POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo di un capnografo portatile per l'analisi della respirazione durante l'utilizzo della mascherina

Relatore
Prof. Alberto Vallan

Laureando
Dario Saletta

Dicembre 2021

L'assurdità di una vita che può anche terminare prima che la si comprenda non solleva dal dovere di viverla il più possibile con coraggio e generosità.

— Peter Matthiessen,Il leopardo delle nevi,1978.

Abstract

Con il termine capnografia si intende la misurazione della concentrazione dell'anidride carbonica nell'aria espirata. Strumenti in grado di effettuare un'analisi di questo tipo , chiamati capnografi, sono ad oggi largamente utilizzati in ambito clinico ed effettuano, tramite l'utilizzo di tecniche minimamente invasive, una misura del valore della concentrazione di CO2 a fine espirazione (EtCO2), tale valore corrisponde alla quantità di anidride carbonica presente nella zona alveolare . I capnografi, inoltre, forniscono una registrazione continua di un segnale che può essere rappresentato in funzione del tempo ,detto capnogramma. L'analisi del capnogramma risulta essere, per il clinico, un valido strumento di valutazione dello stato di ventilazione del paziente, discostamenti dall'andamento fisiologico sono ,infatti, altamente correlati all'insorgere di problematiche a carico dell'apparato respiratorio. I sensori di anidride carbonica maggiormente utilizzati in questo ambito sfruttano il principio della spettroscopia ad infrarossi e la caratteristica delle molecole di CO2 di assorbire la luce ad una specifica lunghezza d'onda (4.25 µm). Sulla base del posizionamento del sensore nella linea di prelievo del sistema, i capnografi vengono classificati in due famiglie: Mainstream, in cui i sensori sono direttamente attraversati dal flusso di aria espirato, e Sidestream, in cui il flusso d'aria è prelevato da un tubo di campionamento e portato attraverso una pompa al sensore. Nonostante la minima invasività di dispositivi di questo tipo, ad oggi, l'utilizzo dei capnografi al di fuori dell'ambito clinico è alquanto limitato. Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato quello di realizzare un prototipo di capnografo portatile ed indossabile che fosse in grado di essere utilizzato al di fuori del contesto clinico. In particolare, il prototipo è stato progettato per valutare la concentrazione di anidride carbonica nel volume di aria presente nello spazio che si trova tra il volto di un soggetto che indossa una mascherina e la mascherina stessa. Una valutazione di questo tipo, unita ad una misura di pressione, può fornire, per via indiretta una stima del volume di CO2 inspirato, misura prevista dalla normativa nell'ambito di una certificazione di conformità della mascherina. Il sistema sviluppato è alimentato a batteria ,in modo che possa essere utilizzato senza cavi ,per minimizzare l'invasività ,ed è basato sull'utilizzo di un microcontrollore. Il microcontrollore, appositamente programmato,

è in grado di leggere i dati provenienti da un sensore di CO2 e da un sensore differenziale di pressione ,di immagazzinare tali dati in un buffer e di inviarli, tramite un modulo radio integrato, ad un altro microcontrollore collegato ad un pc. Tali dati vengono quindi visualizzati su un'interfaccia grafica sviluppata in linguaggio Python , attraverso cui è anche possibile salvare i dati su file di testo ,in modo che possano essere successivamente analizzati. Una volta sviluppato il firmware del microcontrollore e il software dell'interfaccia grafica, è stato assemblato un primo prototipo , con cui sono state effettuate delle prove preliminari di utilizzo da parte di un soggetto ,nelle condizioni in cui questo indossava o meno una mascherina. I dati registrati durante tali prove sono stati, infine, elaborati in ambiente Matlab per ottenere informazioni riguardanti le concentrazioni di CO2 e la pressione nello spazio morto della mascherina.

Indice

Elenco delle figure VII

Elenco delle tabelle IX

1 La capnografia 1
1.1 Il segnale Capnografico 1
1.1.1 Tecniche di misurazione dell'EtCO2 4
1.1.2 Capnografia Mainstream 5
1.1.3 Capnografia Sidestream 7
1.2 L'utilizzo dei capnografi in ambito extra clinico 9
1.2.1 Case study: la CO_2 nello spazio morto di una mascherina . 9

2 Stato dell'arte 11
2.1 Principi di funzionamento delle principali tecnologie di misurazione della CO_2 11
2.1.1 Elettrodi per la misurazione della $PaCO_2$ 11
2.1.2 Sensori di CO_2 basati su tecnologia NDIR 14
2.2 Dispositivi Commerciali per il monitoraaggio della CO_2 17
2.2.1 Dispositivi invasivi di Misurazione della CO2 17
2.2.2 Dispositivi non invasivi di Misurazione della CO_2 18
2.2.3 Dispositivi di misurazione Transcutanea della CO_2 19
2.2.4 Capnografi 22
2.3 Dispositivi per il monitoraggio della CO_2 in ambito sportivo 31
2.3.1 Il test da sforzo cardiopolmonare (CPET) 31
2.3.2 Valutazione degli scambi gassosi durante il CPET 35
2.3.3 Tecnologia wearable: il cosmed K5 36

3 Hardware del prototipo realizzato 39
3.1 Adafruit Feather M0 Lora 41
3.1.1 Caratteristiche del modulo radio integrato 44
3.2 SprintIR-W 20000ppm 45

3.2.1 Interfacciamento del sensore con il microcontrollore 46
3.2.2 Calibrazione del sensore 47
3.3 SDP816-500Pa 47
3.4 Motore per il campionamento dell'aria 49
3.4.1 Pompa di mandata positiva a membrana RS PRO 50
3.4.2 Mini pompa d'aria elettrica DC 12V 50
3.5 Filtri e accorgimenti per la linea di prelievo 51
3.5.1 Filtro idrofobico in PTFE 52
3.5.2 Tubo in Nafion 52

4 Software del prototipo realizzato 55
4.1 Firmware del trasmettitore 55
4.2 Firmware del ricevitore 60
4.3 Software dell'interfaccia grafica 62
4.3.1 Sottofunzioni dell'interfaccia grafica 64

5 Assemblaggio del Prototipo 71
5.1 Test della linea di prelievo 72
5.1.1 Valutazione degli effetti della tensione sul segnale capnografico 73
5.1.2 Valutazione degli effetti del posizionamento del sensore di CO_2 nella linea di prelievo 75
5.1.3 Valutazione dell'effetto dell'inserimento del tubo di nafion nella linea di prelievo 78
5.1.4 Configurazione scelta 80
5.2 Realizzazione del Case e assemblaggio finale del prototipo 80

6 Test del Prototipo realizzato 85
6.1 Test di durata della batteria 85
6.2 Valutazione della distanza massima di trasmissione 86
6.3 Prove di utilizzo e valutazione dei segnali registrati 87
6.3.1 Stima del ritardo tra segnale capnografico e segnale di pressione 87
6.3.2 Prove di utilizzo e risultati 88
6.3.3 Commenti sui risultati ottenuti 97

7 Conclusioni e sviluppi futuri 99

A Codice del Trasmettitore 101

B Codice del Ricevitore 107

C Codice dell'interfaccia grafica 111

Elenco delle figure

1.1 Schema esemplificativo di segnale capnografico 2
1.2 Onda capnografica normale ([1]) 3
1.3 Segnale capnografico in funzione del volume espirato ([2]) 4
1.4 Schema di un capnografo basato su tecnologia mainstream 6
1.5 Schema di un capnografo basato su tecnologia sidestream ([20]) . . 8

2.1 Schema di un elettrodo di Severinghaaus 13
2.2 Schema esemplificativo di un sensore NDIR 14
2.3 problemi legati alla presenza di vapore acqueo in linee di prelievo per la CO_2,figure adattate da ([7]) 16
2.4 RAPIDPoint500 18
2.5 Sensore per la misurazione transcutanea della CO_2 SenTec V-Sign™ ([32]) 20
2.6 GUI del monitor a cui viene collegato il sensore riportato in figura 2.5 20
2.7 Capnografo Mainstream:Capnostat ([27]) 24
2.8 Capnografo Sidestream: LoFlo ([28]) 26
2.9 Utilizzo non invasivo del sensore riportato in figura 2.10: il sensore è integrato nella maschera *cap-ONE Mask* 27
2.10 Sensore cap-ONE prodotto da *NIHON KHODEN* ([22, 23]) 28
2.11 Capnografo portatile PC-900B by GIMA S.P.A. ([30]) 29
2.12 Test da sdforzo cardiopolmonare effettuato su bike in laboratorio ([3]) 31
2.13 Grafico carico di lavoro [W]-consumo di ossigeno [ml/min/watt] ([26]). 33
2.14 Calcolo della soglia anaerobica tramite le tecniche degli equivalenti ventilatori (2.14a) e del calcolo della V-Slope (2.14b). 34
2.15 Dispositivo *k5* , prodotto da cosmed ([11]) 37

3.1 Schema a blocchi del capnografo sviluppato 40
3.2 Feather M0 con modulo LoRa integrato ([19]) 41
3.3 Pinout della board utilizzata per lo sviluppo del prototipo ([19]) . . 43
3.4 Modulo LoRa RFM/95/96/97 ([18]) 44
3.5 Sensore di CO_2 utilizzato nel lavoro di tesi ([38]) 45

3.6 Pinout dello SPRINT IR 20000 ppm ([38]) 46
3.7 Curva di output lineare del sensore SDP816-500Pa ([31] 48
3.8 Curva di output quadratica del sensore SDP816-500Pa ([31]) 48
3.9 Pinout del SDP816-500Pa ([31]) 49
3.10 Pompa di mandata positiva a membrana RS PRO ([10]) 50
3.11 Mini pompa DC 12V 51
3.12 Filtri idrofobici in ptfe utilizzati nella linea di prelievo 52
3.13 Set di tubi in nafion prodotti da Biopac ([9]) 53

4.1 GUI nelle condizioni di avvio 63
4.2 Diagrammi di flusso delle funzioni plotstart (a sinistra) e plotstop (a destra) 65
4.3 Flow chart della funzione "updatefilename" 66
4.4 Diagramma di flusso della funzione "startrec" 67

5.1 Primo prototipo assemblato 71
5.2 Basetta di assemblaggio 72
5.3 Effetti della tensione di alimentazione sul segnale capnografico . . . 74
5.4 configurazioni delle linee di prelievo 75
5.5 Effetti del posizionamento del sensore di CO_2 sul segnale capnografico 77
5.6 Effetto del nafion sull'onda capnografica 79
5.7 Modello 3D del case del prototipo 81
5.8 Disegno quotato del modello del case realizzato 82
5.9 Assemblaggio finale del sistema nel case stampato in 3d 83
5.10 Schema di montaggio del prototipo 84

6.1 Curva di scarica della batteria 86
6.2 Delay tra segnale di pressione e di CO_2 88
6.3 Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina chirurgica 89
6.4 Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina FFP2 90
6.5 Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina Sherpa 92
6.6 Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina chirurgica 93
6.7 Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina FFP2 94
6.8 Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina sherpa 95

Elenco delle tabelle

1.1 Principali anormalità che si possono riscontrare in un segnale capnografico con le relative cause scatenanti. 3

2.1 Parametri analizzati dal RAPIDPoint500 ([35]) 18
2.2 Specifiche tecniche del sensore di CO_2 SenTec V-Sign™ 21
2.3 Tabella in cui sono riportate le principali features dei capnografi Mainstream e Sidestream 22
2.4 Features del sensore Capnostat 23
2.5 Features del sensore *LoFlo Sidestream* CO_2 25
2.6 Features del PC-900B 30
2.7 Features del cosmed K5 36

5.1 Flow rate al variare della tensione di alimentazione 73

6.1 Risultati dei test di portata della trasmissione 87
6.2 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.3 90
6.3 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.4 91
6.4 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.5 93
6.5 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.6 94
6.6 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.7 95
6.7 Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.8 96
6.8 Riepilogo finale dei risultati delle prove 97

Capitolo 1

La capnografia

La misurazione della concentrazione dell'anidride carbonica nell'aria espirata ,viene indicata con il termnine *capnografia*. I dispositivi atti ad un'analisi di questo tipo,detti capnografi,ad oggi sono largamente utilizzati in ambito clinico e sono in grado di riportare i valori di CO_2 a fine espirazione e una misura continua del segnale indicante la concentrazione o la pressione di anidride carbonica nell'aria espirata. Al valore (solitamente espresso in termini di pressione parziale [mmHg]) della CO2 a fine respirazione ci si riferisce con il termine di *end-tidal* CO_2, questo parametro è altamente correlato al valore della $PaCO_2$ (pressione parziale della CO_2 nel sangue arterioso), infatti è stato dimostrato che la differenza tra i valori risulta essere compresa tra 1 e 2 mmHg in soggetti sani , ([39]).La misurazione continua del segnale di concentrazione o di pressione parziale dell'anidride carbonica ,permette una rappresentazione grafica di tale segnale nel tempo,la quale prende il nome di capnogramma. L'analisi del capnogramma risulta essere, per il clinico, un valido strumento di valutazione dello stato di ventilazione del paziente, discostamenti dall'andamento fisiologico sono ,infatti, altamente correlati all'insorgere di problematiche a carico dell'apparato respiratorio,come verrà descritto nella sezione 1.1

1.1 Il segnale Capnografico

Il segnale capnografico,alla cui rappresentazione ci si riferisce con il nome di capnogramma è caratterizzato da :

- Fasi
- Angoli.

In particolare, le fasi che si possono individuare sul grafico sono:

1. Fase 0:fase di inspirazione

2. Fase 1: rappresenta l'intervallo di tempo in cui non è presente CO2 espirata, a causa dello spazio morto anatomico,cioè il volume di aria intrappolata nelle vie aeree di conduzione (dalla bocca ai bronchioli terminali). Nello spazio morto anatomico non avviene la diffusione dell'O2 e della CO2 fra aria e sangue.

3. Fase 2: caratterizzata da aumento della CO_2 in questa fase ha inizio la transizione da gas delle vie aree di conduzione a gas alveolare

4. Fase 3 : Fase di plateau alveolare,al termine di questa fase avviene il prelievo dell'ETCO2.

Mentre gli angoli che si possono notare sono due e, in particolare:

1. Angolo alfa:angolo formato tra le fasi due e tre.

2. Angolo beta: angolo formato tra le fasi tre e 0.

In figura 1.1 è riportato un esempio di segnale capgnografico in cui sono identificate le fasi e gli angoli descritti precedentemente.

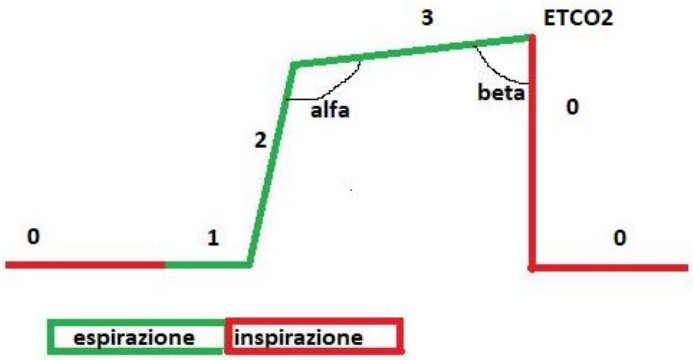


Figura 1.1: Schema esemplificativo di segnale capnografico

Il segnale può essere rappresentato in funzione del tempo, in questo caso sull'asse delle ascisse è indicato il tempo e sulle ordinate la pressione parziale o la concentrazione di CO_2, una rappresentazione di questo tipo permette di valutare una condizione di normalità o anormalità nella respirazione di un paziente. In particolare, i parametri di primaria importanza sono:

- P_{etCO2}, i cui valori di normalità ricadono nel range 35-45 mmHg
- Durata delle fasi due e tre
- Ampiezza angolo alfa, il cui valore di normalità è circa 110°
- Ampiezza angolo beta, i cui valori di normalità ricadono nel range 90°-110°.

Una discostamento dai valori nominali dei parametri sopra elencati è sinonimo di diverse condizioni di malfunzionamento respiratorio, risulta quindi importante saper valutare tali anormalità e conoscerne anche le cause responsabili. In figura 1.2 è mostrata un'onda capnografica che non presenta anormalità mentre in tabella 1.1 sono riportate le principali anormalità e le cause che portano a queste ultime ([1]).

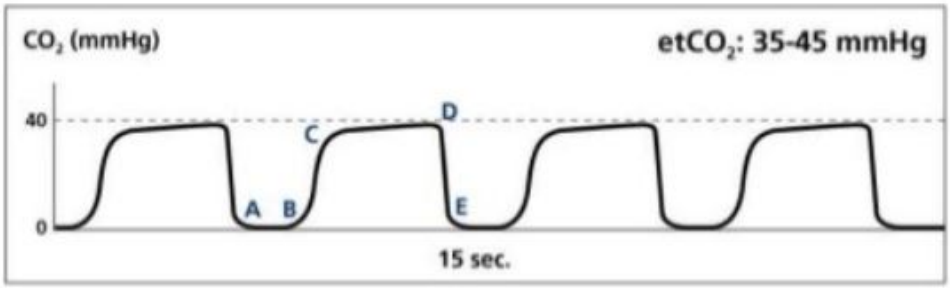


Figura 1.2: Onda capnografica normale ([1])

Condizione di non normalità	Effetto sul segnale Capnografico	Cause
Ipoventilazione	Aumento della fase espiratoria e dell'EtCO2	perdita di coscienza sovradosaggio di farmaci
Iperventilazione	riduzione della EtCO2 atti respiratori rapidi	Febbre , Sepsi agitazione, embolia polmonare
espirazione incompleta o ostruita	Assenza Plateau Alveolare	asma, ostruzione delle vie aree ,tubo tracheale ostruito
Perdita dell'onda		apnea, ostruzione completa del tubo tracheale, dislocazione del tubo tracheale

Tabella 1.1: Principali anormalità che si possono riscontrare in un segnale capnografico con le relative cause scatenanti.

Come detto in precedenza,una maniera alternativa per rappresentare il segnale prelevato da un esame capnometrico, è quella di graficare il segnale stesso in funzione del volume espirato , questo tipo di analisi è in grado di fornire una misura

della quantità di CO_2 prodotta durante ogni respiro e dello spazio morto polmonare. Calcolare lo spazio morto risulta infatti importante per determinare i parametri di ventilazione di pazienti intubati , in particolare, a tal fine, risulta fondamentale monitorare la differenza tra il valore di $PaCO_2$ e quello di $EtCO_2$: un discostamento dai valori di normalità (1-3 mmHg) è infatti associato ad un'alterazione delle funzioni fisiologiche di ventilazione. In figura 1.3 è mostrato un esempio di capnogramma volumetrico ([2]).

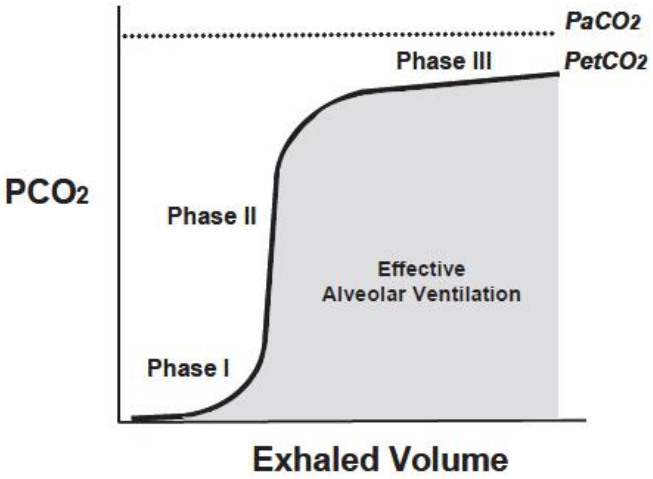


Figura 1.3: Segnale capnografico in funzione del volume espirato ([2])

1.1.1 Tecniche di misurazione dell'EtCO2

Attualmente sul mercato sono disponibili diversi tipi di dispositivi che consentano una valutazione della CO_2 espirata sia in termini di capnometria che in termini di capnogramma, la maggior parte dei dispositivi in commercio utilizza dei sensori diCO_2che sfruttano il principio della spettroscopia ad infrarossi: la CO_2 , infatti, assorbe i raggi infrarossi ad una specifica lunghezza d'onda (4.25 μm) in maniera molto selettiva , pertanto, essendo la concentrazione di anidride carbonica proporzionale alla luce assorbita, tale concentrazione può essere determinata confrontando l'assorbanza dell'aria espirata (contenente CO_2) con quella di un gas standard noto. La concentrazione così determinata viene poi convertita (nella maggior parte dei dispositivi), in pressione parziale [mmHg], dividendo la pressione parziale della CO_2 per la pressione atmosferica ([8]).Un'alternativa alle tecniche di misurazione dell' $EtCO_2$ basate sulla spettroscopia ad infrarossi,è rappresentata dalla così detta *Capnografia Colorimetrica*:in questo caso, sono presenti dei sensori colorimetrici sensibili al Ph ,i quali riportano in maniera colorimetrica una misura della concentrazione di CO_2.I limiti di questi sensori sono relativi alla loro scarsa accuratezza

quando vengono posti in ambienti acidi, il fatto di venire a contatto con soluzioni acide poste nel tubo endotracheale potrebbe essere,ad esempio, una situazione in cui le misure riportate non risultano affidabili. Ricapitolando quanto detto finora, quindi, risulta chiara l'utilità di un'analisi capnografica in ambiente clinico,essa infatti permette :

- Una valutazione di una corretta ventilazione :monitorando la differenza tra Pa_{CO_2} e $P_{Et\mathrm{CO}_2}$
- Un monitoraggio di una corretta intubazione del paziente
- Una valutazione tramite analisi della forma d'onda del capnogramma di eventuali danni a carico dell'apparato respiratorio
- Un monitoraggio durante manovre di rianimazione cardiopolmonare (CPR),per valutare tra gli altri output, l'efficacia della manovra di compressione, il ritorno spontaneo della circolazione e per una previsione di possibili arresti cardiaci ([37])

Esistono ,ad oggi, fondamentalmente due famiglie di capnografi e la distinzione tra queste famiglie è basata sul posizionamento dei sensori di CO_2:

1. Capnografi *Mainstrem*
2. Capnografi *Sidestream.*

1.1.2 Capnografia Mainstream

Nei dispositivi di tipo *Mainstream*, il sensore di CO_2 è posizionato a diretto contatto con il flusso di aria espirata.Questo tipo di soluzione consente di ottenere misurazioni piuttosto rapide e precise di CO_2, grazie ai tempi di risposta limitati,non sono inoltre necessari tubi di campionamento,pompe e/o motori per trasportare l'esalato nella sezione di processamento del dispositivo . Tuttavia, questo tipo di soluzione presenta costi elevati, è piuttosto ingombrante nelle dimensioni e, soprattutto, necessita che il paziente sia intubato per essere applicata ([36]).In figura 1.4 è riportato uno schema esemplificativo di un cpanografo che adotta una soluzione di tipo Mainstream

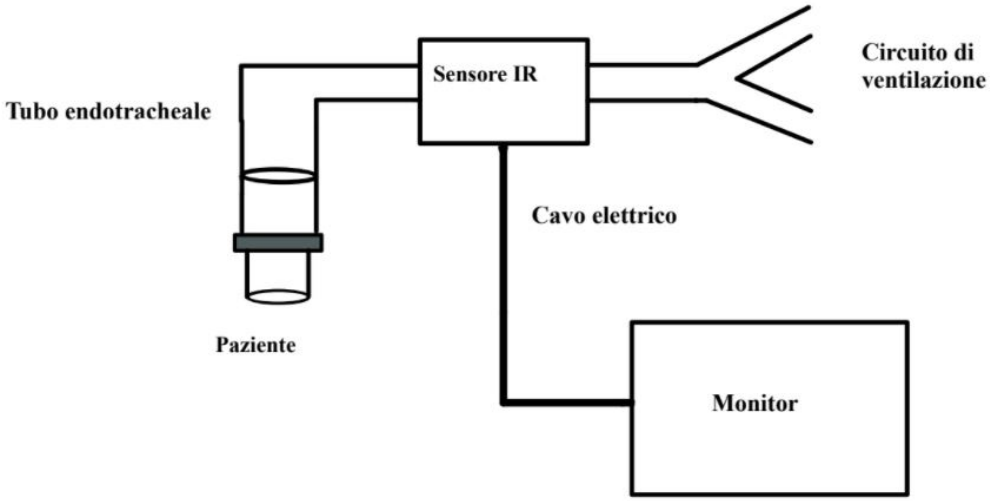
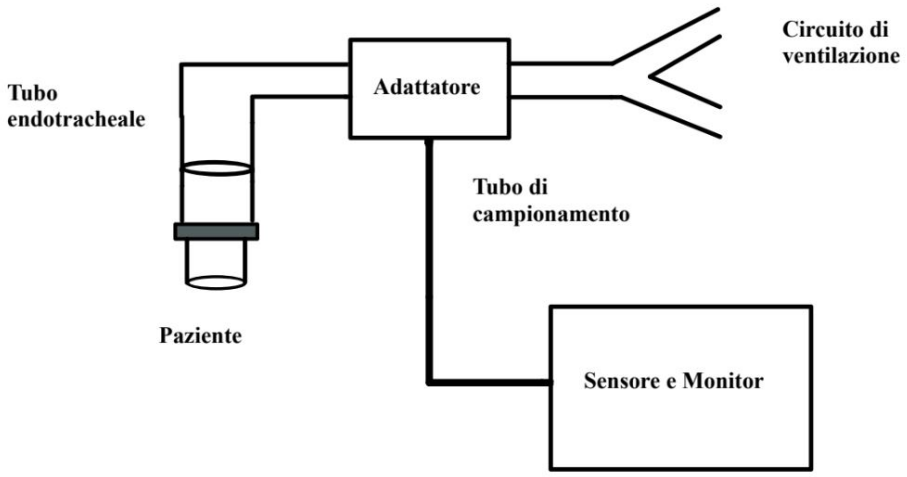


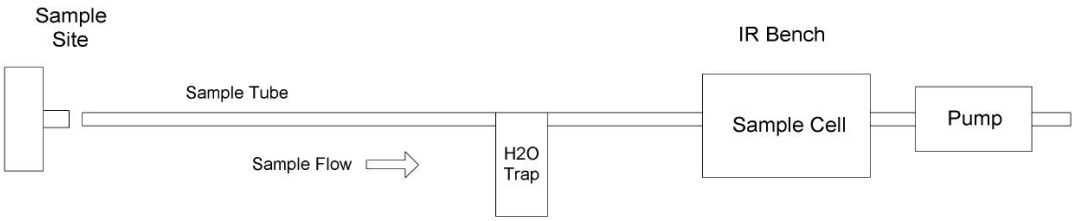
Figura 1.4: Schema di un capnografo basato su tecnologia mainstream

1.1.3 Capnografia Sidestream

Nei dispositivi che sfruttano questo tipo di tecnica, il sensore non è posizionato direttamente all'interno del flusso di aria espirata dal paziente, ma , al contrario, è posizionato a distanza ed è presente una pompa che aspira l'esalato portandolo nella regione in cui sono presenti il sensore e l'unità di processamento. I vantaggi principali legati all'adozione di questa tecnica consistono nel fatto che non richiedono che il paziente sia intubato per poterla applicare , rendendola utilizzabile anche per pazienti posizionati in posizioni non convenzionali. Inoltre l'adozione della tecnica di capnografia/capnometria di tipo sidestream, consente di risparmiare i costi , consente di avere un dispositivo meno ingombrante per il paziente e più facilmente sterilizzabile. Di contro, i tempi di risposta di questi sensori sono più elevati di quelli utilizzati nelle soluzioni mainstream, inoltre presentano un'accuratezza minore e necessitano spesso di pompe e filtri per l'acqua per evitare che il vapore acqueo influenzi le misurazioni e la condensa che quest'ultimo potrebbe formare,provocando un blocco ed una contaminazione della linea di campionamento e ,infine,causando una distorsione del segnale capnografico, il quale perderebbe utilità dal punto di vista clinico. Per questo motivo, i sistemi basati su un'architettura *sidestream*, prevedono spesso l'utilizzo di filtri idrofobici e di tubi di campionamento di materiale particolarmente permeabile al vapore acqueo (solitamente si utilizzano tubi in Nafion®).L'aggiunta di queste componenti lungo la linea di campionamento ha inevitabilmente un effetto passabasso sul segnale capnografico, il quale risulta in una forma più smooth. In figura 1.5a è mostrato uno schema esemplificativo che mostra il funzionamento dei dispositivi che adottano una tecnologia di tipo sidestream.Accanto ad essa (figura 1.5b,([20])) è riportata una possibile soluzione realizzativa per una linea di prelievo .

(a) schema di un capnografo che adotta l'utilizzo di tecnologia di tipo sidestream





(b) linea di prelievo che integra un sensore di tipo sidestream

Figura 1.5: Schema di un capnografo basato su tecnologia sidestream ([20])

1.2 L'utilizzo dei capnografi in ambito extra clinico

Nonostante le tecniche di misurazione sfruttate dai capnografi consentano di effettuare un monitoraggio della CO_2 in maniera minimamente invasiva, l'utilizzo di questi strumenti al di fuori dell'ambito clinico risulta essere ,ad oggi, alquanto limitato. Un ambito che si presta particolarmente a tale utilizzo risulta essere quello dell'esercizio fisico e dello sport in generale, in tale contesto, infatti, una valutazione degli scambi gassosi risulta essere particolarmente importante (questo aspetto verrà approfondito nella sezione) 2.3. Di particolare importanza, per un ambito di questo genere, risulta essere la portabilità del capnografo,deve essere garantita una minima invasività ai danni dell'atleta e i sensori di CO_2 utilizzati devono garantire tempi di risposta alquanto brevi,in quanto risulta fondamentale un'analisi in real time. Praticare attività sportiva in una condizione in cui nell'aria sia presente un'eccessiva quantità di CO_2 può causare ,oltre ad una sensazione di generale discomfort ,un calo delle prestazioni e una condizione di ipercapnia.

1.2.1 Case study: la CO_2 nello spazio morto di una mascherina

A seguito della pandemia da COVID-19 dilagata a partire da inizio 2020, ad oggi,in tutto il mondo, l'utilizzo di mascherine facciali come dispositivi di protezione personale ,è diventato uno degli strumenti principali per limitare la possibilità di contagio.L'efficacia di tali strumenti è largamente validata da diversi anni, tuttavia, essendo questi divenuti di uso sempre più comune,recentemente sono stati condotti diversi studi sui possibili effetti collaterali legati ad un loro utilizzo prolungato . Ad esempio , in [24] viene evidenziato come vi sia una significativa concentrazione di CO_2 che viene trattenuta dalle mascherine e ivi rimane,mentre in ([16]) viene focalizzata l'attenzione sull'aumento di anidride carbonica nello spazio morto della mascherina che si nota compiendo attività più o meno dispendiose (stando seduti al computer oppure camminando su un tapis roulant) e viene rilevato come, in ogni caso, la concentrazione di CO_2 sia maggiore rispetto alle condizioni in cui non venga indossata una mascherina.La maggior parte degli studi concorda sul fatto che i livelli di CO_2 aumentino considerevolmente nello spazio morto della mascherina, tuttavia il dibatto è tutt'ora molto aperto per quanto riguarda gli eventuali danni che potrebbero essere causati da tali livelli. Infatti, mentre in ([16]) viene riportato come i livelli si mantengano al di sotto delle soglie considerate dannose per la salute (ovvero al di sotto delle 10000 ppm,mentre i limiti normativi indicano come limite massimo un valore di 5000 ppm negli ambienti di lavoro) in ([21]) vengono citati diversi esperimenti che riportano un aumento significativo della pressione arteriosa della CO_2,dovuta all'aumento dello spazio morto e quindi ad una diminuzione del

volume disponibile per gli scambi gassosi, oltre che all'effetto del rebreathing.Gli effetti sopra citati sono altresì evidenti in ambiti per i quali i flussi di aria risultano più elevati rispetto alle condizioni fisiologiche, come ,ad esempio, in applicazioni sportive.Studi a riguardo mostrano ,infatti, una generale diminuzione delle prestazioni sportive sotto diversi punti di vista nel momento in cui lo sforzo viene effettuato indossando una mascherina. Epstein et al ([15]) riportano come ,a differenza di molti parametri (quali ad esempio frequenza cardiaca,frequenza respiratoria e saturazione dell'ossigeno) che sostanzialmente rimangono invariati compiendo attività fisica indossando una mascherina o meno,i valori di $EtCO_2$ aumentino considerevolmente nelle due condizioni, passando da una media di 40 mmHg nella condizione in cui nessuna mascherina era indossata ad una media di 45 mmHg nella condizione in cui i soggetti indossavano una mascherina certificata FFP2.Gli autori riportano come possibile causa un aumento dello spazio morto e come questo possa causare condizioni di ipercapnia. Un'esposizione prolungata ad alti livelli di CO_2 porta a sintomi quali mal di testa, affaticamento ,aumento della frequenza cardiaca,tali sintomi, se provati durante l'esecuzione di una prestazione sportiva, portano ad un generale calo della stessa,rendendo l'atleta meno performante. In quest'ottica risulta particolarmente utile monitorare le concentrazioni di anidride carbonica tramite un dispositivo indossabile e minimamente invasivo per l'atleta . Un prototipo di dispositivo di questo genere è stato sviluppato durante questo lavoro di tesi e sarà dettagliato nei successivi capitoli.

Capitolo 2

Stato dell'arte

2.1 Principi di funzionamento delle principali tecnologie di misurazione della CO_2

Le principali classi di dispositivi attualmente disponibili per effettuare una misurazione dell'anidride carbonica sono essenzialmente due e si basano su principi fisici differenti:

1. Dispositivi che sfruttano le reazioni elettrochimiche :questa tecnologia viene utilizzata per misurare la pressione parziale della CO_2 (nel sangue arterioso) ed è alla base delle tecniche monitoraggio invasive che verranno illustrate nella sezione 2.2.1.Tali dispositivi sono essenzialmente basati sull'utilizzo dell'elettrodo di Severinghaus ([34]).Tale elettrodo, sfrutta la dipendenza della variazione di pH (dovuta alle reazioni elettrochimiche che saranno descritte in seguito) dalla variazione della PCO_2

2. Dispositivi che sfruttano il principio della spettroscopia ad infrarossi,e l'abilità delle molecole di assorbire la luce ad una specifica lunghezza d'onda (in particolare ,per le molecole di CO_2,la lunghezza d'onda alla quale si osserva un picco di assorbimento è 4.25 μm). I sensori basati su questo principio fisico sono ad oggi i più largamente utilizzati nelle applicazioni che prevedano una misurazione non invasiva dell'anidride carbonica (sezione 2.2.2).

2.1.1 Elettrodi per la misurazione della $PaCO_2$

Come descritto precedentemente, la misurazione della pressione dell'anidride carbonica nel sangue arterioso in maniera invasiva,viene effettuata tramite dispositivi che sfruttano le reazioni elettrochimiche. L'elettrodo che viene maggiormente impiegato in questo tipo di misurazioni è il così detto elettrodo di Severinghaus,il

quale è basato sul medesimo principio di funzionamento dei phmetri: quando un contenitore di vetro a setto poroso contenente un liquido a un determinato pH viene posto in una soluzione a pH diverso si genera una differenza di potenziale dovuta alla diversa concentrazione di ioni H^+ contenuti nelle due soluzioni.L'elettrodo di Severinghaus è sostanzialmente un phmetro modificato, il quale incorpora una membrana permeabile all'anidride carbonica,una soluzione a pH noto (usata come riferimento) nel quale è posto un elettrodo (solitamente di Ag o di AgCl)e una soluzione di bicarbonato di sodio nel quale è immerso un altro elettrodo di Ag o di AgCl. L'anidride carbonica diffonde ,attraverso la membrana, nella soluzione di bicarbonato di sodio,nella quale avviene la seguente reazione di idrolisi:

$$\mathrm{CO2+H2O} \rightleftharpoons \mathrm{H_2CO_3} \rightleftharpoons H^+ + \mathrm{HCO_3^-}$$

il cui prodotto sono degli ioni H^+ in quantità proporzionale alla quantità di CO_2 diffusa e degli ioni bicarbonato.Considerando le equazioni 2.1a e 2.1b di seguito riportate, è possibile quindi notare che, a partire da una misura di pH, si riesce a risalire alla misura della pressione di CO_2 ed è quindi possibile una fornire una definizione della sensibilità dell'elettrodo.

$$pH = -log[H^+] \tag{2.1a}$$

$$S = \frac{\Delta pH}{\Delta log(p\mathrm{CO_2})} \tag{2.1b}$$

Viene quindi misurata la differenza di potenziale tra l'elettrodo posto nella soluzione di riferimento (a ph noto) e quello posto nella soluzione di bicarbonato di sodio ([40]). In figura 2.1 è riportato uno schema esemplificativo che illustra il principio di funzionamento di un elettrodo di Severinghaus. Questo tipo di elettrodo viene utilizzato non soltanto per una valutazione invasiva della $\mathrm{PaCO_2}$ nel sangue arterioso,ma anche in applicazioni non invasive quali la misurazione transcutanea della $\mathrm{CO_2}$, illustrata nella sezione 2.2.3.

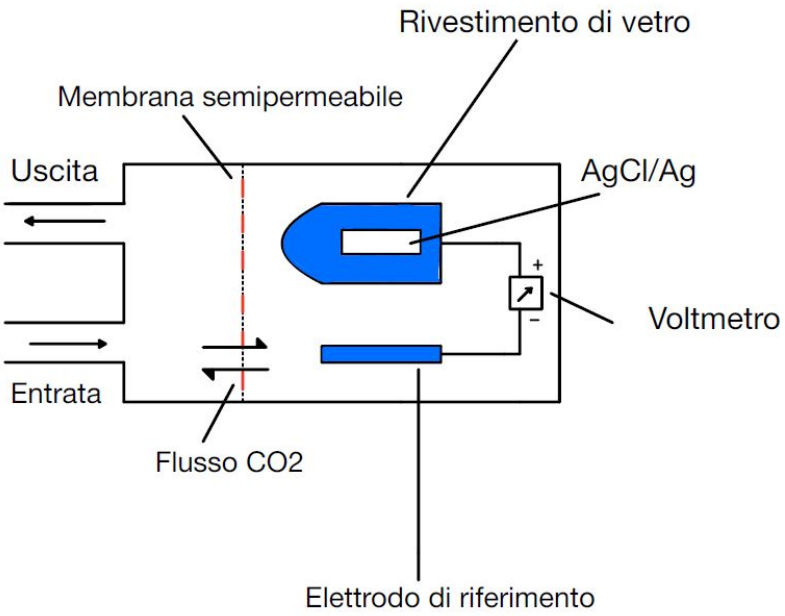


Figura 2.1: Schema di un elettrodo di Severinghaaus

2.1.2 Sensori di CO_2 basati su tecnologia NDIR

I dispositivi basati su tecnologia NDIR sono,al giorno d'oggi, i più comunemente utilizzati nelle applicazioni che riguardino la gas analisi effettuata in maniera non invasiva. Il principio tecnico su cui si fondano le applicazioni di questo tipo, è il medesimo degli spettrometri:strumenti utilizzati per separare e misurare le componenti spettrali di un determinato fenomeno.La particolarità dei sensori basati su tecnologia NDIR (nondispersive infrared) risiede nel fatto che non si utilizzano elementi dispersivi (come ad esempio i prismi) per separare le componenti della radiazione ,ma al contrario, vengono sfruttati dei filtri ottici ([41]). Le componenti principali di un sensore di questo tipo sono: una sorgente ad infrarossi, un rilevatore della radiazione emessa, una camera di raccolta del gas da analizzare e uno o più filtri ottici.Uno schema esemplificativo viene riportato in figura 2.2. I sensori NDIR

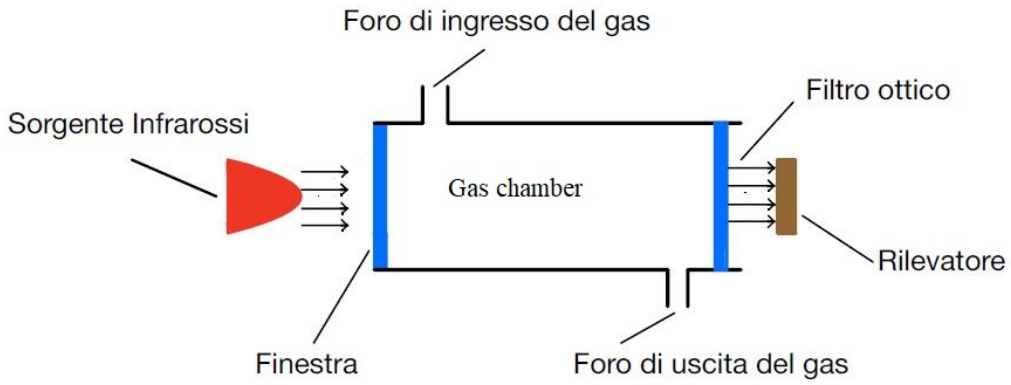


Figura 2.2: Schema esemplificativo di un sensore NDIR

si basano sull'applicazione della legge di Lambert-Beer,riportata nell'equazione 2.2

$$I = I_0 * e^{-\epsilon Cl} \tag{2.2}$$

Dove :

- I è l'intensità della radiazione dopo aver attraversato la gas chamber
- I_0 è l'intensità della radiazione emessa dalla sorgente
- ϵ è il coefficiente di assorbimento molare

- C è la concentrazione molare del gas
- l è la lunghezza del cammino ottico

Pertanto, emettendo un fascio di intensità nota ad una determinata frequenza e misurando l'intensità a livello del rilevatore ,è possibile determinare la frazione di radiazione assorbita lungo il cammino ottico e la concentrazione del gas in analisi. I vantaggi dell'utilizzo di questo tipo di sensori rispetto a quelli elettrochimici, sono principalmente rappresentati dalla possibilità di effettuare misurazioni in maniera non invasiva ,dal costo relativamente contenuto di questa tecnologia e dal basso consumo energetico. D'altro canto, esistono due principali svantaggi legati all'utilizzo di questo tipo di sensori :

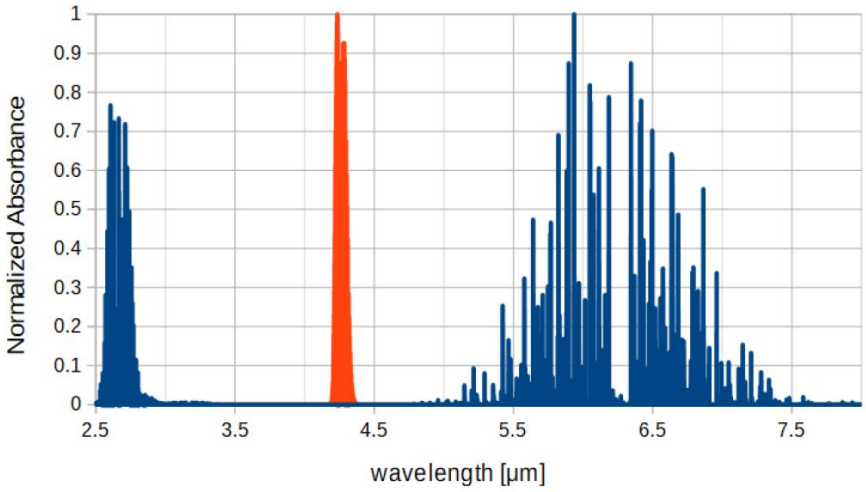
1. L'interferenza, principalmente con il vapore acqueo,e in alcuni casi, anche con gas diversi rispetto al target, i quali causano la formazione di aerosol che risultano nella produzione di artefatti
2. I limiti di rilevazione: una misura della più piccola concentrazione che può essere determinata con un elevato grado di accuratezza e ripetibilità.

Diversi accorgimenti sono stati adottati per fare fronte alla problematica legata ai limiti di rilevazione, intervenendo in particolar modo su aspetti quali ([13]):

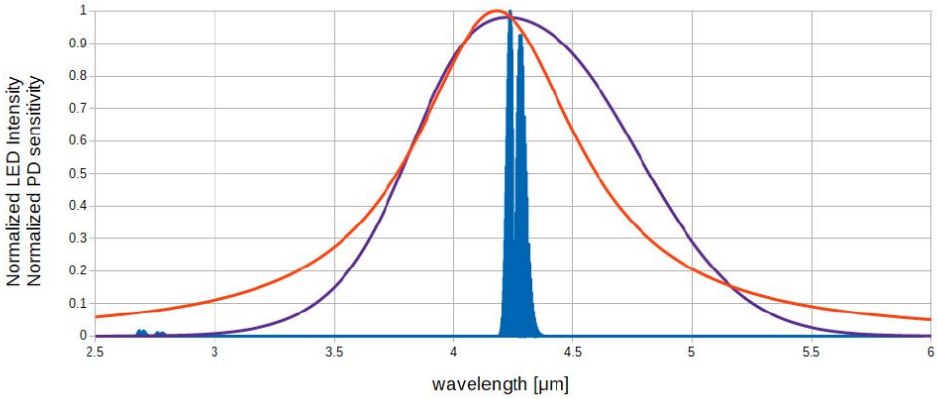
- Pre-trattamento dei gas: tramite valvole di ritorno ed elettronica di controllo per facilitare l'ingresso del gas target nella camera di analisi
- Miglioramento della sorgente ad infrarossi, in particolare dell'elemento riscaldante e di quello riflettente
- Miglioramento dal punto di vista della progettazione degli elementi ottici, adottando ad esempio l'utilizzo di filtri in grado di consentire una maggiore sensibilità alla lunghezza d'onda alla quale si osserva un picco di assorbimento del gas analizzato
- Miglioramento della sensibilità del rilevatore.

Per quanto riguarda i problemi legati all'interferenza con le molecole di H_2O, questi sono dovuti al fatto che lo spettro di assorbimento dell'acqua e quello dell'anidride carbonica comprendono lunghezze d'onda che si sovrappongono (figura 2.3a) e,inoltre, in presenza di elevate quantità di vapore acqueo, questo può portare alla formazione di condensa, che potrebbe essere in grado di intrappolare le molecole di CO_2 portando quindi ad una misurazione errata. Una prima soluzione per ovviare a questo problema è rappresentato dall'utilizzo di emettitori LED a di fotodiodi ricevitori in grado di ,rispettivamente, emettere e ricevere radiazione nell'intorno

dei 4.2 μm (figura 2.3b) ,lunghezza alla quale è presente il picco di assorbimento della CO_2, tuttavia, tale soluzione è,spesso, insufficiente per risolvere il problema dell'interferenza ed è per tale motivo che ,nella maggior parte delle applicazioni di capnografia (analisi della CO_2 espirata),vengono introdotti dei filtri per il vapore acqueo e per la condensa lungo la linea di prelievo del gas ([7]).



(a) Banda di assorbimento della CO_2 (arancione) e della H_2O (blu)



(b) Banda di assorbimento della CO_2 e spettri di un LED (rosso) e di un fotodiodo(viola) utilizzati per sensori di CO_2

Figura 2.3: problemi legati alla presenza di vapore acqueo in linee di prelievo per la CO_2,figure adattate da ([7])

2.2 Dispositivi Commerciali per il monitoraaggio della CO_2

In questa sezione vengono presentati degli esempi significativi di dispositivi atti al monitoraggio dell'anidride carbonica presenti sul mercato, partendo da dispositivi che sfruttano tecniche invasive, verranno in seguito mostrati dispositivi che si avvalgono di tecniche non invasive, tra i quali, esempi di capnografi.

2.2.1 Dispositivi invasivi di Misurazione della CO2

Per quanto riguarda i dispositivi che si avvalgono dell'utilizzo di tecniche invasive per la misurazione della CO_2 ,questi sono principalmente basati sulla gas analisi del sangue , in questo caso la $PaCO_2$ è misurata all'interno delle arterie utilizzando sensori elettromeccanici o ottici miniaturizzati ([14]),in particolare,le tecniche più utilizzate sono:

1. Gas analisi del sangue arterioso: questo metodo è considerato il gold standard per quanto riguarda le tecniche di misurazione della CO_2, tale metodo consiste nel prelevare campioni di sangue (tramite ago o tramite catetere), le controindicazioni legate a questa metodica riguardano principalmente le difficoltà connesse ad un prelievo invasivo (dolore provato dal paziente, possibilità di infezione),nonché la necessità di personale esperto per effettuare l'inserimento dell'ago o del catetere.

2. Gas analisi a livello capillare: questo metodo risulta essere meno invasivo e meno doloroso per il paziente rispetto all'analisi effettuata a livello arterioso; il prelievo può essere effettuato in corrispondenza delle dita o a livello del lobo dell'orecchio, tuttavia è stata dimostrata una maggior accuratezza adottando la seconda soluzione ([42])

3. Gas analisi del sangue venoso periferico.

In figura 2.4 è mostrato un esempio di dispositivo atto al monitoraggio di diversi parametri, tra cui anche i gas presenti nel sangue, si tratta dell'emogasanalizzatore **RAPIDPoint500** prodotto dalla **Siemens AG** . In dispositvi di questo tipo, i campioni di sangue vengono prelevati tramite siringa dal paziente e quindi vengono introdotti nel macchinario, il quale integra al suo interno diversi sensori, ciascuno dei quali è deputato all'analisi di un singolo parametro ricercato, tali parametri sono riportati in tabella 2.1 ([35]).

Figura 2.4: RAPIDPoint500
: dispostivo per emogasnalisi ([35])

Parameters	Analyte
Blood Gas	pH
	pCO_2
	pO_2
Electrolytes	Na^+
	K^+
	Ca^{++}
	Cl^-
Metabolites	Glucose
	Lactate
CO-oximetry	tHb
	sO_2
	O_2Hb
	HHb
	COHb
	MetHb
	Neonatal Total Bilirubin

Tabella 2.1: Parametri analizzati dal RAPIDPoint500 ([35])

2.2.2 Dispositivi non invasivi di Misurazione della CO_2

Per quanto riguarda le misurazioni tramite tecniche non invasive, lo stato dell'arte riporta due principali metodologie di tecniche :

1. Tecniche basate sulla misurazione della CO_2 a livello transcutaneo ($tcPco_2$).

2. Tecniche basate sulla misurazione dell'aria espirata ($End - TidalCO_2$)

2.2.3 Dispositivi di misurazione Transcutanea della CO_2

In questo tipo di tecniche viene sfruttato il principio secondo il quale la CO_2 diffonde attraverso i tessuti e può essere rilevata da un sensore posto sulla pelle,seguendo il metodo proposto da Severinghaus negli anni 60 ([34]),il valore riportato (tcP_{CO2}) è quindi un'approssimazione della $PaCO_2$,ma è correlato a questa. Il sensore viene scaldato per indurre iperemia e di conseguenza aumentare la presenza di sangue nel punto di posizionamento del sensore.La CO_2 è misurata determinando il pH di un layer elettrolitico separato dalla pelle da una membrana permeabile , una variazione di pH è proporzionale al logaritmo della variazione di PCO_2 (vedi equaizone 2.1b). I dispositivi presenti sul mercato sono disponibili come singoli sensori di PCO_2 o in combinazione con sensori per la misurazione dell'O_2. Questi tipi di sensori furono introdotti in clinica verso la fine degli anni '80,inizialmente nei reparti di neonatologia,in quanto potevano essere facilmente impiegati per il monitoraggio continuo della CO_2 nei neonati non ventilati e in questi casi si sono rivelati più accurati dei sensori che misurano l'aria espirata ([17]),mentre oggigiorno vengono impiegati anche nel monitoraggio di pazienti adulti,in dispositivi che integrano al loro interno sensori di CO_2 combinati con sensori di Sp_{o2} (grazie all'integrazione di unità ottiche). Il principale svantaggio nell'utilizzo di questi sensori consiste nella necessità di una calibrazione molto frequente, dovuta al fatto che la membrana deve essere sostituita ogni due settimane circa ([14]). Un esempio di sensore di questo tipo è riportato in figura 2.5 ([32]).
Questo sensore è pensato essere collegato al monitor mostrato in figura 2.6 attraverso cui è possibile controllare diversi parametri oltre alla CO_2.

In tabella 2.2 sono infine riportate le specifiche tecniche ([33]) relative al sensore di CO_2 integrato nell'unità mostrata in figura 2.5.

Figura 2.5: Sensore per la misurazione transcutanea della CO_2 SenTec V-Sign™ ([32])

Figura 2.6: GUI del monitor a cui viene collegato il sensore riportato in figura 2.5

Measurement range	0 – 200 mmHg (0 – 26.7 kPa)
Resolution	0.1 mmHg (0.01 kPa) below 100 mmHg (10 kPa) / 1 mmHg (0.1 kPa) above 100 mmHg (10 kPa)
Drift	Typically < 0.5%/hour
Response time (T90)	Typically < 75 sec.
Linearity	Typically < 1 mmHg (0.13 kPa)
Interferences by anesthetic gases	Negligible
Stabilization/ artifact detection	After sensor application or occurrence of a $tcPCO_2$ artifact, $tcPCO_2$ is displayed in grey until it (re)stabilizes.

Tabella 2.2: Specifiche tecniche del sensore di CO_2 SenTec V-Sign™

2.2.4 Capnografi

I principi di funzionamento su cui si basano i capnografi sono stati illustrati nel capitolo introduttivo, in questa sezione verranno brevemente richiamati e saranno illustrati diversi dispositivi commerciali attualmente disponibili sul mercato.Come precedentemente illustrato,la maggior parte dei capnografi attualmente in commercio è basata sull'utilizzo di sensori ad infrarossi che sfruttano il principio secondo cui le molecoe di CO_2 sono in grado di assorbire la radiazione ad una specifica lunghezza d'onda. I capnografi si distinguono in due famiglie:

- Capnografi Mainstream
- Capnografi Sidestream

Le principali difficoltà legate allo sviluppo di dispositivi di questo tipo (siano essi Mainstream o Sidestream) consistono nella progettazione di sensori in grado di garantire una sufficiente rapidità di campionamento per consentire un'analisi in real time e una forma d'onda chiaramente interpretabile dal clinico ma che,allo stesso tempo, siano sufficientemente robusti agli artefatti che possono essere introdotti nella linea di campionamento dall'interferenza di altre sostanze (ad esempio il vapore acqueo) e dalle perdite di carico . Nella seguente tabella vengono riassunte le principali caratteristiche delle due famiglie di capnografi.

Caratteristica	Mainstream	Sidestream
Posizionamento del sensore di CO_2	A diretto contatto flusso di aria espirata	Lontano dal flusso di aria espirata
Ingombri	Elevati	Ridotti
Spazio morto aggiuntivo	Moderatamente elevato,dovuto all'adattatore e al sensore	Ridotto,dovuto alla linea di campionamento e ai filtri
Tempi di risposta	$<$70 ms	$>$200 ms
Forma d'onda	appare non deformata e nitida	appare smooth, deformata dall'effetto passabasso introdotto dalla linea di campionamento
Soluzioni per la contaminazione da condensa o vapore acqueo	La zona di campionamento viene riscaldata	Filtri Water trap e tubi in Nafion

Tabella 2.3: Tabella in cui sono riportate le principali features dei capnografi Mainstream e Sidestream

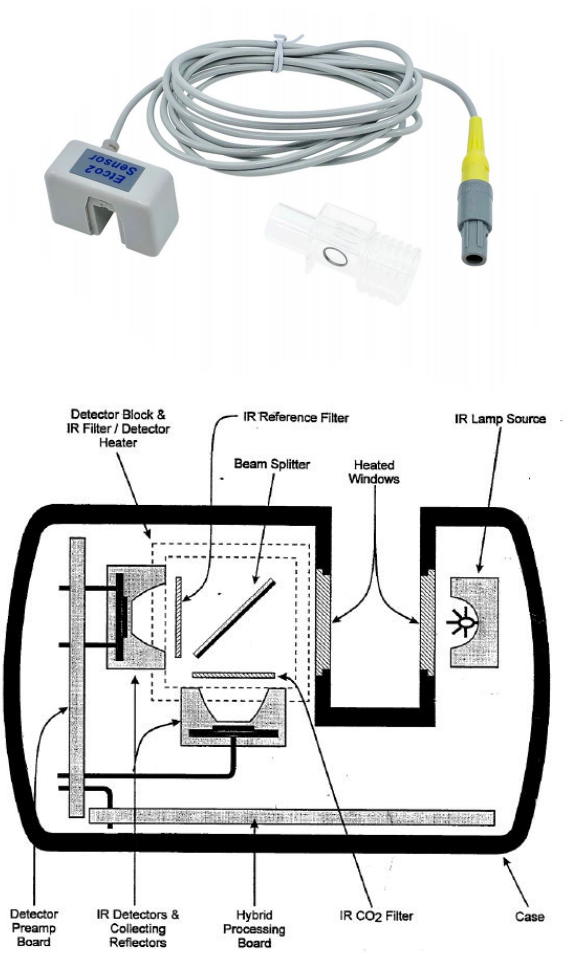
2.2.4.1 Esempio di Capnografo Mainstream:Capnostat

Un esempio di dispositivo commerciarle basato su tecnologia Mainstream è riportato in figura 2.7a,mentre le features di tale dispositivo sono riportate in tabella 2.4 ([27]).Come precedentemente detto ,dispositivi di questo tipo permettono un'analisi rapida e precisa della CO_2 espirata e ovviano al problema della condensa riscaldando le zone di misura, (vedi figura 2.7b).I principali svantaggi legati a questo tipo di soluzione riguardano le dimensioni che spesso hanno i dispositivi, i quali introducono uno spazio morto non trascurabile,inoltre dispositivi di tipo Mainstream sono spesso utilizzati in soggetti intubati e difficilmente su soggetti non intubati, data la difficoltà nel posizionare correttamente un sistema di questo tipo.

Sampling Rate	100 ml/min
CO2 Range	0 to 20 %
CO2 Resolution	0.1mmHg
CO2 Accuracy	±0.43%
Response Time	< 3 s
Rise Time	< 50 ms

Tabella 2.4: Features del sensore Capnostat

(a) sensore di CO_2 mainstream **Capnostat** by *Philips Respironics*



(b) schema illustrativo del Capnostat

Figura 2.7: Capnografo Mainstream:Capnostat ([27])

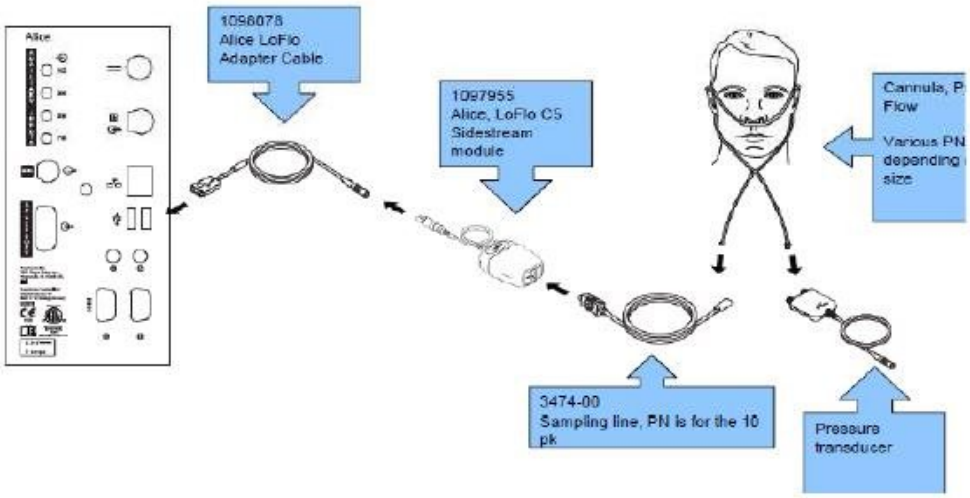
2.2.4.2 Esempio di sistema Sidestream: LoFlo Sidestream CO_2

Nella figura 2.8 è riportata un'immagine di un dispositivo disponibile sul mercato e prodotto da *Philips Respironics*, le cui features sono riportate in tabella 2.5 ([28]). Sistemi di questo tipo hanno il grande vantaggio, rispetto ai sistemi Mainstream, di garantire una minore invasività,tale caratteristica li rende particolarmente adatti ad un impiego in contesti in cui i pazienti non siano intubati.Gli svantaggi di questi sistemi,d'altro canto, risiedono nei più elevati tempi di risposta rispetto ai dispositivi Mainstream,inoltre, vi è la necessità di gestire il problema della condensa e del vapore acqueo in maniera diversa ,per questo motivo, nelle linee di campionamento di sistemi sidestream vengono spesso introdotti filtri water trap per trattenere le particelle di maggiore dimensione e tubi in materiale particolarmente idrofilico (ad esempio il Nafion) che hanno la funzione di seccare l'aria presente nei tubi di campionamento. L'introduzione di questi oggetti aumenta i tempi di risposta dei dispositivi di tipo sidestream introducendo una sorta di filtro passabasso che rende la forma d'onda meno nitida.

Tabella 2.5: Features del sensore *LoFlo Sidestream* CO_2

Sample Flow Rate	50 mL/minute ± 10 mL/minute
CO_2 measurement range	0 to 150 mmHg, 0 to 19.7%
CO_2 resolution	0.1 mmHg (0 to 69 mmHg); 0.25 mmHg (70 to 150 mmHg)
CO_2 accuracy	± 2 mmHg (0 to 40 mmHg) ± 5% of reading (41 to 70 mmHg) ± 8% of reading (71 to 100 mmHg) ± 10% of reading (101 to 150 mmHg)
CO_2 Noise	RMS noise of the sensor is less than or equal to 0.25 mmHg at 5% CO_2
Sampling Frequency	100 Hz

(a) sensore sidestream (by *Philips Respironics*)



(b) kit di utlizzo del sensore in figura 2.8a

Figura 2.8: Capnografo Sidestream: LoFlo ([28])

2.2.4.3 Tecniche ibride : il dispositivo cap-ONE

Al fine di coniugare i vantaggi delle due tecniche (Mainstream e Sidestream) illustrate nei paragrafi precedenti, l'azienda giapponese *NIHON KHODEN* ha sviluppato un particolare sensore di misurazione della CO_2 espirata , il quale , pur adottando un posizionamento del sensore stesso tipico delle tecniche di capnografia Mainstream, non richiede che il paziente sia intubato, ovviando in questo modo al principale svantaggio della tecnologia Mainstream.

Il dispositivo garantisce, infatti, prestazioni simili a quelle di un dispositivo Mainstream , in termnini di velocità di risposta e di accuratezza nella riproduzione della forma d'onda, consentendo,grazie alle dimensioni particolarmente ridotte, una minima invasività ai danni del paziente, riducendo, contemporaneamente, lo spazio morto alveolare. Anche in questo caso, il sensore integrato nel dispositivo sfrutta la tecnica della spettroscopia a infrarossi,inoltre utilizza una membrana in grado di formare uno strato uniforme di acqua , appositamente sviluppata per evitare la condensa,la quale potrebbe generare interferenza con il raggio ad infrarossi emesso.In questo modo non è necessario ricorrere a componenti riscaldanti ed è possibile mantenere gli ingombri molto ridotti. Le figure 2.10 e 2.9 mostrano lo schema e il funzionamento del sensore descritto, in particolare viene riportato l'utilizzo in condizioni non invasive: in questo caso il sensore è integrato in una maschera (prodotta dalla stessa azienda) che viene posizionata sul viso del paziente e consente un monitoraggio della CO_2 espirata senza la necessità che il paziente sia intubato. ([22, 23]).

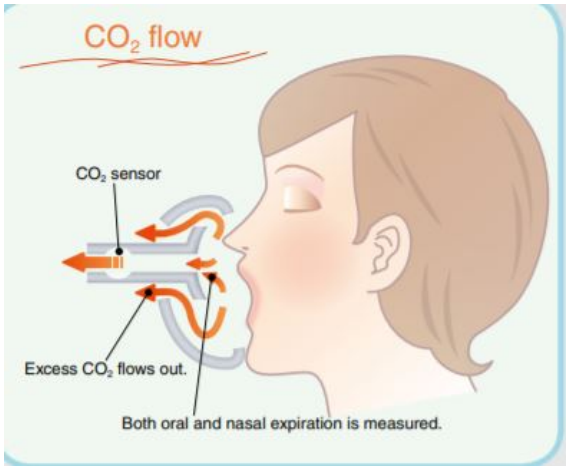
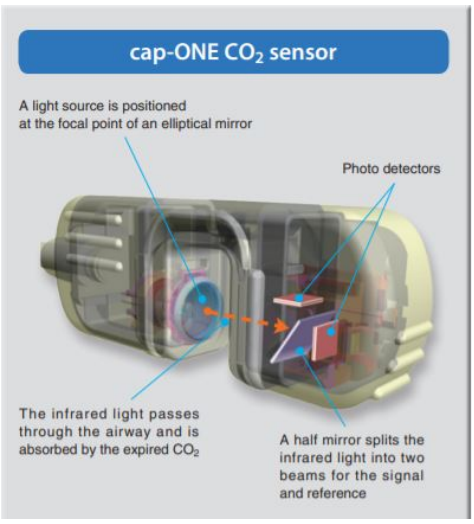
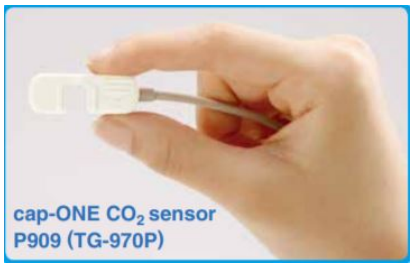


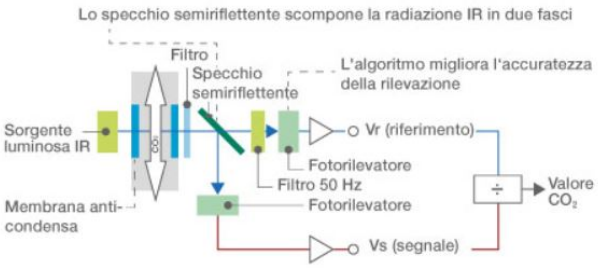
Figura 2.9: Utilizzo non invasivo del sensore riportato in figura 2.10: il sensore è integrato nella maschera *cap-ONE Mask*



(a) funzionamento del sensore cap-ONE



(b) dimensioni del cap-ONE



(c) schema del cap-ONE

Figura 2.10: Sensore cap-ONE prodotto da *NIHON KHODEN* ([22, 23])

2.2.4.4 Esempio di dispositivo portatile: il PC-900B

Il PC-900B ,commercializzato in Italia dall'azienda *GIMA S.P.A.* è un dispositivo portatile in grado di monitorare :

- CO_2 a fine espirazione ($EtCO_2$)
- Frequenza respiratoria
- Frequenza cardiaca
- Saturazione dell'ossigeno.

Il dispositivo è pensato per essere utilizzato sia per pazienti intubati che non intubati e adotta un'architettura di tipo Sidestream (è presente infatti un filtro water trap per evitare che la condensa bagni il sensore ad infrarossi).La calibrazione viene fatta in maniera automatica tramite auto-azzeramento.In figura 2.11 è riportato il dispositivo,mentre in tabella 2.6 ne sono riassunte le features.

Figura 2.11: Capnografo portatile PC-900B by GIMA S.P.A. ([30])

Range Misura CO_2	0-150 mmHg / 0-20 %
Accuratezza	± 2 mmHg per EtCO2 0 - 40 mmHg ± 5% mmHg per EtCO2 41-70 mmHG ± 8% mmHg per EtCO2 71-100 mmHg ± 10 mmHg oltre 100 mmHg
Tempo di aggiornamento	ogni respiro,10s,20s 30 s (selezionabile)
Flow Rate	50-250 ml/min (selezionabile dall'utente)

Tabella 2.6: Features del PC-900B

2.3 Dispositivi per il monitoraggio della CO_2 in ambito sportivo

Nell'ambito dello sport e dell'esercizio fisico,l'analisi dei parametri vitali riveste un ruolo fondamentale: nel corso degli ultimi decenni, infatti,si è assistito allo sviluppo di modalità di allenamento innovative, atte a migliorare le prestazioni degli atleti in maniera specifica e funzionale,diversi studi, infatti mostrano che , in seguito ad uno specifico allenamento,ripetuto nel tempo con continuità, avviene nell'organismo una sorta di adattamento, che si traduce in un cambiamento di diversi parametri fisiologici e anatomici (come riportato da Joel Morganroth et al. [25], in cui si mette in evidenza una maggior dimensione del ventricolo sinistro di soggetti allenati rispetto a quelle di soggetti non allenati), tali adattamenti, risultano, pertanto, in una maggiore efficienza del metabolismo e in una maggiore resistenza che, in generale, si traducono in un miglioramento della prestazione. Risulta,chiaro,pertanto, quale sia l'importanza del monitoraggio di determinati parametri al fine di valutare le potenziali prestazioni di un atleta e/o gli effetti (positivi o negativi) di una determinata metodologia di allenamento.

2.3.1 Il test da sforzo cardiopolmonare (CPET)

Un esame che viene oggi largamente utilizzato per valutare le prestazioni metaboliche in generale (tenendo quindi conto dell'integrazione dei sistemi cardiovascolare,muscoloscheletrico e respiratorio) è il così detto **Test Da Sforzo Cardiopolmonare**,abbreviato in **CPET**. Questa tipologia di esame prevede che vengano valutati (tra gli altri parametri) il volume di ossigeno consumato (V_{O_2}) e il volume di anidride carbonica prodotta (V_{CO_2}). In figura 2.12 viene mostrato un esempio di CPET effettuato in un laboratorio specializzato.

Figura 2.12: Test da sdforzo cardiopolmonare effettuato su bike in laboratorio ([3])

2.3.1.1 Valutazione del VO_2MAX

Il principale parametro valutato durante un test da sforzo cardiopolmonare è il così detto V_{O_2MAX}, il quale identifica il massimo volume di ossigeno che può essere consumato nell'unità di tempo ed è utilizzato come indice per valutare la capacità aerobica di un soggetto ([4]).Per la valutazione di tale importante parametro bisogna fare riferimento all'equazione di Fick, la quale esprime la dipendenza del V_{O_2MAX} da :

1. frequenza cardiaca (HR)
2. gittata sistolica (SV)
3. differenza di concentrazione di ossigeno arterioso e venoso (Δ_{a-v})

e può essere definita come

$$V_{O_2MAX} = HR_{max} * SV_{max} * \Delta_{amax-vmax} \tag{2.3}$$

Osservando l'andamento del V_{O_2} , è possibile notare una relazione di proporzionalità diretta tra l'aumento di questo e l'incremento del carico di lavoro,tale relazione è rispettata fintanto che non si assiste al raggiungimento del così detto *plateau*,a seguito del quale non è più possibile notare un incremento: il valore di V_{O_2} riportato nel plateau viene quindi identificato come V_{O_2MAX}. In figura 2.13 è riportato un esempio di uno dei (solitamente 9) grafici presenti nell'analisi di un esame CPET, in particolare, in questo grafico viene mostrata le relazione lineare presente tra intensità dello sforzo fisico (espressa in Watt) e il consumo di ossigeno (espresso in ml/min).

2.3.1.2 Valutazione della VCO_2: la soglia anaerobica

Un altro importante parametro che viene valutato durante un esame di tipo CPET è la soglia anaerobica: anch'esso è utilizzato per misurare la capacità di un individuo e indica il livello massimo di sforzo fisico che l'organismo può sostenere senza accumulare acido lattico e ioni idrogeno nel sangue e nei muscoli, si può dire quindi che la soglia anaerobica rappresenti la soglia oltre la quale la produzione di ATP passi dal sistema aerobico a quello anaerobico. L'importanza di una valutazione della soglia anaerobica è determinata dal fatto che ,in molti sport, gli allenamenti sono organizzati in maniera tale da far sì che l'atleta si mantenga al di sotto di tale soglia: il meccanismo aerobico di produzione di ATP è, infatti più efficiente di quello anaerobico, pertanto, un atleta che riesca a mantenersi al di sotto della propria soglia anaerobica sarà più efficiente (a parità di sforzo) rispetto ad un atleta che superi la propria soglia anaerobica e ciò si traduce, in generale, in una migliore prestazione.La soglia anaerobica è strettamente correlata al volume di anidride

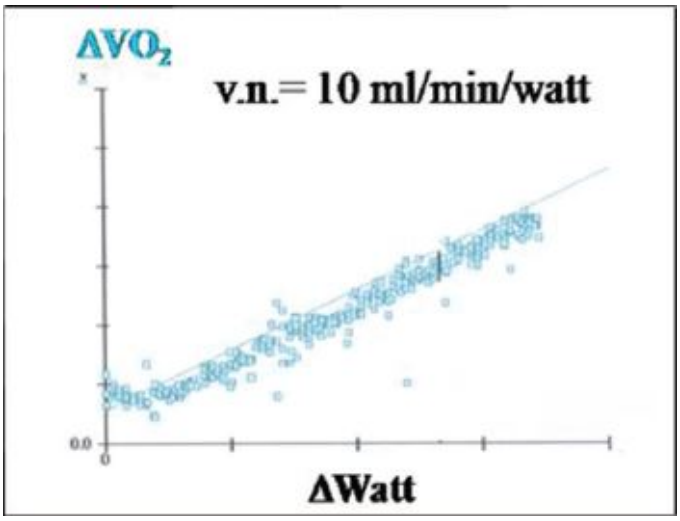


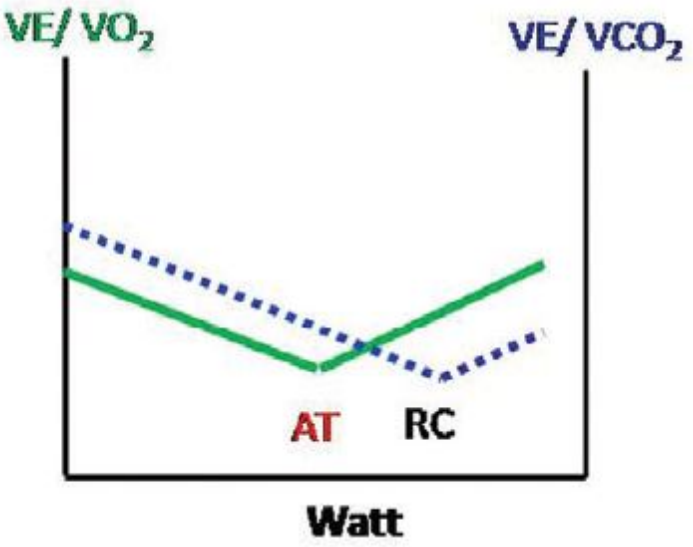
Figura 2.13: Grafico carico di lavoro [W]-consumo di ossigeno [ml/min/watt] ([26]).

carbonica prodotta,la valutazione non invasiva di tale parametro viene effettuata tramite le due seguenti tecniche ,per entrambe le quali è necessario un monitoraggio del V_{CO_2} :

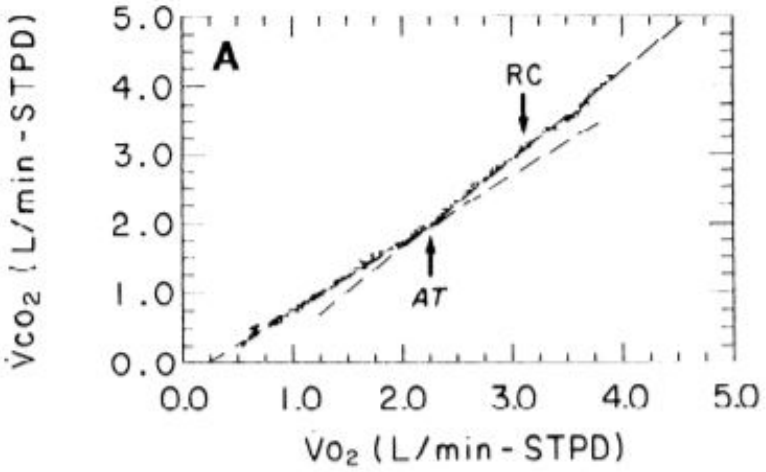
1. valutazione degli equivalenti ventilatori ($\frac{VE}{V_{O_2}}$ e $\frac{VE}{V_{CO_2}}$): in questo caso la soglia anaerobica viene definita come l'intensità per cui il rapporto $\frac{VE}{V_{O_2}}$ aumenta senza che vi sia un significativo cambiamento del rapporto $\frac{VE}{V_{CO_2}}$.

2. calcolo della pendenza della curva $V_{O_2} vs V_{CO_2}$ (definito come metodo *V-Slope*): in questo caso la soglia anaerobica viene definita come il volume di ossigeno consumato oltre il quale si ha un aumento in maniera non più lineare (aumento della pendenza della curva) della curva V_{O_2} vs V_{CO_2}.

In figura 2.14 ([26, 6]) sono mostrati due grafici in cui vengono illustrate le tecniche descritte precedentemente : AT e RC indicano rispettivamente, la soglia anaerobica e il punto di compenso respiratorio.



(a)



(b)

Figura 2.14: Calcolo della soglia anaerobica tramite le tecniche degli equivalenti ventilatori (2.14a) e del calcolo della V-Slope (2.14b).

2.3.2 Valutazione degli scambi gassosi durante il CPET

Da quanto descritto nelle sezioni precedenti, risulta evidente l'importanza ricoperta dall'analisi degli scambi gassosi durante l'effettuazione di un test da sforzo cardio-polmonare; risulta, altresì, evidente che , tra vari dispositivi , un laboratorio in grado di effettuare un CPET, dovrà necessariamente dotarsi di un analizzatore di gas.A tal proposito, lo standard ([29]) suggerisce due tipi principali di analizzatori di gas:

- Spettrometri di massa (considerati come gold standard): i quali ionizzano le molecole di gas in un ambiente di vuoto spinto e successivamente classificano le diverse tipologie di gas sulla base del rapporto carica/massa.
- Analizzatori separati per O_2 e CO_2

Inoltre vengono definite anche le metodologie utilizzate per effettuare l'analisi dello scambio dei gas, in particolare vengono qui di seguito riportate le tre principali tecniche ad oggi utlizzate:

1. **Douglas-Bag**:consiste nel raccogliere in una sacca (bag) i gas espirati (sia ossigeno che anidride carbonica) e successivamente viene effettuata una gas analisi per valutarne la concentrazione, ciò permette ,infine, il calcolo del V_{O_2} e del V_{CO_2}.
2. **Camera di miscelazione (Mixing chamber)**:in questo caso viene fornita una valutazione continua del V_{O_2} e del V_{CO_2}: il soggetto espira attraverso una valvola a due vie e l'esalato viene raccolto in una camera di miscelazione in cui le concentrazioni di CO_2 e O_2 vengono misurate in maniera continua e mediate su un periodo temporale di 15-20 secondi.
3. **Breath-by-Breath mode**:vengono in questo caso analizzati i segnali relativi al flusso di aria espirata e alle concentrazioni di CO_2 e O_2 ,ciò permette di spezzare il respiro in diverse parti e di calcolare, per ogni respiro, il consumo di O_2 e la produzione di CO_2.I dispositivi che offrono la possibilità di effettuare un'analisi tramite questa modalità,sono provvisti di software che si basano su algoritmi che implementano le seguenti formule ([29]):

$$\dot{V_{O_2}} = \sum (F_{I_{O_2}} - F_{E_{O_2}}) * \dot{V_E} * \Delta t \tag{2.4a}$$

$$\dot{V_{CO_2}} = \sum F_{E_{CO_2}} * \dot{V_E} * \Delta t \tag{2.4b}$$

dove $F_{I_{O_2}}$ è la frazione di ossigeno inspirata istantaneamente , $F_{E_{O_2}}$ è la frazione di ossigeno espirata istantaneamente, $F_{E_{CO_2}}$ è la frazione di anidride carbonica espirata istantaneamente, $\dot{V_E}$ è il flusso istantaneo di gas esalato e Δt è l'intervallo di campionamento.

2.3.3 Tecnologia wearable: il cosmed K5

Da quanto descritto nelle sezioni precedenti, risulta che un esame come il CPET debba essere necessariamente effettuato in un laboratorio di medicina sportiva specializzato e dotato di strumentazione apposita. Si nota,quindi, come questo costituisca un limite in un contesto quale quello sportivo: gli atleti dovranno necessariamente effettuare il test in un laboratorio e non potranno avere una valutazione in tempo reale durante gli allenamenti sul campo.Per ovviare a questo problema,diverse aziende propongono dispositivi in grado di effettuare valutazioni simili a quelle che vengono effettuate nell'ambito di un CPET , ma garantendo una portabilità elevata. Di particolare interesse in questo ambito risulta essere il dispositivo **k5** prodotto dall'azienda **cosmed**. Si tratta di un dispositivo che viene indossato sulla schiena ,dal peso ridotto e in grado di valutare diversi parametri, tra i quali i vari scambi gassosi di O_2 e CO_2 durante l'esecuzione di attività sportiva (il dispositivo può infatti essere collegato ad una maschera apposita tramite un tubo di campionamento); il k5 lavora sia in modalità *breath by breath* (BxB) sia in modalità *Mixing Chamber* (MC). Secondo lo studio effetuato da Scott E. Crouter et al. ([12]),il k5 mostra un'accuratezza (rispetto al metodo DB considerato come gold standard) di 0.08 l/min per quanto riguarda il consumo di ossigeno, di 2.1 l/min per quanto riguarda l'equivalente ventilatorio sia in modalità BxB MC, mentre per quanto riguarda il consumo di CO_2 ($\dot{V}_{CO_2}$), è riportata una sottostima di 0.12–0.31 l/min nella modalità BxB per carichi di lavoro >150W e una sottostima di 0.03–0.08 l/min sia nella modalità BxB che nella modalità MC per carichi di lavoro ad un'intensità >100 W. Nella tabella 2.7 sono riportate alcune features del cosmed k5 mentre in figura 2.15 è mostrato il dispositivo ([11]).

Dimensioni	174x111x64 mm
Dimensioni Display	3.5"
Sensore di O_2 (cella galvanica)	tempo di risposta: 120 ms range: 0-100 % accuratezza:±0.02% Vol
Sensore di CO_2 (sensore IR)	tempo di risposta: 100ms range: 0-10 % accuratezza:±0.02% Vol

Tabella 2.7: Features del cosmed K5

(a)

(b)

Figura 2.15: Dispositivo *k5* , prodotto da cosmed ([11])

Capitolo 3

Hardware del prototipo realizzato

Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato quello di realizzare un capnografo portatile che potesse essere indossato per effettuare un monitoraggio della CO_2 durante lo svolgimento di attività quotidiane indossando una mascherina . Il sistema è basato sull'utilizzo di un microcontrollore il quale è in grado di leggere i dati provenienti da un sensore di CO_2 e da un sensore di pressione differenziale, di immagazzinarli in un buffer e di inviarli tramite un modulo radio a bassa frequenza integrato ad un altro microcontrollore ,il quale è ,invece,collegato ad un pc. Nel seguente capitolo verranno illustrate le componenti hardware utilizzate per lo sviluppo del prototipo. In figura 3.1 viene riportato lo schema a blocchi del sistema nel suo complesso.

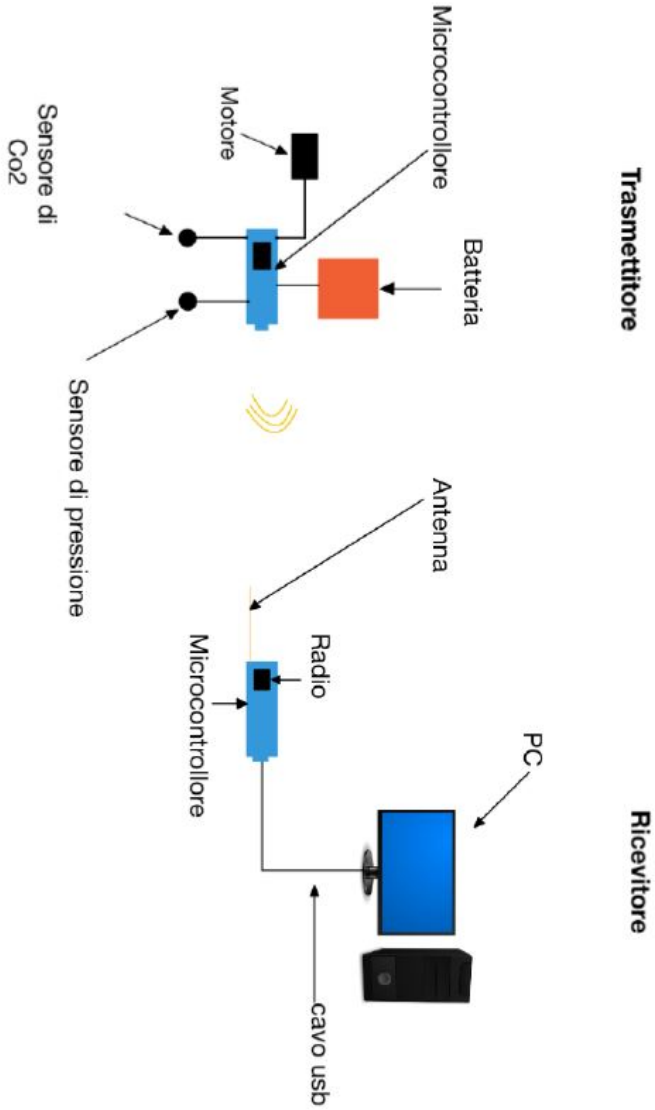


Figura 3.1: Schema a blocchi del capnografo sviluppato

3.1 Adafruit Feather M0 Lora

I componenti principali del sistema sviluppato sono due board prodotte dalla Adafruit Industries.Le board utilizzate sono i *Feather M0 LoRa* ([19]), i quali integrano un microcontrollore ATSAMD21G18 che opera ad una frequenza di 48 Mhz e ad una logica di 3.3 V.Le board integrano inoltre un modulo radio in grado di trasmettere dati ad una frequenza di 868 o 915 MHz, entrambe le frequenze fanno parte della banda ISM , durante lo svolgimento del progetto è stato scelto di operare ad una frequenza di 868 MHz in maniera tale che non vi fosse interferenza con apparecchiature telefoniche In figura 3.2 è mostrata la board utilizzata. Vengono

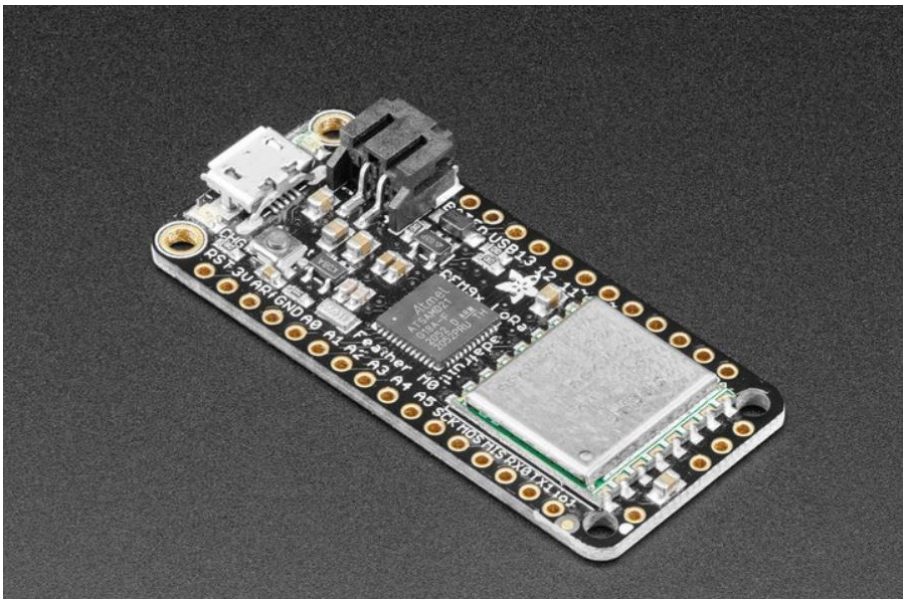


Figura 3.2: Feather M0 con modulo LoRa integrato ([19])

di seguito elencate le caratteristiche principali dei Feather M0 LoRa utilizzati:

- Dimensioni: 51mm x 23mm x 8mm
- Peso: 5.8 g
- 20 pins GPIO (general purpose input/output)
- 10 pin per gli input analogici
- 1 pin per gli output analogici
- Supporto ai protocolli di comunicazione UART,SPI,I2C

- Porta USB integrata per il collegamneto al pc o per un'eventuale ricarica di una batteria
- Connettore integrato per il collegamento di una batteria LiPo.
- Power pin che fornisce una tensione di 3.3V ed una corrente di picco di 500 mA
- Enable Pin

In figura 3.3 è mostrato il pinout del Feather M0 Lora.

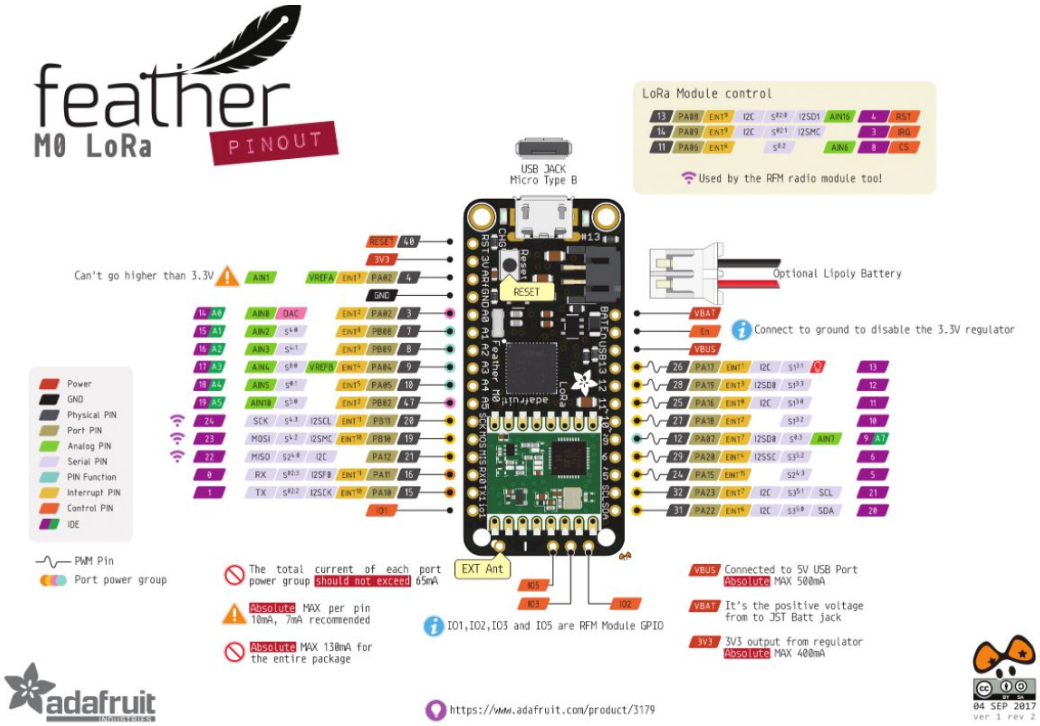


Figura 3.3: Pinout della board utilizzata per lo sviluppo del prototipo ([19])

3.1.1 Caratteristiche del modulo radio integrato

Di seguito vengono elencate le principali caratteristiche del modulo radio RFM96,integrato nella board.In figura 3.4 è mostrato il modulo.

- +20 dBm-100 mW constant RF output vs. 3.3Vsupply
- +14 dBm high efficiency PA
- Programmable bit rate up to 300 kbps
- High sensitivity: down to -144 dBm
- Low RX current of 10.3 mA, 200 nA register retention
- Fully integrated synthesizer with a resolution of 61 Hz.
- FSK, GFSK, MSK, GMSK, LoRa TM and OOK modulation.
- Built-in bit synchronizer for clock recovery
- 127 dB Dynamic Range RSSI.
- Packet engine up to 256 bytes with CRC
- Module size:16x16 mm

Figura 3.4: Modulo LoRa RFM/95/96/97 ([18])

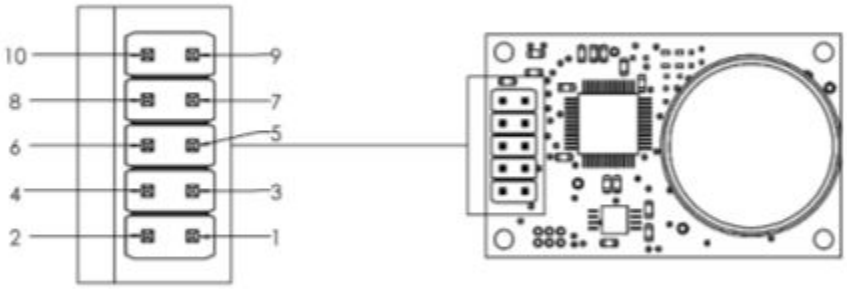
3.2 SprintIR-W 20000ppm

Il sensore di CO_2 utilizzato in questo lavoro di tesi è lo SprintIR-W 20000ppm ([38]), prodotto da GAS SENSING SOLUTIONS LTD.Le principali caratteristiche vengono di seguito riportate.Tale sensore sfrutta la tecnologia NDIR e, in particolare, integra al suo interno un LED in grado di emettere una radiazione alla lunghezza d'onda (nominale) di $4.25\mu m$. Tale radiazione è quindi assorbita da un fotodiodo.

- 20 readings per second
- High flow throughput capability
- Custom flow adaptor options
- 70ppm typical measurement accuracy
- Measurement range up to 20%
- Solid state NDIR LED optical technology
- UART control and data interface
- Built-in auto-zeroing

I principali motivi per cui è stato scelto questo sensore riguardano la rapidità dello stesso (consente infatti di effettuare 20 misurazioni al secondo),la facilità di interfacciamento con il microcontrollore e il range di misura. In figura 3.5 è riportata un'immagine del sensore utilizzato, mentre in 3.6 è riportato il pinout

Figura 3.5: Sensore di CO_2 utilizzato nel lavoro di tesi ([38])



PIN	NAME	TYPE	DESCRIPTION
1	GND	Supply	Sensor ground
2	NC	Unused	Do Not Connect
3	VDD	Supply	Sensor supply voltage
4	GND	Supply	Sensor ground
5	Rx_In	Digital Input	UART Receive Input
6	GND	Supply	Sensor ground
7	Tx_Out	Digital Output	UART Transmit Output
8	NITROGEN_ZERO	Digital Input	Set low to initiate a Zero in Nitrogen Setting Cycle
9	ANALOGUE_OUTPUT	Analogue Output	CO_2 Level (Optional)
10	FRESH_AIR_ZERO	Digital Input	Set low to initiate a Zero in Fresh Air Setting Cycle

Figura 3.6: Pinout dello SPRINT IR 20000 ppm ([38])

Come precedentemente detto, il sensore è in grado di effettuare 20 misurazioni al secondo, tuttavia,un parametro importante da valutare in fase di progettazione del sistema è il Gas Exchange Rate: ovvero la quantità di tempo che il gas impiega ad entrare nella camera di misurazione,essere misurato e infine essere sostituito. Il volume della camera di misura risulta essere pari a 2,8 ml e, affinchè vi sia un corretto ricambio di gas,è necessario che nella camera transiti un volume pari a 14 ml (5 volte il volume della camera di misura).Questo parametro è in grado di fornire informazioni riguardo alla massima portata di gas che il sensore è in grado di sopportare. Tale portata risulta essere pari a 16.8 l/min ,fornendo una portata di pari valore si sfrutta appieno la velocità di lettura del sensore.

3.2.1 Interfacciamento del sensore con il microcontrollore

Il sensore fornisce i dari relativi alla concentrazione ed è in grado di ricevere e inviare comandi da e al microcontrollore attraverso un protocollo di comunicazione UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) con un baud rate di 9600 bit/s . Il sensore,appena collegato, fornisce una stringa di dati relativi alla concentrazione di

CO_2. Il sensore integra al suo interno un filtro numerico e i dati visualizzati sono in parte riferiti alle misure filtrate e in parte riferite alle misure raw.

3.2.2 Calibrazione del sensore

Tra i vari comandi che il sensore di CO_2 è in grado di ricevere attraverso il protocollo di comunicazione UART, vi sono quelli relativi alle funzioni di calibrazione. La calibrazione può essere effettuata in tre modi differenti:

- calibrazione in un gas a concentrazione nota:in questo caso il sensore ,dopo essere stato esposto per un tempo sufficientemente lungo ad un ambiente con gas a concentrazione nota e dopo avere ricevuto il comando di calibrazione ,imposta come valore di zero la concentrazione del gas.

- calibrazione in presenza di azoto (N_2): in questo caso il sensore viene posizionato in un ambiente a concentrazione di N_2 nota , una volta ricevuto il comando appropriato,setta in automatico lo zero.

- calibrazione in aria : in questo caso il sensore viene calibrato utilizzando la concentrazione della CO_2 in aria fresca, tale valore si aggira normalmente intorno alle 400 ppm. Di default quindi la calibrazione viene effettuata utilizzando questo valore,tuttavia, l'utente può decidere di selezionare un valore di anidride carbonica differente qualora fosse già in possesso di un rilevatore .

Durante lo svolgimento del lavoro di tesi il sensore è stato calibrato utilizzando il terzo dei metodi elencati.

3.3 SDP816-500Pa

Il sensore di pressione utilizzato per la realizzazione del prototipo è il SDP816-500Pa ([31]) prodotto da Sensirion. Tale sensore viene alimentato ad una tensione che può variare da un minimo di 3.0 V ad un massimo di 5.5 V ed è in grado di misurare una pressione differenziale che varia da -500 Pa a +500 Pa. Il SDP816-500Pa è un sensore di tipo raziometrico che fornisce un output analogico. Essendo un raziometrico, l'output fornito dal sensore dipende dalla tensione a cui questo viene alimentato. E' ,inoltre,possibile selezionare la curva di output , in particolare sono presenti due opzioni:

- Output lineare: in questo caso il sensore non è completamente bidirezionale e viene sfruttata una dinamica che varia dal -10 % al 100 % del full range , come riportato in figura 3.7 Utilizzando questa dinamica, la formula di conversione

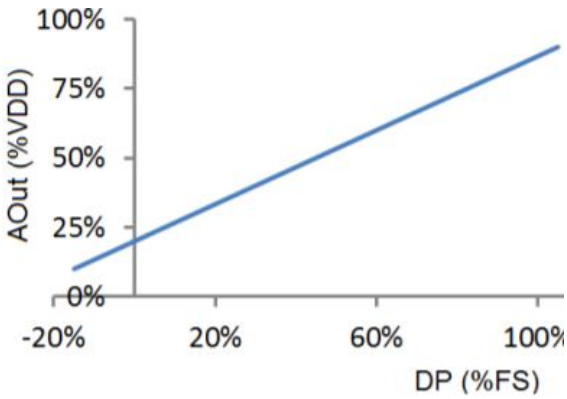


Figura 3.7: Curva di output lineare del sensore SDP816-500Pa ([31]

per ottenere la misurazione in Pa è riportata nell'equazione 3.1

$$DP = \frac{750 * Aout}{Vdd} - 150 \tag{3.1}$$

Dove Aout [V] è la tensione misurata in output e Vdd [V] è la tensione di alimentazione.

- Output quadratico: in questo caso il sensore è completamente bidirezionale ,con una dinamica che varia dal -100 % al + 100 % del full range,come riportato in figura 3.8 Utilizzando questa dinamica, la formula di conversione per

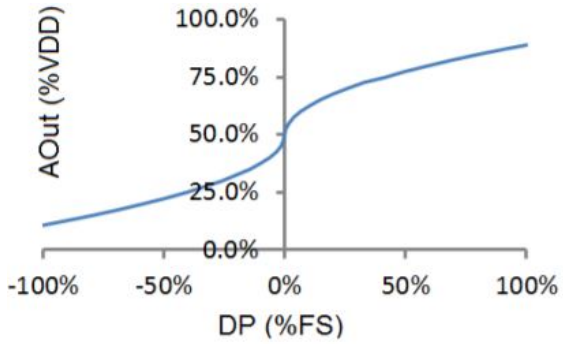


Figura 3.8: Curva di output quadratica del sensore SDP816-500Pa ([31])

ottenere la misurazione in Pa è riportata nell'equazione 3.2

$$DP = sign(\frac{Aout}{Vdd} - 0.5) * (\frac{Aout}{Vdd * 0.4} - 1.25)^2 * 525 \tag{3.2}$$

In figura 3.9 viene infine mostrato il pinout del sensore utilizzato. Durante lo

Pin no.	Name	Description
1	OCS	Output curve selection input
2	VDD	VDD Supply
3	GND	Connect to ground
4	AOut	Ratiometric analog voltage output

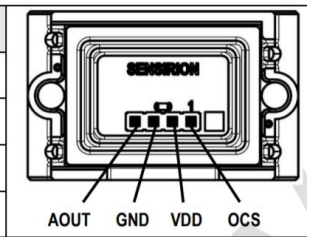


Figura 3.9: Pinout del SDP816-500Pa ([31])

svolgimento del lavoro di tesi , la curva di output selezionata è stata quella lineare, in quanto il segnale di pressione analizzato variava all'interno di una dinamica di circa 40 Pa.

3.4 Motore per il campionamento dell'aria

Avendo il lavoro di tesi previsto lo sviluppo di un capnografo basato su tecnologia di tipo Sidestream , è stato necessario dotare il sistema di una pompa in grado di trasportare parte dell'esalato da o verso il sensore tramite un tubo di campionamento. Per la scelta di tale componente sono stati presi in considerazione i seguenti parametri:

- Ingombri: trattandosi di un prototipo portatile , gli ingombri della pompa devono essere il più ridotti possibile

- Tensione di alimentazione: dovendo collegare il componente al microcontrollore della Adafruit ,il quale è in grado di fornire una tensione di 3.3V se alimentato da una batteria lipo a 3.7V oppure di 5V se alimentato tramite USB, è stato necessario procurarsi una pompa che soddisfacesse tale requisiti.

- Portata della pompa: tale parametro è risultato fondamentale per la scelta del componente , in quanto è stato necessario procurarsi una pompa in grado di fornire una portata sufficientemente elevata da garantire un corretto ricambio di aria nella camera di misurazione del sensore di CO_2.

Questo componente è stato quello che ha maggiormente inciso sulle prestazioni del prototipo sviluppato. Sono state, infatti, utilizzate due differenti pompe , con le quali si sono realizzati due differenti prototipi.

3.4.1 Pompa di mandata positiva a membrana RS PRO

La prima pompa selezionata è stata la Pompa di mandata positiva a membrana , prodotta da RS PRO . Questa è stata utilizzata poiché in grado di garantire ingombri particolarmente ridotti , le caratteristiche principali sono di seguito riportate:

- Peso: 32g
- Dimensioni: 40x25x17
- Tensione di alimentazione: 1.5-5 V
- Corrente assorbita: 0.19 A
- Flow rate: 150 ml/min

Questa pompa risultava essere particolarmente vantaggiosa per quanto riguarda gli ingombri, tuttavia, è stato necessario sostituirla con una che garantisse una maggior portata , dal momento che questa non permetteva un ricambio di aria sufficientemente veloce da consentire un'analisi in real time del segnale capnografico. In figura 3.10 è riportata la pompa a membrana utilizzata per lo sviluppo del primo prototipo

Figura 3.10: Pompa di mandata positiva a membrana RS PRO ([10])

3.4.2 Mini pompa d'aria elettrica DC 12V

Come precedentemente detto,la prima pompa selezionata non era in grado di garantire un flusso d'aria sufficientemente elevato, pertanto è stato necessario sostituirla. E' stata, a tale scopo, selezionata la pompa d'aria elettrica DC 12V, le cui caratteristiche sono di seguito riportate:

- Peso: 64 g
- Tensione nominale : 12V (nello svolgimento della tesi la tensione utilizzata è stata più bassa, sono state effettuate prove a 3.3V e a 5V).
- Corrente assorbita :<400 mA
- Dimensioni : Pompa cilindrica di diametro pari a 28 mm e altezza pari a 60mm.

In figura 3.11 è riportata la pompa selezionata

Figura 3.11: Mini pompa DC 12V

3.5 Filtri e accorgimenti per la linea di prelievo

Congiuntamente all'utilizzo dei componenti precedentemente elencati, è stata posta,durante la progettazione del prototipo, particolare attenzione alla linea di prelievo dell'esalato. Come illustrato nel capitolo introduttivo, i capnografi basati su tecnologia di tipo sidetream, sono particolarmente sensibili ai problemi legati alla condensa ed in generale all'umidità. Per questo motivo, è stato necessario adottare alcuni accorgimenti al fine di garantire una corretta rappresentazione dell'onda capnografica e di proteggere il sensore di CO_2 da eventuali danni che potrebbero essere provocati da condizioni di umidità eccessiva. In particolare,la linea di prelievo è basata sull'utilizzo di due componenti principali:

- Filtri idrofobici
- Tubi in Nafion

3.5.1 Filtro idrofobico in PTFE

Tale filtro ha la funzione di trattenere le particelle di grande dimensioni e di evitare la formazione di condensa che potrebbe bagnare il sensore di CO_2.Essendo filtri idrofobici, non consentono il passaggio di H_2O, talvolta ci si riferisce a questi filtri con il termine *watertrap filter*.Le caratteristiche dei filtri utilizzati durante lo svolgimento del lavoro di tesi sono di seguito elencate:

- Diametro: 30/20 mm (sono stati utilizzati due filtri con diametri differenti)
- porosità : 45 μm
- tipo di attacco: LUER (attacco per siringa)

In figura 3.12 è riportata un'immagine rappresentante i filtri utilizzati.

Figura 3.12: Filtri idrofobici in ptfe utilizzati nella linea di prelievo

3.5.2 Tubo in Nafion

Il Nafion è un materiale altamente idrofilico, l'aggiunta di un componente dotato di tali caratteristiche, consente di prevenire i problemi legati al vapore acqueo.Il Nafion ha, infatti, la capacità di *seccare* l'aria presente nel tubo,facendo traspirare l'H_2O fino a quando non viene raggiunto un equilibrio con l'aria presente all'esterno del tubo stesso. Di seguito vengono elencate le caratteristiche del tubo utilizzato :

- Lunghezza: 30 cm

- Diametro interno: 1.2mm
- Attacco:LUER

In figura 3.13 sono mostrati i tubi utilizzati.

Figura 3.13: Set di tubi in nafion prodotti da Biopac ([9])

Capitolo 4

Software del prototipo realizzato

Il capitolo riguardante lo sviluppo del software del capnografo realizzato sarà diviso in 3 sezioni principali:

1. Firmware del trasmettitore
2. Firmware del ricevitore
3. Software dell'interfaccia grafica

Lo sviluppo lato software ha infatti toccato i tre aspetti elencati sopra.

4.1 Firmware del trasmettitore

Il cuore del prototipo di capnografo realizzato è il microcontollore integrato nella board della Adafruit,esso,infatti, si interfaccia con l'intero sistema di sensori che compongono il capnografo. Per quanto riguarda in particolare il lato del trasmettitore, il microcontrollore deve essere in grado di:

- leggere i dati relativi al sensore di CO_2,al sensore di pressione e alla tensione della batteria
- immagazzinare i dati in un buffer
- inviare il buffer al ricevitore
- effettuare controlli sulla concentrazione di CO_2: in particolare per effettuare tali controlli sono stati integrati nel sistema ,uno rosso , il quale si accende quando la concentrazione di CO_2 supera una certa soglia e uno verde, il quale

si accende quando la concentrazione torna al di sotto di tale soglia. Con questo controllo è possibile verificare visivamente il corretto funzionamento del sensore di CO_2, infatti durante la fase di espirazione sarà acceso il led rosso, mentre durante quella di inspirazione sarà acceso quello verde.

Viene di seguito riportato il diagramma di flusso del firmware sviluppato, da cui è possibile fare alcune precisazioni.

1. La dinamica del convertitore A/D e il valore della sua tensione di riferimento vengono variate rispetto ai valori impostati di default (rispettivamente 10 bit e 3.3V). Ciò viene fatto per aumentare la sensibilità del sensore differenziale di pressione. Infatti, considerando l'equazione 3.1 riportata nel capitolo precedente, definendo la sensibiltà come $\frac{d_{Vu}}{d_{DP}}$, si ottiene un valori pari a 4.4 $\frac{mV}{Pa}$ che, convertito in LSB, corrisponde ad una sensibilità di circa 1.3 $\frac{LSB}{Pa}$.Una sensibilità di questo tipo risulta essere molto limitante e l'effetto finale è stato quello di di non consentire una corretta visualizzazione del segnale differenziale di pressione, le cui variazioni risultavano essere pressoché impercettibili. Per ovviare a questo problema ,si è fatto ricorso alla possibilità offerta dal microcontrollore di poter variare la dinamica da 10 a 12 bit e la tensione di riferimento da 3.3 a 1 V . In questo modo la tensione di quantizzazione è variata da 3.3 mV a 0.24 mV,con un guadagno di sensibilità pari ad un fattore 14. Una sensibilità finale di 18,3 $\frac{LSB}{Pa}$ consente, pertanto, una corretta visualizzazione delle variazioni del segnale differenziale di pressione.

2. I dati vengono campionati ad una frequenza di 20 Hz, ovvero la frequenza di campionamento del sensore di CO_2

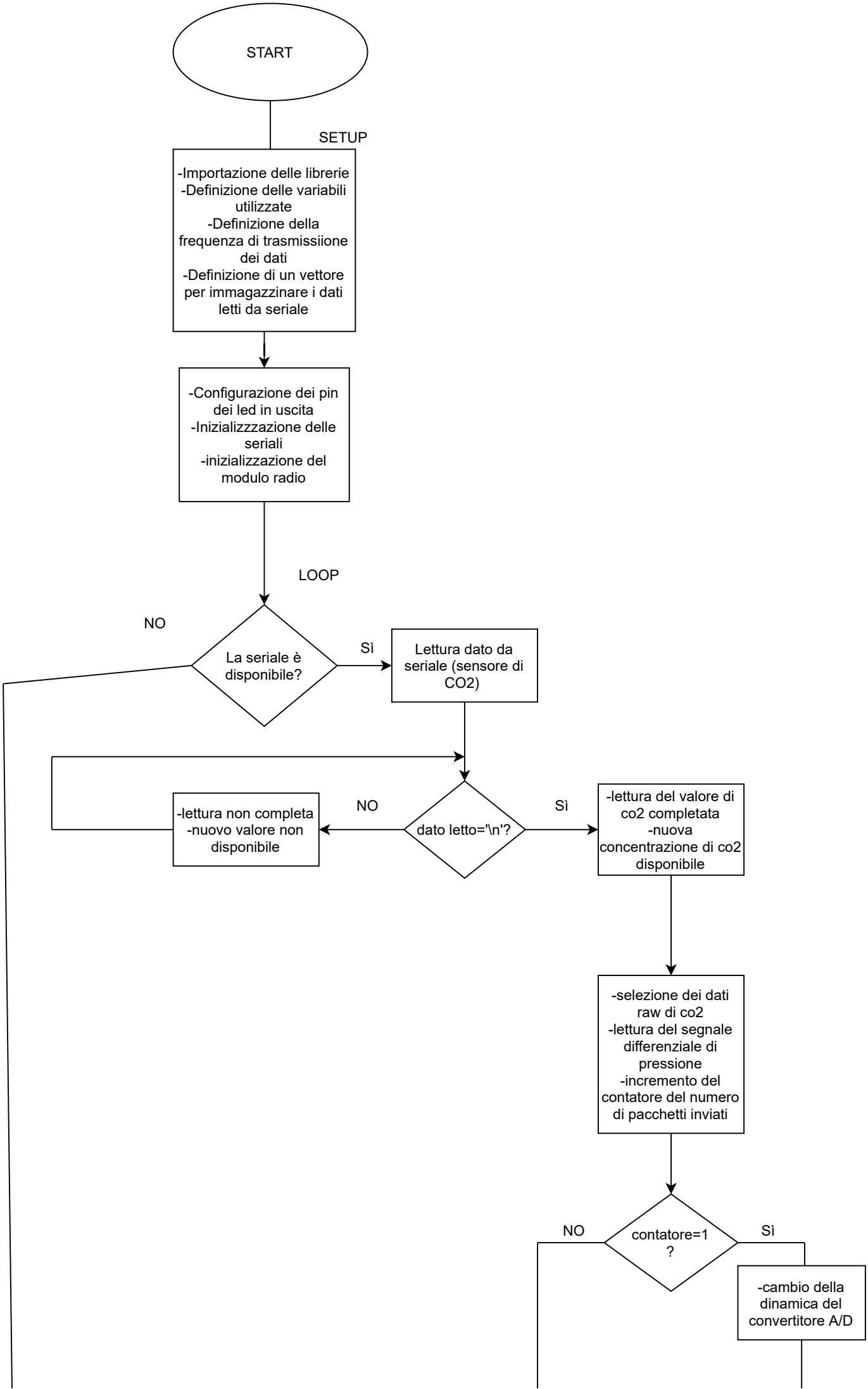
3. I dati relativi alla concentrazione di CO_2 vengono forniti sotto forma di una stringa di 10 caratteri separati da uno spazio, dei quali i primi 5 fanno riferimento ai dati filtrati tramite il filtro numerico integrato nel sensore e gli ultimi 5 fanno riferimento ai dati RAW. Per gli scopi del prototipo sviluppato sono stati utilizzati solamente i dati Raw,che quindi vengono selezionati e successivamente convertiti.

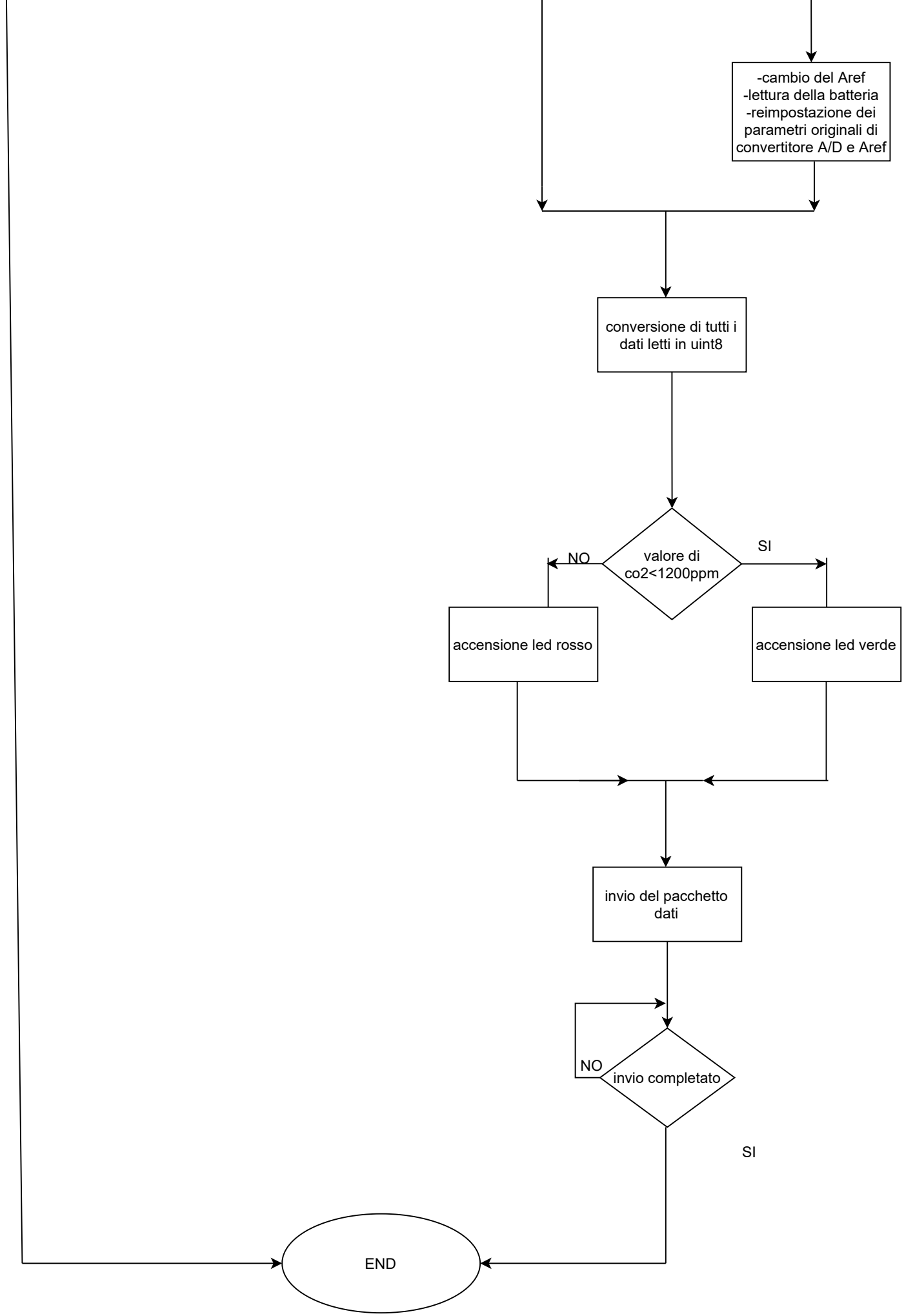
4. Viene utilizzato un contatore , il quale viene incrementato ogni volta che viene eseguito un campionamento, lo scopo di questo contatore è quello fornire un controllo sull'invio dei dati, per verificare che questi non vengano persi.Il tipo di variabile utilizzata è un uint8, pertanto il contatore aumenta da un valore inziale di 0 fino ad un valore finale di 255, dopo di che il conteggio ricomincia da zero

5. Ad ogni overflow del contatore, il convertitore A/D viene reimpostato ai valori di default di dinamica e di Aref. Questa operazione viene effettuata per

sfruttare la possibilità offerta dal feather M0 LoRa di poter leggere da uno dei pin analogici il valore di tensione della batteria LiPo. E',infatti, presente un partitore di tensione che consente di avere al pin analogico una tensione pari alla metà dei 3.3V di alimentazione. Mantenendo una tensione di riferimento pari ad 1V ,la tensione letta al pin risulta essere superiore alla tensione di riferimento, mandando quindi in saturazione il convertitore A/D. Per ovviare a questo problema , ogni 255 campioni (12,75 s), viene variata la tensione di riferimento. La lettura della tensione della batteria,infatti, non ha necessità di essere effettuata ad una frequenza di 20 Hz e in questo modo le modifiche sul firmware sono state minime. Dopo aver letto il valore della tensione della batteria, vengono reimpostati i valori di 12 bit e 1V per la dinamica e la Vref del convertitore A/D.

6. I dati letti dalla seriale (relativi al sensore di CO_2) e al sensore differenziale di pressione,vengono convertiti in formato *uint8* e quindi immagazzinati un buffer il quale sarà successivamente inviato attraverso il modulo radio. E' stata effettuata questa scelta per garantire la comunicazione nella maniera più compatta possibile e una velocità di trasmissione maggiore, nell'ottica di garantire un funzionamento in real time.


START
SETUP
-Importazione delle librerie
-Definizione delle variabili utilizzate
-Definizione della frequenza di trasmissiione dei dati
-Definizione di un vettore per immagazzinare i dati letti da seriale
-Configurazione dei pin dei led in uscita
-Inizializzzazione delle seriali
-inizializzazione del modulo radio
LOOP
NO
La seriale è disponibile?
Sì
Lettura dato da seriale (sensore di CO2)
-lettura non completa
-nuovo valore non disponibile
NO
dato letto='\n'?
Sì
-lettura del valore di co2 completata
-nuova concentrazione di co2 disponibile
-selezione dei dati raw di co2
-lettura del segnale differenziale di pressione
-incremento del contatore del numero di pacchetti inviati
NO
contatore=1 ?
Sì
-cambio della dinamica del convertitore A/D

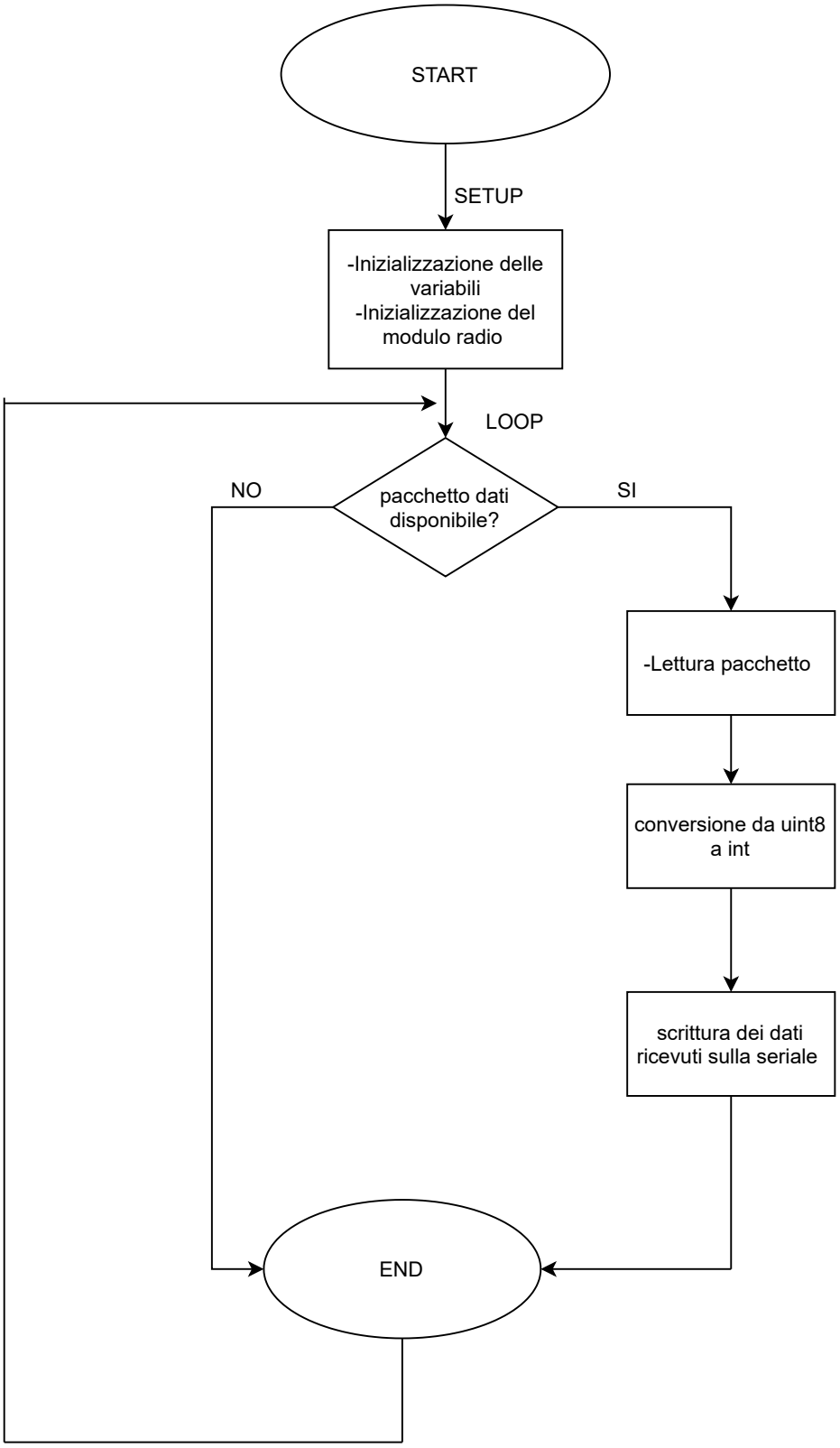

-cambio del Aref
-lettura della batteria
-reimpostazione dei parametri originali di convertitore A/D e Aref
conversione di tutti i dati letti in uint8
valore di co2<1200ppm
NO
SI
accensione led rosso
accensione led verde
invio del pacchetto dati
invio completato
NO
SI
END

4.2 Firmware del ricevitore

La comunicazione tra i due microntrollori avviene per mezzo del modulo radio RFM96 ,integrato nella board del feather M0 LoRa.Per sfruttare le funzioni di questo modulo (che comunica con il microcontrollore tramite protocollo SPI),sono state utilizzate le funzioni incluse nella libreria RH_RF95. La frequenza di trasmissione è stata impostata a 868 MHz, mentre la potenza di trasmissione a 20 dbmW. Per quanto riguarda il firmware del microcontrollore atto alla ricezione del pacchetto dati, questo risulta essere particolarmente semplice in quanto le sue funzioni principali sono quelle di :

1. Leggere il pacchetto di dati inviato dal trasmettitore
2. Convertire i dati presenti nel pacchetto dal formato *uint8* al formato *int*
3. Scrivere i dati convertiti sulla porta seriale del pc affinché possano essere letti attraverso l'interfaccia grafica sviluppata.

Viene di seguito riportato il diagramma di flusso del firmware sviluppato per il microcontrollore atto alla ricezione del pacchetto dati.


START
SETUP
-Inizializzazione delle variabili
-Inizializzazione del modulo radio
LOOP
pacchetto dati disponibile?
NO
SI
-Lettura pacchetto
conversione da uint8 a int
scrittura dei dati ricevuti sulla seriale
END

4.3 Software dell'interfaccia grafica

Al fine di consentire un'efficace visualizzazione dei dati provenienti dal ricevitore sul PC e di permettere all'utilizzatore del prototipo di poter salvare tali dati per successive elaborazioni, è stato sviluppato un programma di acquisizione in linguaggio Python. Tale programma, consiste di un'interfaccia grafica ,le cui funzioni principali sono di seguito riassunte.

1. E' possibile, tramite apposito menù, selezionare la porta seriale a cui è collegato il microcontrollore che funge da ricevitore.

2. Tramite due appositi pulsanti è possibile iniziare o stoppare la rappresentazione grafica dei dati letti dalla seriale relativi alla concentrazione di CO_2 e alla pressione differenziale.Tali grafici sono stati predisposti per avere assi fissi e per ottenere una sorta di effetto di scorrimento nella rappresentazione dei dati.

3. Accanto a ciascun grafico è presente una casella di testo in cui è riportato il valore numerico letto in real time dalla porta seriale, in maniera tale da offrire un ulteriore controllo oltre alla rappresentazione grafica.

4. E' presente una casella in cui viene riportato il valore relativo alla tensione della batteria.

5. E' presente una casella di testo attraverso cui è possibile inserire il nome di un file su cui salvare i dati. Dopo aver inserito il nome del file è necessario premere l'apposito pulsabte posto accanto alla casella di testo

6. Infine, è presente un pulsante che consente, una volta inserito il nome del file su cui salvare i dati, di avviare la registrazione degli stessi.

In figura 4.1 è riportata la GUI sviluppata nelle condizioni di start, è possibile notare i pulsanti e i gli assi dei grafici sopra descritti.

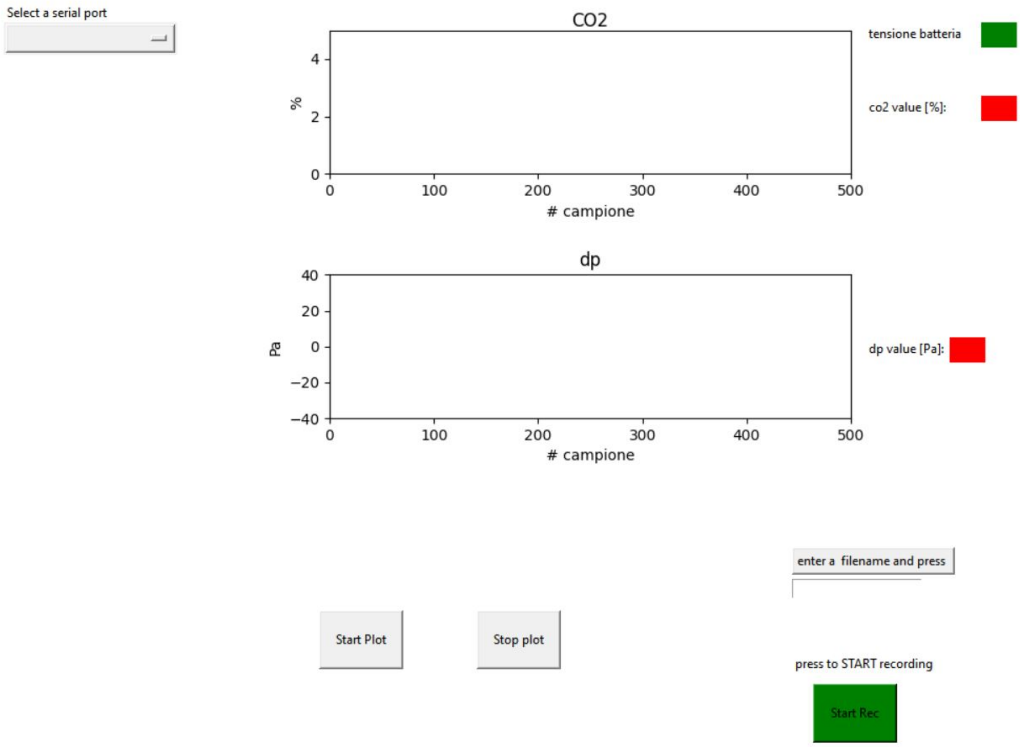


Figura 4.1: GUI nelle condizioni di avvio

4.3.1 Sottofunzioni dell'interfaccia grafica

Il software sviluppato è composto da un insieme di sottofunzioni ,ciascuna delle quali viene richiamata da un apposito pulsante dell'interfaccia grafica.Un approccio di questo tipo permette di ottenere una sorta di suddivisione del macro problema in tanti sotto problemi di più facile risoluzione, le varie sottofunzioni sviluppate non sono tuttavia una serie di programmi a sé stanti ,ma vi è una forte interazione tra di esse. In questa maniera , è possibile effettuare una serie di controlli tramite condizioni booleane in modo tale che le funzionalità legate a determinate pulsanti siano attivate solamente a seguito della pressione di altri pulsanti che rendono vere o false le condizioni booleane di cui sopra. Nel seguito verranno fornite spiegazioni dettagliate di ogni funzione implementate, corredate da un diagramma di flusso per ciascuna di queste.

4.3.1.1 Impostazioni grafiche e definizione delle variabili globali

Le impostazioni vengono effettuate nel main loop del software e sono la base di partenza che viene sfruttata da tutte le sottofunzioni.Di particolare interesse sono le definizioni delle variabili booleane che verrano poi richiamate e modificate nelle diverse sottofunzioni richiamate dagli appositi pulsanti, in particolare:

- **plotdata**: variabile inizialmente falsa, che nel momento in cui cambia il suo stato consente il plot dei dati
- **savedata**: variabile inizialmente falsa, che nel momento in cui cambia il suo stato consente di poter predisporre il salvataggio dei dati sul file designato
- **recdata** :variabile inizialmente falsa, che nel momento in cui cambia il suo stato consente l'effettiva registrazione dei dati visualizzati sul file.

4.3.1.2 Funzioni "plotstart" e "plotstop"

Le due sottofunzioni *plotstart* e *plotstop* vengono richiamate rispettivamente qualora l'utente prema i pulsanti "Start Plot" e "Stop Plot". Esse hanno lo scopo di cambiare lo stato della variabile globale **plotdata**, in maniera tale da fare iniziare (*plotstart*) o fermare (*plotstop*) la rappresentazione grafica.In figura 4.2 sono i riportati i diagrammi di flusso delle due funzioni

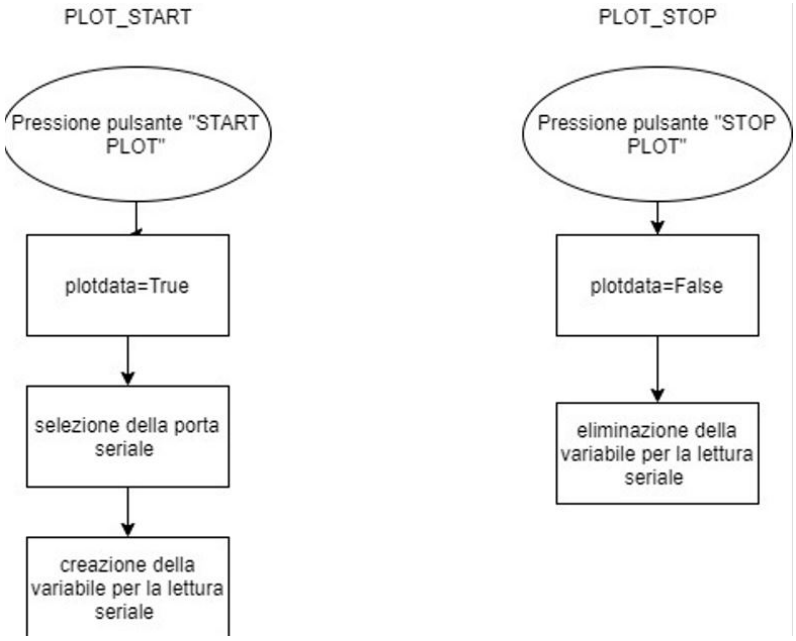


Figura 4.2: Diagrammi di flusso delle funzioni plotstart (a sinistra) e plotstop (a destra)

4.3.1.3 Funzione "updatefilename"

La sottofunzione "updatefilename" viene richiamata nel momento in cui l'utente preme il pulsante "enter a filename" e ha lo scopo di controllare che nella directory corrente non sia presente un file con il medesimo nome di quello inserito nella casella apposita dall'utente. Nel caso in cui il nome del file non sia presente, viene cambiato lo stato della variabile **savedata** e viene creato il file per il salvataggio,al contrario, se il nome del file fosse già presente, viene stampato un messaggio di errore.Il diagramma di flusso di questa funzione è riportato in figura 4.3.

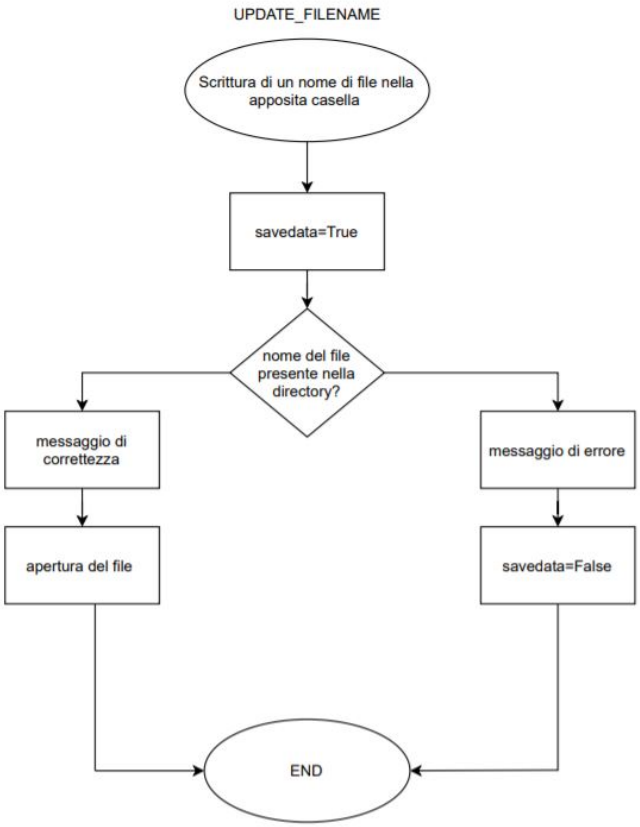


Figura 4.3: Flow chart della funzione "updatefilename"

4.3.1.4 Funzione "startrec"

La funzione "startrec" ha lo scopo di mutare il valore della variabile **"recdata"**. Essa viene richiamata nel momento in cui l'utente preme il pulsante "Star Rec", in particolare , ad una prima pressione di tale pulsante , la variabile assume il valore di True e i dati iniziano ad essere registrati sul file , mentre ad una seconda pressione la variabile assume il valore di False e la registrazione viene interrotta. In figura 4.4 è riportato il diagramma di flusso della funzione "startrec".

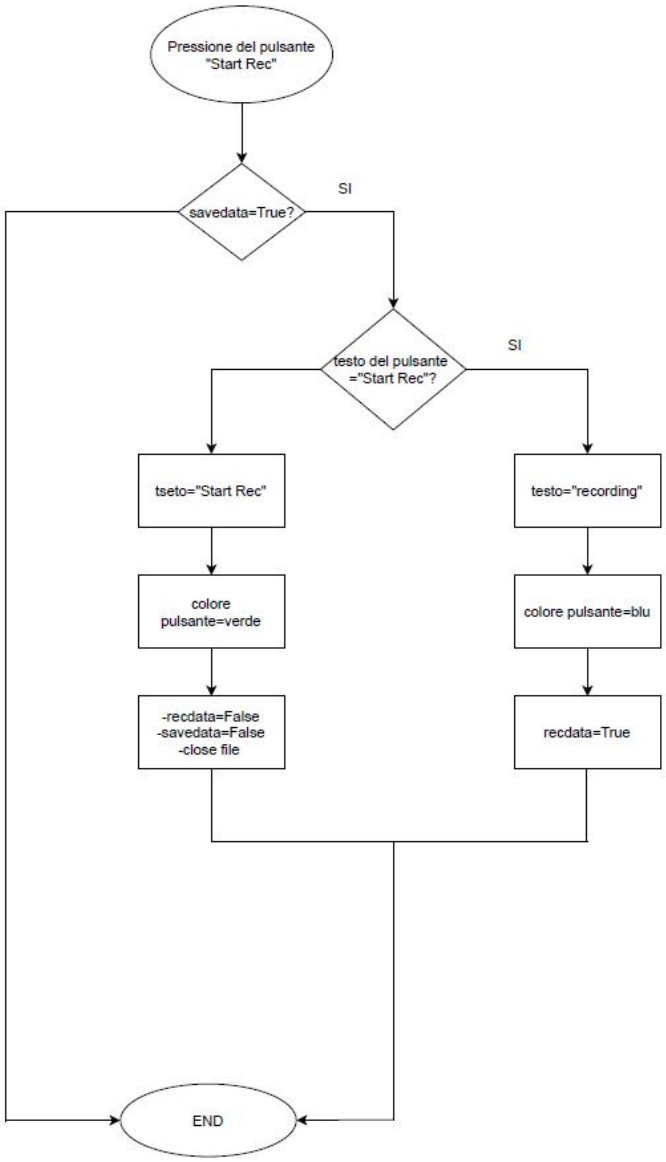
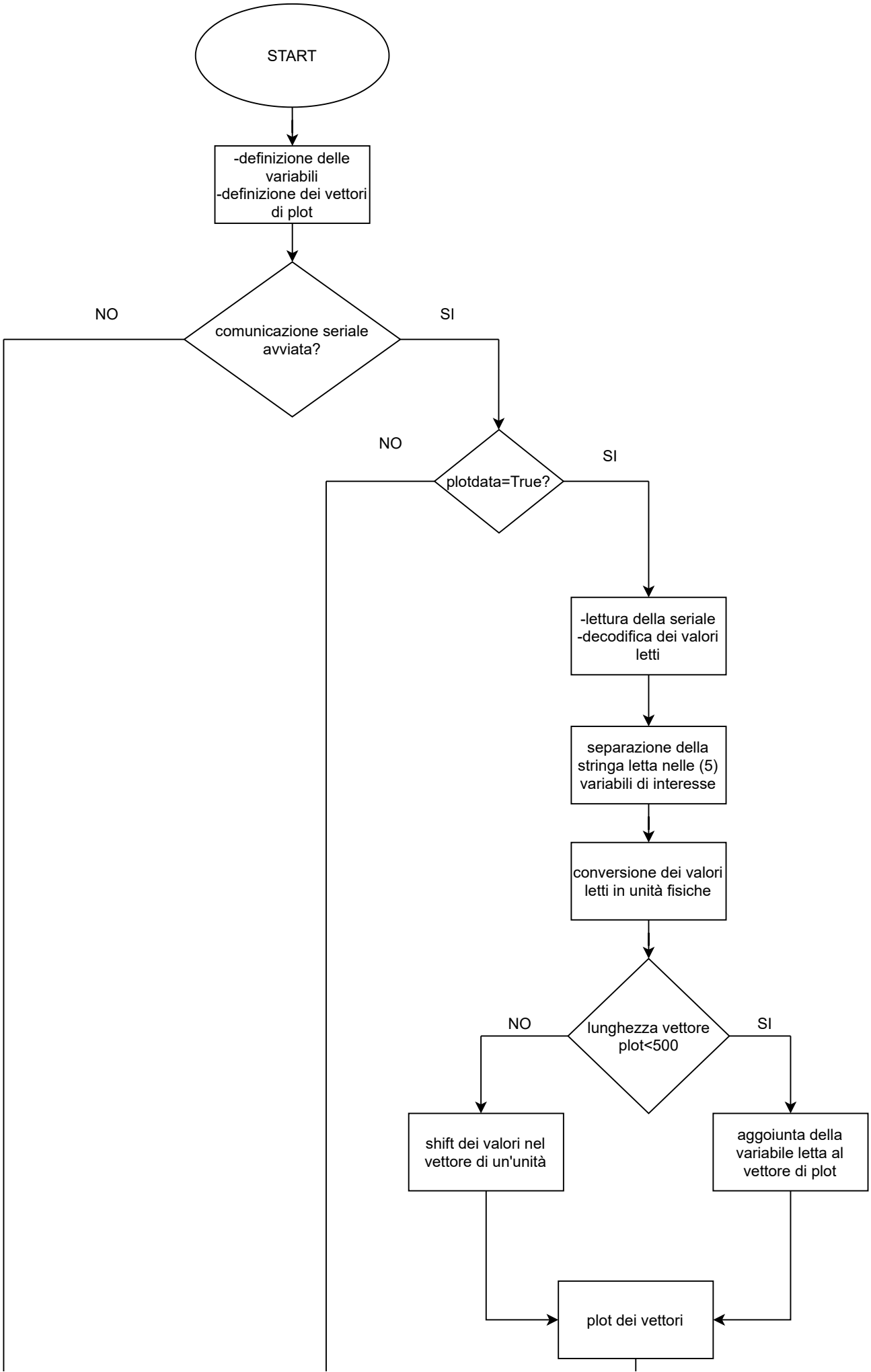


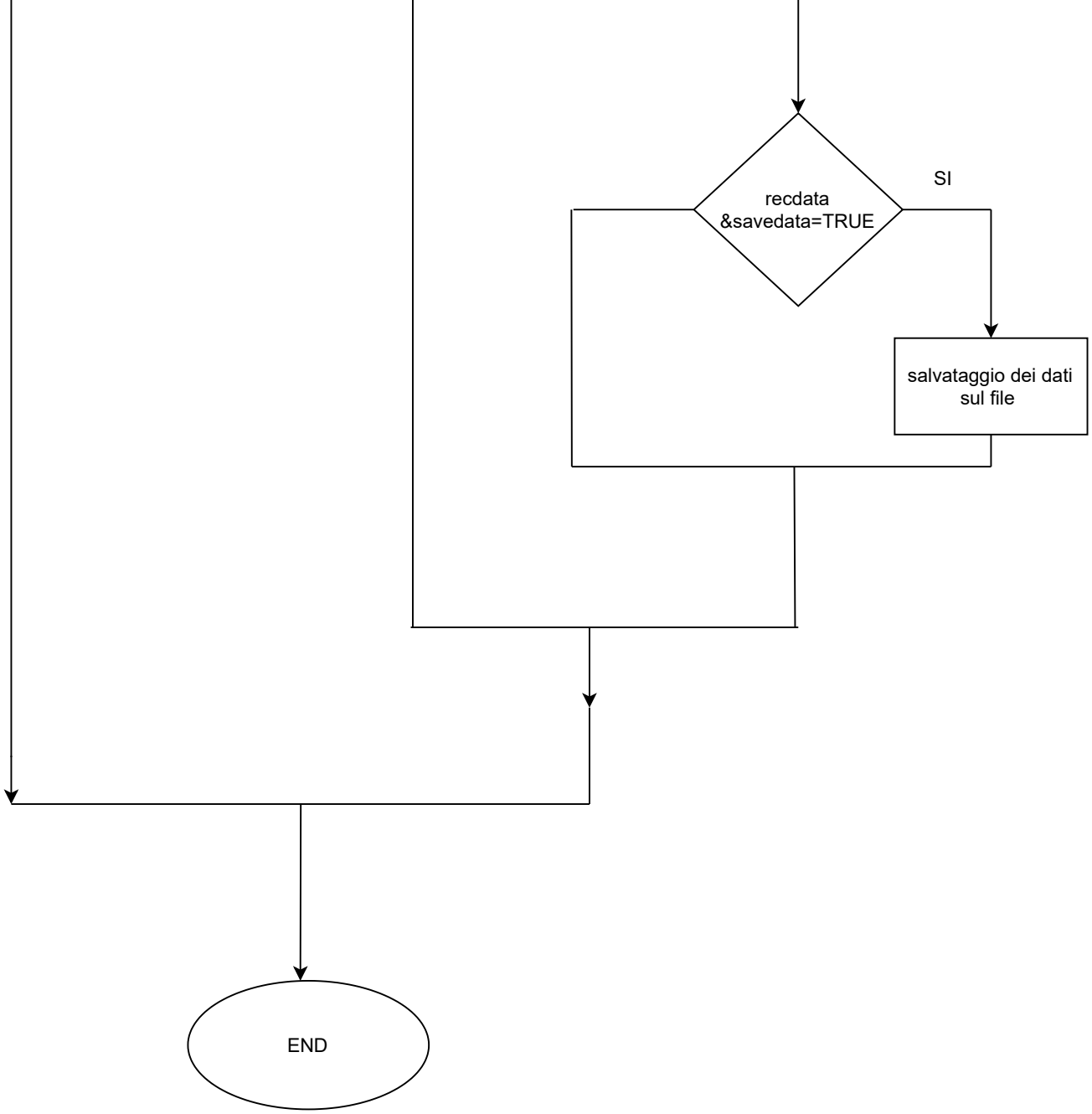
Figura 4.4: Diagramma di flusso della funzione "startrec"

4.3.1.5 Funzione "plotandsave"

La sottofunzione che svolge il maggior numero di compiti all'interno del software dell'interfaccia grafica, è quella denominata "plotandsave" essa permette, qualora le variabili booleane soddisfino determinate condizioni, di rappresentare in realtime i dati provenienti dal ricevitore e di salvarli sul file designato dall'utente. Tale funzione viene richiamata direttamente nel main loop, senza che vi sia la necessità,da parte dell'utente, di premere alcun pulsante.Viene di seguito riportato il diagramma di flusso della funzione descritta.

PLOT_AND_SAVE




recdata
&savedata=TRUE
SI
salvataggio dei dati
sul file
END

Capitolo 5

Assemblaggio del Prototipo

Una volta programmato il firmware dei due microcontrollori e sviluppata l'interfaccia grafica,è stato assemblato un primo prototipo con cui sono state realizzate alcune prove preliminari per valutare la correttezza del dispositivo nel riportare l'onda capnografica. In particolare, i fattori che maggiormente hanno influito sui risultati delle prove preliminari, sono stati:

- disposizione del motore e del sensore nella linea di prelievo
- tensione di alimentazione del motore.
- inserimento del tubo in nafion nella linea di prelievo

Inizialmente è stato assemblato un primo prototipo all'interno di un contenitore già presente nel laboratorio. Tale soluzione, tuttavia, non è risultata essere pratica per svolgere i test necessari a valutare la migliore disposizione della linea di prelievo e, inoltre, prevedeva l'utilizzo di una pompa a membrana che non era in grado di garantire una portata sufficientemente elevata da permettere una rappresentazione corretta dell'onda capnografica. La figura 5.1 rappresenta la soluzione appena descritta. Dalla figura è possibile notare in particolare la disposizione del filtro e

Figura 5.1: Primo prototipo assemblato

del sensore di pressione differenziale, tale disposizione è stata mantenuta anche nel prototipo finale, ai due componenti del sistema appena citati vengono collegati due tubi di prelievo.

5.1 Test della linea di prelievo

Come precedentemente detto, la prima soluzione adottata non si prestava ad una pratica valutazione della disposizione dei vari componenti nella linea di prelievo. Per ovviare a questo problema,i componenti del sistema sono stati assemblati su una basetta in plexiglass provvisoria, aperta, che garantisse maggiore comodità durante i test. In figura 5.2 è riportata la basetta di plexiglass su cui sono stati condotti i test. Come precedentemente detto,sperimentalmente è stato osservato

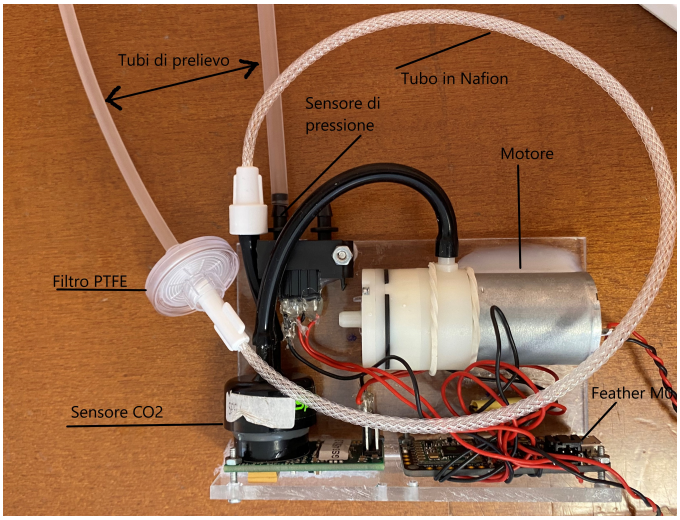


Figura 5.2: Basetta di assemblaggio

che i fattori che maggiormente influenzano i risultati in termine di rappresentazione grafica della forma d'onda capnografica sono:

- tensione di alimentazione del motore
- posizionamento del motore nella linea di prelievo

I test sono stati condotti valutando questi effetti ed è stata infine scelta per l'assemblaggio definitivo la configurazione che garantisse i risultati migliori.Il protocollo con cui sono stati eseguiti i test è stato il seguente:

- Durata del test: un minuto e trenta secondi
- Condizioni di test del soggetto: seduto ,respiri lenti e profondi.

- Respiri effettuati all'interno di un tubo di gomma precedentemente forato per l'inserimento del tubo di prelievo.

Nota: i test non sono stati effettuati prelevando l'aria all'interno del volume della mascherina in maniera tale da non introdurre errori nella valutazione , dettati, ad esempio, dalla non ripetibilità del posizionamento del tubo di prelievo al variare delle prove.

5.1.1 Valutazione degli effetti della tensione sul segnale capnografico

Il primo effetto che è stato possibile valutare è quello riguardante la tensione di alimentazione del motore. La pompa DC 12V è in grado di essere alimentata ad un valore massimo di 12V, garantendo in queste condizioni un flow rate di circa 3 l/min in assenza di carico. Tuttavia, la massima tensione di alimentazione supportata dal Feather M0 LoRa risulta essere pari a 6v, pertanto, per evitare di posizionare due alimentatori separati per i due componenti, i test sono stati condotti sfruttando due batterie diverse le quali alimentavano l'intero sistema. In particolare le batterie utilizzate sono state le seguenti :

- batteria LIPO operante ad una tensione nominale di 3.7 V
- Powerbank con uscita a 5V e attacco micro USB

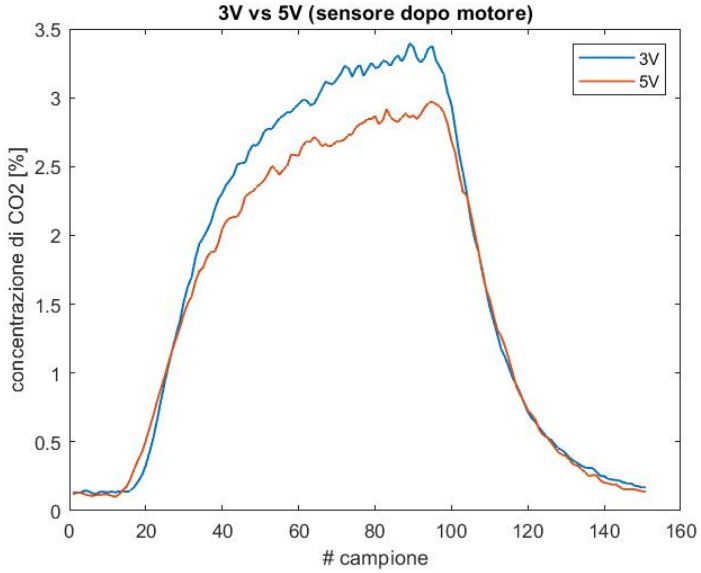
L'effetto di un aumento della tensione di alimentazione del motore è quello di garantire un maggior flow rate e , di conseguenza, una maggior velocità di riempimento della camera di misurazione della CO_2 con conseguente maggior rapidità di svuotamento per la misura successiva. Ciò si traduce in una forma d'onda in cui sono maggiormente visibili i plateau respiratori e in cui i valori delle concentrazioni di CO_2 al termine della fase di inspirazione sono prossimi a quelli dell'aria ambientale.I flow rate garantiti dal motore nelle diverse condizioni di alimentazione sono stati misurati con un flussimetro e i risultati sono riportati in tabella 5.1: In figu-

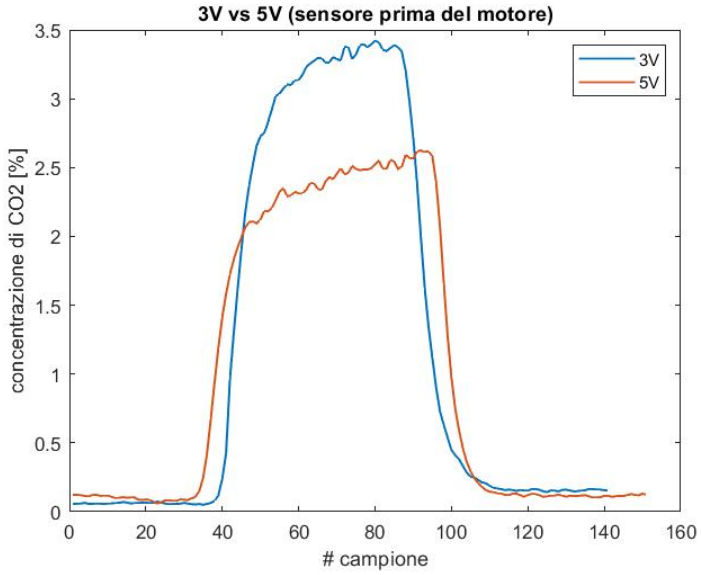
Tensione di alimentazione [V]	Flow Rate [l/min]
3.3	circa 500
5	circa 900 (stimato)

Tabella 5.1: Flow rate al variare della tensione di alimentazione

ra 5.3vengono riportati due periodi sovrapposti del segnale capnografico, ricavato effettuando due prove a tensione differente mantenendo inalterata la disposizione

(a) motore posizionato prima del sensore





(b) motore posizionato dopo il sensore

Figura 5.3: Effetti della tensione di alimentazione sul segnale capnografico

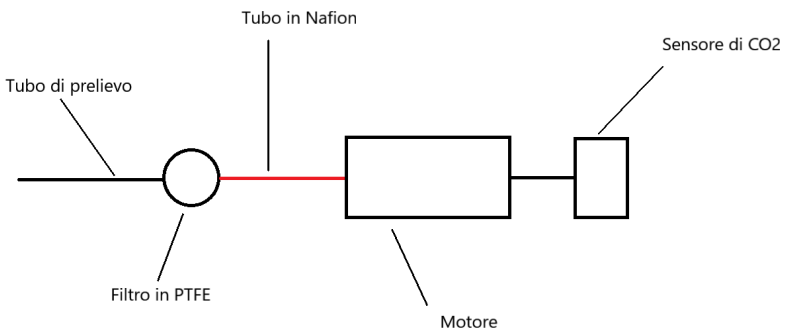
del sensore di CO_2 rispetto a quella del motore (sensore dopo il motore in figura 5.3a,sensore prima del motore in figura 5.3b). E' possibile notare come l'effetto più evidente della tensione di alimentazione sia quello di fare diminuire i valori medi di $EtCo_2$ e di CO_2 a fine inspirazione,mentre l'effetto sulla pendenza dei fronti di

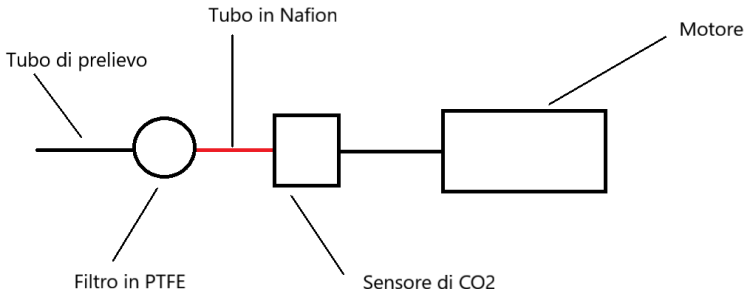
salita e di discesa è presente ma meno percepibile.

5.1.2 Valutazione degli effetti del posizionamento del sensore di CO_2 nella linea di prelievo

L'altro importante effetto sulla rappresentazione dell'onda capnografica è stato quello riguardante il posizionamento di vari componenti nella linea di prelievo. In particolare, l'effetto maggiormente percepibile è risultato essere causato dal posizionamento del sensore di CO_2. Le configurazioni testate sono schematizzate in figura 5.4,mentre in figura 5.5 sono riportati due periodi sovrapposti del segnale capnografico, ricavato effettuando due prove variando il posizionamento del sensore nella linea di campionamento , a parità di tensione.

(a) motore posizionato prima del sensore





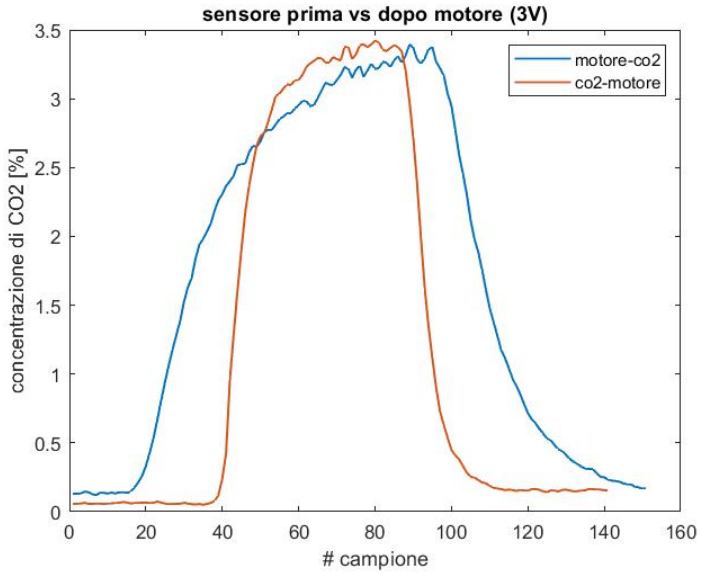
(b) Motore posizionato dopo il sensore

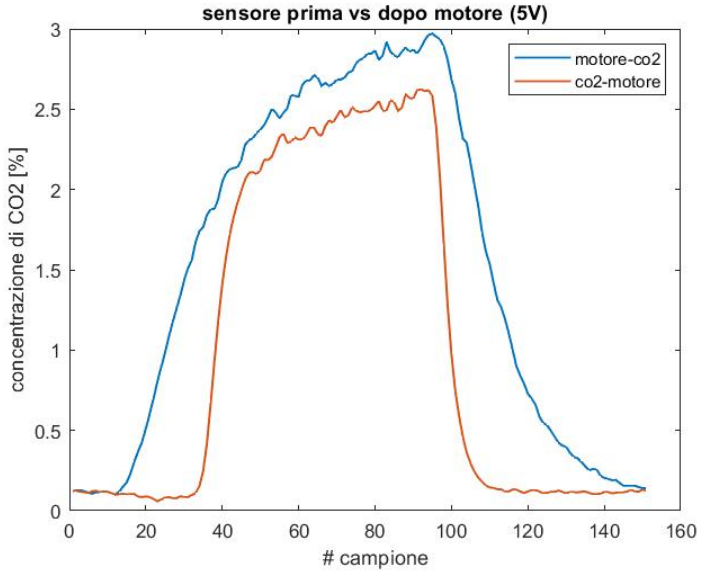
Figura 5.4: configurazioni delle linee di prelievo

E' possibile in questo caso notare un netto miglioramento nella rappresentazione

del segnale capnografico nel momento in cui il sensore di CO_2 viene posizionato prima del motore, sia alimentando a 3.3V (figura 5.5a) che a 5V (figura 5.5b).In entrambi i casi, infatti, si notano fronti di salita e di discesa molto più ripidi e plateau espiratori più visibili.

(a) alimentazione a 3.3V





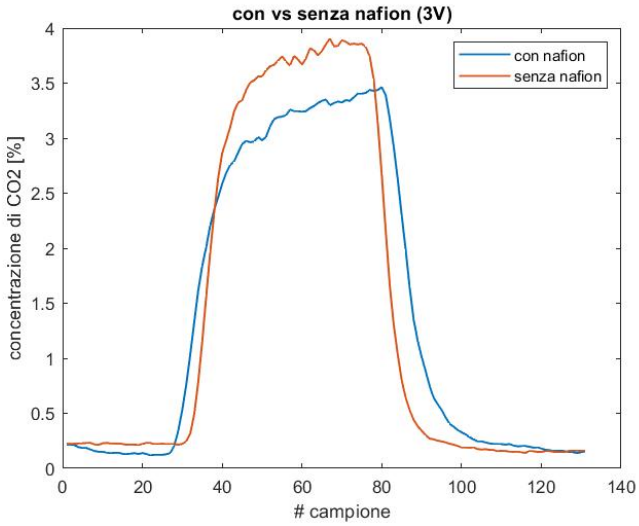
(b) alimentazione a 5V

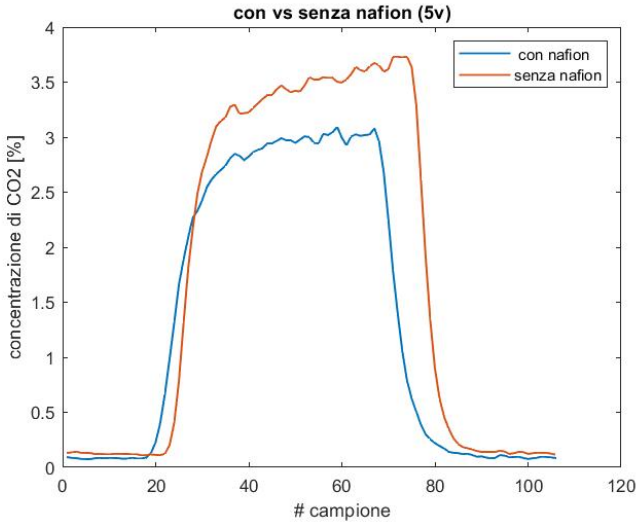
Figura 5.5: Effetti del posizionamento del sensore di CO_2 sul segnale capnografico

5.1.3 Valutazione dell'effetto dell'inserimento del tubo di nafion nella linea di prelievo

Sono state condotte delle prove per valutare anche l'effetto dell'inserimento del tubo di nafion nella linea di prelievo sulla rappresentazione capnografica. In generale è stato notato che l'effetto dell'umidità sul sensore di CO_2 è quello di innalzare i valori letti. Di conseguenza l'introduzione di un tubo in nafion(il quale è un materiale particolarmente idrofilico e che ha la funzione di seccare l'aria presente nel tubo fino a portarla in equilibrio con l'umidità presente nell'ambiente esterno) ha come effetto un generale abbassamento della concentrazione di CO_2, tuttavia, tale effetto è trascurabile rispetto a quelli riguardanti la tensione il posizionamento del sensore di CO_2 nella linea di prelievo, inoltre, l'introduzione di un tubo in nafion permette di effetturae prove di durata maggiore senza che l'umidit diventi eccessivamente alta nella linea di prelievo, con la possibilità di formazione di condensa e di danneggiamento del sensore stesso. In figura 5.6 sono riportati i confronti effettuati in presenza o in assenza del nafion nella linea di prelievo, le prove sono state condotte posizionando il sensore prima della pompa. Si nota come la forma rimanga pressoché invariata sia alimentando a 3.3V che a 5V, leggere differenze si notano nei valori di $EtCO_2$, che risultano essere più maggiori nel caso in cui il nafion non sia presente nella linea di prelievo.

(a) Alimentazione a 3.3V





(b) Alimentazione a 5V

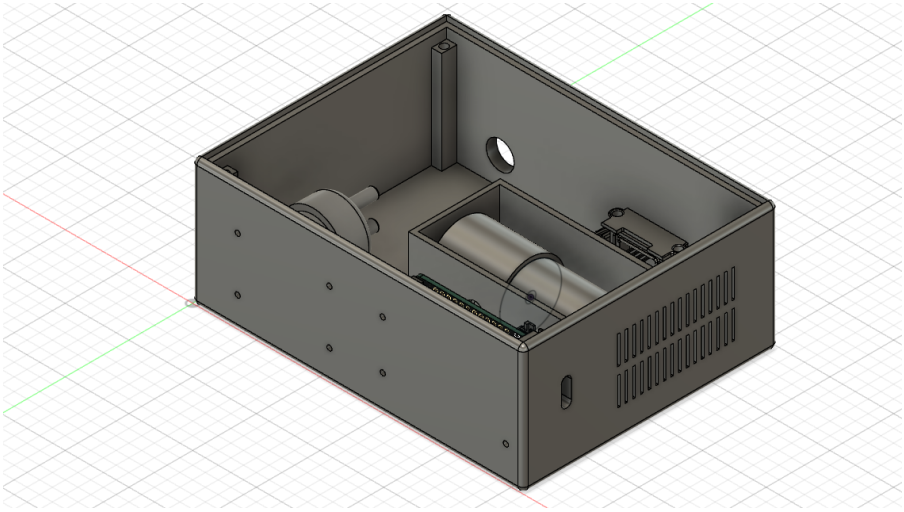
Figura 5.6: Effetto del nafion sull'onda capnografica

5.1.4 Configurazione scelta

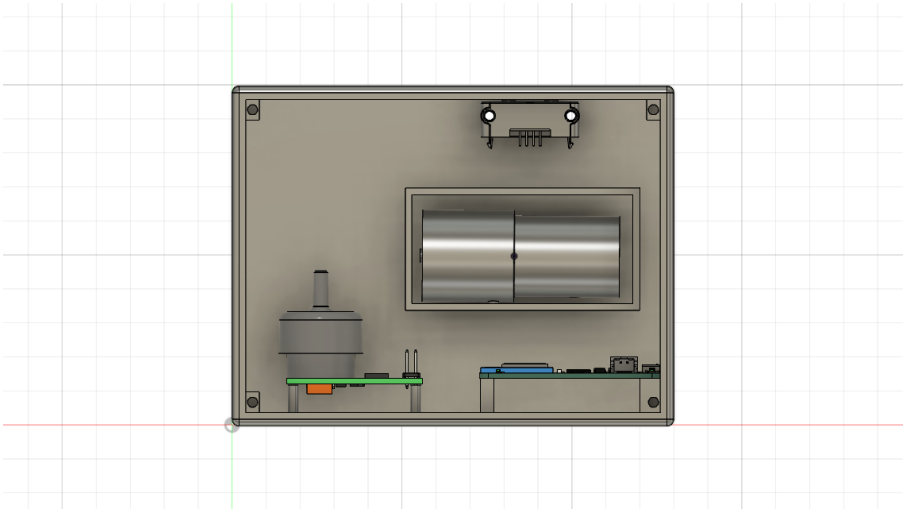
In generale, le prove hanno mostrato una maggior accuratezza nel riportare il segnale capnografico utilizzando le configurazioni per cui il sensore di CO_2 si trovava, nella linea di prelievo, prima del motore, ciò è indice del fatto che lo spazio morto introdotto dal volume della pompa non è trascurabile , pertanto la scelta deve necessariamente ricadere su una tra le configurazioni i cui risultati sono riportati in figura 5.5 A questo punto il discrimine è dettato dalla tensione di alimentazione del motore, un'alimentazione a voltaggio maggiore garantisce un più rapido ricambio di aria nella camera di misurazione e quindi una visualizzazione più netta dei fronti di salita o discesa del segnale, d'altro canto, per alimentare a 5V il sistema è necessario utilizzare un powerbank con ingombri nettamente superiori rispetto alla LIPO. Pertanto, dovendo accettare un compromesso, si è scelto di alimentare il sisetma con la batteria LIPO , connettendo tuttavia , tramite un transistor bjt , il motore al pin BAT del feather , in questo modo è stata misurata una tensione ai capi del motore pari a 3.65 V nel momento di carica massima della batteria (tensione nominale pari a 3.7 V),guadagnando 300 mV rispetto alla configurazione testata.

5.2 Realizzazione del Case e assemblaggio finale del prototipo

Una volta scelta la configurazione più adatta per gli scopi del progetto, è stato modellizzato un contenitore per il sistema nel suo complesso. Per la modellazione è stato utilizzato il software *Fusion 360*, prodotto dalla Autodesk ([5]),tale software permette di effettuare,a seguito dell'importazione dei modelli CAD dei diversi componenti, un rendering dell'intero sistema,in maniera tale da consentire una corretta e rapida visualizzazione degli ingombri di ciascun componente.In figura 5.7 sono riportate due viste differenti del modello 3D realizzato con il software di modellazione sopra citato,all'interno del quale è possibile notare la predisposizione dei componenti del sistema, mentre in figura 5.8 è riportato il disegno con le relative quote.



(a) vista assonometrica del modello 3D realizzato



(b) vista in pianta del modello 3D realizzato

Figura 5.7: Modello 3D del case del prototipo

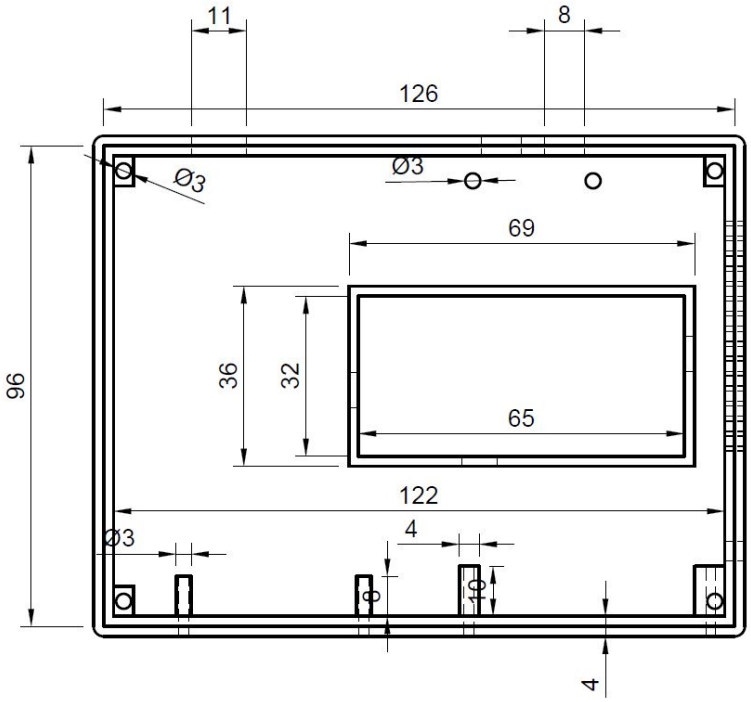
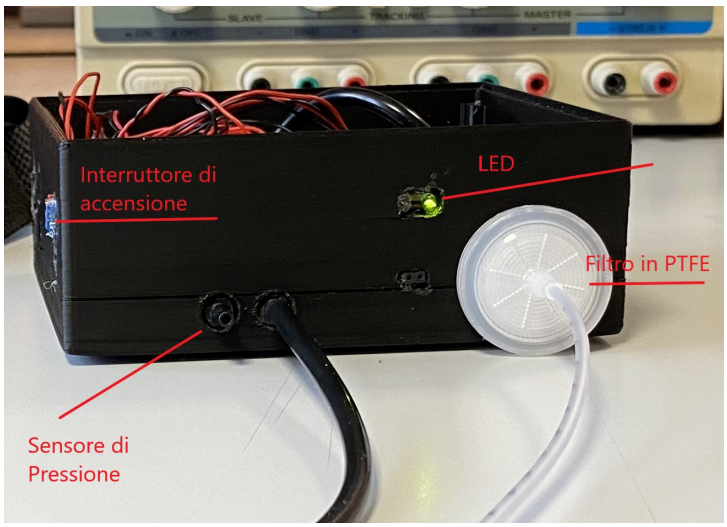
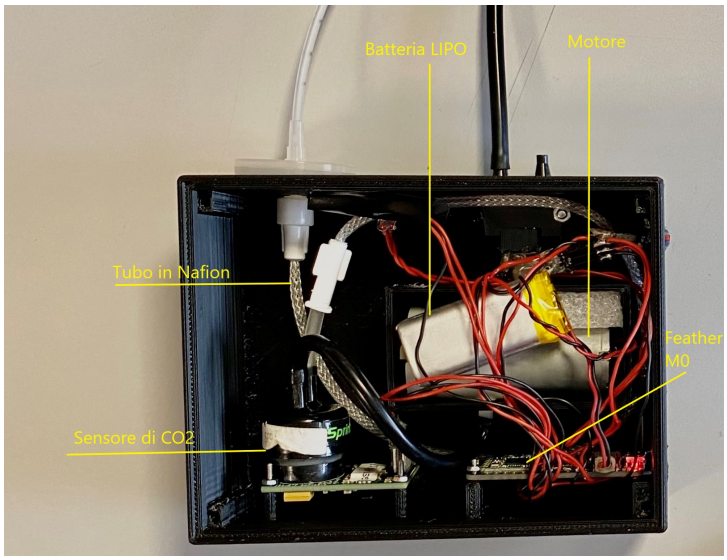


Figura 5.8: Disegno quotato del modello del case realizzato

Infine, una volta realizzato il modello, il case è stato stampato tramite stampante 3d a filamento , il materiale utilizzato è stato il PLA. In figura 5.9 è mostrato il risultato finale della stampa con conseguente assemblaggio del prototipo.In figura 5.10 viene invece riportato lo schema di montaggio in cui vengono evidenziati i vari collegamenti tra i diversi componenti.



(a) vista frontale del case stampato in PLA



(b) vista in pianta del case stampato in PLA

Figura 5.9: Assemblaggio finale del sistema nel case stampato in 3d

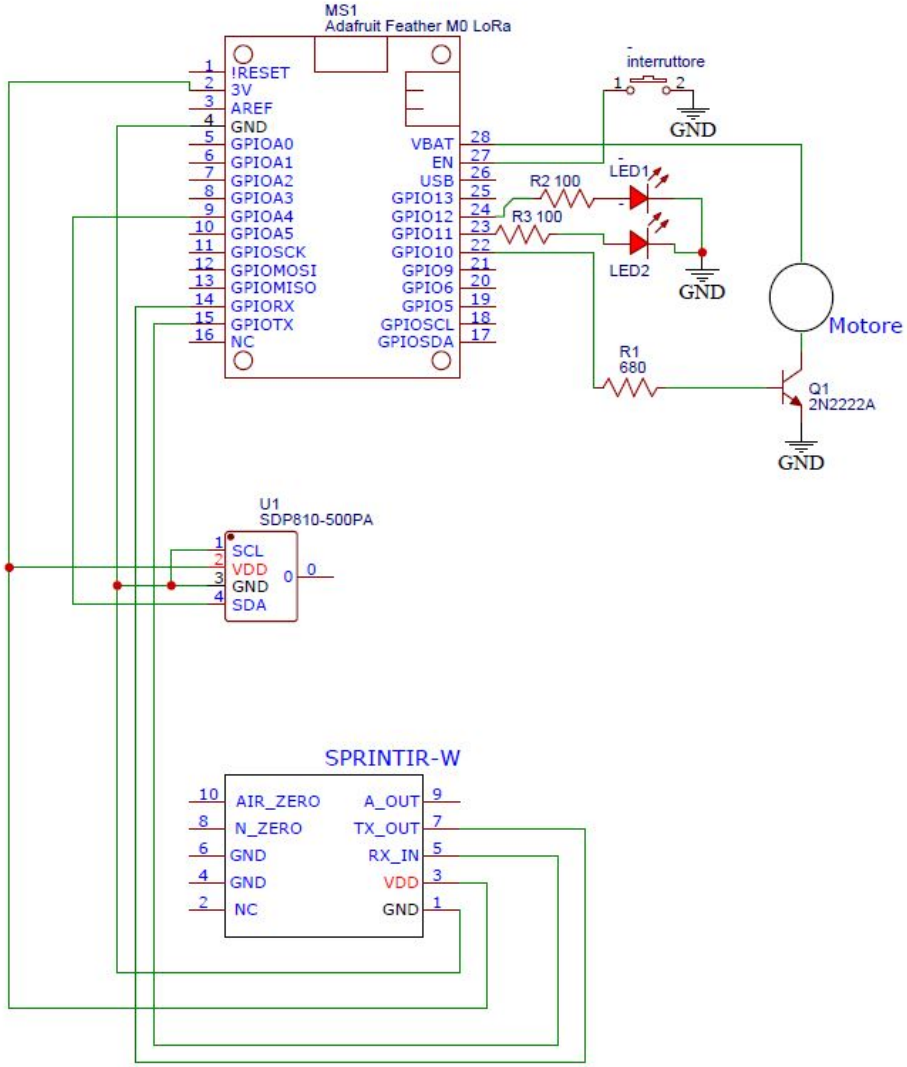


Figura 5.10: Schema di montaggio del prototipo

Capitolo 6

Test del Prototipo realizzato

Le ultime attività svolte durante il progetto di tesi ,hanno riguardato il testing del dispositivo e la valutazione delle perfomance di quest'ultimo. In particolare, il sistema è stato testato testato valutando i seguenti aspetti:

- Durata della batteria
- Raggio di trasmissione.

Infine sono state effettuate, dopo aver stabilito un protocollo che garantisse elevata riproducibiltà, diverse prove di utilizzo da parte del medesimo soggetto,al variare del tipo di mascherina indossato.Nel presente capitolo verranno quindi illustrati i test effettuati e i protocolli adottati e verranno quindi commentati i risultati ottenuti.

6.1 Test di durata della batteria

Essendo il dispositivo alimentato tramite una batteria a polimeri di Litio, risulta importante effettuare una valutazione di durata di quest'ultimo. La batteria utilizzata ha una tensione nominale di 3.7 V ed una capacità di 500 mAh.Nel momento in cui sono state effettuate le prove, la batteria non era al massimo della carica (teoricamente si dovrebbe avere un massimo di 4.2V), ma la tensione risultava comunque essere superiore a quella nominale (si è infatti partiti da un valore di tensione leggermente superiore ai 3.8V).Il test condotto ha avuto una durata di 45 minuti, durante i quali è stato osservato un decremento lineare costante della tensione di batteria. Partendo da un valore di 3.82 V si è scesi ad un valore di 3.67 (ovvero una perdita di 150 mV),presumendo che la curva di scarica rimanga costante e considerando che il microcontrollore taglia l'alimentazione della batteria nel momento in cui questa scende sotto ad un valore di 3.2V, il dispositivo ha un'autonomia stimata di 3h partendo da una tensione di 3.8 V. In figura 6.1 viene riportato il grafico che illustra la curva di scarica della batteria.

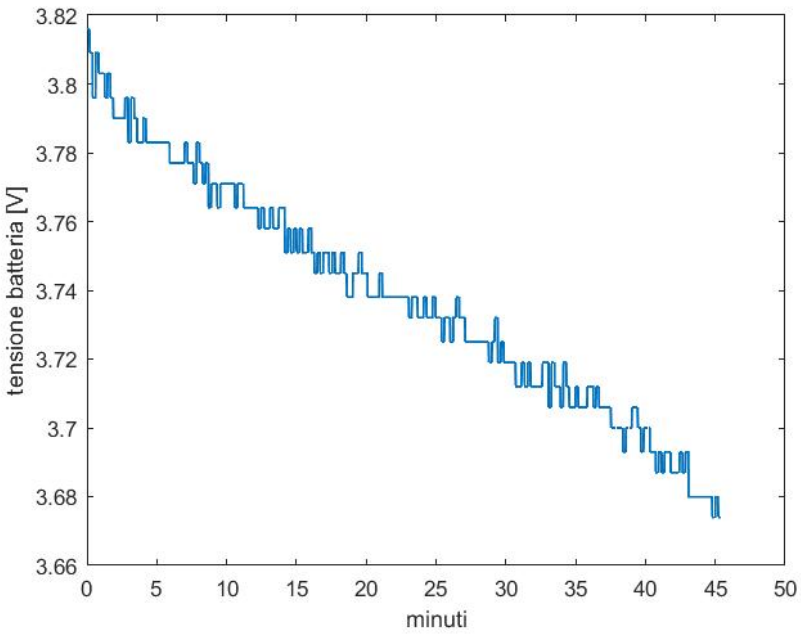


Figura 6.1: Curva di scarica della batteria

6.2 Valutazione della distanza massima di trasmissione

Poiché il dispositivo progettato è pensato per essere indossato dal soggetto,il quale può utilizzarlo mentre compie svariate attività e può quindi allontanarsi dal ricevitore e dal pc a cui esso è collegato,sono stati effettuati dei test per valutare la distanza massima di trasmissione. Sono stati,pertanto, effettuati tre diversi test a tre diverse distanze seguendo il seguente protocollo:

- Test 1:Distanza pari a circa 20 m dal ricevitore,durata : 3 minuti,ambiente: indoor,potenza di trasmissione:20 dBm
- Test 2: Distanza pari a circa 50 m dal ricevitore,durata : 3 minuti,ambiente: indoor,potenza di trasmissione:20 dBm
- Test 3: Distanza pari a circa 80 m dal ricevitore, durata:3 minuti, ambiente: indoor,potenza di trasmissione:20 dBm

I risultati sono stati analizzati in ambiente MATLAB: sfruttando il numero progressivo inviato dal trasmettitore sono state conteggiate le volte in cui tale numero è risultato essere differente di più di un'unità da quello ad esso precedente (il che significa che un dato è stato perso).I risultati sono riassunti nella tabella 6.1 ,che

Distanza [m]	Dati Persi [%]
20	0.2
50	1.6
80	10.9

Tabella 6.1: Risultati dei test di portata della trasmissione

riporta in percentuale il numero di pacchetti persi rapportato al totale dei pacchetti inviati. Come si può notare dai risultati, le perfomances calano significativamente all'aumentare della distanza, portando ad un errore non trascurabile ad una distanza di 80 m. Da notare il fatto che soltanto il microcontrollore che funge da ricevitore è dotato di antenna, pertanto, si potrebbero ottenere risultati nettamente migliori dotando di antenna anche il trasmettitore.

6.3 Prove di utilizzo e valutazione dei segnali registrati

Una volta portati a termine i test di valutazione delle permofances tecniche del dispositivo, sono state condotte delle prove preliminari di utilizzo,i dati sono stati raccolti in file di testo e quindi analizzati in ambiente MATLAB ,al fine di ottenere informazioni riguardanti le concentrazioni di CO_2 e i valori di pressione nello spazio morto della mascherina.

6.3.1 Stima del ritardo tra segnale capnografico e segnale di pressione

Un primo set di test è stato condotto al fine di valutare la differenza nei tempi di risposta del sensore di CO_2 e di quello di pressione. Sono stati quindi calcolati gli istanti corrispondenti alla fine dell'espirazione sia sul segnale di CO_2 che su quello di pressione differenziale. Il protocollo utilizzato è stato il seguente: indossando una mascherina chirurgica,il soggetto ha compiuto quattro atti respiratori in un minuto, a ciascun atto respiratorio sono seguiti circa 10 secondi di apnea, il test è stato ripetuto seguendo le medesime condizioni per tre volte.In figura 6.2 sono riportati i grafici relativi ad una di queste prove , su cui sono evidenziati gli istanti di fine espirazione sia sul segnale di CO_2 che su quello di pressione differenziale.I risultati riportati hanno evidenziato un ritardo medio pari a 0.49 s del segnale di CO_2 rispetto a quello di pressione, in accordo con quanto ci si sarebbe aspettato in linea teorica, infatti, tale ritardo è introdotto dallo spazio morto della linea di prelievo (composta da tubo di prelievo, filtro in PTFE tubo in nafion e camera

di misurazione del sensore stesso); il volume di tale spazio morto è stato stimato essere pari a circa 10ml.

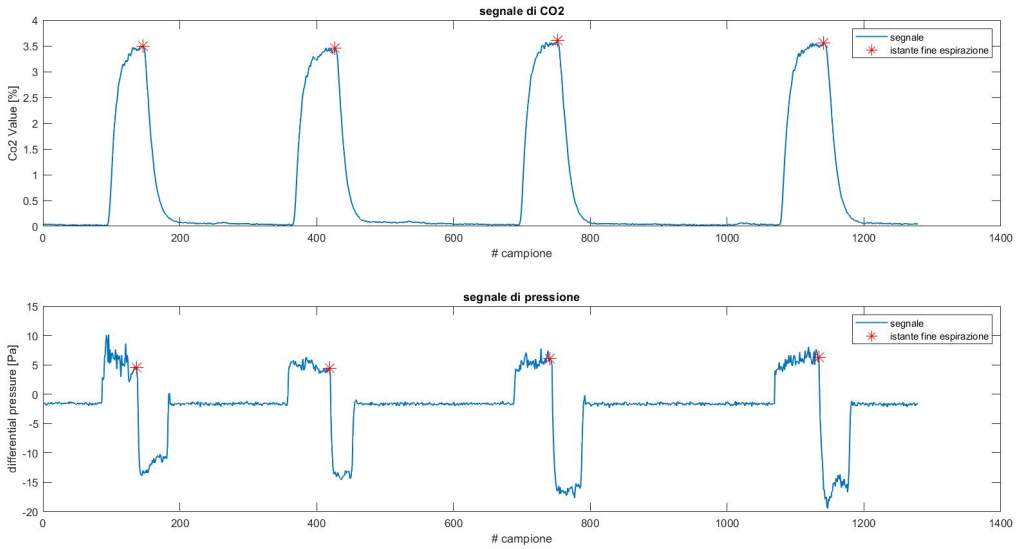


Figura 6.2: Delay tra segnale di pressione e di CO_2

6.3.2 Prove di utilizzo e risultati

Le prove volte a testare il dispositivo nelle condizioni di utilizzo per cui è stato progettato sono state effettuate su un soggetto seguendo i seguenti protocolli :

- Protocollo 1: 30 secondi in posizione di riposo (seduto), 2 minuti e 30 secondi di camminata a velocità confortevole , 30 secondi in posizione di riposo
- Protocollo 2: 30 secondi in posizione di riposo, 2 minuti e 30 salendo e scendendo da una rampa di scale,30 secondi in condizioni di riposo.

Entrambi i protocolli sono stati eseguiti dal soggetto utilizzando tre diversi tipi di mascherina: in particolare:

1. Una mascherina chirurgica
2. Una mascherina certificata FFP2
3. Una mascherina sviluppata appositamente per garantire un elevato comfort durante lo svolgimento di attività sportiva

I risultati raccolti sono quindi stati analizzati in ambiente MATLAB , in particolare, sia per quanto riguarda il segnale capnografico che per quanto riguarda il segnale di pressione, sono stati individuati gli istanti di inizio e fine espirazione , i quali sono stati utilizzati per calcolare i seguenti parametri:

1. Per quanto riguarda il segnale capnografico:
   - Media dei valori di $EtCO_2$
   - Media della concentrazione di CO_2 nella fase di inspirazione
   - Media della concentrazione di CO_2 nella fase di espirazione
   - Media dei valori di CO_2 a inizio espirazione
2. Per quanto riguarda il segnale di pressione:
   - Media dei valori durante la fase di inspirazione
   - Differenza tra massimo e minimo valore nella fase di inspirazione

Risultati ottenuti seguendo il primo protocollo con la mascherina chirurgica In figura 6.3 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina chirurgica, su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.2.

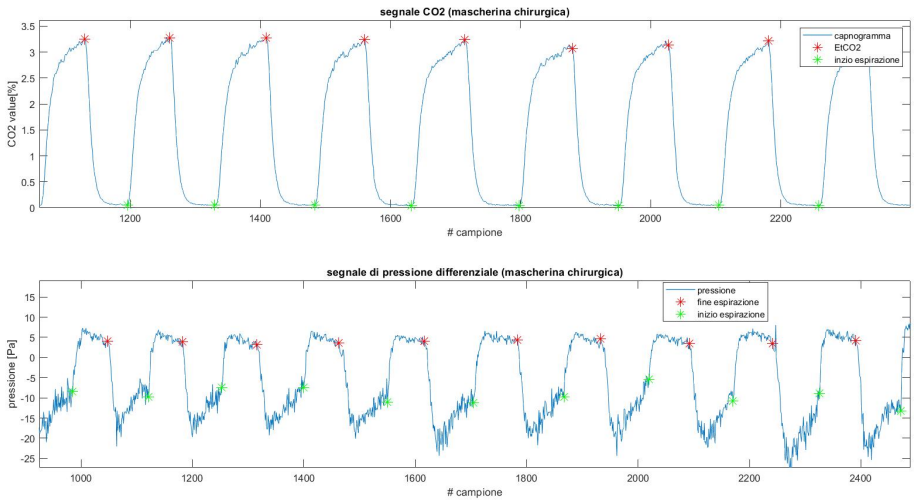


Figura 6.3: Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina chirurgica

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	3.2 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	0.6 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.4%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.05%
Media durata atto respiratorio	6.6 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	11.1 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	25.8 Pa

Tabella 6.2: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.3

Risultati ottenuti seguendo il primo protocollo con la mascherina FFP2
In figura 6.4 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina chirurgica, su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.3.

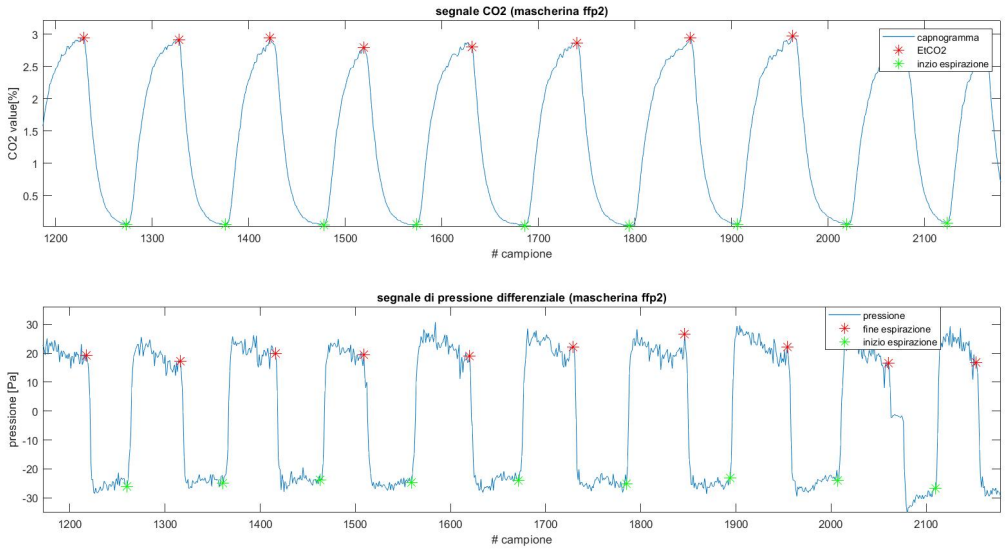


Figura 6.4: Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina FFP2

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	2.95 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	0.79 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.02%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.06%
Media durata atto respiratorio	5.23 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	7.1 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	54.88 Pa

Tabella 6.3: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.4

Risultati ottenuti seguendo il primo protocollo con la mascherina Sherpa In figura 6.5 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina sherpa (sviluppata appositamente per lo svolgimento dell'attività sportiva), su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.4.

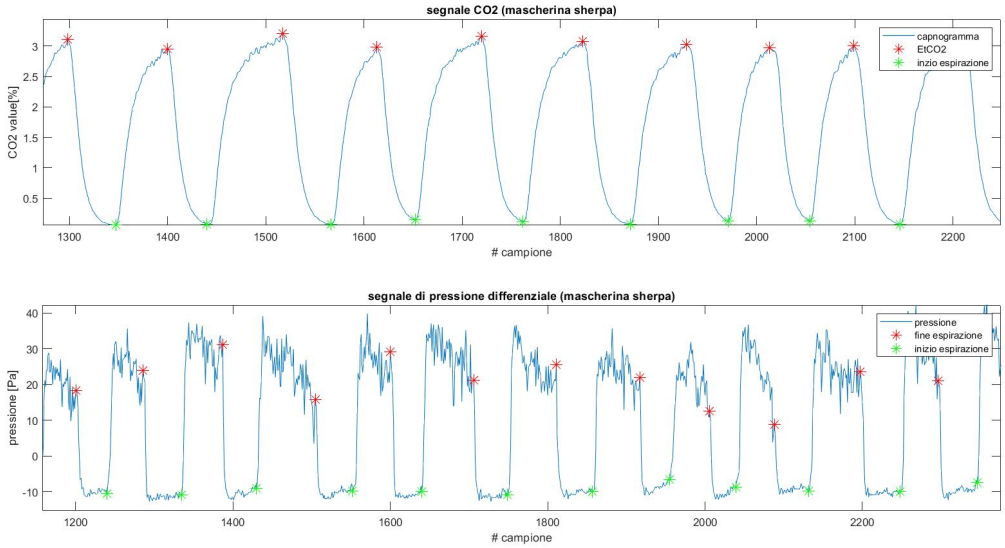


Figura 6.5: Risultati della prova eseguita camminando con la mascherina Sherpa

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	3.07 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	1.08 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.2%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.12%
Media durata atto respiratorio	4.8 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	7.9 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	30.80 Pa

Tabella 6.4: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.5

Risultati ottenuti seguendo il secondo protocollo con la mascherina chirurgica In figura 6.6 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina chirurgica, su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.5.

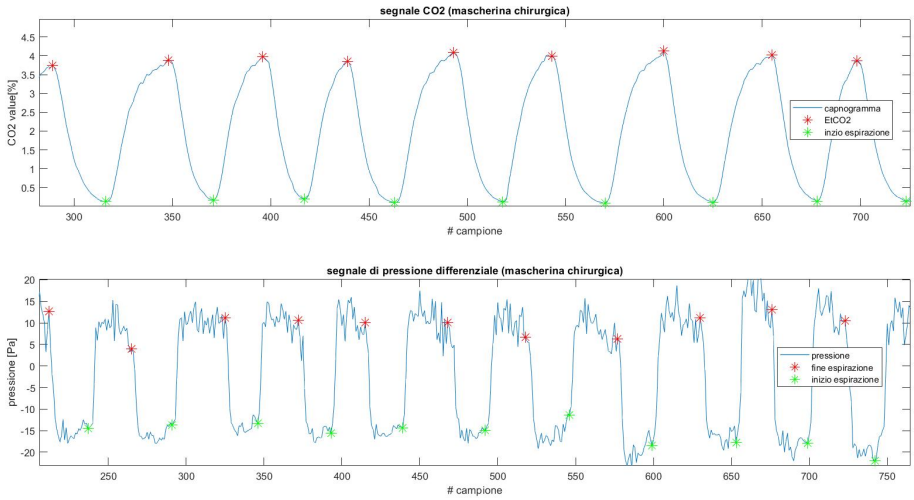


Figura 6.6: Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina chirurgica

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	3.95 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	1.4 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.5%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.12%
Media durata atto respiratorio	2.63 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	11.6 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	27.03 Pa

Tabella 6.5: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.6

Risultati ottenuti seguendo il secondo protocollo con la mascherina FFP2
In figura 6.4 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina FFP2, su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.6.

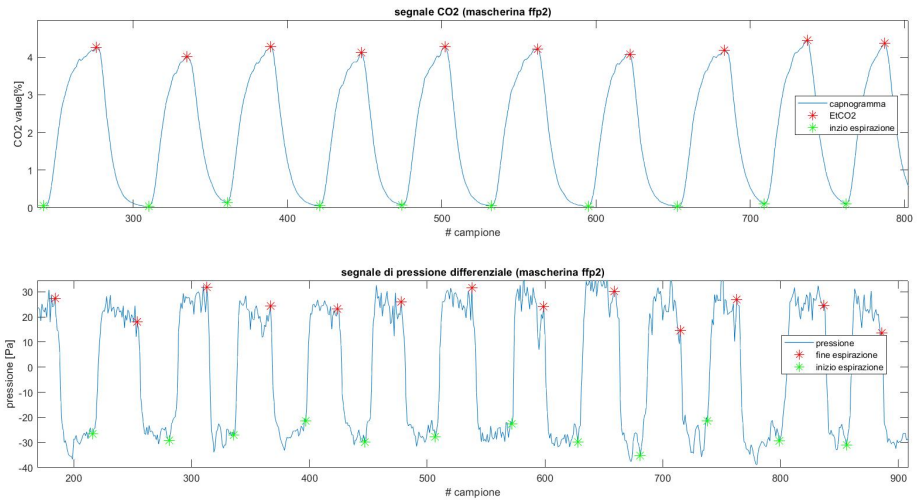


Figura 6.7: Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina FFP2

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	4.23 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	1.47 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.67%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.07%
Media durata atto respiratorio	2.93 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	21.5 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	57.63 Pa

Tabella 6.6: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.7

Risultati ottenuti seguendo il secondo protocollo con la mascherina Sherpa In figura 6.8 sono mostrati i grafici ottenuti effettuando la prova indossando la mascherina Sherpa, su entrambi i segnali sono indicati gli istanti di inizio e fine espirazione, utilizzati per ricavare i parametri riassunti nella tabella 6.7.

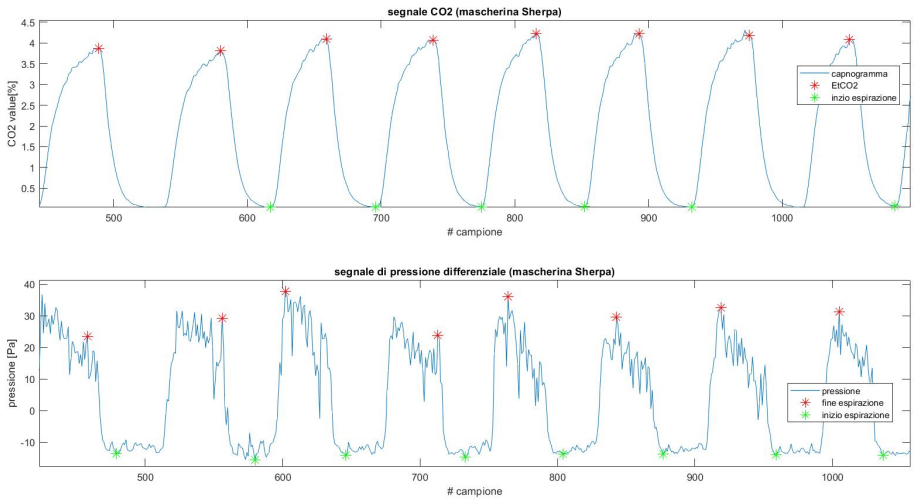


Figura 6.8: Risultati della prova eseguita salendo le scale con la mascherina sherpa

Parametro	Risultato
$EtCO_2$ medio	3.9 %
Media CO_2 in fase di inspirazione	1.06 %
Media CO_2 in fase di espirazione	2.56%
Valor medio CO_2 a inizio espirazione	0.065%
Media durata atto respiratorio	3.68 s
Valor medio del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	7.9 Pa
Variazione massima del segnale di pressione durante la fase di inspirazione	37.2 Pa

Tabella 6.7: Riassunto dei risultati mostrati in figura 6.8

6.3.3 Commenti sui risultati ottenuti

I risultati ottenuti seguendo il primo protocollo non evidenziano particolari differenze per quanto riguarda il segnale capnografico in nessuno dei parametri presi in considerazione,leggere differenze possono essere notate nella durata media degli atti respiratori, tuttavia i dati raccolti non sono sufficienti per poter affermare che tale differenza sia determinata dal tipo di mascherina indossata; variazioni maggiori si notano invece considerando i parametri relativi al segnale di pressione, con un valore medio massimo durante la fase di inspirazione maggiore utilizzando la mascherina FFP2 rispetto alle altre due testate. E' ,infine, da considerare il fatto che l'assenza di differenze significative sul segnale di CO_2 non sia del tutto inaspettata: in condizioni in cui lo sforzo fisico richiesto al soggetto non sia elevato, infatti,la respirazione resta pressoché la medesima in termini di frequenza e,di conseguenza, di ventilazione , pertanto non ci si aspetta una variazione significativa sul segnale capnografico.Per quanto riguarda i risultati ottenuti seguendo il secondo protocollo, invece, si nota come vi sia un valore leggermente superiore di $EtCO_2$ utilizzando la mascherina FFP2 e come , in generale, tutti i valori di concentrazione di CO_2 e di differenza di pressione siano leggermente superiori alle corrispettive prove ottenute seguendo il protocollo 1. In tabella 6.8 viene, infine, proposto un confronto finale in cui sono riassunti tutti i risultati ottenuti con le diverse prove.

Confronto finale mascherine						
	Condizioni di riposo			**Condizioni sotto sforzo**		
	Chirurgica	FFP2	Sherpa	Chirurgica	FFP2	Sherpa
$EtCo_2$ medio	3.1 %	2.9 %	3.0 %	4.0%	4.2 %	3.9 %
CO_2 media in inspirazione	0.6%	0.8%	1.1%	1.4%	1.5 %	1.1%
CO_2 media in espirazione	2.0%	2.0%	2.2%	2.5%	2.7 %	2.6%
CO_2 a inizio espirazione (media)	0.05%	0.06%	0.09%	0.12%	0.07 %	0.06%
Media durata respiro (s)	6.5	5.23	4.8	2.63	2.93	3.68
Segnale di Pressione (media in inspirazione)	11 Pa	7 Pa	8 Pa	12 Pa	22 Pa	8 Pa
Variazione massima segnale di Pressione	25 Pa	55 Pa	31 Pa	27 Pa	58 Pa	37 Pa

Tabella 6.8: Riepilogo finale dei risultati delle prove

Capitolo 7

Conclusioni e sviluppi futuri

Durante il progetto di tesi è stato sviluppato un primo prototipo di capnografo portatile atto alla misurazione della concentrazione di CO_2 nel volume di aria presente nello spazio che si trova tra il volto di un soggetto che indossa una mascherina e la mascherina stessa. Il dispositivo prevede l'utilizzo di un sensore commerciale di CO_2 e di un sensore commerciale di pressione che comunicano con un microcontrollore il cui firmware è stato appositamente programmato.Il lavoro di tesi ha anche previsto lo sviluppo di un'interfaccia grafica di acquisizione dati.Il dispositivo è stato testato sotto diversi aspetti tecnici per valutare la miglior disposizione della linea di prelievo del segnale capnografico,la differenza dei tempi di risposta tra sensore di pressione e sensore di CO_2 e la durata della batteria del dispositivo.Il prototipo consente di ottenere in real time delle curve capnografiche consistenti (in termini di forma della curva ,durata del plateaux espiratorio e livelli di $EtCO_2$) con quanto ci aspetterebbe esaminando un soggetto sano in condizioni di utilizzo quotidiano. Sono quindi state realizzate delle prove preliminari di utilizzo di diversi tipi di mascherina, le quali non hanno evidenziato significative differenze tra di loro. Il progetto è ancora in una fase prototipale, pertanto, si apre un largo ventaglio di possibili sviluppi futuri,partendo da una calibrazione più accurata del sensore di CO_2 (che durante il lavoro di tesi è stato calibrato in aria e non utilizzando un gas a concentrazione nota), passando poi per l'integrazione di,ad esempio, un sensore di temperatura (il firmware del microcontrollore è stato sviluppato in maniera tale da consentire l'integrazione di altri sensori con modifiche minime e mantenendo la stessa struttura), un altro possibile sviluppo potrebbe prevedere la realizzazione di un PCB per collegare i vari componenti in maniera ottimale e risparmiando spazio. Infine, il prototipo realizzato può essere utilizzato per effettuare prove in condizioni di sforzo intenso da parte di un soggetto , in quest'ottica, il sistema risulta già correttamente dimensionato in termini di frequenza di campionamento del sensore

di CO_2 e di flow rate garantito dal motore. L'effettuazione di prove di questo tipo potrebbe portare a interessanti risultati riguardo l'impatto dell'utilizzo di una mascherina sul sistema respiratorio durante lo svolgimento di attività sportiva.

Appendice A

Codice del Trasmettitore

```
#include <SPI.h> /*includo librerie*/
#include <RH_RF95.h>
/* for feather m0-> inzializzazione pin */
#define RFM95_CS 8
#define RFM95_RST 4
#define RFM95_INT 3
#define RF95_FREQ 868.0
const byte numChars = 17;

char receivedChars[numChars];   // an array to store
the received data
char dati[5]; //stringa per i dati filtrati/non filtrati
int datint=0;//variabile che contiene il dato filtrato
/non filtrato convertito in int
uint8_t co2H=0;//byte alto del valore co2 convertito in int
uint8_t co2L=0; //byte basso del valore di co2
convertito in int
int i=0;
int j=0;// contatore stringa co2 contenente dati raw
uint16_t dp=0;
uint8_t dpH=0;//byte alto del valore di pressione
uint8_t dpL=0;// byte basso del valore di pressione
int analogPin=A5;
int analogpin2=A4;//per il pt100
int temp=0;
uint8_t tempH=0;
uint8_t tempL=0;
```

```
int batpin=A7;
int mosfetpin=10;
uint8_t batH=0;//byte alto tensione batteria
uint8_t batL=0;//byte basso tensione batteria
uint8_t buf[]={0,0,0,0,0,0,0,0,0};//variabile che devo
inviare : composta da 9 uint8
boolean newData = false;
uint8_t packetnum = 0;  // packet counter, we increment
per xmission
int led1=11;
int led2=12;
/* Singleton instance of the radio driver*/
RH_RF95 rf95(RFM95_CS, RFM95_INT);
void setup() /*inizializzazione*/
{
  pinMode(RFM95_RST, OUTPUT);
  digitalWrite(RFM95_RST, HIGH);
  pinMode(led1,OUTPUT);
  pinMode(led2,OUTPUT);
  pinMode(mosfetpin,OUTPUT);
  digitalWrite(mosfetpin,HIGH);
  Serial.begin(115200);
  Serial1.begin(9600);

   analogReadResolution(12);
   analogReference(AR_INTERNAL1V0);


  // manual reset
  digitalWrite(RFM95_RST, LOW);
  delay(10);
  digitalWrite(RFM95_RST, HIGH);
  delay(10);

  while (!rf95.init()) {

    while (1);
  }
  Serial.println("LoRa radio init OK!");
```

```
  if (!rf95.setFrequency(RF95_FREQ)) {
    //Serial.println("setFrequency failed");
    while (1);
  }





  // you can set transmitter powers from 5 to 23 dBm:
  rf95.setTxPower(14, false);

}
int bat=0;
void loop() {

  char dato;
  int livellopin=HIGH;
  if (Serial1.available()>0){
    dato=Serial1.read();
    if(dato=='\n'){
      receivedChars[i]='\0';
      i=0;
      //Serial.println( receivedChars);
      newData=true;
      }
    else{
      receivedChars[i]=dato;
      i++;
      newData=false;
      }

      if (newData==true){

        for(j=0;j<=sizeof(dati);j++){
          dati[j]=receivedChars[j+10];
          }
        dp=analogRead(analogPin);
        temp=analogRead(analogpin2);
```

```
packetnum=packetnum+1;
if(packetnum==1){
      analogReadResolution(10);
     analogReference(AR_DEFAULT);
      bat=analogRead(batpin);
      analogReadResolution(12);
      analogReference(AR_INTERNAL1V0);
   }

//inizio la conversione in uint_8
dpH=dp>>8;//shift a destra
dpL=dp & 0xFF;
batH=bat>>8;
batL=bat & 0xFF;
tempH=temp>>8;
tempL=temp & 0xFF;
datint=atoi(dati);
if (datint>150){
   digitalWrite(led2,HIGH);
   digitalWrite(led1,LOW);
   }
if (datint<150){//accensione del led rosso o verde
   digitalWrite(led1,HIGH);
   digitalWrite(led2,LOW);
   }
// Serial.println(datint);
co2H=datint>>8;//shift a destra
co2L=datint & 0xFF;
buf[0]=packetnum;
buf[1]=co2H;
buf[2]=co2L;
buf[3]=dpH;
buf[4]=dpL;
buf[5]=tempH;
buf[6]=tempL;
buf[7]=batH;
buf[8]=batL;


rf95.send(buf, sizeof(buf));
```

```
        rf95.waitPacketSent();

        }
    }

}
```

Appendice B

Codice del Ricevitore

```
#include <SPI.h>
#include <RH_RF95.h>
/* for feather m0 RFM9x */
#define RFM95_CS 8
#define RFM95_RST 4
#define RFM95_INT 3

#define RF95_FREQ 868.0 //frequenza
RH_RF95 rf95(RFM95_CS, RFM95_INT);
int dp_ricomp=0;
uint16_t filtint_ricomp=0;
uint16_t packetnum=0;
char stampa[25];
int prev=0;
int bat_ricomp=0;
int temp_ricomp=0;
// Blinky on receipt
#define LED 13

void setup()
{
  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(RFM95_RST, OUTPUT);
  digitalWrite(RFM95_RST, HIGH);

  Serial.begin(115200);
  while (!Serial) {
```

```
    delay(1);
  }
  delay(100);

  Serial.println("Feather LoRa RX Test!");

  // manual reset
  digitalWrite(RFM95_RST, LOW);
  delay(10);
  digitalWrite(RFM95_RST, HIGH);
  delay(10);

  while (!rf95.init()) {
    //Serial1.println("LoRa radio init failed");

    while (1);
  }
  Serial.println("LoRa radio init OK!");


  if (!rf95.setFrequency(RF95_FREQ)) {
    Serial.println("setFrequency failed");
    while (1);
  }





  rf95.setTxPower(13, false);
}

void loop()
{
  // Serial.flush();
  if (rf95.available())
  {
    // Should be a message for us now
    uint8_t buf[9];
    uint8_t len = sizeof(buf);
```

```
    if (rf95.recv(buf, &len))
    {
      digitalWrite(LED, HIGH);
  filtint_ricomp=(buf[2]+(buf[1]*256));
  dp_ricomp=buf[4]+(buf[3]*256);
  temp_ricomp=buf[6]+(buf[5]*256);
  bat_ricomp=buf[8]+(buf[7]*256);
  packetnum=buf[0];


  stampa[24]='\0';


      Serial.println(stampa);

  /*if (packetnum!=prev+1){
    Serial.println("\n");
    }
     prev=packetnum;*/
     digitalWrite(LED, LOW);


    }
    else
    {
      Serial.println("Receive failed");
    }
  }
}
```

Appendice C

Codice dell'interfaccia grafica

```
from tkinter import *
import serial as sr
import serial.tools.list_ports
import os
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.backends.backend_tkagg
import FigureCanvasTkAgg
import numpy as np
from matplotlib.figure import Figure
import time

#--------variabili globali--------------#

cond=False #condizione che deve essere vera
per iniziare a plottare i dati
co2_tot=np.array([])
dp_tot=np.array([])
directory=os.getcwdb()
files=os.listdir(directory)
recdata=False
savedata=False
co2int=0
dpint=0
batint=0

#-----variabili per la conversione del
valore di pressione e  del valore di CO2------#
```

```
aref=1.0 #reference del convertitore A/D
vdd=3.3 #tensione di alimentazione del micro
nbit=12 #bit del convertitore A/D
fattore_conv=(750*aref)/(vdd*(pow(2,nbit)-1))
#fattore di conversione
conv_CO2=0.001 #fattore di conversione da ppm/10 a %
#-------funzione per plottare i dati---------#
def plot_and_save():
    global cond,arduino,co2_tot,fig1,fig2,dp_tot,recdata,filenamestr,save
    numero=" "
    co2=" "
    dp=" "
    bat=" "
    temp=""

    #inzio lettura seriale
    if 'arduino' in globals() :
      if arduino.inWaiting():

        if cond==True :
            arduinodata=arduino.readline()
            arduinoprint=arduinodata.decode("utf-8")
            if len(arduinoprint)>1:
                dataarray=arduinoprint.split('\n')
                #print(dataarray)
                for eachline in dataarray:
                    if len(eachline)>1:
                        numero, co2,dp,temp,bat=eachline.split()


            if bat!=" ":
                batint=int(bat)
                labbelbatupdate["text"]=
                str(round(batint*2*3.3/1024,3))
            else:
                batint=0
            if co2!=" ":
             co2int=int(co2)*conv_CO2
            else:
                 co2int=0
```

```
        labelco2update["text"]=str(round(co2int,2))
        if len(co2_tot)<500:
            co2_tot=np.append(co2_tot,co2int)

        else:

            co2_tot[0:499]=co2_tot[1:500]
            co2_tot[499]=co2int

        if dp!=" ":
         dpint=(int(dp)*fattore_conv-150)
        else:
            dpint=0
        labeldpupdate["text"]=str(round(dpint,2))
        if len(dp_tot)<500:
            dp_tot=np.append(dp_tot,dpint)

        else:
            dp_tot[0:499]=dp_tot[1:500]
            dp_tot[499]=dpint


        lines.set_xdata(np.arange(0,len(co2_tot)))
        lines.set_ydata(co2_tot)
        lines1.set_xdata(np.arange(0,len(dp_tot)))
        lines1.set_ydata(dp_tot)
        fig1.draw_artist(lines)
        fig2.draw_artist(lines1)
        canvas.blit()
        canvas.restore_region(bg)
        if recdata==True & savedata==True:
            writedata=" ".join([numero,co2,str(round(dpint,3)),
            str(round(batint*2*3.3/1024,3)),'\n'])



root.after(1,plot_and_save)
```

```
#funzione richiamata quando si
preme il pulsante di start plot
def plot_start():
    global cond,arduino,port
    cond =True
    port=clicked_com.get()
    if port!='-':
       arduino=sr.Serial(port,115200,timeout=0)

       arduino.reset_input_buffer()



#funzione richiamata quando
si preme il pulsante di stop plot
def plot_stop():
    global cond,file,arduino
    cond=False


    del arduino









#funzione richiamata quanto si preme il pulsante di inizio rec
def start_rec():
    global recdata,filenamestr,savedata,files,file,filelabel


    if savedata==True:
        filelabel["text"]="                    "
        filelabel["bg"]="white"
        if start_rec_button["text"] in "Start Rec":
            start_rec_label["text"]="press to STOP recording"
            start_rec_button["text"]="recording"
            start_rec_button["bg"]="blue"
```

```
            recdata=True
            print("saving on: {}".format(filenamestr))


        else:
            start_rec_button["text"]="Start Rec"
            start_rec_button["bg"]="green"
            start_rec_label["text"]="press to START recording"
            recdata=False
            savedata=False
            print("enter a new filename in the box")
            file.close()



def update_filename():
    global filenamestr,savedata,file,filelabel
    filenamestr="{}".format(filename.get())
    savedata=True
    files=os.listdir(directory)
    for f in files:
        if f ==filenamestr.encode('utf-8'):
            print("warning: file already exists")
            filelabel["text"]= "filename uncorrect"
            filelabel["bg"]="red"
            savedata=False
    if savedata==True:
        filelabel["text"]= "filename correct"
        filelabel["bg"]="green"
        file=open(filenamestr,"a")




#------graphich window------------------#
root=Tk()
root.title("GUI")
root.geometry("1200x900")
root.config(bg="white")
```

```
fig=Figure()
fig1=fig.add_subplot(211)
fig1.set_xlim(0,500)
fig1.set_ylim(0,5)
fig1.set_title('CO2', pad=2)
fig1.set_xlabel('# campione')
fig1.set_ylabel('%')
lines=fig1.plot([],[])[0]
fig2=fig.add_subplot(212)
fig2.set_xlim(0,500)
fig2.set_ylim(-40,40)
fig2.set_title('dp')
fig2.set_xlabel('# campione')
fig2.set_ylabel('Pa')
lines1=fig2.plot([],[])[0]
fig.subplots_adjust(hspace=0.7)
canvas=FigureCanvasTkAgg(fig,master=root)
canvas.get_tk_widget().pack()
canvas.draw()
bg=canvas.copy_from_bbox(fig.bbox)
#fig1.draw_artist(lines)
#fig2.draw_artist(lines1)

#-------pulsanti di inizio/fine plot-----------------------#
start_button=Button(root,text="Start Plot",height=3,
width=10,command=plot_start)
start_button.place(x=350,y=610)

stop_button=Button(root,text="Stop plot",height=3,
width=10,command=plot_stop)
stop_button.place(x=500,y=610)

#--------label per riportare
il vlaore letto di co2 dp batteria-----------------#
labelco2=Label(root,bg="white"
,text="co2 value [%]:")
labelco2.place(x=870,y=120)
labelco2update=Label(root,bg="red"
,text="        ",font="bold",foreground="black")
labelco2update.place(x=980,y=120)
```

```
labeldp=Label(bg="white",text="dp value [Pa]:" )
labeldp.place(x=870,y=350)
labeldpupdate=Label(root,bg="red"
,text="        ",foreground="black",font="bold")
labeldpupdate.place(x=950,y=350)
labelbat=Label(root,bg="white"
,text="tensione batteria")
labelbat.place(x=870,y=50)
labbelbatupdate=Label(root,bg="green"
,text="        ",foreground="black",font="bold")
labbelbatupdate.place(x=980,y=50)

#-------label e button per inizio registrazione-----------#
filename=StringVar()
start_rec_label=Label(root,text="press to START
recording",bg="white")
start_rec_label.place(x=800,y=650)
start_rec_button=Button(root,text="Start Rec",
bg="green",height=3,
width=10,command=start_rec)
start_rec_button.place(x=820,y=680)
nameentry=Entry(root,textvariable=filename)
nameentry.place(x=800,y=580)
filebutton=Button(root,text="enter a  filename
and press ",command=update_filename)
filebutton.place(x=800,y=550)
filelabel=Label(root,text="                    ",
bg="white")
filelabel.place(x=800,y=600)

#----------menu selezione porta seriale----------------#
ports= serial.tools.list_ports.comports() #permette di
selezionare la seriale
coms=[com[0] for com in ports]
coms.insert(0,"-") #in questo modo ho un trattino
vuoto all'inizio (serve per la successiva
creazione della lista)
    #creazione del menu a tendina
clicked_com=StringVar()
#clicked_com.set(coms[0])
```

```
comlabel=Label(root,text="Select a serial port",bg="white")
comlabel.place(x=50,y=30)
drop_com=OptionMenu(root,clicked_com,*coms)
drop_com.config(width=20)
drop_com.place(x=50,y=50)




root.after(1,plot_and_save)
root.mainloop()
```

Ringraziamenti

Al termine di questo lavoro ritengo doveroso ringraziare le persone che , direttamente o indirettamente , mi hanno consentito di raggiungere questo importante traguardo. Ringrazio innanzitutto il Professor Vallan, per il grande supporto fornitomi durante lo svolgimento della tesi e per avermi consentito di apprendere molte cose nuove,il tutto in un clima sempre sereno. Ringrazio quindi la mia ragazza, Chiara, presenza fondamentale nella mia vita, con la quale e grazie alla quale ho raggiunto tutti i miei piú importanti traguardi . Ringrazio i miei amici di sempre, Federico e Susanna per riuscire in ogni circostanza a farmi distrarre dai pensieri stressanti. Ringrazio infine la mia intera famiglia, per aver sempre creduto in me e per avermi insegnato a mettere sempre il massimo impegno nei percorsi intrapresi,poiché, alla lunga, i sacrifici fatti mi avrebbero ripagato.

Bibliografia

[1] https://emspedia.emergency-live.com/en/content/italiano-etco2/.

[2] http://www.ventilab.org/2012/05/21/capnografia-end-tidal-co2-e-ventilazione-meccanica/".

[3] https://boc.bh/product/vo2max-test/.

[4] Khaled Albouaini et al. «Cardiopulmonary exercise testing and its application». In: *Postgraduate medical journal* 83.985 (2007), pp. 675–682.

[5] Autodesk. https://www.autodesk.it/products/fusion-360/overview.

[6] William L Beaver, KARLMAN Wasserman e Brian J Whipp. «A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange». In: *Journal of applied physiology* 60.6 (1986), pp. 2020–2027.

[7] Michele Bellancini et al. «Development of a CO2 Sensor for Extracorporeal Life Support Applications». In: *Sensors* 20.13 (2020), p. 3613.

[8] K Bhavani-Shankar et al. «Capnometry and anaesthesia». In: *Canadian Journal of Anaesthesia* 39.6 (1992), pp. 617–632.

[9] biopac. https://www.biopac.com/product/rx-nafion/.

[10] RS componenst. https://docs.rs-online.com/0456/0900766b815814c7.pdf.

[11] cosmed. https://www.cosmed.com/hires/K5_Brochure_IT_C04325-01-93_A4_print.pdf.

[12] Scott E Crouter et al. «Accuracy of the Cosmed K5 portable calorimeter». In: *PLoS One* 14.12 (2019), e0226290.

[13] Trieu-Vuong Dinh et al. «A review on non-dispersive infrared gas sensors: Improvement of sensor detection limit and interference correction». In: *Sensors and Actuators B: Chemical* 231 (2016), pp. 529–538.

[14] Patrick Eberhard. «The design, use, and results of transcutaneous carbon dioxide analysis: current and future directions». In: *Anesthesia & Analgesia* 105.6 (2007), S48–S52.

[15] Danny Epstein et al. «Return to training in the COVID-19 era: the physiological effects of face masks during exercise». In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 31.1 (2021), pp. 70–75.

[16] Otmar Geiss et al. «Effect of Wearing Face Masks on the Carbon Dioxide Concentration in the Breathing Zone». In: *Aerosol and Air Quality Research* 20 (2020).

[17] Ori Hochwald et al. «Continuous noninvasive carbon dioxide monitoring in neonates: from theory to standard of care». In: *Pediatrics* 144.1 (2019).

[18] hoperf. https://www.hoperf.com/data/upload/portal/20190801/RFM96W-V2.0.pdf.

[19] Adafruit Industries. https://learn.adafruit.com/adafruit-feather-m0-radio-with-lora-radio-module/downloads.

[20] Michael B Jaffe. «Mainstream or sidestream capnography». In: *environment* 4.5 (2002).

[21] Kai Kisielinski et al. «Is a Mask That Covers the Mouth and Nose Free from Undesirable Side Effects in Everyday Use and Free of Potential Hazards?» In: *International journal of environmental research and public health* 18.8 (2021), p. 4344.

[22] Nihon Kohden. https://eu.nihonkohden.com/sites/default/files/u21/8913_cap-ONE_info_vol1_En.pdf.

[23] Nihon Kohden. https://eu.nihonkohden.com/sites/default/files/u21/8868_cap-ONEinfo_vol3_En.pdf.

[24] Vasileios Malasidis e Nikolaos Dintsios. «Effect of the surgical mask on the inhaled CO2 concentration: a high school lab experiment». In: *Physics Education* 56.6 (2021), p. 065008.

[25] JOEL MORGANROTH et al. «Comparative left ventricular dimensions in trained athletes». In: *Annals of internal medicine* 82.4 (1975), pp. 521–524.

[26] Pietro Palermo. https://www.cosmed.com/hires/ebook_cpet_it.pdf.

[27] Philips Respironics. https://discountcardiology.com/documents/18546_Philips_Respironics_Capnostat_5_CO2_Sensor_Brochure_Discount_Cardiology.pdf.

[28] Philips Respironics. https://www.philips.com/static/oem-respironics/loFloSidestreamCO2Sensor.html.

[29] Robert M Ross. «ATS/ACCP statement on cardiopulmonary exercise testing.» In: *American journal of respiratory and critical care medicine* 167.10 (2003), 1451–author.

[30] GIMA S.P.A. https://www.gimaitaly.com/print/?sku=33698&lcid=1033.

[31] Sensirion. https://it.rs-online.com/web/p/sensori-di-pressione-ci/1331913/.

[32] SenTec. https://www.sentec.com/fileadmin/documents/General_Brochure____EN___RF-007857-b_.pdf.

[33] SenTec. https://cdn.medwrench.com/eMan/manualNo/14264/sentec%20monitor%20instruction%20manual%20.pdf.

[34] John W Severinghaus e A Freeman Bradley. «Electrodes for blood pO2 and pCO2 determination». In: *Journal of applied physiology* 13.3 (1958), pp. 515–520.

[35] Siemems. https://www.siemens-healthineers.com/blood-gas/blood-gas-systems/rapidpoint-500-systems.

[36] Om Prakash Singh, Teo Aik Howe e MB Malarvili. «Real-time human respiration carbon dioxide measurement device for cardiorespiratory assessment». In: *Journal of breath research* 12.2 (2018), p. 026003.

[37] Mark S Siobal. «Monitoring exhaled carbon dioxide». In: *Respiratory care* 61.10 (2016), pp. 1397–1416.

[38] Gas Sensing Solutions. https://it.rs-online.com/web/p/sensore-di-monitoraggio-ambientale-ci/1809028.

[39] Y Takano et al. «A comparison of the end-tidal CO2 measured by portable capnometer and the arterial P CO2 in spontaneously breathing patients». In: *Respiratory medicine* 97.5 (2003), pp. 476–481.

[40] Akira Umeda et al. «Recent Insights into the Measurement of Carbon Dioxide Concentrations for Clinical Practice in Respiratory Medicine». In: *Sensors* 21.16 (2021), p. 5636.

[41] wikipedia. https://en.wikipedia.org/wiki/Nondispersive_infrared_sensor.

[42] Gerald S Zavorsky et al. «Arterial versus capillary blood gases: a meta-analysis». In: *Respiratory physiology & neurobiology* 155.3 (2007), pp. 268–279.