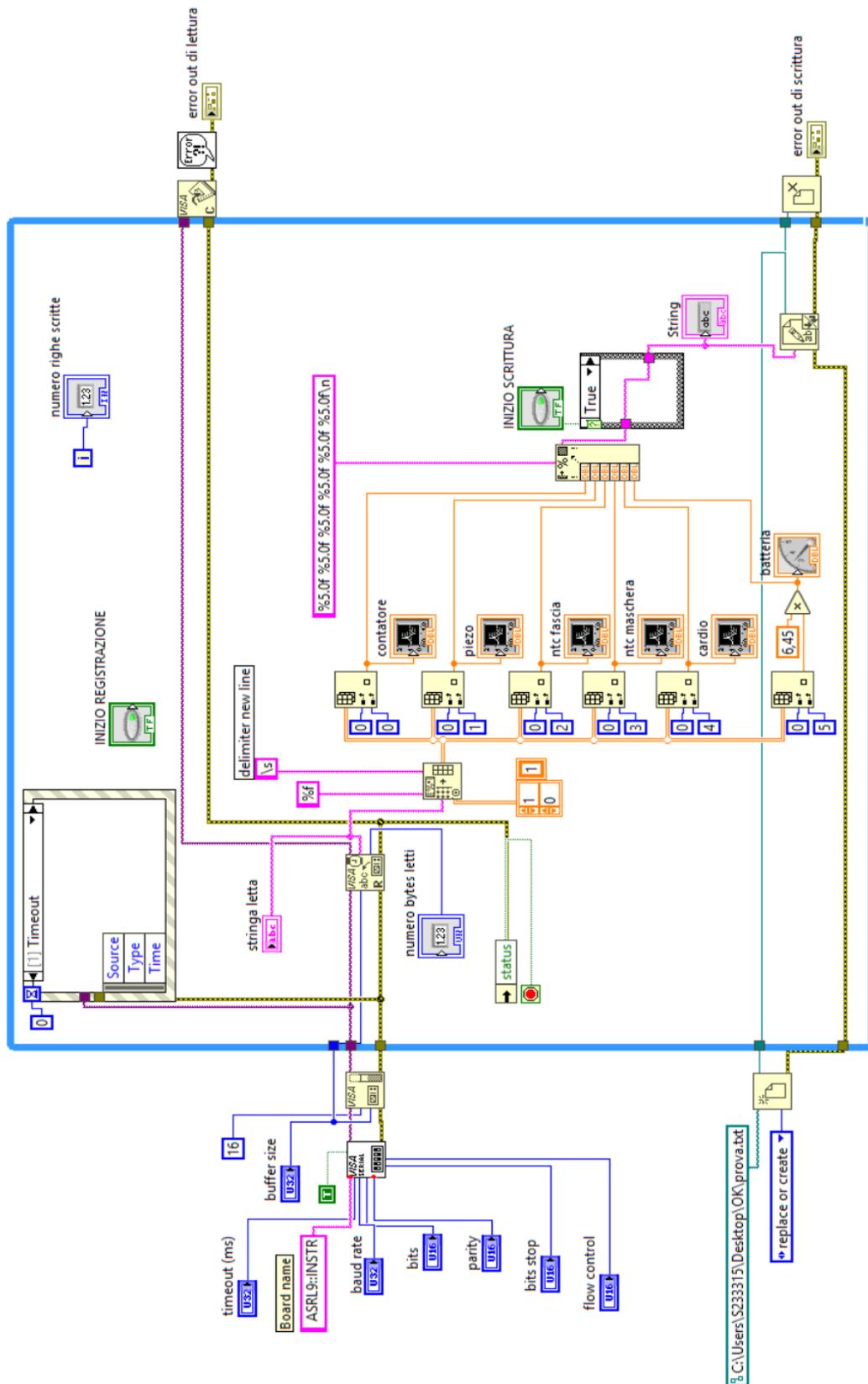


Figura 46: digramma a blocchi del programma LabView

6.4 ELABORAZIONE

L'ultimo software compilato in questo elaborato per effettuare un processing finale dei dati acquisiti è Matlab. Il file .txt, proveniente dall'ambiente LabView, è facilmente caricabile in questa fase e viene diviso per colonne:

1. contatore incrementato di un'unità ad ogni acquisizione,
2. valori provenienti dal piezoelettrico,
3. valori derivanti dal termistore della fascia,
4. valori del termistore della mascherina,
5. valori ricavati dagli elettrodi del cardiofrequenzimetro,
6. valori in volt della tensione di batteria.

In questa elaborazione non viene trattato il dato relativo allo stato della batteria perché dalle prove effettuate non è stato possibile apprezzare delle variazioni su un grafico. Dunque, essendo un valore numerico pressoché costante, si è pensato di implementare i controlli al riguardo nella grafica di LabView in cui è possibile effettuare un accertamento visivo in real time.

Per quanto concerne il contatore, si verifica la corretta acquisizione effettuando la differenza puntuale del vettore; quest'ultima deve essere una costante perché la distanza tra i punti di tale vettore deve essere pari ad 1. Questo accertamento conferma che durante l'acquisizione, la trasmissione ed il salvataggio dei dati, non sono state perse informazioni.

Successivamente si passa alla parte preponderante del lavoro che è stata focalizzata sui segnali respiratorio, cardiaco e termico. Il ritmo respiratorio possiede una morfologia approssimabile ad una senoide i cui picchi identificano la fine delle fasi d'inspirazione (pendenza positiva) ed espirazione (pendenza negativa). Osservando che i segnali grezzi del sensore piezoelettrico del dispositivo e del termistore della mascherina sono simili, si è deciso di processarli entrambi con il medesimo filtro FIR. Con questo tipo di filtro si ottiene una risposta all'impulso finita e, con l'asimmetria del vettore dei coefficienti del numeratore della funzione di trasferimento, il filtro digitale può avere una distorsione di fase, pertanto è necessario effettuare la 'doppia

passata' tipica del filtraggio anticausale. Si è scelto un passabasso di ordine 21 e con frequenza di taglio a 0.25 Hz, perciò la maschera del filtro risulta essere:

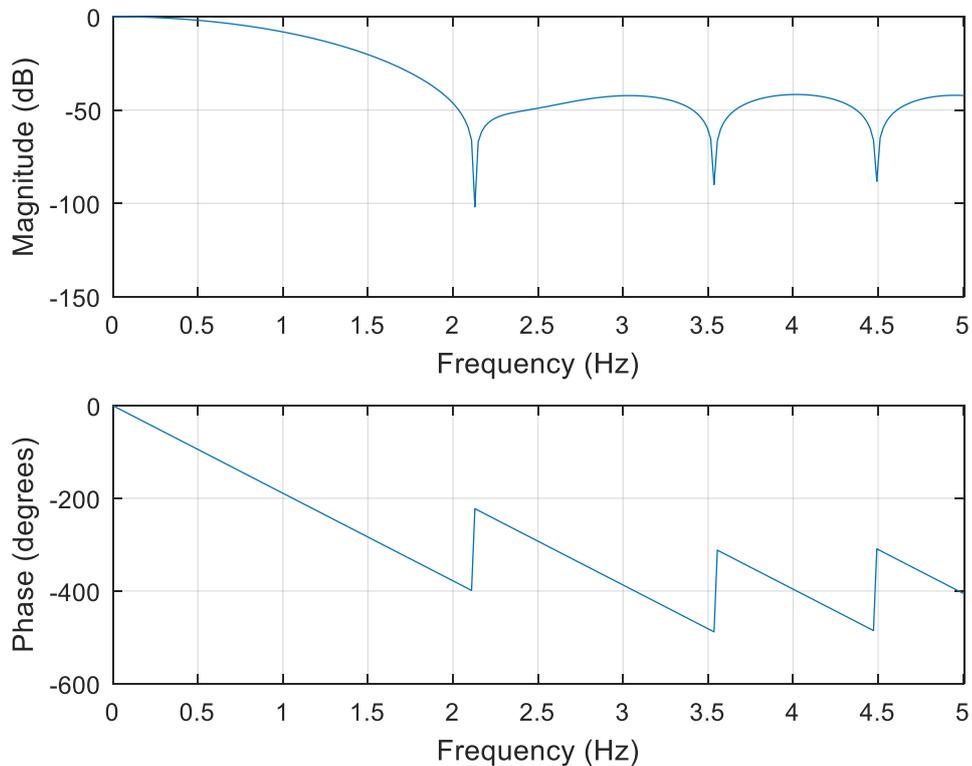


Figura 47: maschera del filtro per il segnale piezoelettrico ed NTC della mascherina

Il filtro è sufficientemente aggressivo poiché a 1 Hz attenua di circa 10 dB. Questo comporta una parziale modifica in ampiezza della morfologia del segnale, ma è accettabile perché si vuole risalire alla frequenza e quindi controllare dove sono presenti i picchi. Un esempio dell'applicazione del filtro sul segnale piezoelettrico in una condizione di sforzo e quindi con variabilità apprezzabile è rappresentato in figura 48.

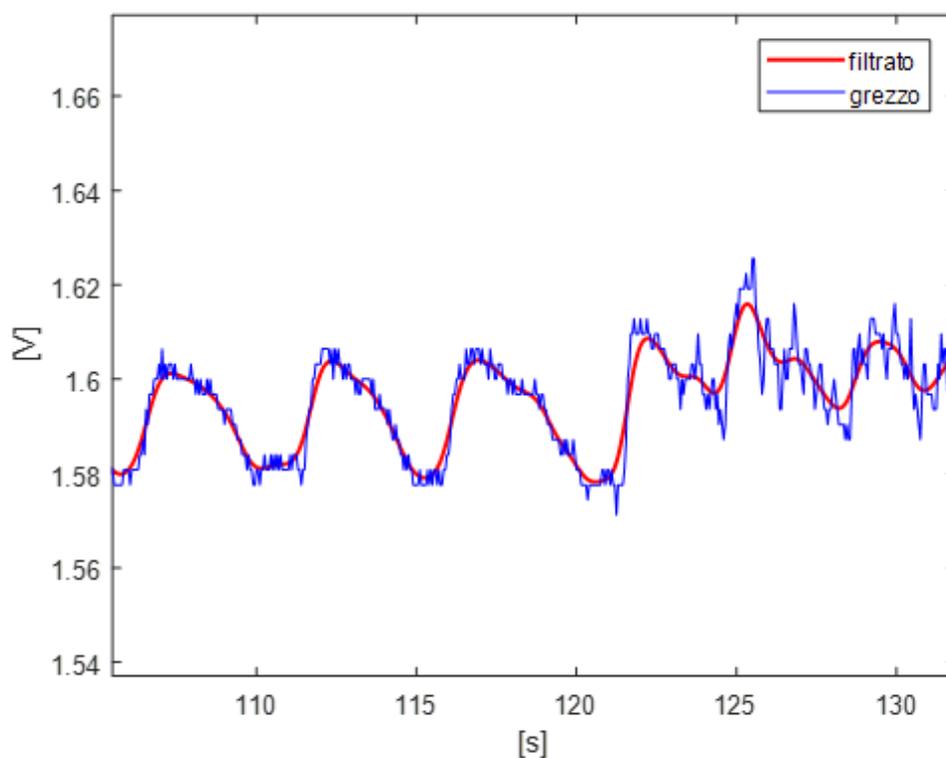


Figura 48: dettaglio di 40 s del segnale piezoelettrico

Dopo l'applicazione del filtro ai vettori relativi al segnale respiratorio, viene implementato un algoritmo avente lo scopo di discriminare i reali atti respiratori, intesi come sequenza di inspirazione ed espirazione di una certa profondità e tempistica. Per scorrere tutto il segnale registrato è stato progettato un ciclo for che ricerchi tutti i massimi e minimi aventi ampiezza maggiore (o minore) del campione precedente. I picchi che vengono considerati sono quei punti presenti all'iterazione precedente al cambio di pendenza della curva. In questo modo vengono riconosciuti tutti i punti di massimo e minimo e quindi calcolate le durate dei singoli atti respiratori. A causa della presenza del rumore e/o artefatti è necessario eliminare i dati corrispondenti ai periodi troppo brevi. A tale scopo vengono quindi rimossi i massimi ed i minimi la cui differenza temporale è inferiore ad una soglia definita scelta come la metà della loro media. Dopo aver effettuato una scrematura nel tempo, il quale è il parametro predominante e confrontabile per effettuare misurazioni di frequenza respiratoria, si osserva l'asse delle ampiezze perché i campioni devono avere una certa predominanza

per essere considerati veri minimi e massimi. Anche per questa selezione si esegue una semplice differenza tra vettori e, determinato il valore di riferimento come nel caso precedente, si salvano solo i punti che superano quella specifica.

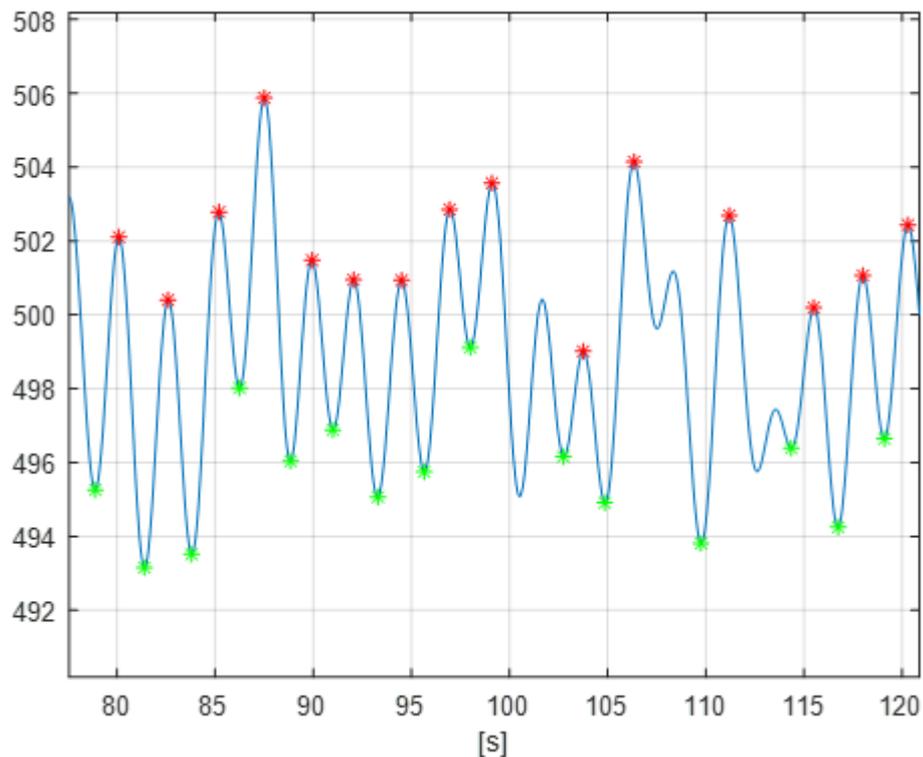


Figura 49: estratto dell'elaborazione del segnale piezoelettrico con identificazione dei picchi durante una prova in movimento

Avendo quindi i vettori contenenti solo i massimi ed i minimi che effettivamente identificano un atto respiratorio, è possibile ottimizzare le soglie dell'algoritmo analizzando l'andamento temporale della frequenza respiratoria. Per risalire a quest'ultimo parametro sono stati creati i vettori relativi alla differenza puntuale dei massimi sull'asse delle ascisse. Si ricava dunque il periodo di ogni atto respiratorio, il cui inverso, sottoposto ad una media mobile su quattro campioni per volta, è il valore di frequenza respiratoria.

Il parametro vitale che viene meno rielaborato è quello relativo alla temperatura prelevata dall'NTC nella fascia. Ad esso viene applicato il filtro appena spiegato per apprezzare un trend della misurazione.

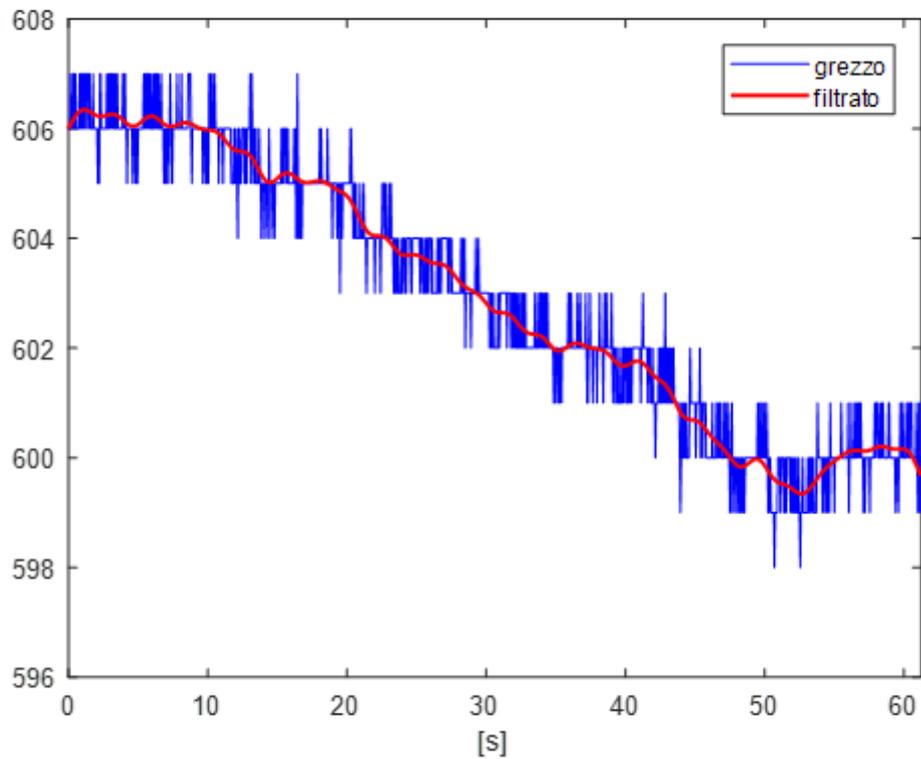


Figura 50: confronto di 60 s dei valori filtrati e non dell'NTC della fascia

In seguito è stato ricavato il valore di temperatura invertendo la formula caratteristica del termistore.

La misurazione della frequenza cardiaca è stata ottenuta filtrando il segnale proveniente dalla scheda AD8232 con un filtro passa basso. Il risultato del segnale cardiaco è il seguente:

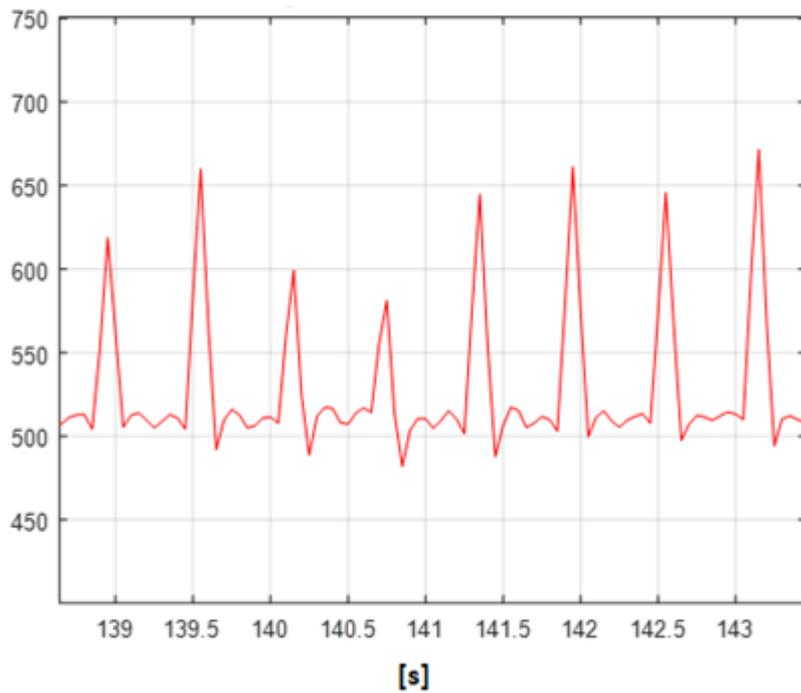


Figura 51: 6 s di segnale cardiaco a seguito del filtraggio

A questo punto, con la funzione *findpeaks*, sono stati selezionati tutti i picchi con una prominenza superiore ad una soglia adattiva. Il valore viene ricavato dalla somma della media del segnale filtrato e della deviazione standard dello stesso.

Effettuando il passaggio nell'unità di misura più appropriata per la frequenza cardiaca (bpm), sono stati scelti i punti con ampiezza compresa nell'intervallo tra 50 e 180 bpm, perché quelli esclusi non sono fisiologicamente possibili e quindi probabilmente dovuti a rumore di acquisizione o artefatti.

La frequenza cardiaca è stata successivamente filtrata con un filtro FIR a doppia passata con 20 coefficienti, la cui risposta in frequenza è rappresentata nella figura sottostante.

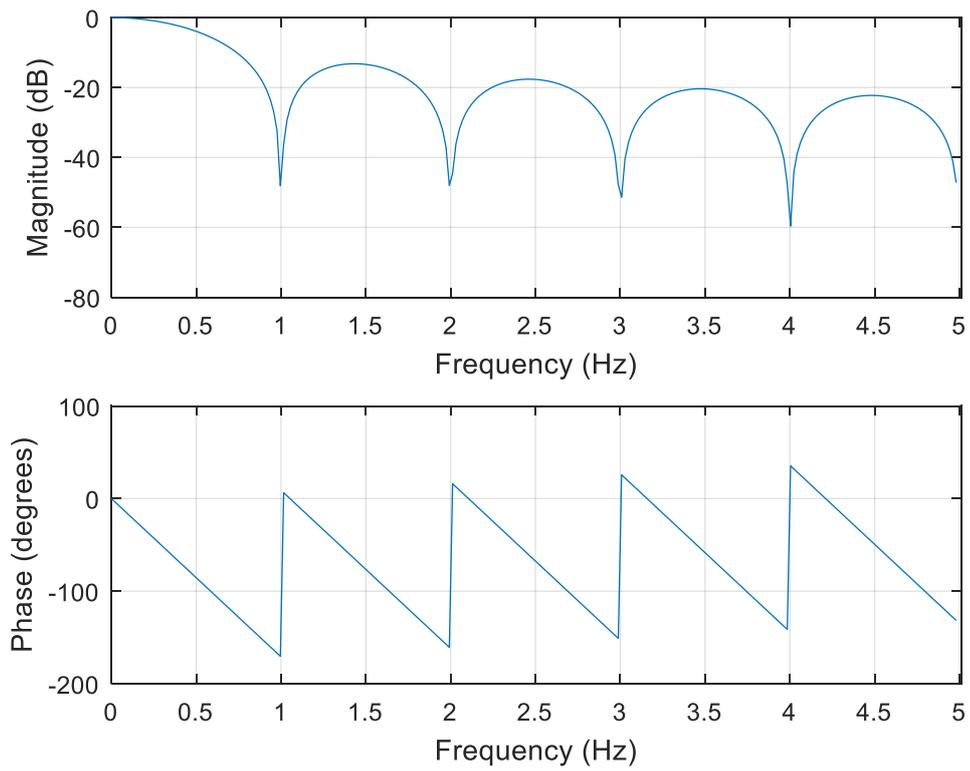


Figura 52: filtro del segnale cardiaco

7. RISULTATI

In questa sezione vengono riportati i grafici relativi alle elaborazioni dei segnali in tre condizioni:

- a riposo, ovvero fermi ed in piedi;
- durante una camminata nella quale si effettuano cambiamenti di direzione;
- durante un esercizio di *step* frontale in cui si sale e scende da un gradino.

Nei tre test è stato richiesto di respirare normalmente per due minuti, effettuare l'attività per altri due ed infine ritornare alla condizione di partenza per gli ultimi due minuti.

Con questo dispositivo sono state effettuate delle prove riguardanti la validità dei valori acquisiti con il piezoelettrico confrontati con il sistema di riferimento, ovvero l'NTC nella mascherina. Come detto in precedenza, entrambi i segnali sono stati rielaborati con il medesimo algoritmo per rilevare la frequenza respiratoria.

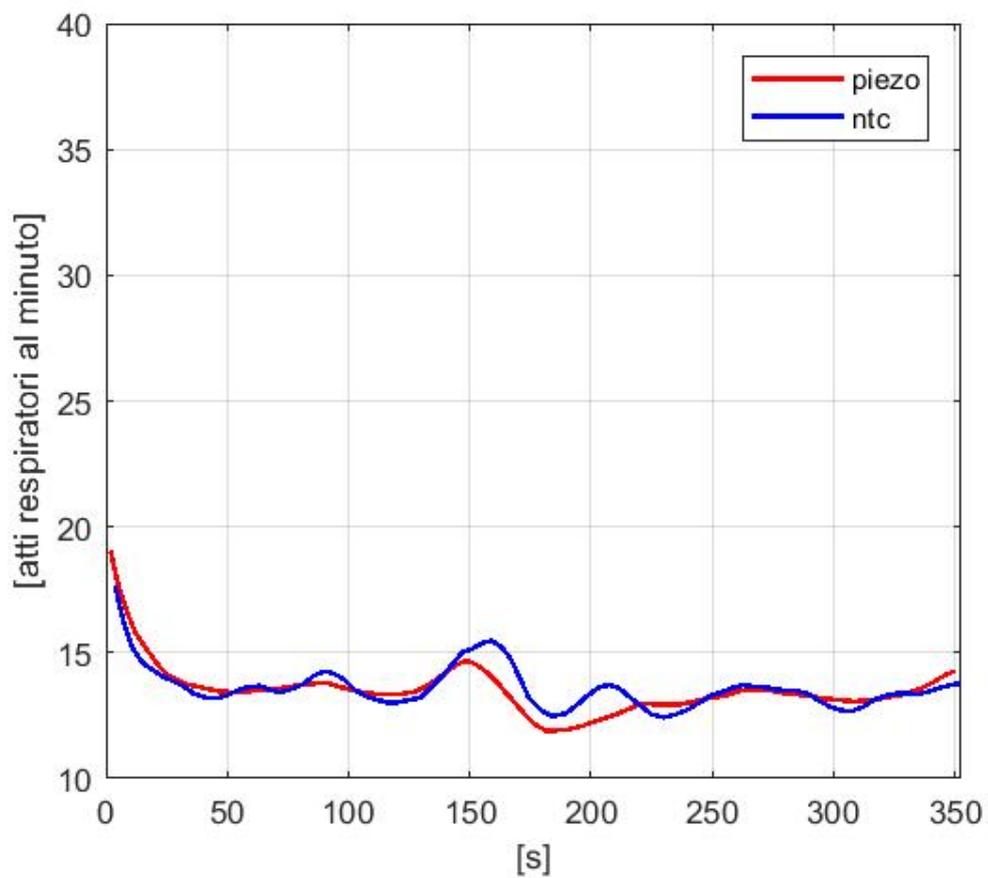


Figura 53: acquisizione frequenza respiratoria a riposo

Nonostante una primissima fase di adattamento della durata di qualche secondo, è apprezzabile la correlazione tra i due segnali. Si osserva che la frequenza media è pressoché costante attorno ai 14 respiri al minuto ed è possibile affermare che l'accuratezza dei due sensori è confrontabile.

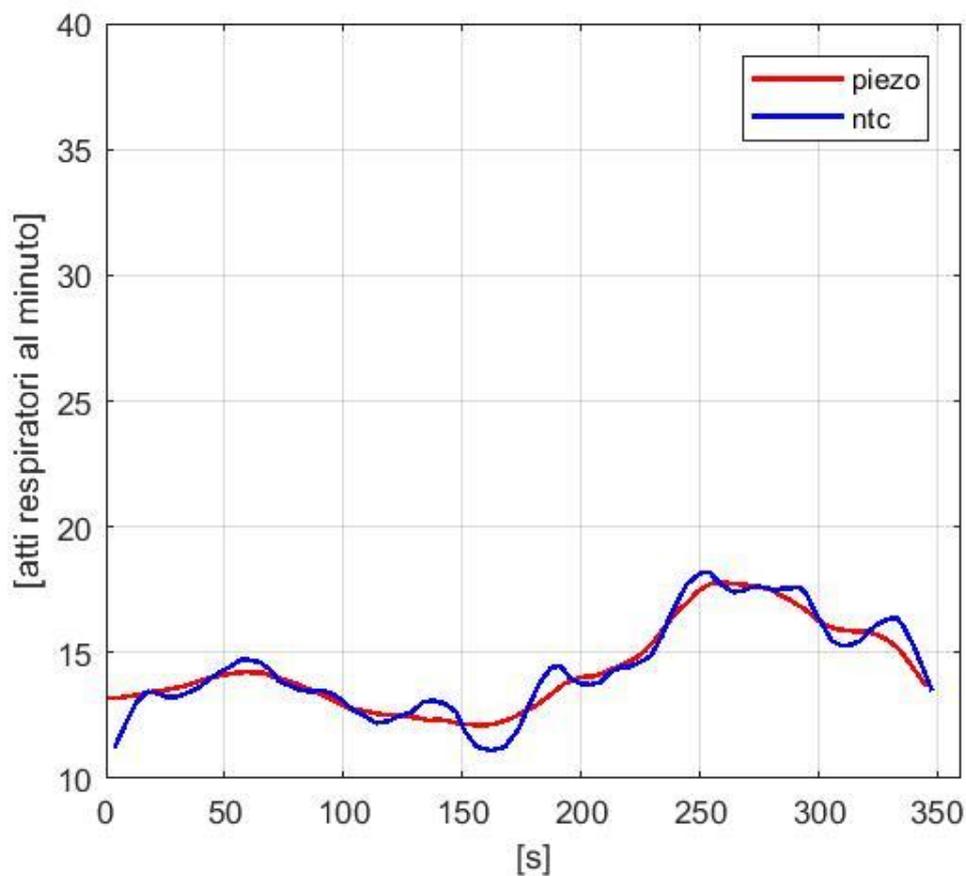


Figura 54: acquisizione frequenza respiratoria durante la camminata

Nella seconda prova (figura 54), come nella situazione precedente, le curve derivanti dai due sensori sono in buon accordo. In questo caso è opportuno sottolineare come all'inizio dell'attività (attorno al secondo 120), il soggetto abbia modificato il respiro, effettuando respiri più profondi, quindi più lenti in quanto l'organismo ha cercato di adattarsi al movimento. Negli ultimi minuti, dedicati al defaticamento, la respirazione ha un percettibile aumento, associato però ad una riduzione di ampiezza degli atti respiratori. Il picco pari a 18 atti/min si trova nella fase iniziale di riequilibrio; il valore medio complessivo è all'incirca 15 respiri al minuto. Questo valore è simile a quello del test precedente perché in questa situazione il soggetto non è sotto sforzo, pertanto non sono significative le modifiche nella frequenza respiratoria.

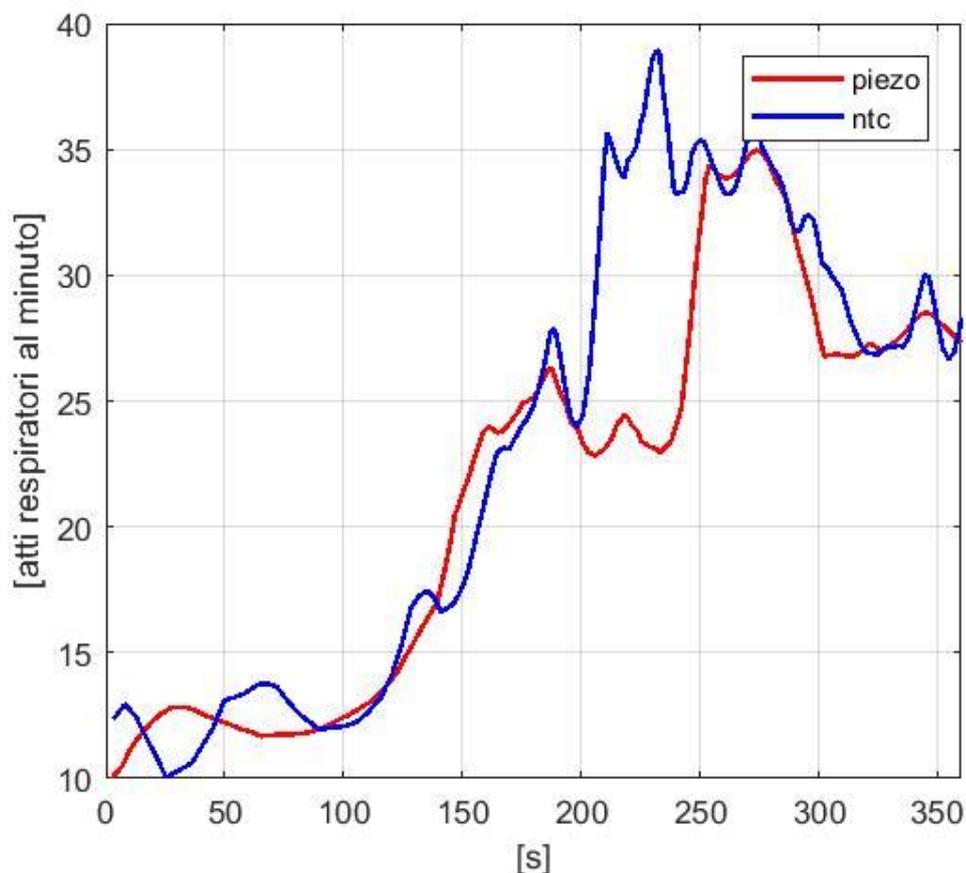


Figura 55: acquisizione frequenza respiratoria durante l'esercizio di step

Nell'ultima prova i due sensori mantengono il loro accordo nelle misurazioni. In questo grafico è evidente come il soggetto sotto sforzo respiri più velocemente, quindi dal secondo minuto si ha un aumento del numero di respiri fino ad arrivare a 36 (valore medio tra i massimi raggiunti dal piezoelettrico e dal termistore). La differenza tra i due sensori che appare a partire dal tempo $t=200$ s, è determinata da una perdita momentanea di dati del piezoelettrico. I movimenti toracici che rileva quest'ultimo sensore sono al quarto minuto per un problema di movimento della fascia che non ha permesso di percepire in maniera accurata lo strain sul sensore. Durante questa fase dell'attività anche il segnale dell'NTC presenta alcune irregolarità poiché l'individuo sotto sforzo ha iniziato a respirare anche con la bocca. Si osserva che la respirazione ha bisogno di più tempo per ristabilire la condizione iniziale, la quale non viene raggiunta nella finestra di osservazione mostrata nella figura 55.

Per apprezzare le variazioni della frequenza respiratoria di tutte e tre le prove sono stati sovrapposti i grafici dei valori acquisiti dal piezoelettrico.

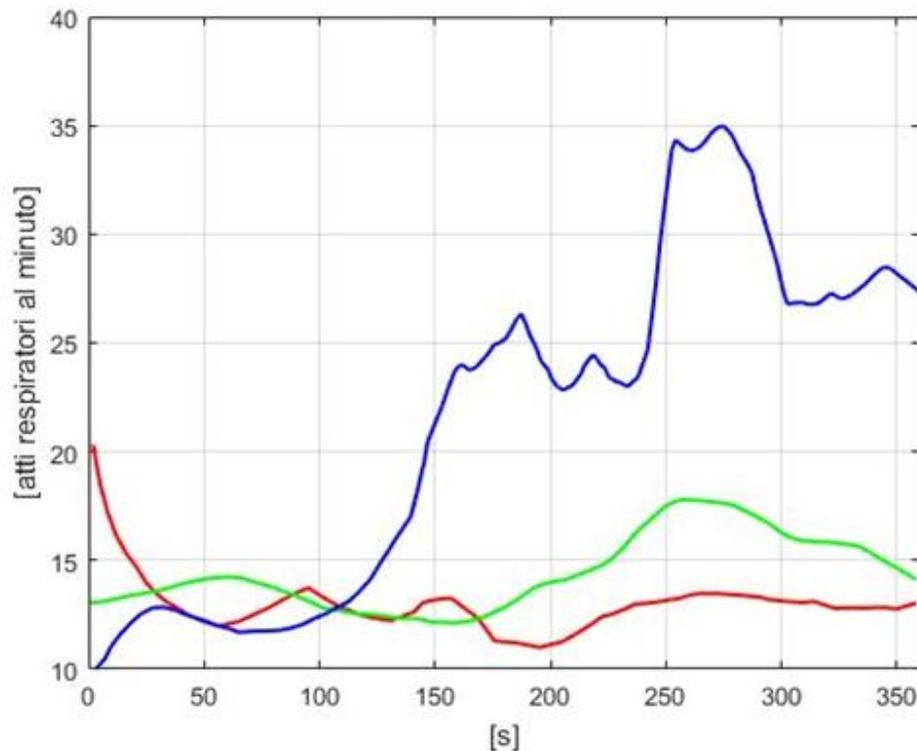


Figura 56: respirazione ricavata dal piezoelettrico a riposo (linea rossa), durante la camminata (linea verde), in esecuzione dello step (linea blu)

In questo grafico si confrontano le misurazioni della respirazione effettuate in tutte le prove. I test hanno dei valori di partenza confrontabili attorno ai 13 atti/min derivanti dai primi minuti di riposo. Le curve relative all'inattività ed alla camminata rimangono facilmente confrontabili per tutta la durata della prova, sebbene la curva verde della camminata abbia un innalzamento all'inizio del quinto minuto dovuto alla conclusione del movimento. Il tratto relativo all'esecuzione dello step ha un andamento ascendente dall'inizio dello sforzo (minuto 2), ma, anche in questa condizione, il sensore rileva meglio la grandezza meccanica alla fine dell'attività. Confrontando le due prove in moto è pertanto possibile affermare che il piezoelettrico è molto sensibile agli artefatti da movimento, per questo motivo attorno al secondo 250, in cui il soggetto si ferma, si rileva un aumento degli atti respiratori. Questo non è determinato dalla condizione

di salute del soggetto, ma da una perdita di dati del sensore per la scarsa stabilità del tronco dell'individuo durante le prove. Se nei test meno faticosi non è apprezzabile il possibile ripristino alla condizione di riposo perché i valori sono pressoché costanti, alla fine della massima fatica, la frequenza respiratoria decresce, ma non si ritorna ai valori iniziali. Questo potrebbe significare che la respirazione del soggetto ha un tempo di defaticamento maggiore che la finestra di osservazione non è riuscita a rilevare.

È stato inoltre rilevato il trend della temperatura del soggetto durante le tre acquisizioni. Per meglio rappresentare le variazioni si è deciso di sovrapporre le curve in un unico grafico.

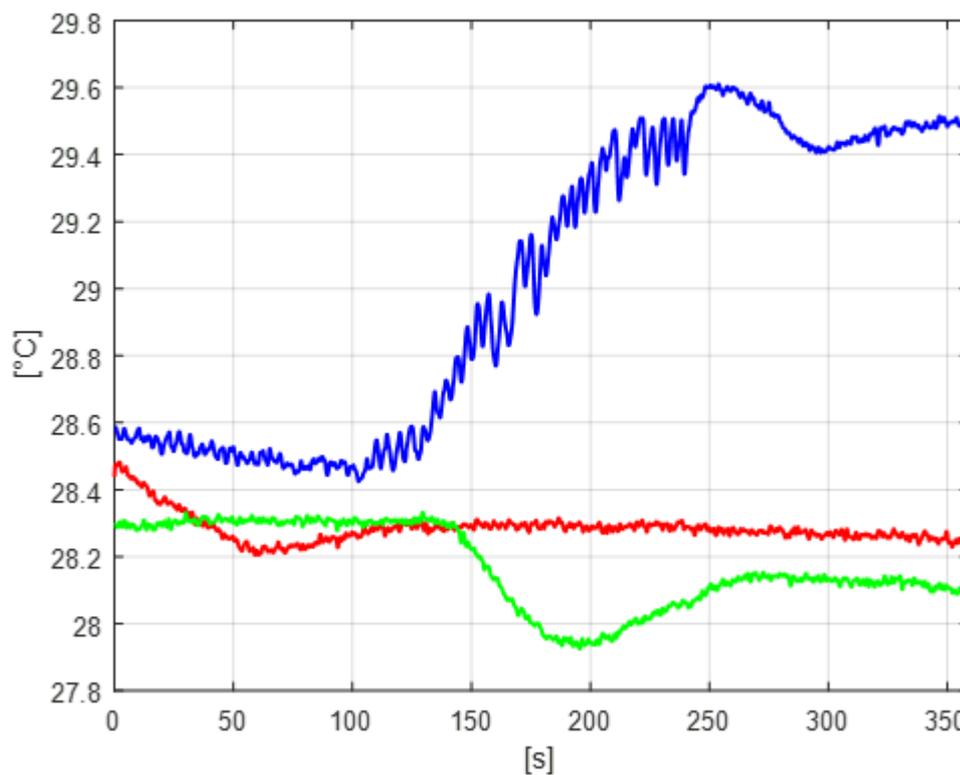


Figura 57: temperatura a riposo (linea rossa), durante la camminata (linea verde), in esecuzione dello step (linea blu)

Queste misurazioni hanno lo scopo di evidenziare i valori puntuali ed anche il trend della temperatura. In realtà questi valori servono per una stima qualitativa della grandezza in questione perché il sensore non è stato opportunamente caratterizzato.

Globalmente il parametro vitale osservato nella fase finale tra le due prove di fatica mostra una variazione appena superiore ad 1 °C. I tratti delle curve sono oscillanti perché il sensore, essendo vicino al piezoelettrico, quindi tra le coste, nella fase di espirazione potrebbe perdere il contatto con la cute e ristabilirlo in fase di inspirazione. Maggiore perdita di contatto la si rileva nella parte centrale del test in cui la fatica è maggiore, infatti si osserva un andamento fluttuante più accentuato. Sebbene sembri che le curve, partendo tutte con il soggetto in una condizione di riposo, abbiano valori iniziali differenti, questi sono minimi perché di solo 0.3 °C. Come è ragionevole, nei test meno impegnativi, si ha una risposta pressoché costante perché l'individuo non è sotto sforzo. Contrariamente, durante la prova di step frontale, la temperatura ha una pendenza positiva dal minuto di inizio attività perché il soggetto con la sudorazione espelle il calore. I valori finali si mantengono quasi costanti al massimo rilevato perché l'individuo continua il processo in cui la cute riscalda la parte ricettiva del sensore.

La figura 58 mostra il numero dei battiti cardiaci al minuto ed i suoi valori sono confrontati in ognuna delle prove.

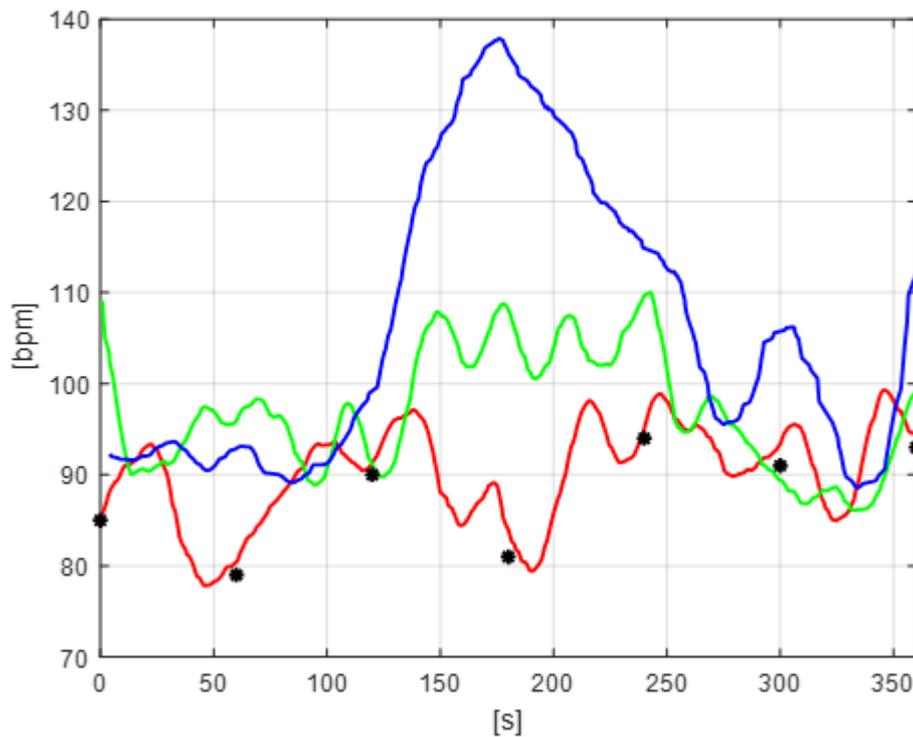


Figura 58: battiti cardiaci al minuto in condizione di riposo (linea rossa), durante la camminata (linea verde) e l'esecuzione di step (linea blu)

Questo grafico rappresenta il confronto tra le tre prove effettuate dallo stesso soggetto; lo si può notare osservando le fasi iniziali, le quali partono circa tutte attorno ai 90 bpm. La curva che rappresenta l'intero riposo ha mediamente un valore di 86 bpm; il numero è piuttosto alto, ma bisogna considerare che l'individuo era di sesso femminile ed in posizione eretta. Per validare la misurazione nella prova a riposo è stato utilizzato anche un saturimetro che funge da riferimento, la cui risposta viene osservata ogni minuto. I valori derivanti dal pulsossimetro, rappresentati sul grafico con un asterisco di colore nero, ad eccezione di scarti minimi causati dall'operatore, hanno confermato i valori acquisiti.

La curva verde, che raffigura la camminata, è quella che meno si discosta dalla rappresentazione a riposo, nonostante un piccolo difetto iniziale dovuto all'adattamento della fascia. In questa attività è possibile rilevare il cambio di condizione della persona, infatti dal secondo al quarto minuto è presente una fase centrale con un incremento medio di 15 bpm. In questa regione del grafico il tracciato ondulatorio è causato dalla tipologia della prova; infatti il soggetto ripercorre sempre lo stesso tratto avanti ed indietro. La fascia subisce questi movimenti e provoca un segnale che si ripete simile a sé stesso per tutta la camminata.

L'ultima curva, quella rappresentante lo sforzo, ha un inizio simile alle altre, ma dal secondo 120 ha un aumento fino a raggiungere i 137 bpm al secondo 174. Quindi il battito diminuisce fino ad arrivare a 115 bpm alla fine dei minuti di esercizio. Il ritorno alla condizione di riposo è comunque più lenta rispetto alla pendenza nella fase ascendente. Anche in questo caso la diminuzione non è del tutto costante e regolare, probabilmente per problemi causati dalla mobilità della fascia o per uno stato fisico ed emotivo del soggetto. La condizione di riposo si ristabilisce negli ultimi 30 secondi della prova.

8. CONCLUSIONI

In questo lavoro si è realizzato un sistema indossabile per il monitoraggio continuo della frequenza respiratoria e cardiaca utilizzabile durante l'attività sportiva. Questa applicazione, rispetto all'impiego in ambito clinico, ha presentato diverse criticità. Una è rappresentata dal rumore e dagli artefatti da movimento che hanno inficiato le acquisizioni degli elettrodi e del piezoelettrico. La soluzione è stata un filtraggio aggressivo per eliminare il rumore ad alta frequenza, ma che mantenga un buon rapporto segnale-rumore. Difficoltosa è stata la definizione del posizionamento e della messa in tensione del sistema di prelievo poiché si doveva trovare un buon compromesso tra la massima espansione della gabbia toracica ed il prelievo del potenziale cardiaco, considerando le diverse caratteristiche anatomiche e fisiologiche dei possibili utenti.

Utilizzando una strumentazione a basso costo e facilmente reperibile, il dispositivo ha permesso la rilevazione e la registrazione dei due ritmi desiderati. Esso è stato implementato con un sensore per la misurazione della temperatura corporea. Il monitoraggio multiparametrico di questo sistema permette indagini accurate dello stato di salute del soggetto che lo utilizza e, garantendo il comfort di quest'ultimo, consente anche la preparazione in autonomia di allenamenti con la consapevolezza dei propri limiti fisici. Tuttavia il dispositivo presentato potrebbe essere migliorato inglobando la fascia toracica per il prelievo in un indumento intelligente, evitando così la mobilità indesiderata dell'elastico verso il basso. A tal fine potrebbe essere anche sufficiente solo l'utilizzo di una bretella che passi attorno al collo o di una, meglio due, spalline standard.

La riduzione delle dimensioni del sistema di acquisizione è attuabile attraverso la progettazione di un circuito stampato (PCB) per i circuiti di condizionamento di tutti i sensori e l'alimentazione comune. È possibile dunque inserire il dispositivo con dimensione e peso minori nel vestiario, eliminando il cavo multipolare che attraversa il tronco del soggetto e che utilizza connettori la cui inserzione è a pressione.

Nel sistema è stata implementata una comunicazione wireless che permette l'utilizzo outdoor e, per sopperire ad eventuali mancanze del modulo radio, sono presenti diverse

opzioni che permettono più modalità di scrittura. La registrazione su una microscheda SD consente un monitoraggio holter, in cui si salvano i dati su di un file testo che può essere processato successivamente. La visualizzazione in tempo reale delle acquisizioni permette l'estensione del campo di applicazione, ad esempio in quello diagnostico per il riconoscimento precoce di patologie.

In conclusione si può affermare che il dispositivo progettato consente il monitoraggio della frequenza respiratoria e cardiaca in condizioni di riposo e di attività permettendo numerose modalità di funzionamento. Tali misurazioni sono di interesse per individuare strategie utili al miglioramento delle condizioni fisiche dei soggetti.

APPENDICE

CODICE TRASMETTITORE

```
#include "RF24.h" //libreria del modulo radio
#include <SD.h> //libreria della SD

#define CPU_HZ 48000000 //frequenza di lavoro del microcontrollore
#define TIMER_PRESCALER_DIV 1024 //prescaler del timer del
microcontrollore

//Inizializzazioni per la SD
File myFile; //creazione oggetto della SD

//Inizializzazioni per il buffer
long buf[6][1000]; //creazione buffer con 6 colonne (numero di
valori ad ogni acquisizione) e 1000 righe
const int bufSize = 1000; //lunghezza del buffer
int p = 0; //puntatore dove scrivere sul buffer
int nd = 0; //numero di dati ancora da trasmettere
int doveBuf; //puntatore dove prendere il dato da inviare

//Inizializzazioni per il modulo radio
RF24 myRadio (5, 6); //creazione oggetto per la comunicazione
radio definendo i pin (CE, CSN)
byte addresses[][6] = { "1Node" }; //indirizzo della pipe della
radio
bool ret; //controllo per la buona riuscita della trasmissione del
vettore (1=ok)

//Inizializzazioni variabili utilizzate
unsigned int cont = 0; //contatore incrementato ad ogni
acquisizione
int dato0; //valore analogico del canale 0 = piezoelettrico
int dato1; //valore analogico del canale 1 = ntc fascia
int dato2; //valore analogico del canale 2 = ntc mascherina
int cardio; //valore analogico del canale 4 = cardiofrequenzimetro
int statoBat; //valore dello stato di tensione della batteria (D9)
char returned; //carattere di acknowledge dal ricevitore
int ledBat = 12; //led che definisce lo stato di scarica della
batteria
int ledReg = 11; //led che indica che la registrazione è in atto
bool iniz_reg=0; //flag per decidere da tastiera cosa fare dei
dati acquisiti
int conta_file=0; //contatore per il nome dei file scritti sulla
SD
char reg[10]; //variabile del nome dei file scritti sulla SD

void setup() {
  startTimer(20); //frequenza di campionamento per il timer
  counter(Hz)
  //Comunicazione SPI
  Serial.begin(115200); //velocità di comunicazione seriale (bits
  per second)
```

```

    Serial.println(F ("Avvio Adafruit" ) );    //stampaggio a video
accensione dispositivo

    //inizializzazione stato dei led
    pinMode(ledBat, OUTPUT);    //impostazione dei pin relativi ai led
come output per visualizzare il blink
    pinMode(ledReg, OUTPUT);

    digitalWrite(ledBat, HIGH);    //all'accensione accendo led per 100
ms
    delay(100);
    digitalWrite(ledBat, LOW);

    //Inizializzazione SD
    Serial.print( "Inizializzazione SD card..." );
    if ( !SD.begin(4) ) {    //defisco pin del microcontrollore a cui
la SD è riferita
        Serial.println( "Inizializzazione fallita!" ); }    //stampaggio su
seriale lo stato della inizializzazione
    Serial.println( "Inizializzazione completata" );

    //Attivazione della radio
    myRadio.begin();    //inizio del funzionamento del modulo radio
    myRadio.setChannel(108);    //scelta della frequenza del canale
    myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX);    //scelta potenza RF di output:
MIN=-18dBm; HIGH=0dBm
    myRadio.setDataRate(RF24_250KBPS);    //scelta velocità di
trasmissione del dato a 250kbps
    myRadio.setAutoAck(1);    //abilitazione auto-acknowledge (1=dato
trasmeso)
    myRadio.enableAckPayload();    //abilitazione acknowledge di
ritorno dal ricevitore
    myRadio.setRetries(15,15);    //numero di tentativi e ogni quanto
(4ms) si ritrasmette
    myRadio.openWritingPipe(addresses[0]);    //apertura della pipe
dove scrivere
}

void loop() {
    if (statoBat<560){    //se la tensione di batteria scende sotto 3.6
V
        digitalWrite(ledBat, HIGH);    //il led della scarica di
batteria lampeggia ogni 1 ms
        delay(1);
        digitalWrite(ledBat, LOW);
    }
    if ( nd > 0 ){    //se ho acquisito un vettore di dati
        doveBuf = p-nd;    //puntatore del vettore da trasmettere
        if ( doveBuf < 0 ){    //se l'indice è negativo
            doveBuf = doveBuf+bufSize;    //il vettore da trasmettere è
al fondo del buffer
        }
        long dati[] = {
buf[0][doveBuf],buf[1][doveBuf],buf[2][doveBuf],buf[3][doveBuf],buf[
4][doveBuf],buf[5][doveBuf] };    //creazione del vettore con le
acquisizioni

```

```

    ret = myRadio.write( &dati, sizeof(dati) ); //scrittura nella
pipe
    if ( ret ){ //se è stato mandato il vettore di dati
        nd--; //ho un dato in meno da inviare
        myRadio.read( &returned, sizeof(returned) ); //leggo il
carattere di acknowledge proveniente dal ricevitore
        if ( returned == 'x' ){ //se il carattere di acknowledge
del ricevitore è standard

            //stampaggio sul monitor dei valori acquisiti
            Serial.print(dati[0]); //contatore acquisizioni
            Serial.print(" ");
            Serial.print(dati[1]); //valore del piezoelettrico
            Serial.print(" ");
            Serial.print(dati[2]); //valore dell'ntc fascia
            Serial.print(" ");
            Serial.print(dati[3]); //valore dell'ntc mascherina
            Serial.print(" ");
            Serial.print(dati[4]); //valore del cardiofrequenzimetro
            Serial.print(" ");
            Serial.print(dati[5]); //valore della tensione di
batteria
            Serial.print(" nd= ");
            Serial.print(nd); //numero di dati che il buffer deve
ancora trasmettere
            Serial.print(" p= ");
            Serial.println(p); //indice prima posizione utile del
buffer
        }
        if ( returned == 'r' ) { //se il carattere di acknowledge
del ricevitore è 'r'
            if(!iniz_reg){ //se è la prima volta che da tastiera ho
il comando 'r'
                iniz_reg=1; //attivo il flag per iniziare la
registrazione su SD
                Serial.println("REGISTRA"); //stampo sul monitor
seriale la nuova azione
                sprintf(reg, "reg%d.txt", conta_file); //creo il nuovo
file sulla SD
                conta_file=conta_file+1; //creato il file devo
aggiornare il contatore del nome
                if (SD.exists(reg)) { SD.remove(reg); } //se il nome
del file esiste già, lo cancello
                myFile = SD.open(reg, FILE_WRITE); //apro il file
della SD su cui scriverò
                digitalWrite(ledReg, HIGH); //il led della
registrazione lampeggia ogni 10ms
                delay(1);
                digitalWrite(ledReg, LOW);
                Serial.print("file corrente: "); //stampo sul monitor
seriale il file su cui scriverò
                Serial.println(reg);
            }
            else { //se da tastiera ho selezionato il tasto 'r' e
il flag della registrazione su SD è già attivo

```

```

        iniz_reg=0;    //disattivo il flag della registrazione su
SD
        Serial.println("FINE REGISTRAZIONE");    //stampo sul
monitor seriale la fine della registrazione
        myFile.close();    //chiudo il file della SD
        digitalWrite(ledReg, LOW);    //spengo il led della
registrazione
    }
}
    if(iniz_reg){    //se il flag per la registrazione è positivo
(anche se non è andata a buon file la trasmissione radio)
        if (myFile) {    //controllo che il file su cui voglio scrivere
è presente
            char datiSD[20];    //creo un vettore per la SD
            sprintf(datiSD, "%d %d %d %d %d %d",dati[0], dati[1],
dati[2] ,dati[3] ,dati[4], dati[5]);    //creo vettore dei dati
acquisiti per SD
            myFile.println(datiSD);    //scrivo una riga del file della
SD
        }
        digitalWrite(ledReg, HIGH);    //il led della registrazione
lampeggia ogni 1ms
        delay(1);
        digitalWrite(ledReg, LOW);
    }
}
else { delay(10); } //se non ho dati da trasmettere, aspetto
}

//Impostazioni per la temporizzazione
void startTimer(int frequencyHz) {
    REG_GCLK_CLKCTRL = (uint16_t) (GCLK_CLKCTRL_CLKEN |
GCLK_CLKCTRL_GEN_GCLK0 | GCLK_CLKCTRL_ID_TCC2_TC3);    //scelta del
generatore di clock che applico al TC3
    while ( GCLK->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1 );    //aspetto per la
sincronizzazione
    TcCount16* TC = (TcCount16*) TC3;    //creo struttura per selezione
timer counter 3
    TC->CTRLA.reg &= ~TC_CTRLA_ENABLE;    //disabilito temporaneamente
il TC per impostarlo
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
    TC->CTRLA.reg |= TC_CTRLA_MODE_COUNT16;    //configurazione timer a
16 bit
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
    TC->CTRLA.reg |= TC_CTRLA_WAVEGEN_MFRQ;    //modilità di conteggio
TC: da 0 a comparValue
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
    TC->CTRLA.reg |= TC_CTRLA_PRESCALER_DIV1024;    //setto prescaler
scleto a monte
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
    int compareValue = (CPU_HZ / (TIMER_PRESCALER_DIV * frequencyHz))
- 1;    //calcolo valore (2343) a cui finire il conteggio per
richiamare interrupt
}

```

```

    TC->COUNT.reg = map(TC->COUNT.reg, 0, TC->CC[0].reg, 0,
compareValue);
    TC->CC[0].reg = compareValue;    //dico al registro il valore a cui
arrivare con il conteggio (conta da 0 ovf)
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
    TC->INTENSET.reg = 0;    //disabilita tutti interrupt
    TC->INTENSET.bit.MC0 = 1;    //abilitazione generale conteggio MC0
    NVIC_EnableIRQ(TC3_IRQn);    //abilitazione interrupt per il TC3
    TC->CTRLA.reg |= TC_CTRLA_ENABLE;    //abilitazione generale del
TC
    while (TC->STATUS.bit.SYNCBUSY == 1);
}

//Suboutine overflow
void TC3_Handler() {
    TcCount16* TC = (TcCount16*) TC3;    //creo struttura per selezione
timer counter 3
    if (TC->INTFLAG.bit.MC0 == 1) {    //se ho avuto interrupt
        TC->INTFLAG.bit.MC0 = 1;    //resetto il bit del registro
scrivendoci 1 (chiudo interrupt pendenti)

        //Acquisizione valori
        dato0 = analogRead(A0);    //misurazione del dato dal canale 0
dell'ADC (PIEZOELETTRO)
        dato1 = analogRead(A1);    //misurazione del dato dal canale 1
dell'ADC (NTC fascia)
        dato2 = analogRead(A2);    //misurazione del dato dal canale 1
dell'ADC (NTC mascherina)
        cardio = analogRead(A4);    //misurazione del dato dal canale 4
dell'ADC (ECG)
        statoBat = analogRead(9);    //misurazione stato batteria

        //Scrittura di una riga del buffer
        buf[0][p] = cont;
        buf[1][p] = dato0;
        buf[2][p] = dato1;
        buf[3][p] = dato2;
        buf[4][p] = cardio;
        buf[5][p] = statoBat;

        p= p+1;    //aggiornamento indice di scrittura del buffer
        nd=nd+1;    //aggiornamento numero di dati da trasmettere
        if ( p >= bufSize ) { p = 0; }    //se il buffer è pieno, si
sovrascrive dall'inizio
        if ( nd >= bufSize ) { nd = bufSize; }    //se il numero di
dati da mandare supera le dimensioni del buffer, i nuovi dati
vengono persi
        cont=cont+1;    //incremento il contatore
    }
}

```

CODICE RICEZIONE

```
#include "RF24.h" //libreria del modulo radio

//Inizializzazioni per il modulo radio
RF24 myRadio (9,10); //creazione oggetto per la comunicazione radio
definendo i pin (CE,CSN)
byte addresses[][6] = { "1Node" }; //indirizzo della pipe della
radio

//Inizializzazioni variabili utilizzate
//int nPersi = 0; //conteggio dati persi nella comunicazione
//int nDoppi = 0; //conteggio dati ricevuti due volte
//long precedente; //variabile locale in cui si salva l'ultimo dato
mandato
char returned; //carattere della tastiera scelto per acknowledge da
mandare al trasmettitore

void setup() {
  //Comunicazione SPI
  Serial.begin(115200); //velocità di comunicazione seriale (bits
per second)
  delay(1000);
  Serial.println(F ("Avvio Teensy" ));

  //Inizializzazioni radio
  myRadio.begin(); //inizio del funzionamento del modulo radio
  myRadio.setChannel(108); //scelta della frequenza del canale
  myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX); //scelta potenza RF di output:
MIN=-18dBm; HIGH=0dBm
  myRadio.setDataRate(RF24_250KBPS); //scelta velocità di
trasmissione del dato a 250kbs
  myRadio.setAutoAck(1); //abilitazione auto-acknowledge (1=dato
trasmesso)
  myRadio.enableAckPayload(); //abilitazione acknowledge di ritorno
dal ricevitore
  myRadio.openReadingPipe(1,addresses[0]); //apertura della pipe da
cui leggere
  myRadio.startListening(); //inizio dell'ascolto per aspettare i
dati trasmessi
}

void loop() {
  long dati[6]; //quantitativo valori che riceve ad ogni
trasmissione

  if ( myRadio.available() ) //controllo la disponibilità a ricevere
  {
    while ( myRadio.available() ){ //quando il dato è pronto
      char returned = 'x'; //il carattere di ritorno standard è 'x'
      if ( Serial.available() ){ //abilito la lettura del carattere
premutato sulla tastiera
        returned = Serial.read(); } //leggo il carattere premuto
sulla tastiera
        myRadio.writeAckPayload( 1,&returned,sizeof(returned) );
//invio il carattere premuto al trasmettitore come acknowledge
}
```

```

        myRadio.read( &dati, sizeof(dati) ); //leggo i dati mandati
dal trasmettitore

        //stampaggio sul monitor dei dati ricevuti
        Serial.print(dati[0]); //contatore incrementato ad ogni
acquisizione
        Serial.print(" ");
        Serial.print(dati[1]); //valore del piezoelettrico
        Serial.print(" ");
        Serial.print(dati[2]); //valore dell'ntc fascia
        Serial.print(" ");
        Serial.print(dati[3]); //valore dell'ntc mascherina
        Serial.print(" ");
        Serial.print(dati[4]); //valore del cardiofrequenzimetro
        Serial.print(" ");
        Serial.println(dati[5]); //stato della tensione di batteria
    }
}
}

```

BIBLIOGRAFIA

- Martini, Nath, *“Fondamenti di Anatomia e Fisiologia”*, EdiSES (2010);
- Walter Karlen, Heng Gan, Michelle Chiu, Dustin Dunsmuir, Guohai Zhou, Guy A. Dumont, J. Mark Ansermino, *“Improving the Accuracy and Efficiency of Respiratory Rate Measurements in Children Using Mobile Devices”*, Editor: Thomas Penzel, Charite’ - Universita’tsmedizin Berlin, Germany, PLoS ONE (2014);
- <https://www.first-sensor.com/applications/medical/breathing-and-respiration>;
- <https://sensing.honeywell.com>;
- Farah AL-Khalidi, Heather Elphick, Reza Saatchi, Derek Burke, *“Respiratory Rate Measurement in Children Using a Thermal Imaging Camera”*, International Journal of Scientific & Engineering Research (2015);
- Ian Smith, John Mackay, Nahla Fahrid and Don Kruckeck, *“Respiratory rate measurement: a comparison of methods”*, British Journal of Healthcare Assistants (2011);
- Susan P. McGrath, Joshua Pyke, Andreas H. Taenzer, *“Assessment of continuous acoustic respiratory rate monitoring as an addition to a pulse oximetry-based patient surveillance system”*, Journal of Clinical Monitoring and Computing (June 2017);
- *“Introduzione alla capnografia”*, SEDA S.p.A, Booklet Capno_v1;
- Michael Pieroni, *“Pletismografia ad impedenza elettrica”*, unipi (2014);
- *“Respiratory rate Measurement Based on Impedance Pneumography”*, Texas Instruments,
- <http://www.hexoskin.com>;
- Markus MacGill, *“What should my heart rate be?”*, Medical News Today (November 2017);
- Deborah Anne Burton, Keith Stokes, George M Hall, *“Physiological effects of exercise”*, Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain, Volume 4, Issue 6 (December 2004);

- Andrea Nicolò, Carlo Massaroni, and Louis Passfield, “*Respiratory Frequency during Exercise: The Neglected Physiological Measure*”, *Frontiers in Physiology* (2017);
- Datasheet “*LDT1-028K PIEZO SENSOR w/ Leads Attached*”, sensor solutions, TE Connectivity (07/2017);
- Datasheet, “*TLV237x 500- μ A/Ch, 3-MHz Rail-to-Rail Input and Output Operational Amplifiers With Shutdown*”, Texas Instruments;
- Datasheet, “*Atmel SAM D21E / SAM D21G / SAM D21J SMART ARM-Based Microcontroller*”, Atmel Smart;
- “*AD8232-EVALZ User Guide*”, Analog Device (2014);
- “*nRF24L01+ Single Chip 2.4GHz Transceiver Product Specification v1.0*”, Nordic Semiconductor.