

Tesi di dottorato in Ingegneria Biomedica, di Emiliano Schena,  
discussa presso l'Università Campus Bio-Medico di Roma in data 18/03/2009.  
La disseminazione e la riproduzione di questo documento sono consentite per scopi di didattica e ricerca,  
a condizione che ne venga citata la fonte.



UNIVERSITA' CAMPUS BIO-MEDICO DI ROMA  
FACOLTA' DI INGEGNERIA  
DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA BIOMEDICA  
(XXI CICLO-2005/2008)

**MISURE DI PORTATA E DI PARAMETRI  
TERMOIGROMETRICI IN VENTILAZIONE  
ARTIFICIALE NEONATALE**

*Docente coordinatore*  
*Prof. Ing. Saverio Cristina*

*Docente di riferimento*  
*Prof. Ing. Sergio Silvestri*

*Dottorando*  
*Emiliano Schena*

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Emiliano Schena', is written over a light gray rectangular background.

Tesi di dottorato in Ingegneria Biomedica, di Emiliano Schena,  
discussa presso l'Università Campus Bio-Medico di Roma in data 18/03/2009.  
La disseminazione e la riproduzione di questo documento sono consentite per scopi di didattica e ricerca,  
a condizione che ne venga citata la fonte.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Emiliano Schena". The signature is written in a cursive, flowing style with some loops and flourishes. It is positioned in the lower-middle part of the page.

## INDICE

Introduzione .....	5
<b>CAPITOLO 1: MISURE DI PORTATA NELLA VENTILAZIONE POLMONARE NEONATALE .....</b>	<b>9</b>
1.1 Introduzione .....	10
1.2 Sviluppo del sistema respiratorio .....	10
1.2.1 Meccanica polmonare del neonato .....	12
1.2.2 Volume corrente e frequenza respiratoria .....	12
1.2.3 Valori della meccanica polmonare nei neonati a termine e pretermine ....	13
1.2.4 Importanza delle misure di portata in ventilazione polmonare neonatale	15
1.2.5 Misure di portata .....	15
1.3 Misuratori di portata utilizzati in ventilazione meccanica neonatale .....	17
1.3.1 Misuratori di portata a orifizio .....	19
1.3.2 Sensori di portata ultrasonici .....	25
1.3.3 Anemometri a filo e film caldo .....	29
1.3.4 Pneumotacografi a resistenza lineare .....	33
1.3.5 Pneumotacografi a orifizio anulare .....	37
Bibliografia .....	41
<b>CAPITOLO 2: VERIFICA SPERIMENTALE DI SENSORI DI FLUSSO INNOVATIVI .....</b>	<b>44</b>
2.1 Introduzione .....	45
2.2.1 Introduzione .....	46
2.2.2 Modello del sensore .....	46
2.2.3 Posizionamento dei due transistor .....	50
2.2.4 Circuito di polarizzazione ed amplificazione del segnale .....	51
2.2.5 Set up per la verifica sperimentale delle prestazioni del sensore .....	53
2.2.6 Conclusioni .....	64
2.3 Sensore a resistenza lineare .....	65
2.3.1 Introduzione .....	65
2.3.2 Progetto e calibrazione .....	65
2.3.3 Conclusioni .....	75
2.4 Sensore bidirezionale .....	75
2.4.1 Introduzione .....	75
2.4.2 Progettazione e set up sperimentale per la verifica delle prestazioni del sensore .....	76
2.4.2 Conclusioni .....	92
2.5 Sensore con fibre ottiche .....	93
2.5.1 Introduzione .....	93
2.5.2 Principio di funzionamento e modello .....	93
2.5.3 Simulazione del comportamento del sensore .....	98
2.5.4. Prove sperimentali .....	104
2.5.5 Conclusioni .....	110
Bibliografia .....	111
<b>CAPITOLO 3: UMIDIFICAZIONE NELLA VENTILAZIONE MECCANICA ..</b>	<b>112</b>
3.1 Introduzione .....	113
3.2 Problemi connessi a una ventilazione non ottimale .....	113

3.3	Tipologie di umidificatori .....	118
3.4	Fattori di influenza sull'efficacia degli umidificatori .....	123
3.4.1	Prove sperimentali .....	127
3.5	Modello matematico di un umidificatore HH .....	130
3.5.1	Bilanci .....	132
3.5.2	Bilancio di materia dell'acqua nella corrente gassosa .....	132
3.5.3	Bilancio di entalpia della fase aeriforme .....	132
3.5.4	Scambio di vapore da liquido a gas .....	134
3.5.5	Coefficienti di scambio .....	135
3.6	Validazione del modello .....	137
3.6.1	Prove sperimentali .....	139
3.7	Sistema di controllo dell'umidificatore .....	147
3.7.1	Analisi della sensibilita' .....	148
3.7.2	Sistema di controllo realizzato .....	154
3.8	Risultati .....	159
	Bibliografia .....	160
CAPITOLO 4: CONCLUSIONI.....		158
4.1	Conclusioni .....	162

## Introduzione

Nei neonati e in particolare nei nati prematuri, non essendo completamente sviluppato il sistema respiratorio, spesso è necessaria la ventilazione meccanica al fine di mantenere un sufficiente scambio gassoso polmonare (sufficiente rimozione della CO<sub>2</sub> e sufficiente ossigenazione) riducendo il lavoro polmonare. In passato, le case costruttrici non sviluppavano ventilatori dedicati alla ventilazione neonatale perché ritenuto un settore di nicchia, mentre negli ultimi decenni sono stati messi in commercio ventilatori polmonari per specifico uso neonatale al fine di rispondere alle richieste di ottenere cure sempre più specifiche e sofisticate e perché il settore non viene più considerato di nicchia: basti pensare che solo in Italia ogni anno nascono circa mezzo milione di bambini di cui circa il 10% prematuri. Lo sviluppo di dispositivi sempre più sofisticati e, quindi, di cure sempre più specifiche, ha garantito un aumento continuo dei tassi di sopravvivenza dei neonati pretermine. Dall'interesse sempre crescente rivolto alla ventilazione neonatale nasce questo dottorato di ricerca cofinanziato dalla Ginevri s.r.l., un'azienda che progetta e produce dispositivi elettromedicali per la cura del neonato. La collaborazione si concentra sullo sviluppo di innovazioni volte al miglioramento delle prestazioni di un ventilatore neonatale progettato e realizzato dall'azienda.

Una prima linea di ricerca si propone la realizzazione di un sensore per il monitoraggio della portata di gas insufflato al paziente. Tale operazione è di essenziale importanza per realizzare una corretta ventilazione e, se il paziente è un neonato oppure un prematuro, tale importanza aumenta, stante il rischio di barotraumi o volutraumi a causa delle piccole dimensioni del paziente.

E' stato progettato e realizzato un sensore a resistenza lineare con dei capillari a sezione circolare di lunghezza, diametro e numero ben definiti. La peculiare geometria che presenta il sensore permette di ottenere caratteristiche molto interessanti per l'applicazione di interesse: presenta dimensioni contenute, caratteristica importante per non incrementare notevolmente lo spazio morto del circuito paziente; una buona sensibilità, importante per permettere la rilevazione delle modeste portate che caratterizzano la ventilazione neonatale; una buona ripetibilità.

Rivolto allo stesso campo applicativo è stato sviluppato un sensore innovativo che si basa sull'utilizzo di fibre ottiche. I vantaggi nel realizzare un sensore che si basa sull'utilizzo di fibre ottiche sono numerosi: alta risoluzione e accuratezza, dimensioni ridotte, alta sensibilità e ampia banda passante, immunità da interferenze elettromagnetiche e alle condizioni atmosferiche più estreme, bassa sensibilità a variazioni di temperatura, facile trasporto del segnale luminoso, flessibilità, elevata resistenza alla compressione, impiego di materiali inerti e termicamente stabili (vetro e particolari polimeri) che li rendono interessanti sul piano della biocompatibilità. Si tratta, inoltre, di strumenti che non richiedono connessioni elettriche con il corpo umano e per questo sicuri. Dalle prove sperimentali realizzate su di un primo prototipo sviluppato sono stati ottenuti risultati interessanti che spingono a realizzare ulteriori sviluppi del sensore.

Un terzo tipo di sensore di portata è stato progettato con lo scopo di ottenere un comportamento simmetrico indipendentemente dal verso del flusso: sono stati realizzati tre sensori a orifizio con una particolare geometria. Presentare un comportamento simmetrico è una caratteristica molto importante poiché i volumi di gas insufflato vengono calcolati, atto per atto, dall'integrazione numerica del segnale di flusso misurato e la principale sorgente di errore nella valutazione del volume è l'errore legato alla misura del flusso. Una delle principali cause è il comportamento non perfettamente simmetrico da parte dei sensori di flusso: per ogni atto respiratorio la quantità di gas inspirato è pari alla quantità di gas espirato, quindi alla fine di ogni espirazione la curva che rappresenta il volume respiratorio dovrebbe assumere il valore assunto all'inizio dell'inspirazione precedente, per la non perfetta simmetria nel comportamento del flussimetro, per riportare il segnale di volume al valore di riferimento si effettuano delle compensazioni tramite software.

Una seconda linea di ricerca si è occupata di un'altra importante problematica presente nella ventilazione artificiale: l'umidificazione del gas insufflato al paziente. Il condizionamento del gas insufflato al paziente, realizzato con un umidificatore posto in corrispondenza del circuito inspiratorio, è essenziale poiché, durante la ventilazione artificiale, vengono bypassate le vie aeree superiori che si occupano dell'umidificazione e del riscaldamento dell'aria inspirata. I pazienti ventilati con gas inadeguatamente umidificati possono subire perdita di calore e liquidi e tale perdita,

a sua volta, può comportare variazioni delle funzioni polmonari come riduzione dell'attività del surfactant, ostruzione delle vie aeree e riduzione della compliance respiratoria. Questi effetti negativi sono particolarmente critici nelle applicazioni pediatriche e neonatali. La Ginevri s.r.l. abbina al ventilatore neonatale un umidificatore del tipo più utilizzato nell'ambito della ventilazione artificiale: umidificatore a piatto caldo. Al fine di migliorare l'efficacia dell'umidificatore progettato e realizzato dalla Ginevri s.r.l. (SCH 1000 PLUS) è stato sviluppato un modello teorico per valutare le grandezze fisiche che influenzano maggiormente le prestazioni dell'umidificatore. Dallo studio teorico e da una successiva validazione sperimentale si evince che le grandezze che hanno notevole influenza sull'umidità relativa del gas in uscita dalla camera di umidificazione sono: la temperatura del gas in uscita dalla camera, la temperatura dell'acqua presente nella camera di umidificazione, la portata di gas insufflato. Tale risultato mette in risalto tutte le lacune del sistema di controllo degli umidificatori in commercio, poiché essi non considerano tutte e tre le grandezze descritte (l'umidificatore SCH 1000 PLUS ha un controllo che si basa soltanto sulla temperatura del gas in uscita dalla camera di umidificazione). Sono state realizzate delle prove sperimentali per valutare le performance dell'umidificatore SCH 1000 PLUS realizzando un controllo che tiene in conto tutte e tre le variabili di influenza misurando le temperature del gas in uscita dalla camera di umidificazione e dell'acqua presente nella camera con due termocoppie e misurando la portata con un flussimetro realizzato ad hoc. Il gas in uscita dall'umidificatore utilizzando il sistema di controllo appena descritto è risultato avere caratteristiche termoigrometriche molto migliori del gas in uscita dallo stesso umidificatore che utilizza il sistema di controllo attualmente presente sul dispositivo e che si basa soltanto sulla temperatura del gas in uscita dalla camera. Il sensore sviluppato per la misura della portata in uscita dalla camera utilizza come elementi sensibili due transistor commerciali (2N2222), della stessa casa costruttrice (Philips), con package differente. I due transistor vengono alimentati raggiungendo una sovratemperatura rispetto al gas, oggetto della misura, che li investe. Avendo caratteristiche fisiche e geometriche differenti i due transistor raggiungono una temperatura di equilibrio differente che dipende dalla portata del gas che li investe. La tensione base-emettitore dei due transistor dipende dalla temperatura e quindi la

differenza tra le tensioni base-emettitore dei due transistor viene utilizzata come una misura indiretta di flusso. Un vincolo da rispettare nella realizzazione del sensore è il costo ridotto. Questo perché nella ventilazione meccanica, al fine di ridurre notevolmente i rischi di infezione e aumentare la sicurezza, vengono utilizzati circuiti paziente monouso. Per evitare il processo di sterilizzazione o di disinfezione il sensore di flusso deve essere monopaziente e quindi molto economico. Un'altra caratteristica importante è l'elevata sensibilità a basse portate, considerato l'ambito di utilizzo.



## **CAPITOLO 1**

### **MISURE DI PORTATA NELLA VENTILAZIONE POLMONARE NEONATALE**

## 1.1 Introduzione

I ventilatori polmonari da decenni sono presenti sul mercato per soddisfare la richiesta in vari campi medici legati alla necessità di ventilazione artificiale. In passato, le case costruttrici non sviluppavano ventilatori dedicati alla ventilazione neonatale perché vista come un settore di nicchia. Negli ultimi anni, per rispondere alle richieste di ottenere cure sempre più specifiche, sono stati realizzati da molte case dei ventilatori dedicati all'ambito neonatale. Dietro alla nascita di questo lavoro vi è l'esigenza di un'azienda che produce un ventilatore neonatale di sviluppare della innovazioni per il miglioramento delle prestazioni di tale dispositivo. L'attenzione della ricerca è focalizzata su un parametro di fondamentale importanza nell'ambito della ventilazione meccanica che è la portata di gas insufflata al paziente. In particolare, se il paziente è un neonato oppure un prematuro, tale importanza aumenta, stante il rischio di barotraumi causati da una ventilazione non ottimale a causa delle piccole dimensioni del paziente. Il sistema respiratorio dei neonati prematuri, non essendo completamente sviluppato, richiede l'assistenza respiratoria anche in assenza di patologie respiratorie.

Per via dell'importanza dell'esatta quantità di gas da erogare e dell'elevata percentuale di parti prematuri (in Italia circa il 7% e negli USA circa il 12% nel 2005) è fondamentale la presenza di sensori, particolarmente accurati e sensibili, di portata per monitorare le portate di gas inviate al paziente dai ventilatori meccanici. Nel seguito vengono descritti i più comuni sensori atti alla misura della portata e vengono illustrati i principi di funzionamento e le prestazioni dei sensori di portata più utilizzati nella ambito della ventilazione artificiale.

## 1.2 Sviluppo del sistema respiratorio

Lo sviluppo dei polmoni negli esseri umani è un complesso processo evolutivo che comincia dal principio della vita fetale e continua fino ad otto anni dopo la nascita. Ciascuna delle componenti strutturali, vie aeree, alveoli e vasi sanguigni, si sviluppa differentemente sia nel numero che nella dimensione<sup>1,2</sup>. Il sistema bronchiale è completamente sviluppato molto prima dell'inizio dello sviluppo alveolare. La

caratteristica forma ramificata delle vie aeree è completa dalla sedicesima settimana di gestazione mentre gli alveoli sono presenti fin dalla trentaduesima settimana, anche se essi continuano ad aumentare fino a circa tre anni di vita. L'aumento del volume polmonare è quindi principalmente dovuto all'aumento del numero degli alveoli.

In generale durante il processo di sviluppo intrauterino il polmone attraversa tre stadi maturativi (fig. 1.1): la fase pseudogliandolare (7-16 settimane), la fase canalicolare (16-26 settimane), la fase sacculare (26-36 settimane) e la fase alveolare (36-41 settimane).\*

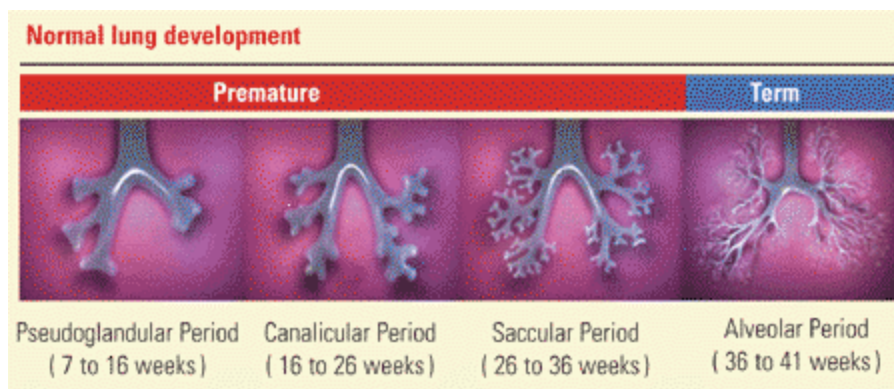


Fig 1.1. I quattro stadi maturativi dello sviluppo intrauterino del polmone

In base all'età gestazionale (EG) i neonati<sup>i</sup> vengono distinti in tre gruppi:

- a termine:  $37 \leq EG < 42$  settimane;
- pretermine:  $EG < 37$  settimane;
- post- termine:  $> 42$  settimane;

Il polmone di un prematuro è molto diverso da quello di un neonato a termine, infatti le ramificazioni dell'albero bronchiale non sono complete e la struttura alveolare è quasi completamente assente.

L'interruzione nello sviluppo polmonare comporta una ridotta capacità di scambio gassoso dovuta prevalentemente a:

- volumi alveolari inferiori
- superficie polmonare inferiore
- pareti delle vie aeree più spesse

<sup>i</sup> Per neonato si intende il bambino nei primi 28 giorni di vita (4 settimane)

Nella vita extrauterina poiché il polmone immaturo è esposto alle richieste di una normale respirazione con alti livelli di ossigeno e stress meccanici, si verifica un'alterazione dello sviluppo degli alveoli e delle vie aeree.

### 1.2.1 Meccanica polmonare del neonato

Le grandezze meccaniche fondamentali che, singolarmente o combinate tra loro, definiscono lo stato fisiologico o patologico dell'apparato respiratorio sono: la portata, in ambito medico spesso definita flusso, la pressione ed il volume che, per definizione, può essere ottenuto dall'integrazione della prima grandezza. A queste se ne aggiungono altre, dette derivate, cioè la compliance o cedevolezza e la resistenza.

### 1.2.2 Volume corrente e frequenza respiratoria

Il volume corrente,  $V_T$ , è la quantità d'aria che il polmone ventila per ogni atto respiratorio in condizioni di riposo; esso può essere misurato con l'integrazione del segnale di flusso. Convenzionalmente il  $V_T$  viene normalizzato alla massa del neonato ed espresso in ml/kg. Dopo un'attenta analisi e comparazione bibliografica si è effettuata una valutazione per i neonati a termine di un volume corrente di 5-8 ml/kg<sup>3,4,5,6,7,8,9,10</sup> mentre i prematuri nel corso di respiro spontaneo possono presentare valori di  $V_T$  compresi tra 2-3 ml/kg<sup>9,7,11,12,13,14</sup>.

Il prodotto tra il volume corrente ( $V_T$ ) e la frequenza respiratoria ( $f_r$ ) rappresenta il volume minuto ( $V_E$ )

$$V_E = V_T \times f_r \quad 1.1$$

che quindi è per definizione il volume di gas inspirato ed espirato dal paziente in un minuto. Nel neonato il volume minuto è più elevato di quello dell'adulto a causa del

maggiore consumo di ossigeno. Infatti il consumo di  $O_2$ ,  $\dot{V}_{O_2}$ , è legato alla massa corporea dalle seguente relazione<sup>10,15,16</sup>:

$$\dot{V}_{O_2} \propto BW^{0,88} \quad 1.2$$

L'esponente minore di uno indica che il consumo di ossigeno aumenta al diminuire della massa corporea. Si deduce quindi che il neonato ha un consumo di ossigeno maggiore dell'adulto a cui fa fronte con un aumento della ventilazione al minuto, anch'essa legata alla massa corporea da un esponente minore di uno

$$V_E \propto BW^{0,86} \quad 1.3$$

Al fine di evitare condizioni di ipossia oppure barotraumi è necessario effettuare una ventilazione con un valore corretto di volume corrente e quindi è necessario monitorare accuratamente il regime di flusso impostato.

### **1.2.3 Valori della meccanica polmonare nei neonati a termine e pretermine**

Per valutare in modo più completo i valori della meccanica polmonare nei neonati a termine e pretermine si sono confrontati i valori riportati nei testi di settore e negli articoli scientifici attinenti. La letteratura riguardante la meccanica polmonare dei neonati a termine è stata di facile reperibilità, si presenta inoltre molto vasta<sup>3,4,5,6,7,8,9,10</sup> e soprattutto, nella maggior parte dei casi, completa dei valori di tutte le grandezze desiderate cioè volume corrente, frequenza respiratoria, compliance e resistenza, statica e dinamica, del sistema respiratorio e capacità funzionale residua. Nella tabella di seguito riportata in corrispondenza di ciascuna grandezza vi è un range di valori che corrispondono a quelli comunemente incontrati nell'esperienza clinica, è logico però che possono presentarsi dei casi particolari in cui i valori delle grandezze della meccanica polmonare non sono compresi in tali

range perché più bassi o più alti dei valori proposti: tutto ciò è ben visibile negli studi epidemiologici eseguiti da Cook et al<sup>3,10</sup> in cui il valore  $M \pm SD$ , dove M sta per valor medio e SD per deviazione standard, associato a ciascuna delle grandezze polmonari non comprende tutti i valori particolari presenti nella popolazione di neonati analizzata.

Non sempre i valori riportati in letteratura corrispondono perfettamente tra loro, infatti come qualsiasi misura clinica questi sono soggetti a:

- variazione tecnica relativa allo strumento, alla procedura, all'osservatore, al soggetto ed alla loro interazione;
- variazione biologica tra e negli individui;
- variazioni causate da disfunzioni o malattie<sup>17</sup>.

Difficile è stata la ricerca dei valori riguardanti la meccanica polmonare del prematuro. Si sono reperiti questi valori in uno dei testi<sup>18</sup> che descrivevano le funzioni respiratorie dei neonati a termine. Problematico è stato il loro confronto con i valori ( $M \pm SD$ ) presenti in articoli scientifici<sup>11,9,12,13,14</sup>, in quanto in questi ultimi spesso viene valutata soltanto la meccanica polmonare di bambini prematuri con età gestazionale che varia da 29 a 36 settimane senza considerare quelli molto piccoli sia per età gestazionale che per massa.

Tab 1.1. Valori delle grandezze meccaniche polmonari nel neonato pretermine ed a termine

	Neonato pretermine	Neonato a termine
Volume corrente [ml/kg]	2-3	5-8
Frequenza respiratoria [atti/min]	50-60	30-60
Compliance statica [ml/cmH <sub>2</sub> O/kg]	0,4-1	1-4
Compliance dinamica [ml/cmH <sub>2</sub> O/kg]	0,3-0,8	1-3
Resistenza [cmH <sub>2</sub> O/l/s]	50-150	15-60
CFR [ml/kg]	25	20-30

## **1.2.4 Importanza delle misure di portata in ventilazione polmonare neonatale**

Per ottimizzare le impostazioni del ventilatore è necessario conoscere in maniera più accurata possibile il volume inspirato ed espirato<sup>19</sup>. Infatti possono essere causati danni al sistema respiratorio del paziente dall'insufflare un volume corrente (tidal volume) non idoneo. Insufflando un volume corrente troppo basso si ha ipoventilazione e quindi ipossia, insufflando un volume corrente troppo elevato si possono causare volutraumi<sup>20,21</sup>.

## **1.2.5 Misure di portata**

Il flussimetro è un dispositivo che misura la velocità o la quantità di un fluido in movimento in un condotto aperto o chiuso. Esso in genere è composto da un elemento primario e un elemento secondario. L'elemento primario si trova all'interno o all'esterno del condotto e produce un segnale che è in una ben definita relazione col flusso in esame. La suddetta relazione è in accordo con leggi fisiche conosciute che legano il segnale di uscita dell'elemento primario con il flusso. L'elemento secondario converte il segnale dell'elemento primario in un segnale che misura il flusso e lo visualizza<sup>22</sup>.

Accurate misure del flusso presentano molti problemi legati alle diverse condizioni in cui si può effettuare tale misura. Infatti, il fluido in esame può essere un gas, un liquido, un liquido con all'interno particelle solide e tutte le altre possibili combinazioni tra le tipologie descritte<sup>23</sup>. Inoltre può variare sensibilmente la temperatura del fluido, nonché le caratteristiche del flusso.

Per effettuare uno studio preliminare sul tipo di flusso che si stabilisce nei condotti che collegano il ventilatore al paziente si calcola, in prima istanza, il numero di Reynolds (Re). A seconda del valore che assume Re si è in grado di sapere se il fluido si muove di moto laminare oppure turbolento: per  $Re < 2100$  si ha moto

laminare, per  $Re > 10000$  si ha moto turbolento, per  $2100 < Re < 10000$  ci si trova in regime di transizione.

Il numero di Reynolds è un numero adimensionale, che viene definito dalla seguente relazione:

$$Re = \frac{\rho v_s L}{\mu} \quad 1.4$$

dove:

$\rho$  è la densità del fluido che scorre all'interno del condotto,

$L$  è detta lunghezza caratteristica e dipende dalla geometria del condotto,

$\mu$  è la viscosità dinamica del fluido,

$v_s$  è la velocità media del fluido.

Nel caso di condotto a sezione circolare  $L = d$ , dove  $d$  è il diametro del condotto.

La velocità media del fluido  $v_s$  è data dalla seguente relazione:  $v_s = 4 \frac{\dot{V}}{\pi d^2}$

dove  $\dot{V}$  è il flusso all'interno del condotto.

Dalle suddette relazioni l'espressione di  $Re$  in condotti a sezione circolare è la seguente:

$$Re = \frac{4\rho\dot{V}}{\pi d\mu} = \frac{4\dot{V}}{\pi d\nu} \quad 1.5$$

essendo  $\nu$  la viscosità cinematica del fluido, pari al rapporto tra viscosità dinamica e densità dello stesso.

Orientativamente il valore massimo che la portata di gas insufflata nella ventilazione neonatale è pari a 10L/min. Con questo valore, considerando che il misuratore di portata è posto all'estremità distale del tubo endotracheale, di diametro 4mm, il

numero di Reynolds è pari a  $Re = \frac{4\dot{V}}{\pi d\nu} \approx 3000$  avendo considerato:

$\nu_{aria} \approx 1,5 \cdot 10^{-5} m^2 s^{-1}$  a una temperatura di  $20^\circ C$ ,  $\dot{V} = 10 L/min \approx 1,7 \cdot 10^{-4} m^3 s^{-1}$ ,

$d = 4mm = 4 \cdot 10^{-3} m$ .

Poiché il fluido può avere caratteristiche chimiche diverse, si pensi alla differente composizione, inoltre ci si può trovare in situazioni con caratteristiche fluidodinamiche molto differenti, si pensi alle differenti portate utilizzate in



ventilazione, si sono sviluppati approcci molto diversi tra loro per realizzare la misura del flusso.

I flussimetri sono stati classificati in differenti modi. La più comune classificazione suddivide i misuratori in flussimetri che misurano il flusso e in misuratori che misurano la velocità; i quali vengono poi suddivisi ulteriormente in base al principio di funzionamento. Talvolta, tuttavia i misuratori di velocità sono utilizzati per effettuare misure di flusso. Per questo motivo è più conveniente una classificazione che suddivida i flussimetri in quelli che hanno un'uscita dipendente dalla radice quadrata della perdita di carico e quelli che hanno un legame lineare con essa o altra uscita legata da una funzione razionale<sup>24</sup>.

I flussimetri più utilizzati sono i seguenti: misuratori di flusso con il metodo della pesata; flussimetri a ostruzione o deprimogeni (tubo di Venturi, boccagli, orifizi, elementi a flusso laminare, flussimetri a gomito); tubo di Pitot; misuratori a spostamento positivo; misuratori anulari; flussimetri ad area variabile (rotametri); misuratori a turbina; misuratori a pompa; misuratori elettromagnetici; flussimetri a forza di resistenza; misuratori di flusso ultrasonici; misuratori di flusso a distacco di vortici; anemometri a filo e a film caldo; anemometri ultrasonici; anemometria laser-Doppler.

### **1.3 Misuratori di portata utilizzati in ventilazione meccanica neonatale**

Nell'ambito della ventilazione meccanica le misure di portata vengono effettuate principalmente utilizzando i seguenti flussimetri<sup>25,26</sup>:

- *flussimetri a turbina o ventola*, utilizzati principalmente negli spirometri per la semplicità e per il basso costo realizzativo;

- *rotametri*, sono utilizzati principalmente nelle macchine per anestesia. Oltre alla robustezza hanno il pregio di presentare una scala graduata che permette una misura semplice ed immediata. L'utilizzo per il monitoraggio del flusso inspiratorio ed

espiratorio in ventilazione meccanica è precluso dal fatto che devono essere posizionati sempre perpendicolarmente e quindi l'utilizzo è scomodo;

- *flussimetri a ultrasuoni*, non sono ancora molto utilizzati in ambito clinico ma presentano un buon potenziale legato ad alcuni vantaggi quali lo scarso volume morto e l'indipendenza dell'errore di misura da diverse miscele aria-ossigeno;

- *anemometri a filo caldo*, sono utilizzati in ventilazione meccanica per l'elevata accuratezza e le ottime caratteristiche dinamiche;

- *flussimetri a ostruzione (pneumotacografi)*, vengono ampiamente utilizzati in ventilazione meccanica. I più utilizzati sono quelli a pacco lamellare (resistore di Fleisch), che presentano un insieme di tubi capillari posti parallelamente a flusso, a orifizio anulare (ad esempio resistore di Schaller, di cui si parlerà in seguito), che presentano degli schermi formati da circonferenze concentriche poste perpendicolarmente al flusso, a schermo (un esempio è "Lilly pneumotachograph") che presentano uno schermo a maglie sottili molto fitte poste perpendicolarmente al flusso.

Nell'ambito della ventilazione polmonare neonatale i flussimetri utilizzati sono: flussimetri a orifizio, flussimetri a orifizio anulare, flussimetri ultrasonici a tempo di volo, flussimetri a resistenza lineare o a flusso laminare (pneumotacografi di Fleisch e di Lilly). Vari fattori possono influenzare la correttezza della misura della portata: le proprietà fisiche del gas: varia la temperatura, l'umidità e la composizione; la possibile occlusione della sezione di passaggio del gas, dovuta a muco o condensa, soprattutto nel caso dei flussimetri a resistenza lineare; la dipendenza del comportamento del sensore dalla geometria del tubo endotracheale e del condotto che si trova a monte del flussimetro<sup>27</sup>. Particolare attenzione merita, inoltre, la risposta in frequenza del segnale da misurare (il flusso). Turner et al.<sup>28</sup> definiscono l'intervallo di frequenze minimo 6-32Hz nel quale un sensore atto alla misura del flusso in ventilazione neonatale deve avere una risposta in frequenza piatta per ottenere un errore minore del 3%.

### 1.3.1 Misuratori di portata a orifizio

I *flussimetri a orifizio* sono dei flussimetri a ostruzione come il tubo di Venturi e i boccagli. Si differenziano tra loro per le differenti geometrie. In essi si fa uso di una restrizione dell'area libera di efflusso nel condotto che convoglia il fluido. Il restringimento del flusso causa una caduta di pressione che dipende dalla portata; quindi una misura della caduta di pressione permette di risalire alla portata. Il calcolo della caduta di pressione si effettua considerando la legge di Daniel Bernoulli.

L'orifizio è sicuramente l'elemento di misura di portata più utilizzato per via della sua semplicità, del basso costo (fig. 1.2) e della robustezza.

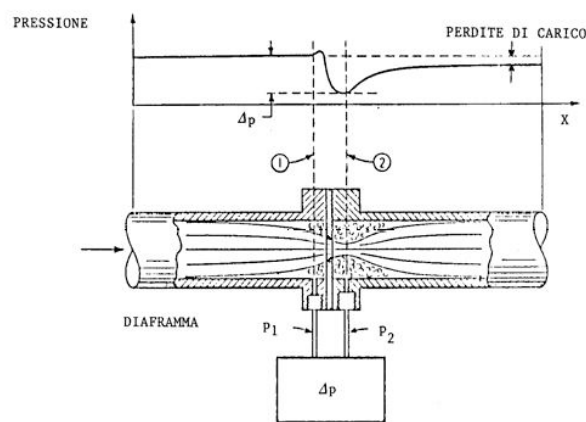


Fig.1.2.Flussimetro a orifizio.

Considerando un flusso monodirezionale di un fluido incomprimibile, senza attrito, scambi di calore e variazioni di quota la portata ideale  $Q_{ideale}$  è la seguente:

$$Q_{ideale} = \frac{A_{2f}}{\sqrt{1 - \left(\frac{A_{2f}}{A_{1f}}\right)^2}} \sqrt{\frac{2(P_1 - P_2)}{\rho}}, \quad 1.6$$

dove:

$A_{1f}$ ,  $A_{2f}$  sono le aree della sezione trasversale dove si misurano le due pressioni,

$\rho$  è la densità del fluido,

$P_1$  e  $P_2$  sono le pressioni statiche.

Dall'eq. 1.6 e dalla fig.1.2 si evince l'importanza del posizionamento delle prese statiche: al fine di ottenere la massima sensibilità si dovrebbero posizionare a monte

dell'orifizio e in corrispondenza della vena contracta (sezione in corrispondenza della quale il flusso del fluido si sviluppa sulla minima superficie di passaggio).

Le assunzioni del modello teorico da cui deriva l'eq. 6 sono molto restrittive, per questo molto spesso vengono ricavati sperimentalmente dei coefficienti correttivi per migliorare l'accuratezza di misura. Per esempio le aree  $A_{1f}$  e  $A_{2f}$  non sono quelle ricavabili dal diametro del condotto e dell'orifizio ma possono cambiare al variare della portata perché cambia la geometria del flusso, inoltre ci sono delle perdite per attrito che influiscono sulla caduta di pressione e generano delle perdite di carico permanente.

Per massimizzare la sensibilità si deve calcolare la portata in funzione dell'area della sezione contratta, che non è nota a priori, e non in funzione dell'area di apertura dell'orifizio. Per ovviare a ciò, il primo coefficiente che è necessario introdurre è il *coefficiente di portata*  $\alpha$  (discharge coefficient):

$$\alpha = \frac{Q_{reale}}{Q_{ideale}} \quad 1.7$$

Si definisce come rapporto tra la portata reale e la portata ideale. Si determina sperimentalmente tramite la taratura dello strumento, e tiene conto di alcune correzioni dipendenti dalla geometria del dispositivo, da perdite per attriti e dal *rapporto di contrazione*<sup>29</sup>. Quest'ultimo si definisce nel seguente modo:

$$m = \frac{d^2}{D^2} = \beta^2 \quad 1.8$$

dove:

$d$  è il diametro dell'orifizio;

$D$  il diametro del condotto.

Il *coefficiente di efflusso* si definisce:

$$K = \frac{\alpha}{\sqrt{1 - \beta^4}} = \alpha E \quad 1.9$$

dove

$$E = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^4}} \quad 1.10$$

Il valore del coefficiente di efflusso  $K$  è variabile e, in generale, dipendente dal numero di Reynolds. Può essere ricavato da grafici sperimentali (fig. 1.3) oppure per mezzo di una funzione interpolatrice proposta da Stolz<sup>30</sup>:

$$K = 0,5959 + 0,0312\beta^{1,2} - 0,184\beta^8 + 0,0029\beta^{2,5}\left(10^6 / Re\right)^{0,75} + 0,039\beta^4(1 - \beta^4)^1 - 0,0337 \cdot 0,47\beta^3$$

### 1.11

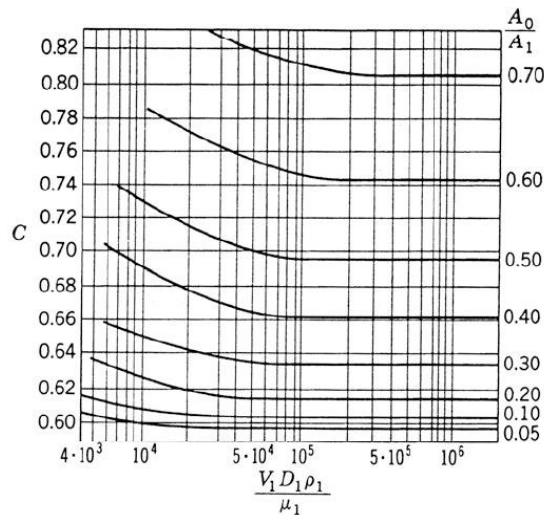


Fig. 1.3. Grafico sperimentale dell'andamento del coefficiente di efflusso in funzione del numero di Reynolds

In conclusione, la portata reale si può calcolare come segue:

$$Q_{reale} = K A_2 \sqrt{\frac{2(P_1 - P_2)}{\rho}} \quad 1.12$$

dove  $A_2$  è la sezione della vena contracta.

L'orifizio ha la perdita di carico permanente più elevata di qualsiasi altro misuratore di portata<sup>31</sup> salvo i misuratori a flusso laminare. Questo è uno dei suoi svantaggi poiché è una perdita di potenza. I flussi che contengono solidi in sospensione possono anche dar luogo ad altre difficoltà, dato che i solidi tendono a depositarsi dietro allo sbarramento formato dall'orifizio e causano un flusso irregolare. Spesso questo problema si può risolvere attraverso l'uso di un diaframma eccentrico, il cui foro è sul fondo del condotto e non nel mezzo. Questo permette la continua rimozione dei solidi.

Nel caso di flussi comprimibili l'eq. 1.6 non è più valida dato che la densità varia tra i due punti in cui viene effettuata la misura della pressione. Nel campo della

ventilazione meccanica il limite principale dei flussimetri a orifizio è la non linearità (la perdite di carico sono legate al flusso da una legge quadratica come si può semplicemente ricavare dall'eq. 1.6 e quindi la sensibilità decresce per flussi bassi). Sono state effettuate delle prove sperimentali su due flussimetri a orifizio utilizzati per monitorare portate in ventilazione meccanica neonatale, realizzati dalla Ginevri s.r.l. (fig.1.4).



*Fig. 1.4. Flussimetri a orifizio realizzati dalla Ginevri s.r.l.*

Il flussimetro bianco è caratterizzato da un diametro dell'orifizio di 2mm, da un diametro interno del condotto di 9mm (fig. 1.5), mentre il flussimetro nero ha il medesimo diametro interno del condotto e un diametro dell'orifizio di 3mm (fig. 1.6).

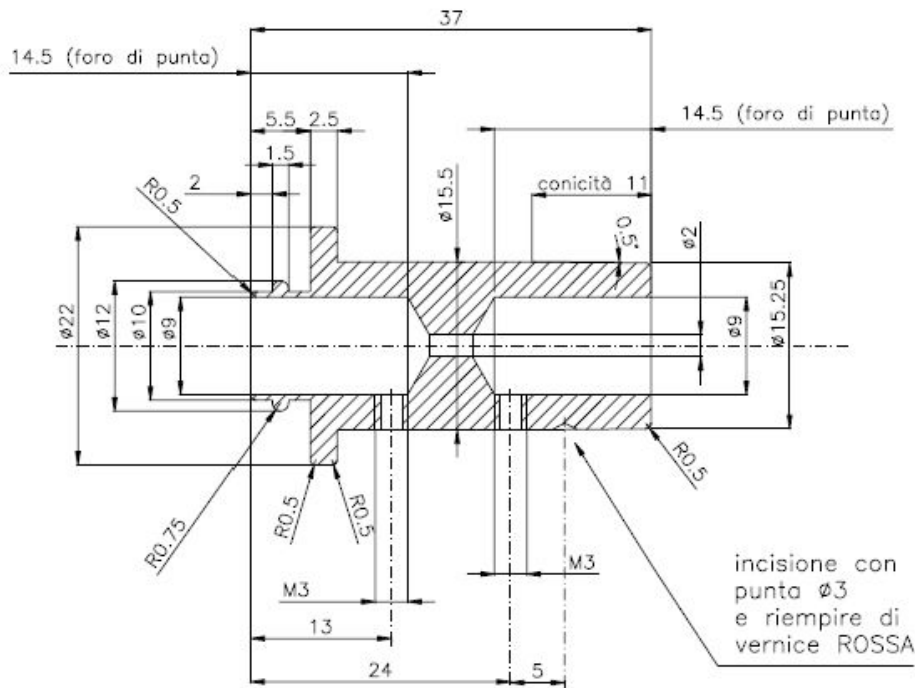


Fig. 1.5. Caratteristiche geometriche orifizio bianco realizzato dalla Ginevri s.r.l.

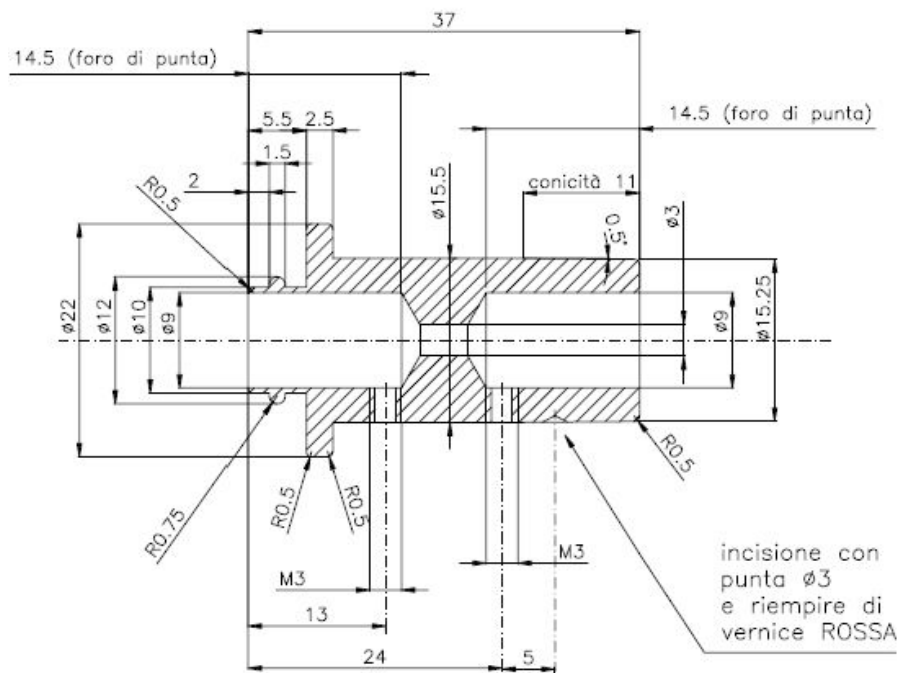


Fig. 1.6. Caratteristiche geometriche orifizio nero realizzato dalla Ginevri s.r.l.

Sono stati inviati dei flussi costanti in ingresso tra -10L/min e 10L/min a step di 1L/min e sono state misurate la differenza di pressione in corrispondenza delle prese

statiche. La valutazione dell'incertezza è stata effettuata considerando le misure ben rappresentate da una distribuzione di student con 4 gradi di libertà e imponendo un intervallo di confidenza del 95%.

La curva di calibrazione del flussimetro bianco è rappresentata in fig. 1.7.

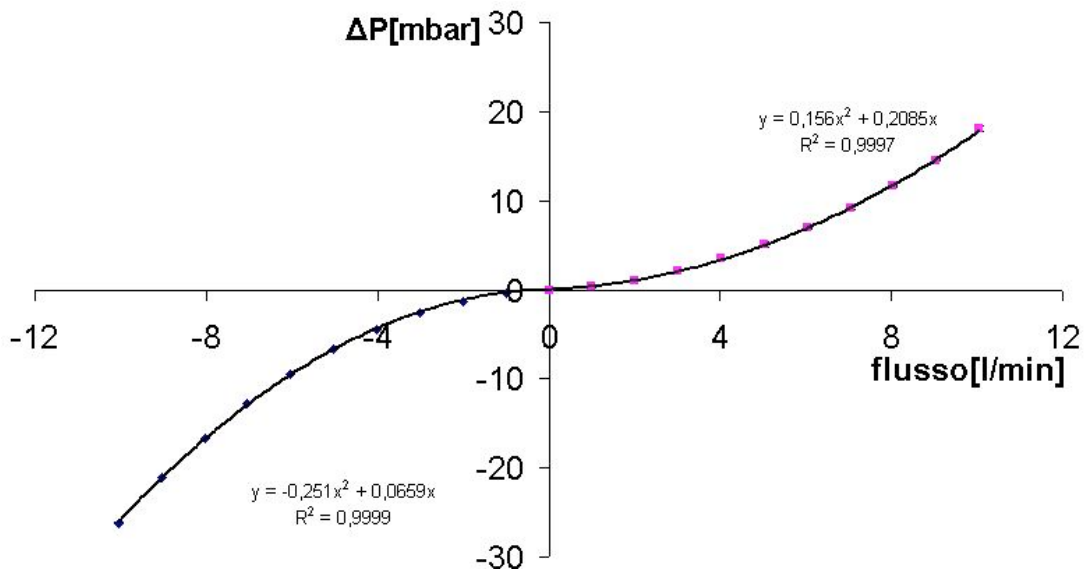


Fig. 1.7. Curva di calibrazione dell'orifizio "bianco" realizzato dalla Ginevri s.r.l.

Dalla curva di calibrazione è evidente che il flussimetro ha un comportamento ben approssimato da una parabola come ci si aspettava (eq. 13). Il comportamento non ha buone caratteristiche di simmetria: ad esempio la risposta del sensore varia più del 30% tra portate di 10L/min e -10L/min. Essendo la curva di calibrazione parabolica, i sensori sono caratterizzati da una sensibilità lineare e quindi crescente con la portata. L'andamento della sensibilità, oltre alle pessime caratteristiche di bidirezionalità, è il più grande difetto del sensore poiché in ventilazione neonatale sarebbe meglio avere una sensibilità elevata a bassi flussi. La ripetibilità su tutto il range di misura è circa pari al 2%.

Sono state effettuate prove con il medesimo set up sperimentale e con gli stessi ingressi per ottenere la curva di calibrazione del flussimetro nero (fig. 1.8).



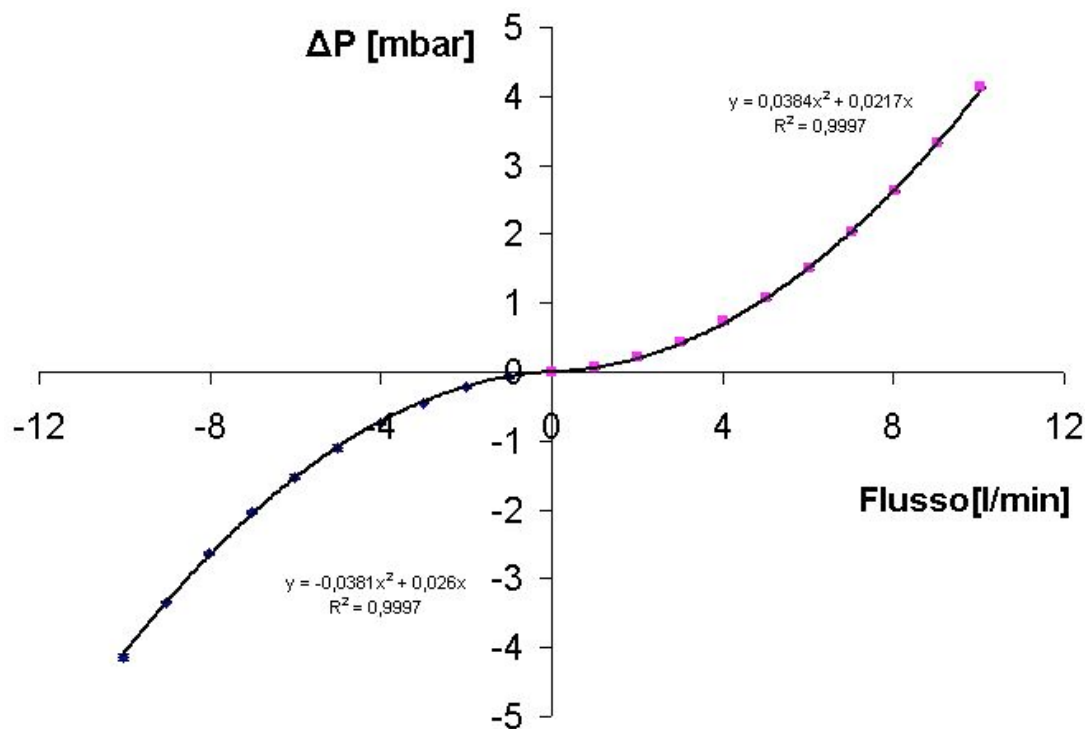


Fig. 1.8. Curva di calibrazione del flussimetro "nero" realizzato dalla Ginevri s.r.l.

Dalla curva di calibrazione si nota un comportamento differente dal precedente sensore descritto per via della minore sensibilità legata al minore rapporto tra le sezioni di passaggio del condotto e dell'orifizio. La ripetibilità è di circa il 2,5%. Inoltre la risposta è caratterizzata da una maggiore simmetria con una variazione della risposta tra -10L/min e 10L/min minore del 4%.

### 1.3.2 Sensori di portata ultrasonici

I sensori di portata ultrasonici basano il loro principio di funzionamento sul fatto che le perturbazioni di pressione di piccola entità si propagano all'interno di un fluido con una velocità che dipende dal moto del fluido. Se il fluido è in movimento la perturbazione di pressione si propaga con una velocità che è data dalla somma dei due contributi. Questo effetto quindi è correlato alla velocità del fluido. Le perturbazioni di pressione usualmente sono onde sinusoidali con frequenze maggiori di 20kHz. Frequenza più basse di 20kHz sarebbero udite e quindi creerebbero disagi al paziente. I due principali principi operativi di tali sensori sono: "a tempo di volo" e Doppler. Sono indispensabili un trasmettitore e un ricevitore (spesso vengono utilizzati cristalli piezoelettrici). Il trasmettitore viene posto in vibrazione e, se è a

contatto con il fluido, la vibrazione si propagherà in quest'ultimo generando fluttuazioni di pressione. Il ricevitore, esposto alle fluttuazioni, vibra producendo un segnale elettrico proporzionale all'entità di queste ultime.

Nei sensori Doppler l'onda pressoria viene riflessa da elementi riflettenti (es. bolle) che si trovano nel fluido e hanno la stessa velocità. Dalla differenza di frequenza tra l'onda generata e quella riflessa si ottiene una misura della velocità del fluido (fig.1.9).

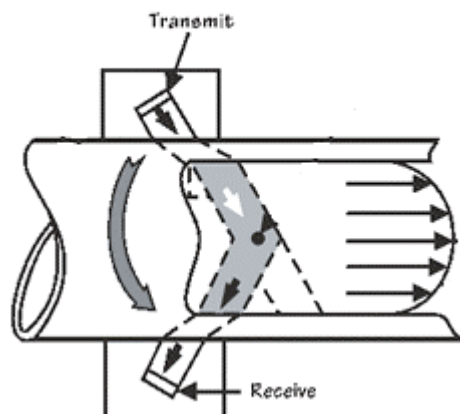


Fig.1.9. Flussimetro ultrasonico a effetto Doppler.

Nei sensori a tempo di volo, il tempo richiesto dall'onda pressoria per raggiungere il ricevitore dipende dalla velocità del suono e da quella del flusso. Esistono differenti configurazioni per il posizionamento dei due trasduttori (fig.1.10).

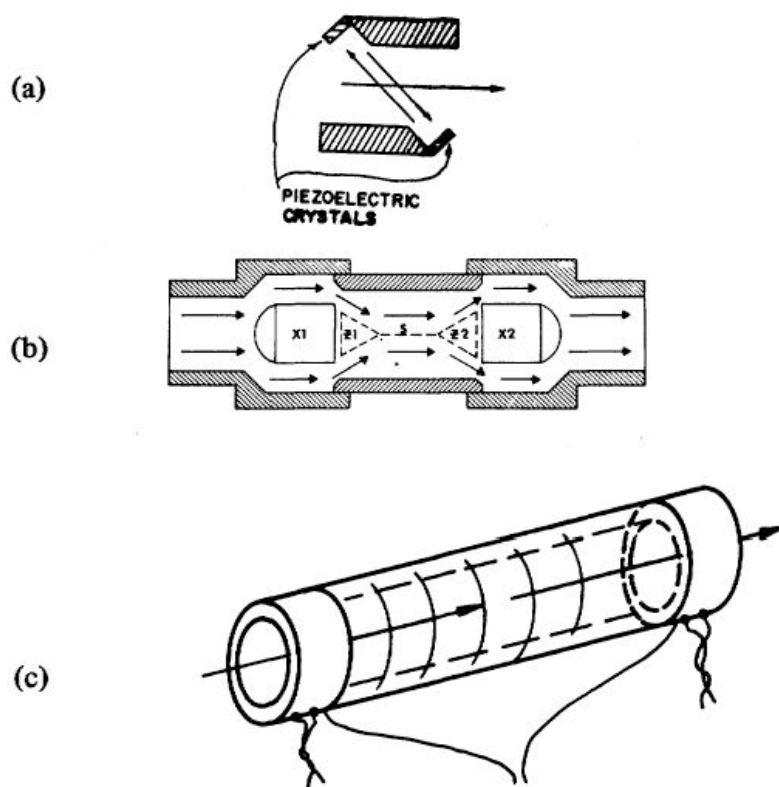


Fig.1.10. Configurazioni più comunemente utilizzate nei flussimetri ultrasonico a tempo di volo.

Nei sensori a tempo di volo è importante che all'interno del fluido non vi siano troppe impurità per evitare che l'onda pressoria venga attenuata oppure continuamente interrotta mentre in quelli Doppler è essenziale che vi sia una sufficiente quantità di particelle riflettenti<sup>32</sup>. In figura 1.10.a è rappresentata la configurazione più comunemente utilizzata nei sensori ultrasonici a tempo di volo<sup>33</sup>: i due trasmettitori-ricevitori sono posti in due alloggiamenti diametralmente opposti tra loro. Il segmento che congiunge i due trasduttori forma un angolo  $\beta$  con l'asse del condotto e quindi con la direzione del flusso di gas.

Nella configurazione 1.10.a si ha che il tempo di volo dell'ultrasuono che procede nella stessa direzione del flusso ( $t_d$ ) e nella direzione opposta ( $t_u$ ) sono pari a<sup>34</sup>:

$$t_u = \frac{L}{c + u \cdot \cos(\beta)} \quad t_d = \frac{L}{c - u \cdot \cos(\beta)} \quad 1.13$$

dove:

L è la lunghezza del segmento che congiunge i due trasduttori;

c è la velocità del suono;

u è la velocità media del gas nel percorso seguito dal ultrasuono;

$\beta$  è l'angolo tra uno dei due trasduttori e l'asse del condotto.

Dall'eq. 1.13 si ottiene l'intervallo di tempo che intercorre tra il raggiungimento del ricevitore da parte dell'impulso che procede nella stessa direzione del flusso e il raggiungimento del ricevitore da parte dell'impulso che procede in direzione opposta al flusso:

$$\Delta t = t_u - t_d \cong \frac{2L \cos(\beta)}{c^2} u \quad 1.14$$

L'eq. 1.14 si ottiene ipotizzando  $u \ll c$ .

Dall'eq. 1.14 si evince che la grandezza da cui si ottiene una misura della portata ( $\Delta t$ ) dipende da  $c$ . Cambiamenti nella temperatura e umidità del gas tra inspirazione ed espirazione può portare a variazioni fino al 10%<sup>35</sup>. Per eliminare la dipendenza da  $c$  vi sono due metodi, entrambi proposti da Blumenfeld et al.<sup>33,36</sup>:

- il primo metodo considera la somma  $t_d + t_u \cong \frac{2L}{c}$ , ricavando  $c$  e sostituendola nell'eq. 1.14 si ottiene:

$$u = \frac{2L \cdot \cos(\beta) \Delta t}{(t_u + t_d)^2} \quad 1.15$$

Nell'eq. 1.15 si nota che la velocità media del gas non dipende da  $c$ ;

- il secondo metodo considera il prodotto  $t_u t_d = \frac{L^2}{c^2}$ , ricavando  $c$  e sostituendola nell'eq. 1.14 si ottiene:

$$u \approx \frac{\Delta t \cdot L}{2 \cos(\beta) t_u t_d} \quad 1.16$$

dalla quale si evince che  $u$  non dipende da  $c$ .

Il principio di funzionamento dei sensori ultrasonici con configurazioni differenti, rappresentate in fig. 1.10.b e 1.10.c<sup>37</sup>, è simile a quello descritto dall'eq. 1.14.

In un particolare ventilatore polmonare viene utilizzato un sensore di flusso a resistenza lineare (vedi par. 1.4.4) per misurare il flusso inspiratorio e un sensore di flusso ultrasonico a tempo di transito per misurare il flusso espiratorio. Il trasduttore di flusso ultrasonico è costituito da due trasduttori ultrasonici posizionati come in fig. 1.10.a. Si calcola la differenza tra i tempi di transito degli ultrasuoni inviati nella direzione opposta al flusso espiratorio (tempo di transito maggiore) e nella medesima

direzione del flusso espiratorio (tempo di transito minore) come in eq. 1.15. Il valore della suddetta differenza temporale è una misura indiretta del flusso espiratorio.

Il sensori ultrasonici hanno vari pregi: non sono presenti parti meccaniche in movimento che possono subire usura; non esiste alcuna inerzia meccanica; la resistenza fluidodinamica è pressoché nulla (non essendoci strizioni); la risposta è molto rapida (il tempo di risposta è dell'ordine di 1-2ms) e una risposta in frequenza pressoché piatta fino a 70Hz<sup>30</sup>.

### 1.3.3 Anemometri a filo e film caldo

Negli *anemometri a filo o film caldo* la misura del flusso si effettua grazie al principio fisico di scambio di calore tra un corpo e un fluido che lo investe e che ha una differente temperatura. Infatti, il calore scambiato tra un filo sottile riscaldato o un sottile strato riscaldato (film) e il flusso che lo investe dipende dal valore del flusso stesso, cioè dalla velocità delle particelle a contatto con l'elemento caldo. Gli anemometri a filo caldo vengono realizzati in due tipologie di base: a corrente costante e a temperatura costante<sup>38</sup>. L'elemento sensibile in genere è una resistenza con un elevato coefficiente di temperatura ( $\alpha$ ). Per molti materiali utilizzati la dipendenza della resistenza dalla temperatura può essere rappresentata come:

$$R_w = R_r [1 + \alpha(T_w - T_r)] \quad 1.17$$

dove:

$R_w$  è la resistenza del filo alla temperatura  $T_w$ ;

$R_r$  è la resistenza alla temperatura di riferimento  $T_r$ .

Per il filo o il film caldo e investito da un flusso in condizioni di equilibrio si ha:

$$I^2 R_w = hA(T_w - T_f) \quad 1.18$$

dove:

$I$  è la corrente che attraversa il filamento;

$T_f$  è la temperatura del fluido;

$h$  è il coefficiente di scambio termico del filo o del film;

$A$  è l'area di scambio termico.

Il coefficiente di scambio termico  $h$  è funzione della velocità ( $v$ ) del fluido secondo la legge di King<sup>39</sup>:

$$h = C_0 + C_1 \sqrt{v} \quad 1.19$$

Dove  $C_0$  e  $C_1$  sono due costanti che si ottengono sperimentalmente.

Dalle eq. 1.18 e 1.19 si evince che la temperatura di equilibrio del filo o film dipende dalla velocità del fluido.

Gli anemometri a filo o film vengono realizzati in due tipologie di base :

- a *corrente costante*, il filo sottile viene percorso da una corrente costante al variare del flusso che lo investe. In questo caso la temperatura di equilibrio del filo e, quindi, la sua resistenza dipendono dal valore del flusso che lo investe, per cui il valore della resistenza del filo è una misura indiretta del flusso;

- a *temperatura (potenza) costante*, in questo caso la corrente che scorre nel filo (la potenza dissipata per effetto Joule nel filo) viene regolata per mantenere costante la temperatura del filo. La corrente (la potenza) richiesta per realizzare questa condizione diviene una misura della velocità del flusso.

Gli anemometri a filo caldo sono molto utilizzati nell'ambito della ventilazione polmonare (fig.1.11).



Fig.1.11. Anemometro a filo caldo utilizzato in ventilazione polmonare.

I principali vantaggi sono: l'elevata accuratezza (inferiore al 2%<sup>39</sup>), l'ottimo comportamento dinamico (tempo di risposta di circa 12 $\mu$ s), la buona risoluzione (0,2L/min) e le piccole dimensioni. E' da tenere presente che effettuano una misura di velocità puntuale, quindi, per risalire alla portata del gas, deve essere noto il profilo della velocità del fluido all'interno del condotto e la sezione dello stesso. Nell'ambito della ventilazione polmonare viene utilizzato un flussimetro che si basa sull'anemometria a filo caldo che, grazie a un accorgimento che viene descritto nel seguito è bidirezionale<sup>40</sup>.

Un anemometro a filo caldo che presenta un solo filo riscaldato non è in grado di discriminare la direzione del flusso e quindi non è in grado di discriminare il flusso

inspirato da quello espirato. Per ovviare a questo problema il sensore in questione presenta due fili riscaldati, uno dei quali è coperto da un lato, da una schermatura, mentre, il secondo, viene investito completamente dal flusso (fig. 1.12).

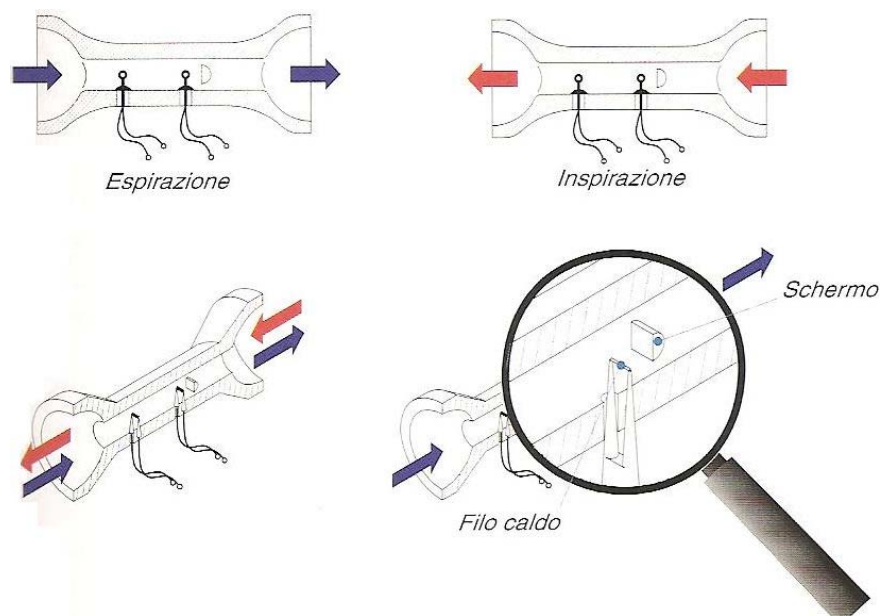


Fig. 1.12. Anemometro a doppio filo caldo reso bidirezionale dalla presenza di uno schermo posto davanti a uno dei due fili<sup>†</sup>.

Tale accorgimento permette al sensore di essere utilizzato per misure bidirezionali di flusso (e quindi per discriminare flussi inspiratori da flussi espiratori) poiché in una direzione entrambi i fili riscaldati vengono investiti dal flusso mentre nell'altra uno solo viene investito dal flusso poiché l'altro è schermato e quindi risponde in maniera differente al seconda della direzione del flusso . Questo sensore è un anemometro che lavora a temperatura costante (constant temperature hot-wire flowmeter). Il filo è di platino e viene mantenuto a una temperatura di 180°C (per ottenere una maggiore sensibilità, in un ventilatore neonatale la temperatura del filo viene mantenuta a 400°C). La potenza richiesta per mantenere la temperatura a 180°C (400°C) dipende dal flusso che investe il filo di platino. Infatti maggiore è il flusso e maggiore è il calore scambiato e quindi maggiore è la potenza riscaldante richiesta per mantenere il filo a temperatura costante, che diviene una misura del flusso di gas. In uno studio recente<sup>42</sup> sono messi a confronto i risultati delle misure di volume corrente durante la ventilazione con oscillazioni ad alta frequenza (HFOV)<sup>†,43,44</sup> ottenuta

<sup>†</sup> La tecnica di ventilazione conosciuta come High Frequency Oscillatory Ventilation (HFOV) è utilizzata perché rispetto alla modalità a volume controllato (CV) si forniscono al paziente volumi

dall'integrazione numerica di segnali di portata ottenuta da differenti pneumotacometri (un anemometro a filo caldo, un flussimetro ultrasuoni, un tubo di Pitot e tre differenti pneumotacometri a perdita di carico). Lo studio mostra il notevole miglioramento dell'accuratezza della misura del volume corrente utilizzando una calibrazione dei flussimetri al variare della frequenza (fig. 1.13).

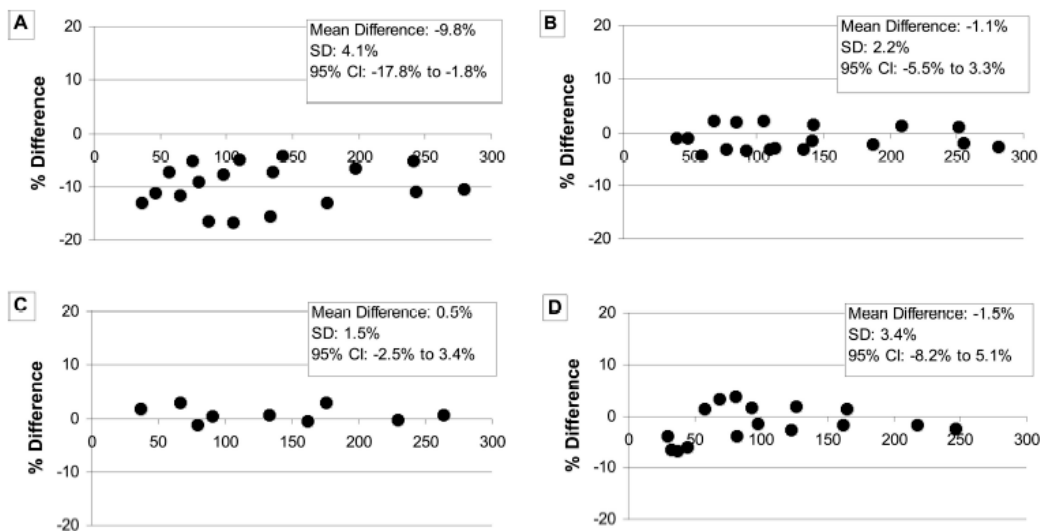


Fig. 1.13. Grafico di Bland-Altman che confronta il volume corrente di riferimento misurato con un pletismografo e lo stesso misurato dall'integrazione numerica del segnale di flusso misurato con l'anemometro. Nel grafico A, prima e nel B, dopo la correzione apportata al segnale di flusso tramite un algoritmo che considera la calibrazione del sensore al variare della frequenza. Nel grafico C prima, e nel B dopo la correzione apportata tramite un algoritmo che considera la calibrazione al variare della frequenza per un gas a  $T=37^{\circ}\text{C}$ , umidità relativa pari a circa l'80%.

Con l'anemometro a filo caldo sono stati ottenuti risultati accurati (una variazione percentuale dell'ordine di 1%)<sup>40</sup>.

Gli unici sensori basati sul principio di funzionamento appena descritto che sono presenti in commercio utilizzano come elemento caldo un filo anche se in letteratura sono presenti studi di flussimetri che utilizzano come elemento riscaldato termistori<sup>45</sup> oppure elementi semiconduttori<sup>46</sup>.

---

correnti minori e si pensa che ciò possa abbassare la mortalità dei pazienti soggetti a determinate patologie o infortuni.



### 1.3.4 Pneumotacografi a resistenza lineare

Gli elementi a flusso laminare si differenziano dai misuratori di portata a ostruzione (orifizi e boccagli) perché sono progettati per operare in un regime di flusso laminare. Essi possono essere realizzati con diverse forme. La forma più semplice è essenzialmente un cilindro con piccolo diametro (capillare)<sup>47</sup>. Nel caso di flussi laminari ( $Re < 2000$ ) vale la relazione di Hagen-Poiseuille (per flussi incomprimibili):

$$Q = \frac{\pi D^4}{128 \mu L} \Delta p, \quad 1.20$$

dove:

Q è la portata volumica;

D è il diametro interno del tubo;

$\mu$  è la viscosità dinamica del fluido;

L è la lunghezza del tubo tra le prese di pressione;

$\Delta p$  è la perdita di carico.

La velocità del fluido è pari al rapporto tra la portata volumica e la sezione del condotto per cui ha una dipendenza lineare con le perdite di carico. Un singolo tubo capillare è capace di misurare portate estremamente piccole. Per aumentare il range di misura si possono utilizzare molti capillari in parallelo. Una variante è utilizzare un condotto di diametro elevato riempito di tante piccole sfere, il passaggio tra le sfere dà lo stesso risultato che si avrebbe per un fluido passante per tanti tubi capillari<sup>48</sup>. Gli elementi a flusso laminare vengono molto utilizzati in condizioni di flusso pulsante<sup>49</sup> e, pertanto, nell'ambito della ventilazione polmonare. Un esempio di flussimetro a resistenza lineare utilizzato in vari ventilatori polmonari per monitorare la portata di gas inspirato ed espirato è lo pneumotacografo di Fleisch (fig. 1.14). Un altro esempio di flussimetro a resistenza lineare è del tipo a schermo (fig. 1.14): la perdita di carico ai capi dello schermo resistivo è proporzionale al flusso e alla viscosità del gas<sup>50</sup>. Per lo pneumotacografo di Fleisch un importante problema nelle misure effettuate per tempi prolungati è la formazione di condensa all'interno dei capillari. Per questo motivo il trasduttore presenta un resistore da 220 $\Omega$ , 6W che ha la funzione di riscaldare la resistenza portandola a circa 40°C, in modo da prevenire la condensa.

Se non ci fosse il resistore, l'acqua condensata causerebbe un incremento della resistenza e quindi una valutazione errata dell'uscita<sup>51</sup>.

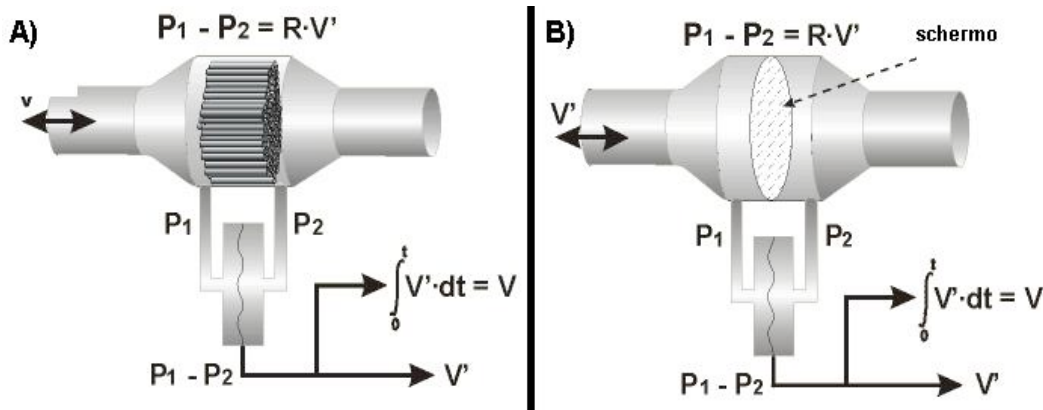


Fig.1.14. A) Pneumotacografo di Fleisch; B) Pneumotacografo a schermo.

I pregi principali sono: la robustezza, la linearità della risposta (infatti si nota dall'eq. 1.20 che portata e perdita di carico ai capi del pacco lamellare siano direttamente proporzionali) e quindi la sensibilità è costante, l'accuratezza (<2% del valore letto). L'accuratezza della misura è influenzata dalla dipendenza dell'uscita del sensore dalla viscosità e dalla densità (se si vuole misurare la portata massica) del gas che variano al variare della temperatura e della composizione del gas e dalla geometria che presenta il condotto a monte e a valle dello pneumotacografo<sup>52,53,54,55,56</sup>, per ottimizzare il comportamento bisognerebbe avere un lungo condotto con lo stesso diametro del sensore a monte e a valle di quest'ultimo ma in ventilazione polmonare ciò non è possibile a causa dell'elevato volume comprimibile e dell'elevata resistenza fluidodinamica che un tale sensore manifesterebbe<sup>57</sup>. Un'altra causa di errore è l'incremento di temperatura della resistenza lineare per evitare la formazione di condensa. All'incremento di temperatura è associata la dilatazione termica del materiale e quindi una diminuzione del lume dei capillari che causa un aumento della resistenza fluidodinamica.

La risposta in frequenza del sensore a resistenza lineare è legata alla dipendenza dalla frequenza della conversione del flusso in una differenza di pressione e dalla conversione della differenza di pressione in una differenza di potenziale. Un peso determinante sul comportamento del sensore è dato dalla dipendenza dalla frequenza della conversione del flusso in una differenza di pressione che è dovuta

all'inerzia del gas all'interno dei capillari e alla resistenza esercitata sul gas dalle pareti del condotto. Considerando il fluido incomprimibile, la relazione tra flusso e pressione può essere espressa dalla seguente equazione differenziale:

$$\rho \frac{\partial v(r)}{\partial t} = \frac{\Delta p}{L} + \eta \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial v(r)}{\partial r} \right), \quad 1.21$$

con le condizioni al contorno:  $v(R) = 0$ ,  $v(0)$  è finita

dove:

$\rho$  e  $\eta$  sono rispettivamente la densità e la viscosità dinamica del gas;

$L$  è la lunghezza dei capillari;

$r$  è un'ascissa perpendicolare all'asse del condotto e con origine al centro del condotto;

$v$  è la velocità lungo l'asse del condotto;

$R$  è il raggio dei capillari;

$\Delta p$  è la caduta di pressione ai capi dei capillari.

La soluzione è ben descritta dall'andamento rappresentato in fig. 1.15.

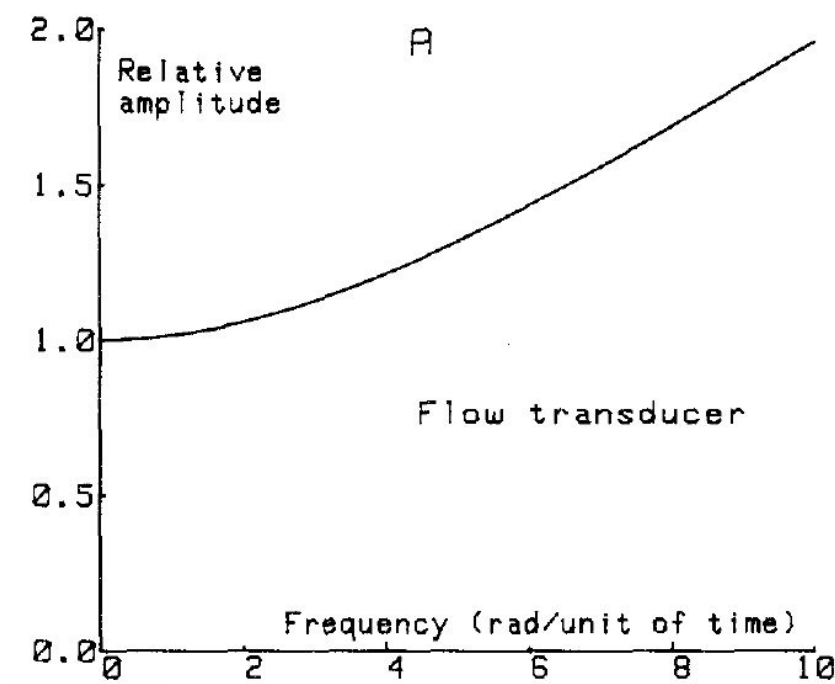


Fig. 1.15. Andamento teorico dell'ampiezza della risposta dello pneumotacografo di Fleisch in funzione della frequenza.

Sono state misurate le risposte a flussi in ingresso sinusoidali di frequenza comprese tra 2Hz e 40Hz che, prima di essere convogliati nello pneumotacografo,

attraversano condotti di tre differenti lunghezze. Le risposte non subiscono apprezzabili variazioni e per frequenza fino a 40Hz sono molto piatte (fig. 1.15)<sup>58</sup>.

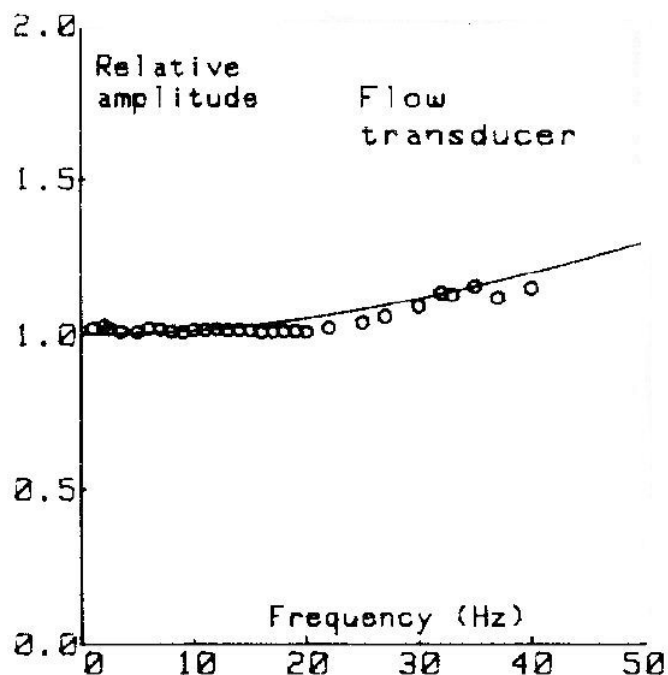


Fig. 1.15. Risposta in frequenza di uno pneumotacografo di Fleisch.

Importante in questo studio è fare delle considerazioni sull'inerzia del gas presente tra l'uscita della pompa e l'ingresso dello pneumotacografo poiché influisce sulla risposta del sistema. Il pistone movimentata l'aria in un cilindro connesso alla sua estremità allo pneumotacografo e quindi il suddetto tratto influisce sulla risposta del sistema. In questo studio la risposta è quella dell'intero sistema e non del solo pneumotacografo.

In uno studio P. Vallinis et al.<sup>59</sup> confrontano uno pneumotacografo con caratteristiche geometriche innovative con uno di Fleisch molto utilizzato in ventilazione neonatale. Quello di Fleisch è caratterizzato da una resistenza di circa  $2,65\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , quello sviluppato, rivolto principalmente alla ventilazione neonatale, presenta una resistenza più bassa:  $2,44\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$  e uno spazio morto molto basso (0,6mL). Entrambi i sensori hanno una risposta in frequenza abbastanza piatta su tutto il range di frequenze utilizzate: 0-20Hz (entrambi hanno un guadagno compreso tra 1 e 1,2).

### 1.3.5 Pneumotacografi a orifizio anulare

I primi orifizi anulari furono realizzati nel 1939<sup>60</sup>. I flussimetri a orifizio anulare (fig. 1.16) sono stati sviluppati per superare il problema dell'accumulazione dello sporco nei pressi dell'orifizio in flussi di liquidi e per evitare accumulazione di particelle liquide in flussi gassosi<sup>23</sup>. Questa caratteristica è molto importante in applicazioni legate alla ventilazione meccanica data la condensa che si forma a causa dell'elevata umidità presente nel gas insufflato al paziente. Questo tipo di sensore è molto adatto per misure di flusso a bassi numeri di Reynolds, anche per questo viene utilizzato in ventilazione polmonare neonatale.

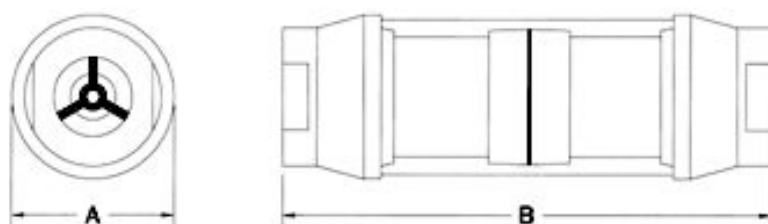


Fig.1.16. Sezione di un flussimetro anulare.

Un flussimetro di questo tipo utilizzato nella ventilazione polmonare è lo pneumotacografo di Schaller (fig.1.17)

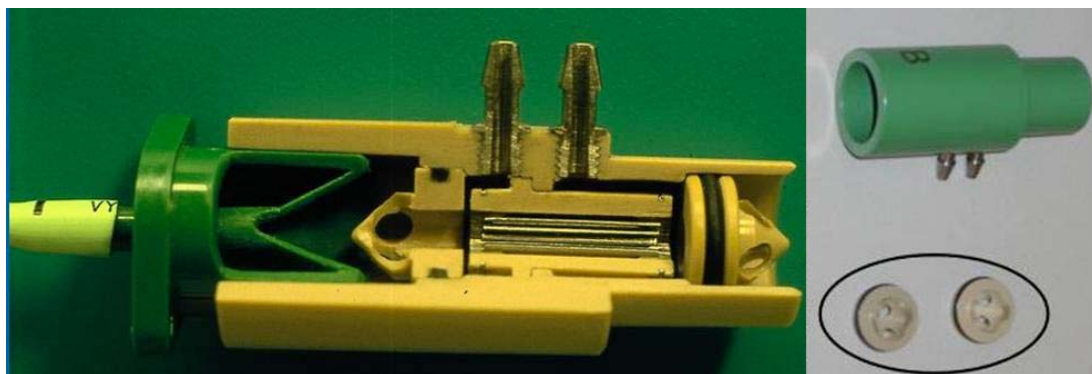


Fig.1.17. Pneumotacografo di Schaller.

E' composto da un orifizio anulare preceduto da dei corpi che causano flusso turbolento (fig.1.18):

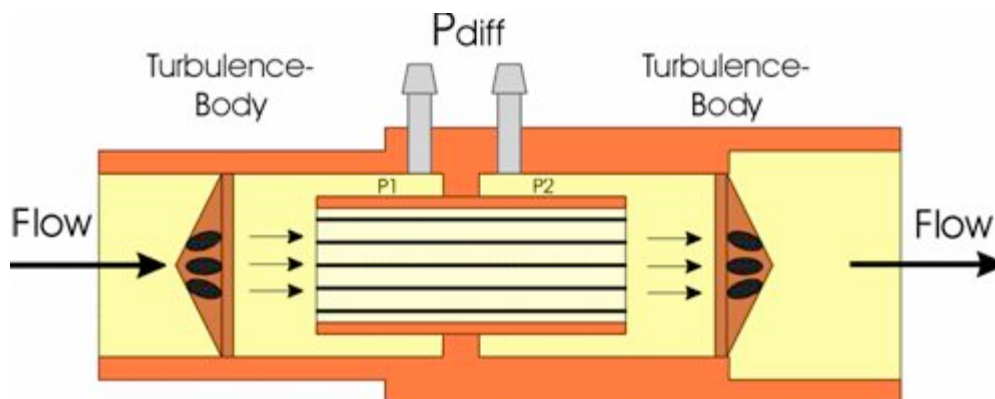


Fig. 1.18. Sezione trasversale di uno pneumotocografo di Schaller.

Oltre alla robustezza il pregio principale di questo flussimetro è l'elevata sensibilità. Sono state realizzate delle prove sperimentali per calibrare il suddetto flussimetro. Per le suddette misure è stato utilizzato il sensore di pressione della Honeywell 160 PC, impostando flussi d'ingresso noti, con il generatore di flusso controllato: massflow meter EL-FLOW della Bronkhorst che ha un'accuratezza pari all' 1% del valore impostato. Le prove sono state realizzate nel seguente range di flusso:  $[-10L/min \div 10L/min]$  a step di 1L/min. La valutazione dell'incertezza è stata effettuata considerando le misure rappresentate da una distribuzione di student con 3 gradi di libertà e caratterizzate da un livello di confidenza del 95% (fig.1.19).

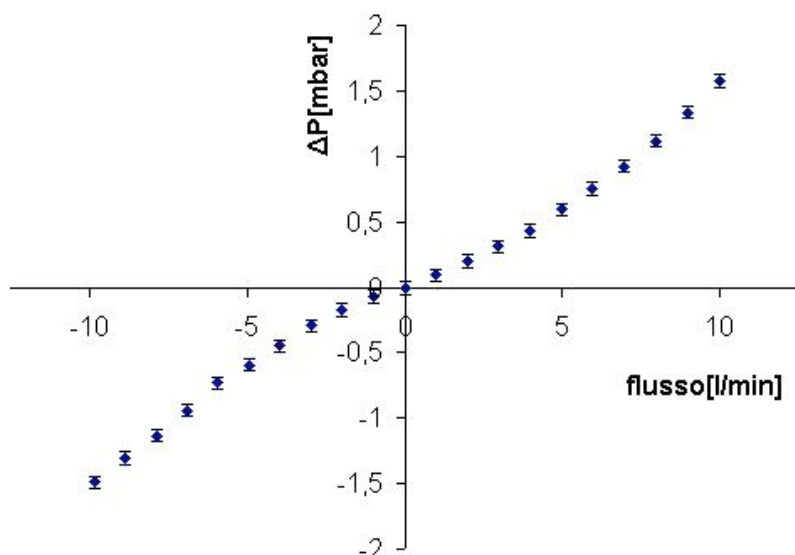


Fig.1.19. Curva di calibrazione del flussimetro realizzato da Schaller.

Dalle suddette prove si evince l'elevata sensibilità del flussimetro analizzato poiché è in grado di rilevare flussi inferiori a 1L/min. Un altro pregio è la buona linearità legata alla presenza dei corpi che generano turbolenza (fig. 1.20).

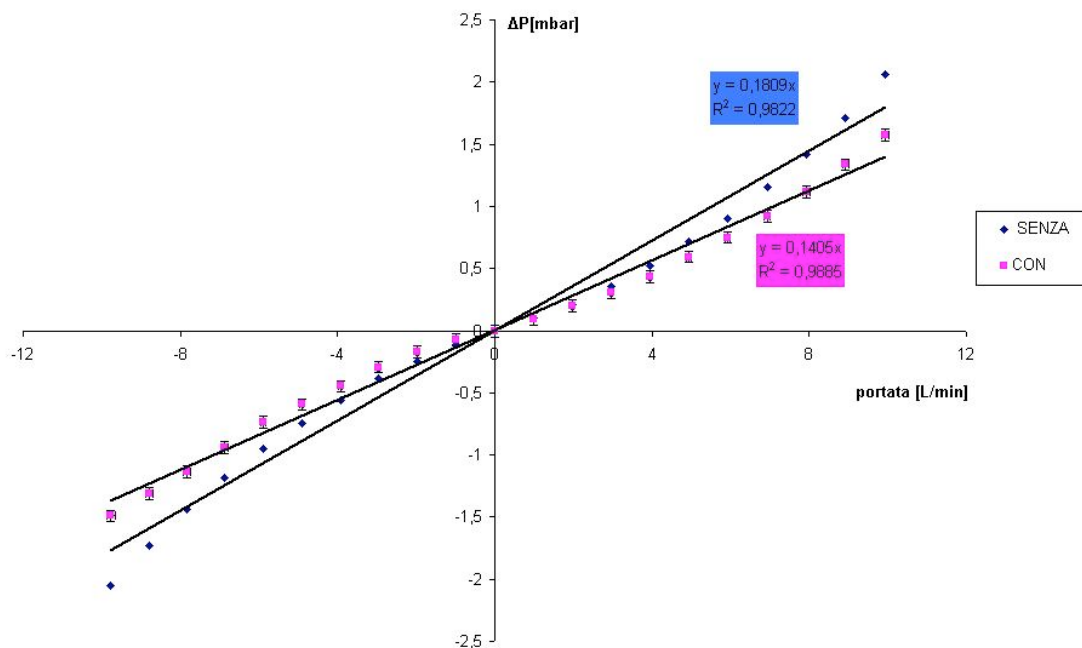


Fig. 1.20. Curva di calibrazione del sensore di Schaller con e senza i corpi che generano turbolenza.

Infatti, la retta che meglio interpola la curva di calibrazione (fig. 1.20), che è espressa dalla seguente equazione:  $y = 0,140x$  dove con  $y$  si è indicata la perdita di carico espressa in mbar e con  $x$  il flusso in L/min, ha un coefficiente di correlazione molto elevato ( $R^2 = 0,988$ ) che considerando flussi più bassi (compresi tra -5L/min e 5L/min) aumenta ( $R^2 = 0,992$ ). In assenza dei corpi che generano la turbolenza si ha un decremento della linearità ( $R^2 = 0,982$ ). La sensibilità media su tutto il range di misura (-10L/min; 10L/min) in presenza dei corpi che generano turbolenza è di circa  $0,140 \frac{\text{mbar}}{\text{L/min}}$ , in assenza dei corpi è più elevata e pari a  $0,181 \frac{\text{mbar}}{\text{L/min}}$ . Rispetto ai

flussimetri a orifizio il pregio principale è legato alle caratteristiche della sensibilità. Infatti, nei flussimetri a orifizio, la sensibilità aumenta pressoché linearmente con il flusso e quindi si hanno difficoltà nella rilevazione di bassi flussi (che sono quelli di interesse nella ventilazione neonatale) mentre nel flussimetro realizzato da Schaller la sensibilità cresce molto più lentamente rispetto a un flussimetro a orifizio. Confrontando la curva di calibrazione del flussimetro di Schaller con la curva di

calibrazione di un ipotetico flussimetro a orifizio che ha la stessa perdita di carico ( $\Delta P$ ) a 1L/min e considerando l'equazione che lega la perdita di carico al flusso in un flussimetro a orifizio (eq. 1.6) si ottengono perdite di carico troppo elevate per flussi di 10L/min che sono comunemente utilizzati in ventilazione meccanica neonatale (fig.1.21)

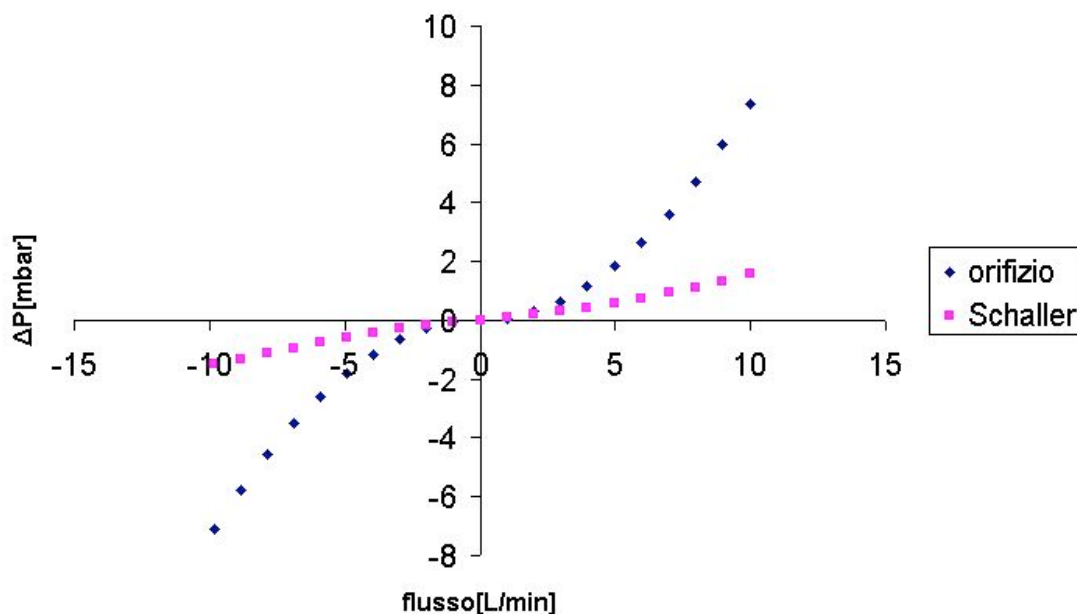


Fig.1.21. Confronto tra la curva di calibrazione di un flussimetro a orifizio e del flussimetro di Schaller che presentano il medesimo  $\Delta P$  in corrispondenza di un flusso pari a 1L/min

Questo tipo di pneumotacografo viene prodotto in due versioni: la prima ha un range di misura che va da -10L/min a 10L/min, uno spazio morto di 0,7mL e un'accuratezza di  $\pm 5\%$  del valore letto, la seconda ha un range di misura che va da -25L/min a 25L/min, uno spazio morto di 1,1mL e un'accuratezza di  $\pm 5\%$  del valore letto.



## Bibliografia

- 
- <sup>1</sup> LM Reid. "Lung growth in health and disease." *Br J Dis Chest* 1984; 78: 1 13-134.
- <sup>2</sup> PH Burri. "Fetal and postnatal development of the lung." *Annu Rev Physiol* 1984; 46: 617-628
- <sup>3</sup> C.D. Cook et al.. "Studies of respiratory physiology in the newborn infant. III. Measurements of mechanics of respiration"
- <sup>4</sup> C. Moretti. "Disturbi respiratori del neonato" edizioni Masson 2002
- <sup>5</sup> A Villani, G Serafini. "Anestesia neonatale e pediatrica" edizioni Masson 2004
- <sup>6</sup> T Ballard Gleason. "Lung volumes and mechanics in the normal newborn" edition Elsevier, Saunders
- <sup>7</sup> D Henderson-Smart. "Respiratory physiology" in *Textbook of neonatology* 1991
- <sup>8</sup> M Avery et al. "The lung and its disorders in the newborn infants." WB Saunders, Philadelphia 1981
- <sup>9</sup> J Stocks. "Lung function testing in infants." *Pediatric Pulmonology, Supplement*. 1999;18:14-20
- <sup>10</sup> C D Cook et al. "Studies of respiratory physiology in the newborn infant. Observations on normal premature and full-term infants." 1955;975-982.
- <sup>11</sup> KB Kaiserman et al. "Optimal tidal volume for the mechanical ventilation of the neonate." *Pediatr Res* 1992; 31:311A
- <sup>12</sup> Ah-Fong Hoo et al. "Respiratory function among preterm infants whose mothers smoked during pregnancy." *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158: 700-705
- <sup>13</sup> P B. Pandit et al. "Lung resistance and elastance in spontaneously breathing preterm infants: effects of breathing pattern and demographics."
- <sup>14</sup> J Stocks et al. "Influence of ethnicity and Gender on Airway Function in preterm Infants"
- <sup>15</sup> Bartlet and J. G. Areson. "Quantitative lung morphology in newborn mammals." *Respir. Physiol.* 1979; 29: 193-200.
- <sup>16</sup> J P Mortola. "Breathing pattern in newborns" *The American Physiological Society* 1984; 1533-1540
- <sup>17</sup> "Lung function testing: Selection of reference values and interpretative strategies" *American Thoracic Society: medical section of the american lung association*, 1991; 1202-1218.
- <sup>18</sup> Henderson-Smart D "Respiratory physiology" in *Textbook of neonatology* 1991
- <sup>19</sup> WA. Carlo. "Principles of neonatal assisted ventilation". *The pediatric clinics of north America*, 1986.
- <sup>20</sup> RL Auten. "Volutrauma. What is it, and how do we avoid it?". *Clinics in perinatology*, vol. 29, pp 505-515, 2001.
- <sup>21</sup> Zapol WM. "volotrauma and the intravenous oxygenator in patients with adult respiratory distress syndrome". *Anesthesiology*, vol. 77, pp 847-849, 1992

- 
- <sup>22</sup> ASM MFC-1M Glossary of term used in the measurement of fluid flow in pipes, ASME, New York, 1991.
- <sup>23</sup> Backwith. "Mechanical measurement". Addison- Wesley publishing company, 1995.
- <sup>24</sup> Richard W. Miller. "Flow measurement engineering handbook". McGraw Hill, 1996.
- <sup>25</sup> A. Gullo. Medicina perioperatoria, terapia intensiva, emergenza. Springer, pp 324-344.
- <sup>26</sup> J Stock et al. "Infant respiratory function testing". pp 81-107, 1996.
- <sup>27</sup> K. Roske. "Accuracy of volume measurements in mechanically ventilated newborns: a comparative study of commercial device". Journal of clinical monitoring and computing, vol. 14, pp 413-420, 1998.
- <sup>28</sup> Turner et al. "Bandwidths of respiratory gas flow and pressure waveforms in mechanically ventilated infants". Physiological measurement, vol. 14, pp 419-431, 1993.
- <sup>29</sup> Miller, 'Discharge coefficient', in "Flow measurement engineering handbook", pag. 9.117 e segg., III ed. Mc Graw Hill.
- <sup>30</sup> J. Stolz. "A universal equation for the calculation of discharge coefficients of orifice plates". Flow measurement of fluid.
- <sup>31</sup> W. M. Reese. Factor the energy costs of flow metering into your decision. In Tech, luglio 1980.
- <sup>32</sup> R. A. Moss. Doppler dilemma. Flow control, 2000.
- <sup>33</sup> D.I. Plaut et al. "Ultrasonic measurement of respiratory flow". IEEE transaction on biomedical engineering, vol. BME-27, pp. 549-558, 1980.
- <sup>34</sup> C. Buess et al. "A pulsed diagonal-beam ultrasonic airflow meter". Journal of applied physiology, vol. 61, pp 1195-1199, 1989.
- <sup>35</sup> W. Blumenfeld et al. "A mathematical model for the ultrasonic measurement of respiratory flow". Medical and biological engineering and computing, vol. 12, pp 621-625, 1974.
- <sup>36</sup> W. Blumenfeld et al. "A coaxial ultrasonic pneumotachometer". Medical and biological engineering and computing, vol. 13, pp 855-860, 1975.
- <sup>37</sup> D. Plaut, J.G. Webster. "Design and construction of an ultrasonic pneumotachometer". IEEE transaction on biomedical engineering, vol. BME-27, pp 590-597, 1980.
- <sup>38</sup> H.H. Bruun. "Hot-wire anemometry. Principles and signal analysis". Oxford university press, 1996.
- <sup>39</sup> L.V. King. Proceedings of the Royal society of London series A: Containing papers of a mathematical and physical characters (the Royal Society London. London, 1914), pp. 563-570
- <sup>40</sup> Evita XL, Istruzioni per l'uso, pp 218-221.
- <sup>41</sup> FP Branca. "Fondamenti di ingegneria clinica". Edizioni Spinger.
- <sup>42</sup> D.N. Hager et al. "Four methods of measuring tidal volume during high-frequency oscillatory ventilation". Critical care medicine, vol. 34, pp 751-757, 2006.

<sup>43</sup> AB Froese. "High-frequency oscillatory ventilation for adult respiratory distress syndrome – a pilot study". *Critical care medicine*, vol. 25, pp 906-908, 1997.

<sup>44</sup> B.A. Yoder et al. "High-frequency oscillatory ventilation: effects on lung function, mechanics, and airway cytokines in the immature baboon model for neonatal chronic lung disease". *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol.162 ,pp1867-1876 ,2000.

<sup>45</sup> TJ Hughes. "Hot thermistor spirometry for the artificial ventilation of infants". *PhD Thesis, University of Cape Town, South Africa*, 1981.

<sup>46</sup> O Johansen. "Integrated airflowmeter". *Medical and biological engineering and computing*, vol 27, pp 210-211, 1989.

<sup>47</sup> L. M. Potenz. *Capillary flowmetering. Instrum. Contr. System*, aprile 1961.

<sup>48</sup> A. R. Hughes. *New laminar flowmeter. Instrum. Contr. System*, aprile 1962.

<sup>49</sup> C. R. Stone, S. D. Wright. *Non-linear and unsteady flow analysis of flow in viscous flowmeter. Trans. Inst*, 1994.

<sup>50</sup> JB Beller. "Viscous flow through a grating or lattice of cylinders". *Journal of fluid mechanics*, vol.18, pp 94-96, 1963.

<sup>51</sup> *Servo ventilator 300/300A, manual service*, pp 72

<sup>52</sup> K.E. Finucane. "Linearity and frequency response of pneumotachograph". *Journal of applied physiology*, vol. 32, pp 121-126, 1972.

<sup>53</sup> W. Blumenfeld et al. "A mathematical model for flow in the heated Fleisch pneumotachometer". *Medical & biological & engineering computing. Vol. 11*, pp. 546-551, 1973.

<sup>54</sup> SZ Turney et W Blumenfeld. "Heated Fleisch pneumotachometer: a calibration procedure". *Journal of applied physiology*, vol. 34, pp. 117-121, 1973.

<sup>55</sup> R Gelfand et al. "Pneumotachograph for flow and volume measurement in normal and dense atmospheres". *Journal of applied physiology*, vol. 41, pp. 120-124, 1976.

<sup>56</sup> J Kestin and JH Whitelaw. "The viscosità of dry and humid air". *Journal of heat and mass transfer*, vol. 7, pp 1245-1255, 1964.

<sup>57</sup> W.J. Sullivan. "pneumotachographs: theory and clinical applications". *Respiratory care*, vol. 29, pp 736-739, 1984.

<sup>58</sup> J.P.Zock. "Linearity and frequency response of Fleisch type pneumotachometers". *European journal of physiology*, pp 345-352, 1981.

<sup>59</sup> P. Vallinis et al. "A very low dead space pneumotachograph for ventilatory measurements in newborns". *Journal of applied physiology*, vol. 69, pp 1542-1545, 1990.

<sup>60</sup> A.R. Howell. "annular airflow orifice". *Report 1934, Ministry of aircraft, London*, 1939.

## **CAPITOLO 2**

### **VERIFICA SPERIMENTALE DI SENSORI DI FLUSSO INNOVATIVI**

## 2.1 Introduzione

Il lavoro svolto durante questo dottorato di ricerca è stato cofinanziato da un'azienda che produce e progetta dispositivi elettromedicali per la cura del neonato: la Ginevri s.r.l. La collaborazione si propone il raggiungimento di due principali obiettivi: la realizzazione di un sensore di flusso atto al controllo dell'umidificatore prodotto dalla Ginevri s.r.l. (SCH 1000) per migliorare l'efficacia di quest'ultimo; la realizzazione di un sensore di portata da utilizzare nella ventilazione neonatale per il monitoraggio del gas in inspirazione ed espirazione.

In questa sezione vengono descritte la progettazione e la realizzazione di quattro differenti flussimetri:

- il primo flussimetro è stato progettato e realizzato con lo scopo di utilizzarlo per il controllo dell'umidificatore SCH 1000 sviluppato e commercializzato dalla Ginevri s.r.l. Il principio di funzionamento si basa sullo scambio termico e come elementi caldi vengono utilizzati due transistor commerciali. Il vincolo più importante da rispettare è il costo limitato poiché il sensore deve essere mono-paziente, per tale motivo vengono utilizzati transistor commerciali molto economici (Philips 2n2222), inoltre deve presentare un'elevata sensibilità che gli permette di rilevare flussi inferiori a 10mg/s (se il gas è aria in condizioni standard equivale a meno di 0,5L/min) . La rapidità non impone vincoli particolarmente restrittivi al progetto poiché il paziente subisce danni se viene ventilato con gas non ben umidificato per lungo tempo, quindi è sufficiente un sensore con un tempo di risposta anche dell'ordine del minuto;

- il secondo flussimetro realizzato presenta una resistenza lineare composta da capillari a sezione circolare di una lunghezza, diametro e numero ben definiti. Il sensore ha lo scopo di misurare portate in ventilazione neonatale. Visto il campo applicativo, la geometria del pacco lamellare deve essere tale da offrire una resistenza sufficientemente alta da permettere di misurare flussi inferiori a 1L/min, con una buona ripetibilità (inferiore al 3%);

- rivolto al medesimo campo applicativo è stato realizzato un flussimetro a orifizio che presenta particolari caratteristiche geometriche allo scopo di ottenere una risposta caratterizzata da un comportamento il più possibile simmetrico in funzione del flusso. Inoltre, viene effettuata una valutazione del suddetto comportamento

introducendo un indice che ha l'obiettivo di quantificare la simmetricità. Le specifiche da rispettare sono uguali a quelle che deve rispettare il sensore descritto in precedenza, inoltre si è posta particolare attenzione alle caratteristiche di simmetricità;

- il principio di funzionamento dell'ultimo flussimetro realizzato si basa sull'utilizzo di fibre ottiche. Le specifiche da rispettare sono le medesime dei due sensori descritti in precedenza. I tre sensori descritti devono rispettare specifiche legate alla risposta in frequenza per rappresentare il flusso in inspirazione ed espirazione senza attenuazione e distorsione.

## **2.2 Sensore a doppio transistor**

### **2.2.1 Introduzione**

Nella ventilazione meccanica, al fine di ridurre notevolmente i rischi di infezione e aumentare la sicurezza, vengono utilizzati circuiti paziente monouso. Per evitare il processo di sterilizzazione o di disinfezione si vuole progettare e realizzare un sensore di flusso monopaziente. Uno dei vincoli da rispettare legati alla suddetta caratteristica è il costo ridotto del sensore poiché viene utilizzato solo per un paziente. Un altro vincolo importante è la sensibilità elevata a bassi flussi poiché si vuole utilizzare in ambito neonatale, e quindi, i flussi in gioco sono bassi (deve essere in grado di rilevare flussi inferiori a 1L/min). Il sensore innovativo proposto ha un principio di funzionamento che si basa sull'utilizzo di due transistor a giunzione bipolare (Junction Bipolar Transistor), commerciali (Philips 2n2222), molto economici<sup>61</sup>.

### **2.2.2 Modello del sensore**

Il sensore è monodirezionale e va applicato nel circuito paziente, a monte dell'umidificatore (fig. 2.1), quindi misura il flusso insufflato dal ventilatore. Allo

scopo di evitare problemi legati alla sterilizzazione o disinfezione, si opta per un sensore mono-paziente.

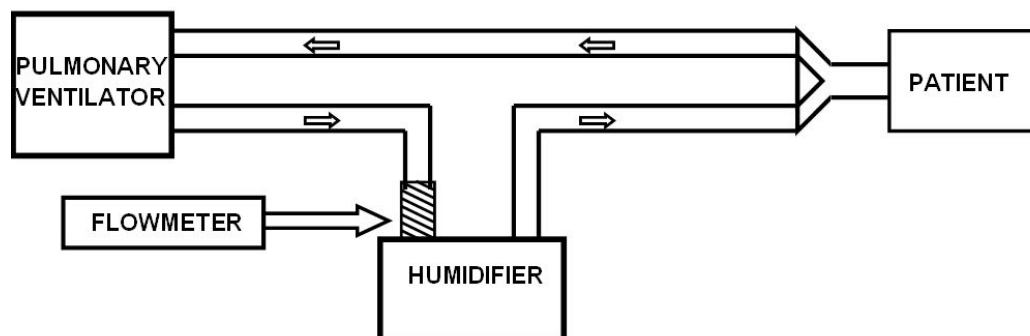


Fig. 2.1. Posizionamento del sensore atto alla misura del flusso insufflato al paziente.

Il sensore innovativo proposto presenta come elementi sensibili due transistor commerciali (2n2222), della stessa casa costruttrice (Philips), con package differente: il primo è rivestito da un involucro plastico, TO-92, il secondo metallico, TO-18, (fig. 2.2).



Fig. 2.2. Foto dei package dei due transistor utilizzati.

I due transistor vengono posti all'interno di un alloggiamento cilindrico che si connette al circuito paziente. Quando i due transistor vengono alimentati raggiungono una sovratemperatura rispetto al gas che viene insufflato al paziente e che li investe. La temperatura di equilibrio raggiunta dai due transistor dipende dalla portata di gas e dalle caratteristiche geometriche e fisiche degli involucri contenenti i due transistor (TO-92 e TO-18) e del gas stesso. Essendo i due involucri differenti sia dal punto di vista geometrico che di materiali i due transistor raggiungono una temperatura di equilibrio differente (fig. 2.3).

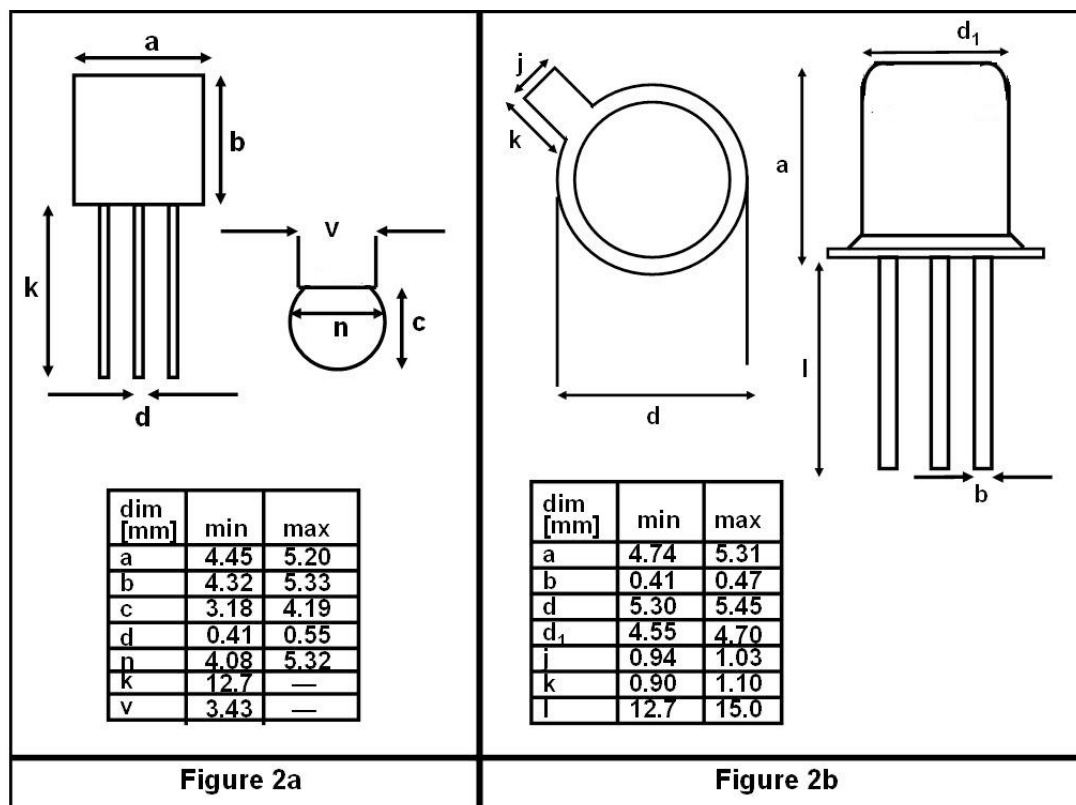


Fig.2.3. Caratteristiche geometriche del package TO-92 (fig. 2.2a) e del package TO-18 (fig. 2.2b).

La tensione base-emettitore ( $V_{be}$ ) di un transistor dipende principalmente dalla temperatura della giunzione base-emettitore ( $T_{be}$ ). Sono stati effettuati vari studi per valutare la suddetta dipendenza<sup>62,63</sup> che può essere ben approssimata da un legame lineare del tipo<sup>64</sup>:

$$V_{be}(T_{be}) \cong a + bT_{be} \quad 2.1$$

dove a e b possono essere considerate costanti a elevate temperature e, in particolare  $b \cong 2mVK^{-1}$ .

Il calore scambiato tra i due transistor e il flusso di gas che li investe all'equilibrio è espresso dalla seguente equazione:

$$Q = hS(T_{be} - T_f) \quad 2.2$$

dove:

Q è il flusso di calore scambiato tra fluido e transistor;

$T_f$  è la temperatura del gas;

h è il coefficiente di scambio termico.



Il coefficiente di scambio termico dipende dalla geometria, dalla velocità del fluido e dalle caratteristiche fisiche<sup>65</sup>:

$$h = A + B\sqrt{\rho v} \quad 2.3$$

dove:

$\rho$  è la densità del fluido che investe i transistor;

$v$  è la velocità media del suddetto fluido;

A e B sono due costanti che si ottengono sperimentalmente.

Introducendo le eq. 2.2 e 2.3 nell'equazione 2.1 si ottiene:

$$V_{be}(v) = a + b \left( \frac{Q}{S(A + B\sqrt{\rho v})} + T_f \right) \quad 2.4$$

Dall'eq. 2.4 si evince che la tensione base-emettitore dei transistor è funzione della velocità media del gas che li investe, delle caratteristiche fisiche del gas, della geometria del transistor e delle caratteristiche fisiche dell'involucro posto attorno alla giunzione base emettitore del transistor (package). Supponendo i due transistor nominalmente identici (sono entrambi 2n2222 della medesima casa costruttrice) le costanti a e b assumono il medesimo valore per entrambi i transistor. La differenza tra la tensione base-emettitore dei due transistor dipende dalla temperatura di equilibrio che è in generale differente poiché i due transistor hanno un involucro di materiale diverso (uno metallico e l'altro plastico) e di geometria diversa (fig. 2.2). La suddetta grandezza, utilizzando l'eq. 2.4, può essere espressa dalla seguente relazione:

$$\Delta V_{be}(v) = V_{be}^M(v) - V_{be}^P(v) = b \left[ \frac{Q^M}{S^M(A^M + B^M\sqrt{\rho v})} - \frac{Q^P}{S^P(A^P + B^P\sqrt{\rho v})} \right] \quad 2.5$$

dove gli apici M e P indicano rispettivamente grandezze legate al transistor ricoperto da involucro metallico e al transistor ricoperto da involucro plastico.

Dall'eq. 2.5 si evince che la differenza tra le tensioni base-emettitore dei due transistor dipende, in maniera non lineare, dalla velocità media del gas che investe gli stessi. Considerando che la portata massica di gas ( $\Phi$ ) è espressa dalla seguente relazione:

$$\phi = \rho v \Omega \quad 2.6$$

dove  $\Omega$  è la sezione di passaggio del gas,

dall'eq. 2.5 si ottiene:

$$\Delta V_{be}(\phi) = b \left[ \frac{Q^M}{S^M \left( A^M + \frac{B^M \sqrt{\phi}}{\sqrt{\Omega}} \right) - S^P \left( A^P + \frac{B^P \sqrt{\phi}}{\sqrt{\Omega}} \right)} \right] \quad 2.7$$

Raggruppando alcuni parametri presenti nell'eq. 2.7 si ottiene:

$$\Delta V_{be}(\phi) = \alpha \left( \frac{1 + \beta \sqrt{\phi}}{\phi + \gamma \sqrt{\phi} + \eta} \right) \quad 2.8$$

dove:

$$\alpha = \frac{\Omega b (Q^M S^P A^P - Q^P S^M A^M)}{S^M S^P B^M B^P}, \quad \beta = \frac{Q^M S^P B^P - Q^P S^M B^M}{\sqrt{\Omega} (Q^M S^P A^P - Q^P S^M A^M)}$$

$$\gamma = \frac{\sqrt{\Omega} (B^M A^P - A^M B^P)}{B^M B^P}, \quad \eta = \frac{A^P A^M \Omega}{B^M B^P}$$

Considerando valida l'ipotesi semplificativa che i parametri  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\eta$  siano costanti su tutto il range di portate di interesse per il particolare scopo applicativo, l'eq. 2.8 descrive il comportamento del sensore proposto.

### 2.2.3 Posizionamento dei due transistor

Per la realizzazione del sensore sono state effettuate delle considerazioni sul posizionamento dei due elementi riscaldati. Si è optato per posizionare i due transistor uno dietro l'altro a circa 10mm in un condotto cilindrico di diametro interno pari a 22mm (fig. 2.4). Sono state effettuate delle prove sperimentali per misurare le temperature di equilibrio dei due transistor a flussi nulli (vedi par. 2.2.5). Per il transistor con involucro metallico la temperatura di equilibrio è di circa 130°C mentre per il transistor ricoperto da involucro plastico la temperatura di equilibrio è di circa 60°C. La sovratemperatura rispetto al gas che li investe è di circa 100°C per il transistor metallico e di circa 30°C per il plastico. Analizzando questi due valori si evince che il transistor con involucro metallico scambierà un calore maggiore

rispetto al transistor ricoperto da involucro plastico se investiti da un gas con stessa velocità media e stesse caratteristiche fisiche perché assume all'equilibrio una sovratemperatura maggiore del plastico (eq. 2.2). La suddetta affermazione è vera considerando il fatto che le dimensioni geometriche dei due transistor non sono molto differenti e quindi rispetto a una differente temperatura di equilibrio così elevata influiranno poco. Nel modello teorico sviluppato (eq. 2.1-2.8) è stato trascurato l'effetto della presenza dell'elemento posto a monte, sul comportamento dell'elemento caldo posto a valle. Questa semplificazione sarà supportata dall'ottima correlazione tra modello e prove sperimentali (par. 2.2.5).



Fig. 2.4. Posizionamento all'interno dell'alloggiamento cilindrico dei due transistor. Si notano le differenti caratteristiche dei package dei due transistor.

## 2.2.4 Circuito di polarizzazione ed amplificazione del segnale

I transistor a giunzione bipolare (Junction Bipolar Transistor) vengono utilizzati come elemento caldo principalmente in due modalità:

- alimentati a *potenza costante*;
- alimentati in modo tale che mantengano una *temperatura costante* maggiore di quella del fluido che li investe<sup>66</sup>.

Nel secondo caso la potenza scambiata con l'esterno aumenta all'aumentare della velocità media del gas che investe il transistor (eq. 2.2 e 2.3) e quindi deve variare anche la potenza dissipata per effetto Joule sul transistor in modo tale da ottenere, al variare della velocità media, la medesima temperatura di equilibrio.

Lo schema elettrico del sensore realizzato è rappresentato in fig. 2.5.

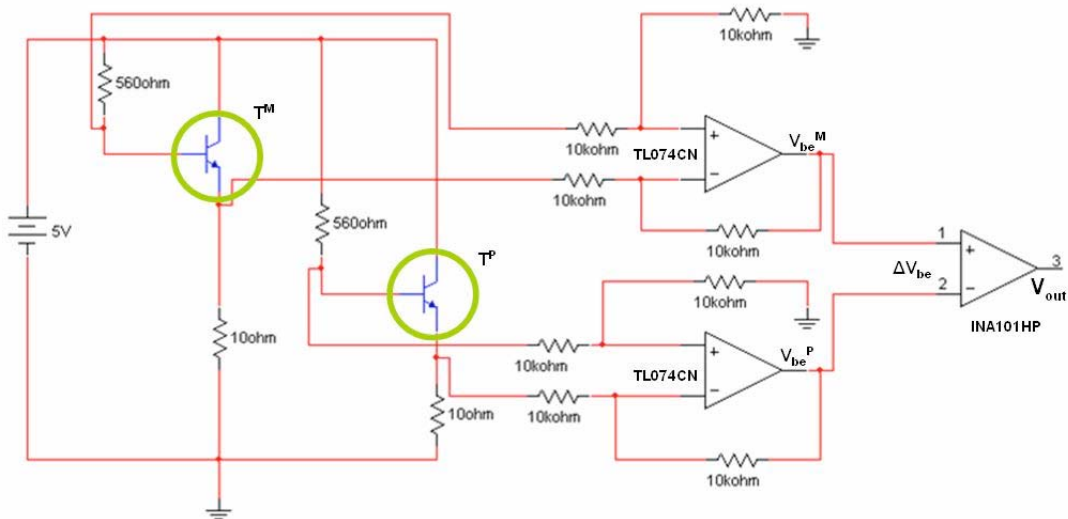


Fig. 2.5. Schema elettrico del sensore realizzato.

I due transistor vengono alimentati con una tensione continua ( $5,0 \pm 0,1V$ ) per mezzo di un alimentatore (ISOTECH IPS2302A). La resistenza di base è  $R_b=560\Omega$  e la resistenza di emettitore è  $R_e=10\Omega$ . La tensione di alimentazione ( $V_{al}$ ) e le resistenze di base e di emettitore sono state scelte di valori tali da evitare che le correnti di collettore  $I_C$  eccedano i valori massimi imposti dal costruttore ( $I_{CMAX}=800mA$ ). Le tensioni di base ( $V_b$ ) e le tensioni di emettitore ( $V_e$ ) di entrambi i transistor vengono inviate all'ingresso di un amplificatore operazionale (viene utilizzato un quad: TL074CN) in configurazione differenziale con amplificazione unitaria. In uscita si ottengono le tensioni base-emettitore dei due transistor:  $V_{be}^M$  e  $V_{be}^P$ , le quali vengono inviate all'ingresso di un amplificatore per strumentazione (INA 101HP) con amplificazione  $G \approx 11$ . In uscita si ottiene un segnale  $V_{out}$  proporzionale alla differenza delle tensioni base-emettitore dei due transistor ( $\Delta V_{be}$ ):

$$V_{out}(\phi) = G \Delta V_{be}(\phi) = G \alpha \left( \frac{1 + \beta \sqrt{\phi}}{\phi + \gamma \sqrt{\phi} + \eta} \right) = \alpha_1 \left( \frac{1 + \beta \sqrt{\phi}}{\phi + \gamma \sqrt{\phi} + \eta} \right) \quad 2.9$$

Dall'equazione 2.9 si può ottenere la sensibilità del sensore:

$$S = \frac{dV_{out}(\phi)}{d\phi} = G\alpha \left( \frac{-\frac{\beta}{2}\sqrt{\phi} + \frac{\beta\eta - \gamma}{2\sqrt{\phi}} - 1}{(\phi + \gamma\sqrt{\phi} + \eta)} \right) = \alpha_1 \left( \frac{-\frac{\beta}{2}\sqrt{\phi} + \frac{\beta\eta - \gamma}{2\sqrt{\phi}} - 1}{(\phi + \gamma\sqrt{\phi} + \eta)} \right) \quad 2.10$$

Il prototipo del sensore realizzato con il circuito elettrico è rappresentato in fig. 2.6.

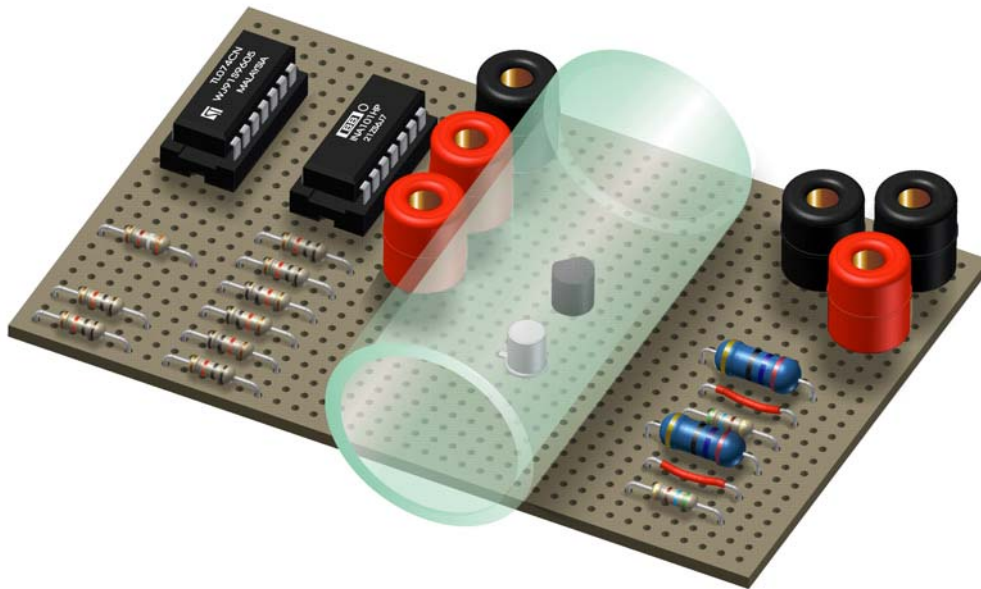


Fig. 2.6. Disegno del prototipo del sensore proposto.

## 2.2.5 Set up per la verifica sperimentale delle prestazioni del sensore

Sono state effettuate delle prove sperimentali per valutare le caratteristiche metrologiche del sensore.

### ✓ Rapidità

Ogni singolo transistor che scambia calore con l'esterno può essere trattato alla stregua di un sistema del primo ordine. L'uscita del sensore può essere espressa da una relazione del tipo:

$$OUT(t) = A \left( 1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad 2.11$$

La risposta dinamica del sensore è, quindi, definita dalla costante di tempo  $\tau$ .

Il calore acquistato (ceduto) dai due transistor è pari a:

$$dQ = mcdT_t \quad 2.12$$

dove:

m è la massa del transistor;

c è il calore specifico del transistor;

$T_t$  è la sua temperatura.

Il calore ceduto dal transistor è espresso dall'eq. 2.2

Dalle eq. 2.2 e 2.12 si ottiene:

$$mcdT_t = hS(T_t - T_g)dt \quad 2.13$$

La 2.13 è un'equazione differenziale del primo ordine a coefficienti costanti che rappresenta la dinamica del sistema considerato. Dall'eq. 2.13 si ottiene:

$$\frac{mc}{hS} \frac{dT_t}{dt} + T_t = T_g \quad 2.14$$

La costante di tempo di questo sistema che ben rappresenta un transistor è:

$$\tau = \frac{mc}{hS} \quad 2.15$$

Si nota che la dinamica del sistema non dipende dalla temperatura assunta dal transistor se si considerano indipendenti da essa le seguenti grandezze: la massa(m), il calore specifico(c), la superficie di scambio termico(S) e il coefficiente di scambio termico(h).

Per valutare la costante di tempo del sensore è stato effettuato un esperimento nel quale veniva inviato, all'interno dell'alloggiamento contenente i due transistor, un flusso impulsivo. In figura 2.7 è rappresentata la risposta del sensore a un ingresso impulsivo.

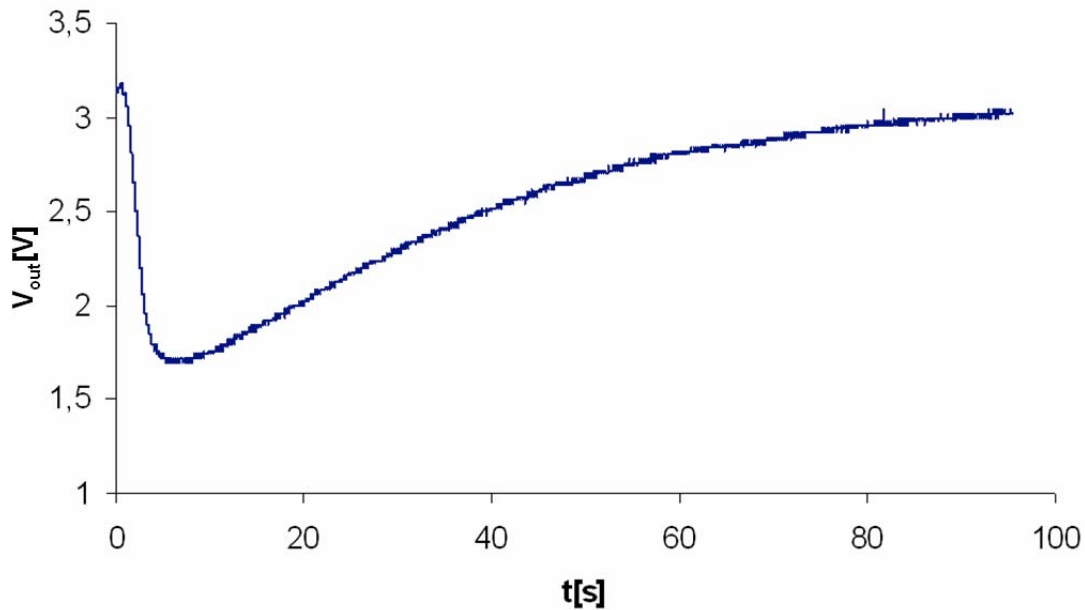


Fig. 2.7. Risposta del sensore a flusso impulsivo.

Dalla fig. 2.7 si evince che il tempo di risposta è di circa 20s.

✓ *Tempo di warm up*

E' stato effettuata una prova per valutare il tempo di warm up del sensore misurando il tempo impiegato dai due transistor per raggiungere, a partire da una temperatura iniziale pari alla temperatura ambiente (non alimentati), la temperatura di equilibrio. Per monitorare la temperatura dei due transistor sono state utilizzate due termocoppie (fig. 2.8).

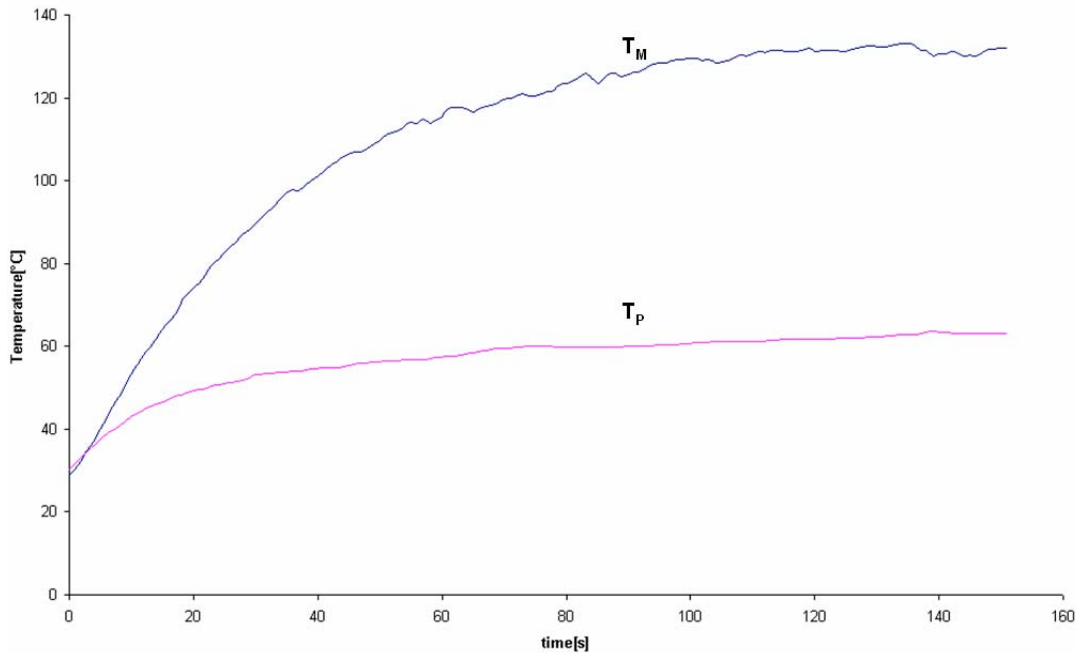


Fig. 2.8. Andamento delle temperature assunte dai due transistor.

Dalle misure sperimentali rappresentate in fig. 2.8 si evince che la temperatura di equilibrio del transistor metallico è di circa 130°C mentre la temperatura del transistor con involucro plastico è di circa 60°C. La differenza tra le due temperature è legata alle diverse caratteristiche fisiche del materiale di cui sono composti i due involucri e dalle differenti caratteristiche geometriche. Il tempo impiegato dai due transistor per raggiungere la temperatura di equilibrio partendo dalla temperatura ambiente è di circa 150s (fig. 2.8).

✓ *Curva di calibrazione e sensibilità*

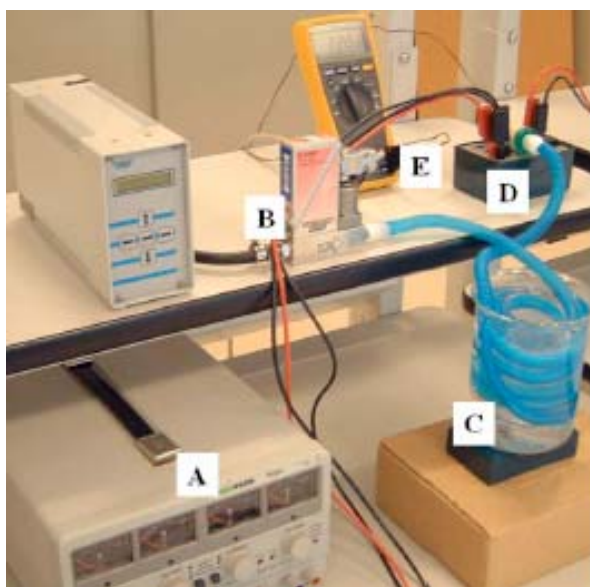
Lo strumento realizzato (fig. 2.9) è stato calibrato imponendo flussi in ingresso noti e variabili nel range 20-215mg/s.



Fig. 2.9. Prototipo del sensore di flusso realizzato.



L'uscita del trasduttore ( $V_{out}$ ) è proporzionale alla differenza tra le tensioni base-emettitore dei due transistor ( $\Delta V_{be}$ ). Quest'ultima grandezza dipende dal flusso di calore scambiato ( $Q$ ) tra i transistor e il gas che li investe (eq.2.5). Il calore scambiato ( $Q$ ) dipende dalla temperatura del gas (eq. 2.2). Per questo motivo si è pensato di realizzare prove con gas a differenti temperature. Il gas utilizzato è l'aria. Il set up sperimentale utilizzato è rappresentato in fig. 2.10.



*Fig. 2.10. Set up sperimentale utilizzato per calibrare il sensore: (A) generatore di tensione continua, (B) generatore di flusso controllato, (C) beaker con acqua riscaldata, (D) prototipo del sensore, (E) termocoppie per la misura della temperatura dell'aria.*

Le prove sono state effettuate utilizzando un generatore di flusso continuo in grado di insufflare portate che ricoprono la quasi totalità delle portate utilizzate nell'ambito della ventilazione neonatale con un'accuratezza dell'1% del valore impostato. L'aria insufflata dal generatore di flusso viene convogliata all'interno di un condotto cilindrico, corrugato che viene fatto passare all'interno di un beaker contenente acqua. L'aria viene condizionata riscaldando l'acqua presente all'interno del beaker. L'aria condizionata viene inviata all'ingresso del sensore di flusso. Sono state realizzate differenti set di misure per calibrare il sensore. Il primo set di misure è stato realizzato nelle condizioni ambientali, quindi con il gas che assume temperature comprese nell'intervallo  $20 \div 25^{\circ}\text{C}$  (fig. 2.11)

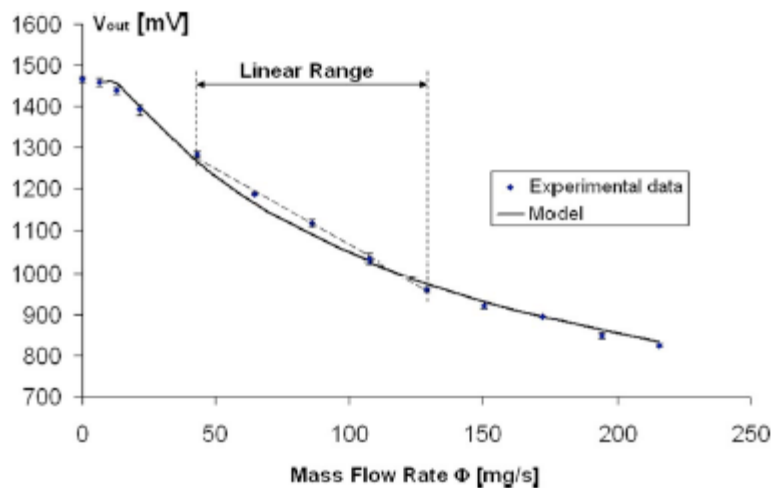


Fig. 2.11. Curva di calibrazione del sensore (Temperatura del gas pari a  $20 \div 25^\circ\text{C}$ ).

Sono stati realizzati cinque diversi set di prove sperimentali in diversi giorni. L'incertezza è stata valutata considerando le misure ben rappresentate da una distribuzione di student con 4 gradi di libertà e con un livello di significatività del 95%. Si nota che il sensore ha una ripetibilità  $<2\%$  su tutto il range di calibrazione. La fig. 2.11 rappresenta la curva di calibrazione del sensore e quindi il legame tra la tensione d'uscita del sensore ( $V_{out}$ ) e la portata massica. Si nota come i dati sperimentali siano ben interpolati dal modello (eq. 2.9). Per ottenere, dall'eq. 2.9, la funzione che meglio interpola i dati sperimentali è stato utilizzato il metodo di Levenberg-Marquardt ottenendo i seguenti valori per le costanti presenti nell'eq. 2.9:

$$\alpha_1 = 50 \text{ mV}(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1}), \quad \beta = 358 (\text{s} \cdot \text{mg}^{-1})^{0.5}, \quad \gamma = 6,2 (\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})^{0.5}, \quad \eta = 9 \text{ mg} \cdot \text{s}^{-1}.$$

Utilizzando i suddetti valori si è ottenuto un errore standard medio (Mean Standard Error, MSE) pari a  $200 \text{ mV}^2$ . La curva di calibrazione del sensore è non lineare e quindi la sensibilità non è costante. Il pregio principale è che la sensibilità è più elevata a bassi flussi e questo permette di rilevare portate basse. Infatti, la sensibilità varia da  $-5 \text{ mV}/(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$  per portate minori di  $130 \text{ mg} \cdot \text{s}^{-1}$  a circa  $-2 \text{ mV}/(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$  per portate maggiori di  $130 \text{ mg} \cdot \text{s}^{-1}$ . Per portate in ingresso comprese nel seguente range:  $40 \div 130 \text{ mg} \cdot \text{s}^{-1}$ , il sensore mostra una buona linearità ( $R^2=0,99$ ) e, quindi, la sensibilità è costante e circa pari a  $-5 \text{ mV}/(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$ .

Per valutare la sensibilità della risposta del sensore al variare della temperatura del gas sono state effettuate le seguenti prove: il gas è stato condizionato e la

temperatura è stata portata a valori compresi nell'intervallo  $15\div 20^{\circ}\text{C}$ ; il gas è stato condizionato e la temperatura è stata portata a valori compresi nell'intervallo  $30\div 35^{\circ}\text{C}$ .

Per ottenere un decremento della temperatura dell'aria è stato riempito il beaker di ghiaccio. L'aria insufflata dal generatore di flusso, scorre all'interno del condotto (fig. 2.10) che si trova circondato da acqua a circa  $0^{\circ}\text{C}$ . La temperatura dell'aria è stata misurata subito a valle degli elementi sensibili (i due transistor) con una termocoppia. Al variare del flusso cambia leggermente la temperatura dell'aria, che su tutto il range di portate e per tutti e 5 i set di prove resta compresa in un intervallo abbastanza contenuto:  $15\div 20^{\circ}\text{C}$ . La curva di risposta del sensore è descritta dalla fig. 2.12. Sono stati realizzati 5 set di prove in 5 giorni diversi e l'incertezza è stata valutata considerando le misure ben descritte da una distribuzione di student (4 gradi di libertà e livello di confidenza pari al 95%).

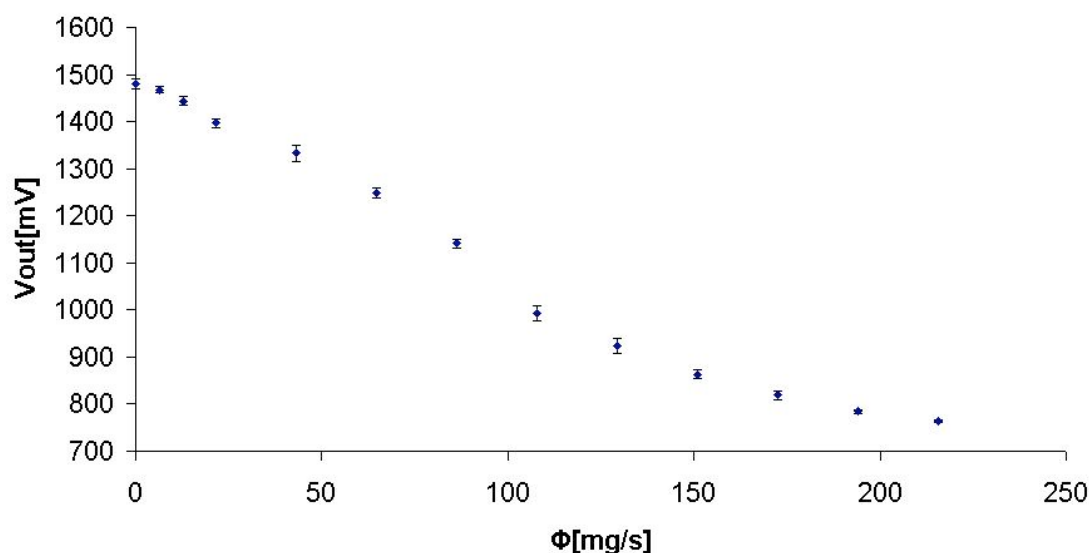


Fig. 2.12. Risposta del sensore utilizzando un gas raffreddato:  $T$  compresa tra  $15^{\circ}\text{C}$  e  $20^{\circ}\text{C}$ .

Per ottenere un incremento della temperatura dell'aria è stata posta una resistenza riscaldante all'interno del beaker. La temperatura dell'acqua, per mezzo di un controllo manuale, veniva mantenuta a una temperatura compresa tra  $45^{\circ}\text{C}$  e  $55^{\circ}\text{C}$ . L'aria insufflata dal generatore di flusso, passa all'interno del condotto (fig. 2.10) e si riscalda. La temperatura dell'aria è stata misurata con delle termocoppie poste subito a valle del secondo transistor. Al variare del flusso la temperatura cambia e su tutto il range di portate e per tutti e 5 i set di prove resta comunque contenuta

nell'intervallo 30÷35°C. La curva di risposta del sensore è rappresentata in fig. 2.13.  
Sono stati realizzati 5 set di prove in 5 giorni diversi e l'incertezza è stata valutata  
considerando le misure ben descritte da una distribuzione di student (4 gradi di  
libertà e livello di confidenza pari al 95%).

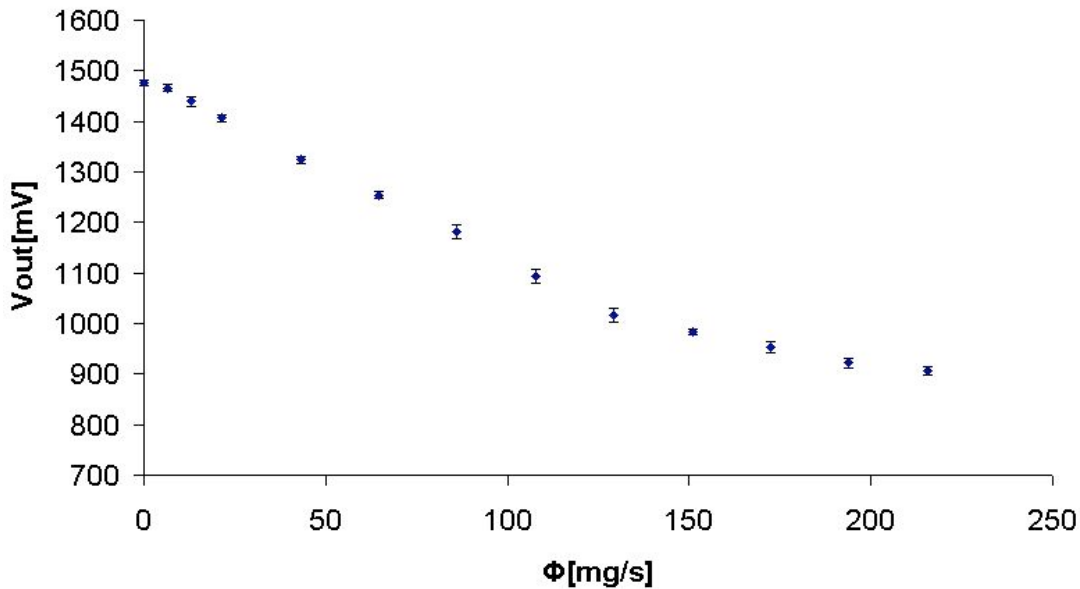


Fig. 2.13. Risposta del sensore utilizzando un gas riscaldato:  $T$  compresa tra 30 e 35°C.

Dalle fig. 2.11, 2.12 e 2.13 è evidente che utilizzando lo stesso gas (aria) a differenti  
temperature la risposta del sensore cambia. Un confronto è rappresentato in fig. 2.14.

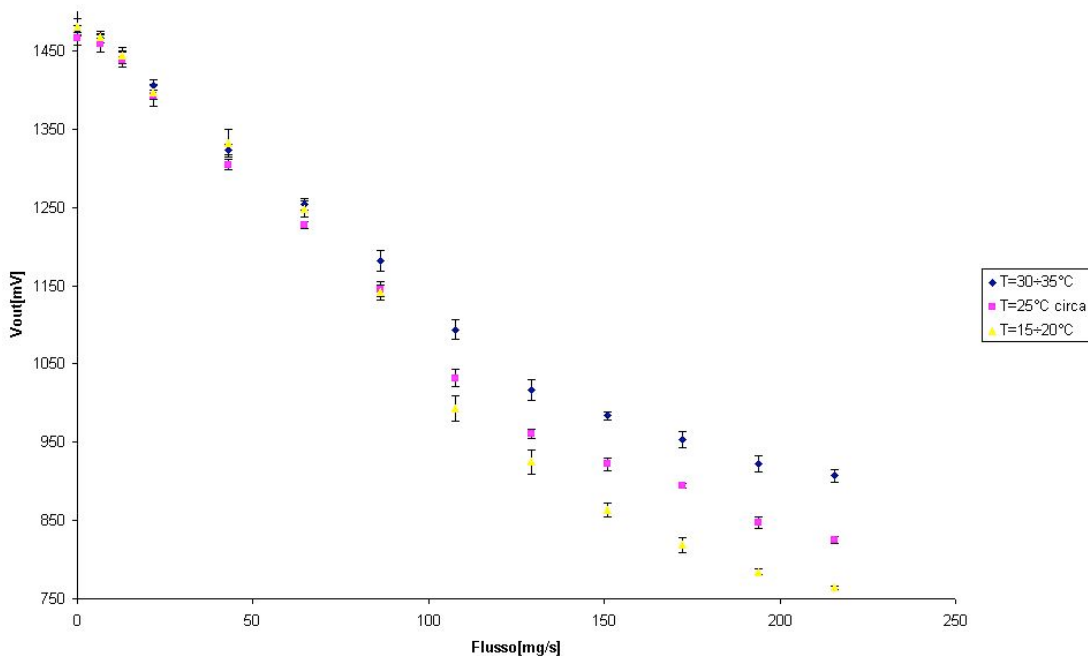


Fig. 2.14. Variazione della risposta del sensore a differenti temperature: quadrato viola:  
 $T_{gas} \approx 25^\circ\text{C}$ ; rombo blu:  $T_{gas}$  compreso tra 30 e 35°C; triangolo giallo:  $T_{gas}$  compreso tra 15 e  
20°C.

Dalla fig. 2.14 è evidente che se il gas ha una temperatura più bassa il sensore ha una sensibilità maggiore. Le differenze tra le risposte del sensore per differenti temperature dell'aria aumentano all'aumentare del flusso. Questo comportamento è ben spiegato dal modello e in particolare dalle eq. 2.2 e 2.5. Sono state effettuate prove fino a temperature di circa 35°C poiché in ventilazione polmonare al massimo il gas insufflato al paziente raggiunge temperature intorno a tale valore. La variazione media della risposta del sensore su tutto il range di misura al variare della temperatura dell'aria nei due casi estremi (15-20°C e 30-35°C) è pari a circa il 7%. In ventilazione polmonare, il gas insufflato dal ventilatore meccanico viene riscaldato all'interno dell'umidificatore e da un filo riscaldato posto all'interno del circuito paziente. Per questo motivo è più interessante un confronto tra il comportamento del sensore a temperature dell'aria comprese tra 15°C e 20°C con aria a circa 25°C. Dal suddetto confronto lo scostamento medio su tutto il range di misura (fig. 1.14) è di circa il 2,5%. Dai risultati ottenuti si evince che la sensibilità alle variazioni della temperatura del gas in ingresso non è eccessiva, considerando una temperatura che varia da 15-20°C a 30-35°C. Il range di temperatura considerato è molto più ampio di quello che si verifica nei casi reali poiché ad esempio è improbabile che l'aria insufflata dal ventilatore, a monte dell'umidificatore, assuma valori così elevati.

#### ✓ *Modalità di funzionamento*

La curva di calibrazione del sensore (fig. 2.11) è non lineare e presenta una sensibilità decrescente all'aumentare del flusso. Il suddetto risultato è descritto in letteratura, e, caratterizza, anemometri operanti nella modalità a potenza costante<sup>4</sup>. Il sensore realizzato in realtà viene alimentato con una tensione costante (5,0±0,1V) e non con una potenza costante. Per descrivere le modalità di funzionamento sono state realizzate delle prove sperimentali nelle quali sono stati misurati due parametri: la tensione base emettitore dei due transistor ( $V_{be}^M, V_{be}^P$ ) e la corrente di collettore dei due transistor ( $I_C^M, I_C^P$ ). Utilizzando il generatore di flusso sono state impostate portate su tutto il range di interesse (fino a 215,5mg/s), contemporaneamente

venivano misurate le correnti di collettore dei due transistor (fig. 2.15) e le tensioni base-emettitore dei due transistor (fig. 2.16).

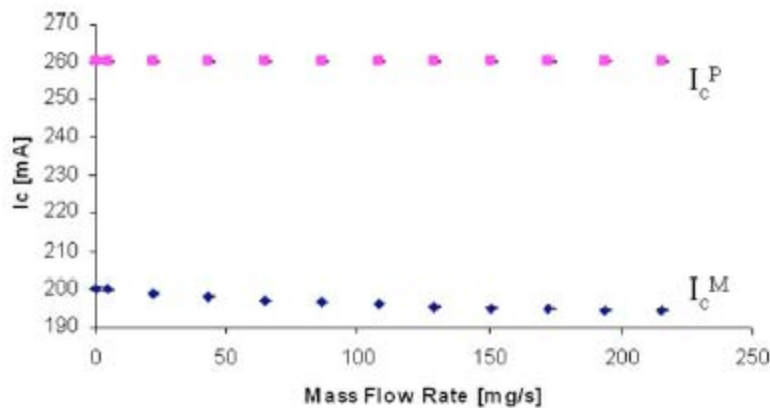


Fig. 2.15. Andamento della corrente di collettore dei due transistor ( $I_C^P, I_C^M$ ) in funzione della portata.

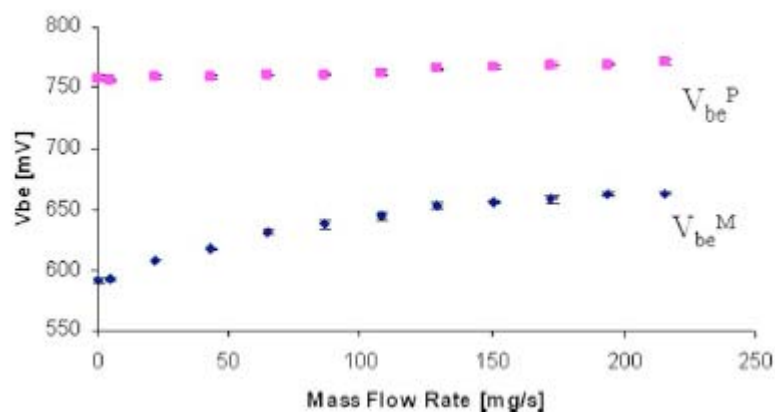


Fig. 2.16. Andamento della tensione base-emettitore dei due transistor ( $V_{be}^P, V_{be}^M$ ) in funzione della portata.

Dai dati sperimentali ottenuti si evince che, su tutta la dinamica dell'ingresso, la  $I_C^P$  subisce una variazione pari a circa -0,3% e la  $I_C^M$  pari a circa -2,8%. Anche il comportamento della tensione base-emettitore dei due transistor al variare delle portata è differente:  $V_{be}^P$  subisce una variazione pari a circa l' 1,5% mentre  $V_{be}^M$  subisce una variazione pari a circa il 12%.

La potenza dissipata sui due transistor è pari al prodotto delle due grandezze misurate:

$$P_d^M = V_{be}^M I_C^M \quad \text{e} \quad P_d^P = V_{be}^P I_C^P \quad 2.16$$

dove  $P_d^M$  e  $P_d^P$  sono rispettivamente le potenze dissipate dal transistor ricoperto da involucro metallico e dal transistor ricoperto da involucro plastico.

Poiché sia la tensione base-emettitore dei due transistor che la corrente di collettore che scorre all'interno degli stessi dipende dalla portata (fig. 1.15 e 1.16) anche le potenze dissipate dai due transistor dipendono dalla portata (fig. 1.17).

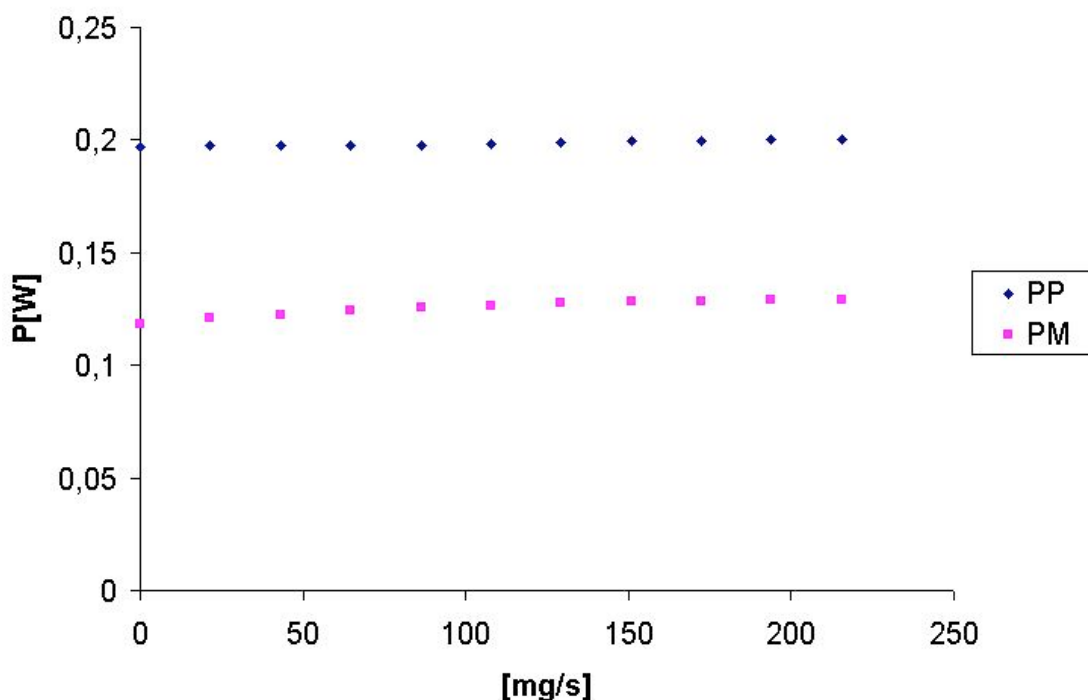


Fig. 2.17. Andamento della potenza dissipata (PP sul transistor ricoperto da involucro plastico, PM sul transistor ricoperto da involucro metallico) in funzione della portata.

Dalla fig. 2.17 risulta evidente che la variazione di potenza dissipata in funzione della portata è molto bassa per il transistor ricoperto da involucro plastico (<-2% su tutta la dinamica dell'ingresso) e più elevata per il transistor ricoperto da involucro metallico ( $\approx 8\%$ ).

La potenza utilizzata per alimentare il transistor ricoperto da involucro metallico e il transistor ricoperto da involucro plastico è pari rispettivamente a (fig. 2.18):

$$P_{al}^M = V_{al} I_C^M \text{ e } P_{al}^P = V_{al} I_C^P \quad 2.17$$

dove  $V_{al}=5,0\pm 0,1V$ .

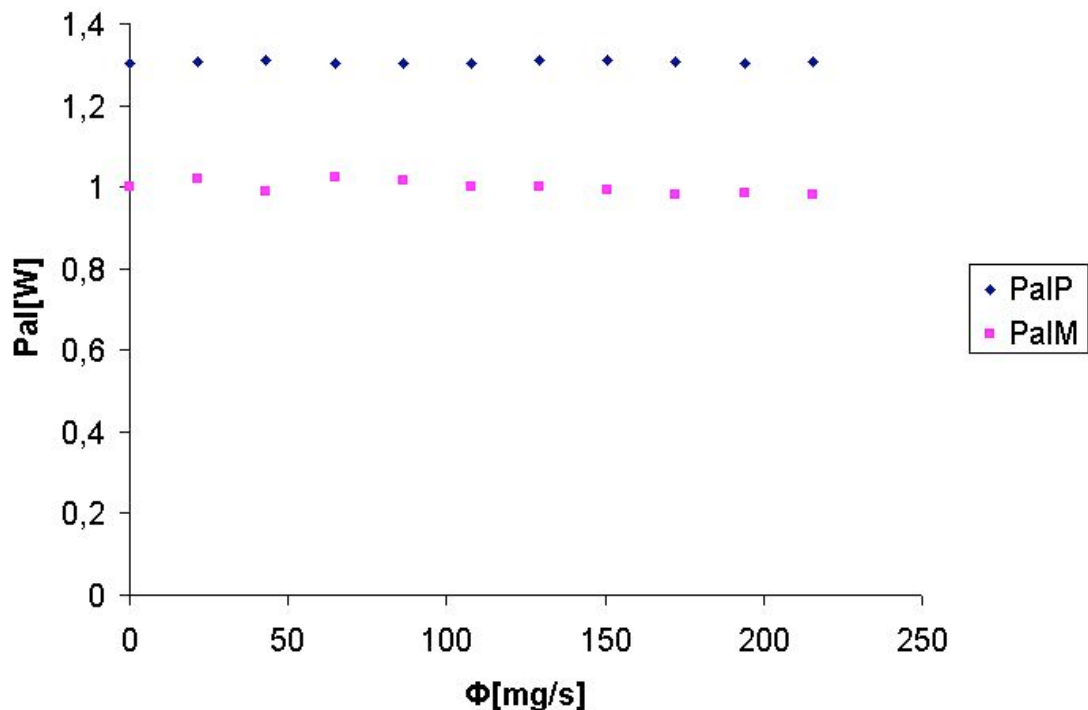


Fig. 2.18. Andamento della potenza di alimentazione del transistor ricoperto da involucro metallico (PalM) e plastico (PalP).

La potenza di alimentazione varia con la portata di circa lo 0,3% per il transistor ricoperto da involucro plastico e di circa il 2% per il transistor ricoperto da involucro metallico. Per via di queste variazioni inferiori al 2% per entrambi i transistor, il comportamento del sensore realizzato si può considerare, con buona approssimazione simile a quello di un anemometro alimentato a potenza costante.

## 2.2.6 Conclusioni

Il sensore proposto presenta un costo limitato quindi può essere utilizzato per applicazioni mono-paziente: il costo della componentistica elettronica è di pochi euro. Presenta elevata sensibilità, soprattutto a bassi flussi, pari a circa  $-5\text{ mV}/(\text{mg}\cdot\text{s}^{-1})$ . Un altro pregio è l'ottima ripetibilità (<2% per tutto il range di calibrazione) e la non elevata sensibilità alle variazioni della temperatura del gas. Valutando le suddette caratteristiche sarebbe un sensore tale da poter essere utilizzato nell'ambito della ventilazione neonatale. Il punto di maggiore penalizzazione è legato alle caratteristiche dinamiche: il tempo di risposta è troppo elevato ( $\tau \approx 20\text{ s}$ ),



quindi non può essere utilizzato per il monitoraggio dei gas insufflati al paziente ma può essere utilizzato per realizzare un controllo al fine di migliorare l'efficacia dell'umidificatore nei ventilatori (vedi cap. 3).

## 2.3 Sensore a resistenza lineare

### 2.3.1 Introduzione

E' stato progettato e realizzato un sensore di flusso che si basa sulla presenza di una resistenza lineare (par.1.4.4). Alcune peculiarità caratterizzanti la geometria dei capillari e il posizionamento delle prese statiche lo rendono originale. La geometria della resistenza deve essere tale da permettere la misura di portate basse che caratterizzano la ventilazione neonatale.

### 2.3.2 Progetto e calibrazione

Il sensore di flusso progettato presenta una resistenza composta da una serie di capillari (fig.2.19).

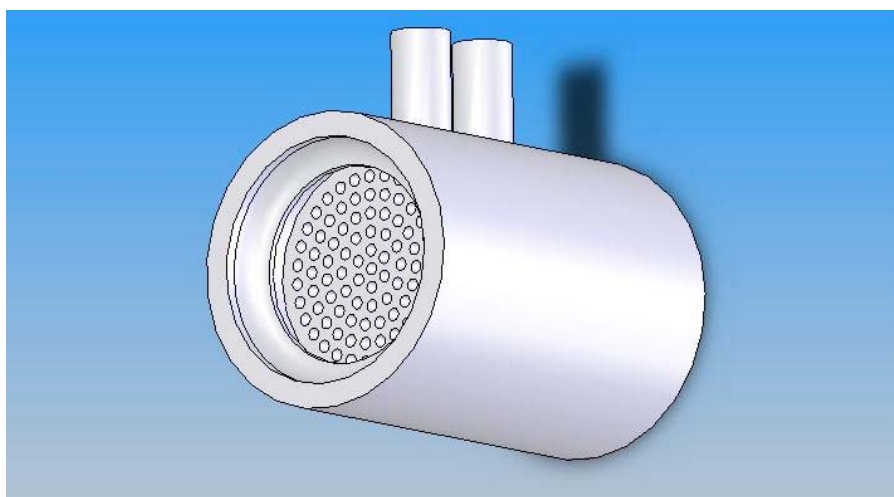
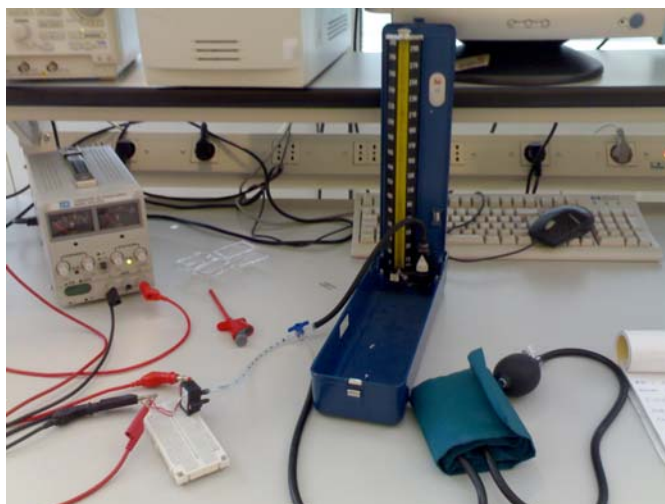


Fig. 2.19. Disegno tridimensionale del flussimetro a pacco lamellare progettato.

Il sensore è lungo 34mm e ha un diametro interno di 18mm. La resistenza è lunga 22mm ed è composta da 96 capillari di diametro 1mm. A monte del pacco lamellare





*Fig. 2.21. set up sperimentale utilizzato per la calibrazione del sensore di pressione DC030NDC4.*

Una delle due prese del trasduttore di pressione viene collegata ad un rubinetto a tre vie (aperto). Alla seconda presa del rubinetto viene collegato il manometro a mercurio, mentre alla terza presa viene collegata una camera d'aria, all'interno della quale la pressione è regolabile tramite una pompa. Questi collegamenti fanno sì che la medesima pressione sia presente nella camera d'aria, alla presa del trasduttore di pressione, e alla presa del manometro a mercurio. Quindi tramite la pompa si può offrire in ingresso al sensore da calibrare un input il cui valore è noto perché viene monitorato tramite il manometro a mercurio.

Dal momento che il sensore da calibrare è un sensore differenziale, si è assunta come riferimento la pressione ambiente, lasciando libera una delle due prese del sensore. In particolare, nel fornire una differenza di pressione scelta come positiva, è stata lasciata libera una presa, e viceversa nel fornire una differenza di pressione scelta come negativa, è stata lasciata libera l'altra presa.

Al trasduttore DC030NDC4 sono stati forniti input da 0kPa a 6,7kPa, a step di 1,3kPa, alternativamente alla prima e alla seconda presa statica. La curva di calibrazione è stata ottenuta interpolando con una retta i dati ottenuti sperimentalmente (fig. 2.22).

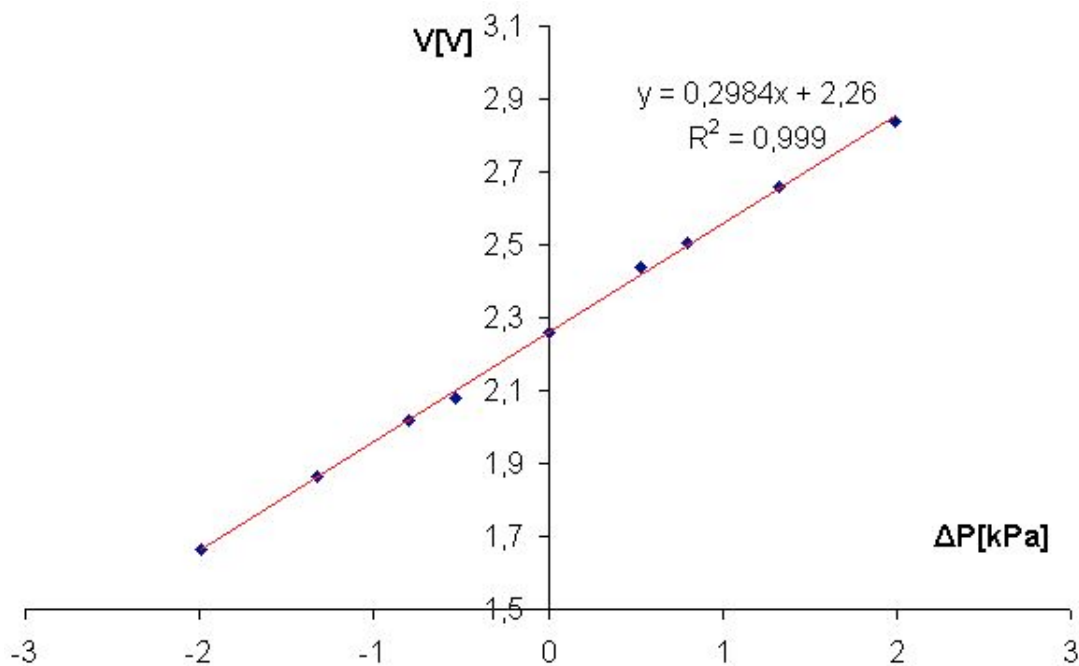


Fig. 2.22. Curva di calibrazione del trasduttore di pressione DC030NDC4.

La curva si può ritenere lineare dal momento che il coefficiente di correlazione assume un valore molto elevato ( $R^2 = 0,999$ ). La sua espressione è:

$$y = 0,298x + 2,26 \quad 2.17$$

per cui la sensibilità del trasduttore risulta costante e pari a 0,298 V/kPa.

#### ✓ Calibrazione del sensore di flusso

Il sensore di flusso è stato calibrato utilizzando i seguenti strumenti: un generatore di flusso (mass flow meter controller, serie El-Flow della Bronkhorst) che permette di applicare portate costanti fino a 10L/min, un sensore di pressione differenziale (DC030NDC4) atto alla misura della differenza di pressione tra le prese statiche presenti nello strumento realizzato. I dati sperimentali sono rappresentati in fig. 2.23.

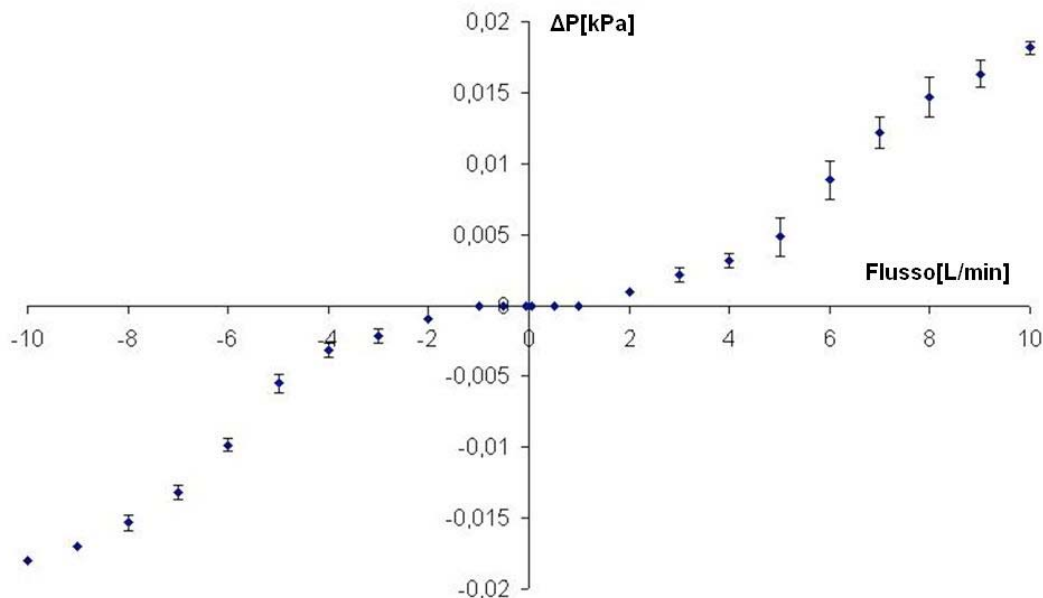


Fig. 2.23. Curva di calibrazione del flussimetro a pacco lamellare.

Dalla fig. 2.23 si evince che il flussimetro ha una sensibilità troppo bassa per flussi nel range 0-2L/min. Per questo motivo non è utilizzabile nell'ambito della ventilazione polmonare neonatale. La sensibilità di un flussimetro di questo tipo assume un valore pressoché costante e la risposta è ben rappresentata da un legame del tipo:

$$\Delta P = R\phi \quad 2.18$$

dove:

$\Delta P$  è la differenza di pressione misurata tra le due prese statiche,

$R$  è la resistenza del pacco lamellare;

$\Phi$  è la portata.

Dall'eq. 2.18 si ha che la sensibilità è pari alla resistenza. Per cui si è pensato di realizzare un nuovo flussimetro a pacco lamellare che oppone una maggiore resistenza al flusso. Ciò si è ottenuto progettando un pacco lamellare con caratteristiche geometriche differenti: le due estremità hanno diametri differenti.

Ricordando che il legame tra  $\Delta P$  e  $\Phi$  è pari a:

$$\Delta P = \frac{8\mu L}{n\pi r^4} \phi \quad 2.19$$

dove:

$n$  è il numero di capillari;

$\mu$  è la viscosità dell'aria inspirata;

$L$  è la lunghezza del pacco lamellare;

$r$  è la distanza tra le lamelle.

Dall'eq. 2.19 si nota che la sensibilità dipende dalla lunghezza e dal numero dei capillari e quindi, per ottenere una sensibilità sufficientemente elevata per l'applicazione di interesse, si è pensato di realizzare un flussimetro con le seguenti caratteristiche (fig. 2.24): il pacco lamellare presenta 12 fori di diametro 1mm ed è lungo 22mm.

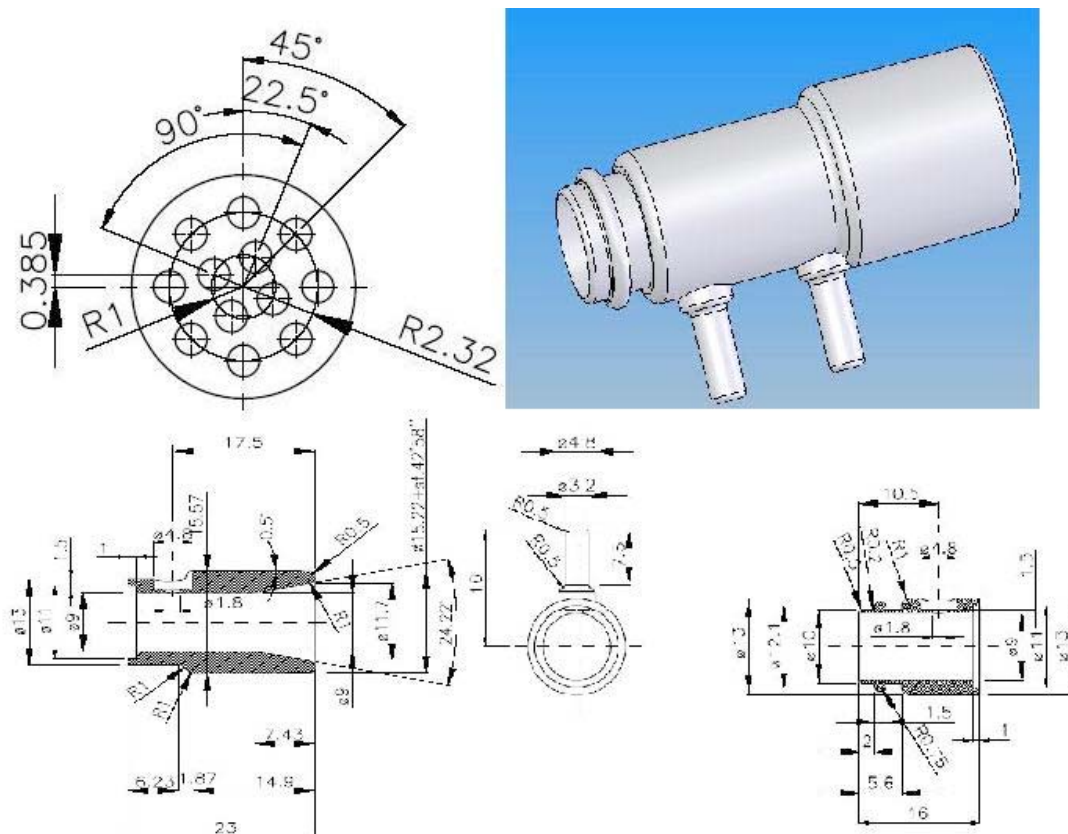


Fig. 2.24. Progetto sensore lineare a pacco lamellare con maggiore sensibilità.

Le due estremità del sensore realizzato hanno diametri interni differenti. Un'estremità ha diametro interno di 11,7mm e si restringe fino a 9mm con un angolo di 11,1°. Le dimensioni e la conicità hanno le caratteristiche descritte al fine di rispettare la normativa UNI EN ISO 5356-2:2008.

In questo modo tale estremità può essere applicata ai circuiti paziente utilizzati in ventilazione neonatale per mezzo di un semplice incastro. L'altra estremità ha un diametro interno di 9mm ed esterno di 10mm e va incastrata al tubo endotracheale. In

questo modo il prototipo realizzato è pronto per essere utilizzato e l'operatore non incontra nessuna difficoltà nel montarlo.

La curva di calibrazione del sensore, rappresentata in fig. 2.25, è stata ottenuta impostando flussi che vanno da -10L/min a 10L/min con step di 1L/min, inoltre sono state effettuate prove per flussi in ingresso di  $\pm 0,3$ L/min e  $\pm 0,5$ L/min.

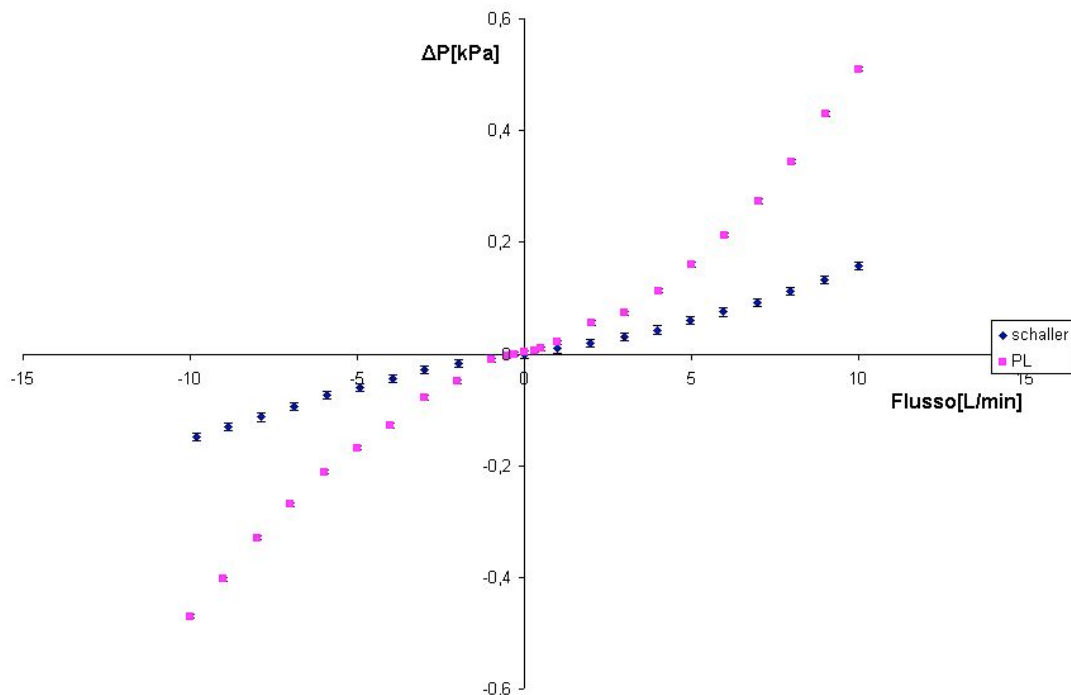


Fig. 2.25. Curva di calibrazione del sensore realizzato confrontata con la curva di calibrazione del sensore di Schaller.

Confrontando la curva di calibrazione del sensore realizzato con la risposta del sensore a orifizio anulare realizzato da Schaller (fig.2.25) si evince che il sensore a pacco lamellare ha una sensibilità maggiore del sensore di Schaller e ciò gli permette di discriminare flussi inferiori a 0,5L/min. Su tutto il range di misura non ha caratteristiche di linearità eccezionali (i dati sperimentali rappresentati in fig. 2.25 presentano  $R^2=0,974$ ). Pneumotacografi del tipo realizzato hanno ottime caratteristiche di linearità solo quando il flusso supera un certo valore minimo<sup>67</sup>, infatti, la linearità aumenta (fig. 2.26) considerando flussi maggiori di 2L/min ( $R^2>0,98$ ).

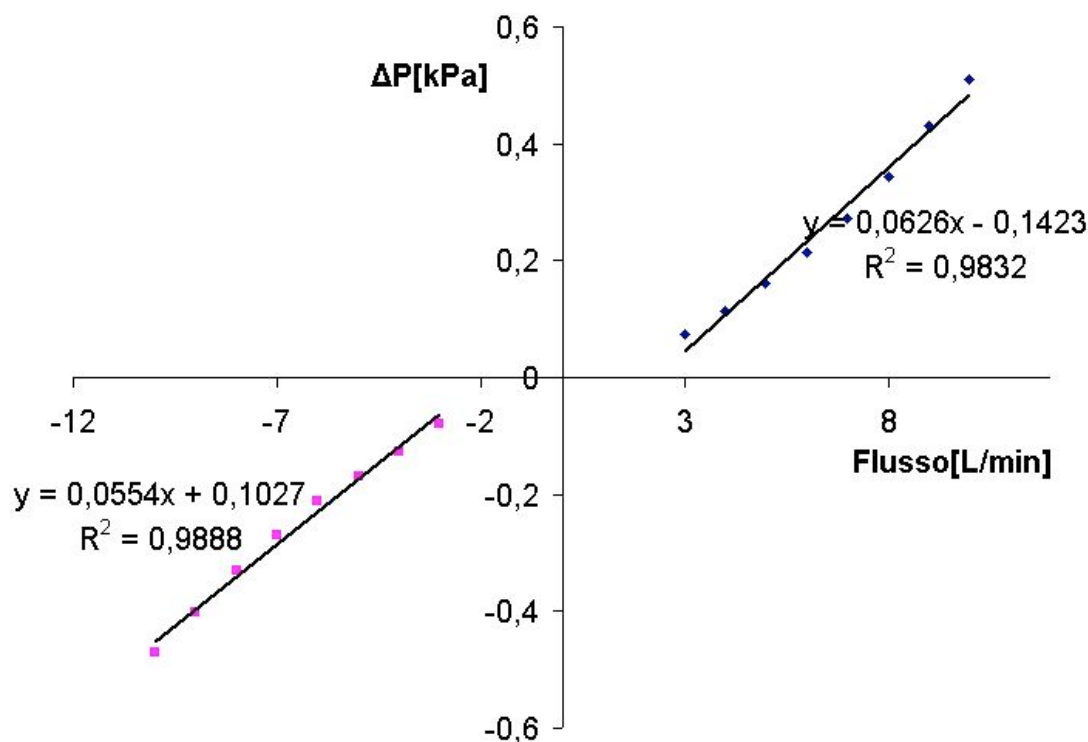


Fig. 2.26. Caratteristiche di linearità del sensore realizzato per flussi maggiori di 2L/min in entrambe le direzioni.

Una fonte di errore nelle misure realizzate con pneumotacografo è legata alla variazione della temperatura del gas. Infatti il legame tra la perdita di carico ai capi della resistenza lineare e il flusso di gas oggetto della misura dipende dalla viscosità di quest'ultimo (eq. 1.20) che a sua volta varia con la temperatura. Nel caso dell'aria le variazioni della viscosità in funzione della temperatura, a pressione atmosferica, sono rappresentate in tabella 2.1<sup>68</sup>.

Tabella 2.1. valori della viscosità dell'aria in funzione della temperatura.

$\mu$ [ $\mu$ poise]	T [ $^{\circ}$ C]
184,5	25
196,4	50
207,8	75
219,2	100
240,0	150
261,4	200
282,6	250

Sono state effettuate delle prove sperimentali a differenti temperature per valutare la sensibilità della risposta del sensore a variazioni di temperatura. La calibrazione è stata realizzata impostando flussi d'aria compresi tra -10L/min e 10L/min per tre



diversi range di temperature:  $[19\div 21^{\circ}\text{C}]$ ,  $[26\div 28^{\circ}\text{C}]$ ,  $[36\div 38^{\circ}\text{C}]$ . L'aria in uscita dal generatore di flusso viene convogliata in un condotto che presenta al suo interno un filo riscaldato. Il filo riscaldato viene alimentato con differenti potenze elettriche utilizzando un alimentatore in continua. L'aria passando all'interno del condotto viene riscaldata alla temperatura desiderata controllando la potenza di alimentazione del filo (fig. 2.27). La temperatura dell'aria viene misurata a valle della resistenza lineare dello pneumotacografo da una termocoppia (fig. 2.28).

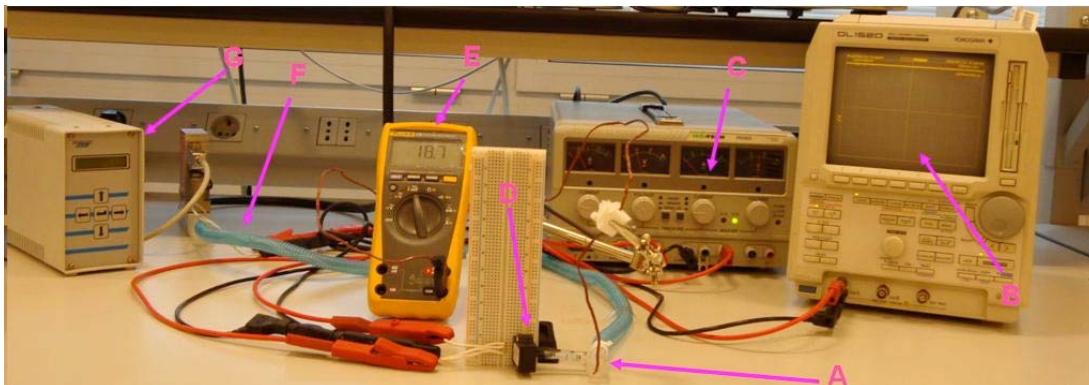


Fig. 2.27. Setup sperimentale per la calibrazione dello pneumotacografo a differenti temperature: A) pneumotacografo con termocoppia per la misura della temperatura dell'aria; B) oscilloscopio utilizzato per la visualizzazione dell'uscita in tensione del sensore di pressione; C) alimentatore in tensione continua utilizzato per l'alimentazione del filo riscaldato e del sensore di pressione; D) sensore di pressione utilizzato per la misura della caduta di pressione ai capi della resistenza lineare; E) multimetro per visualizzare la temperatura misurata dalla termocoppia; F) filo riscaldato; G) generatore di flusso.

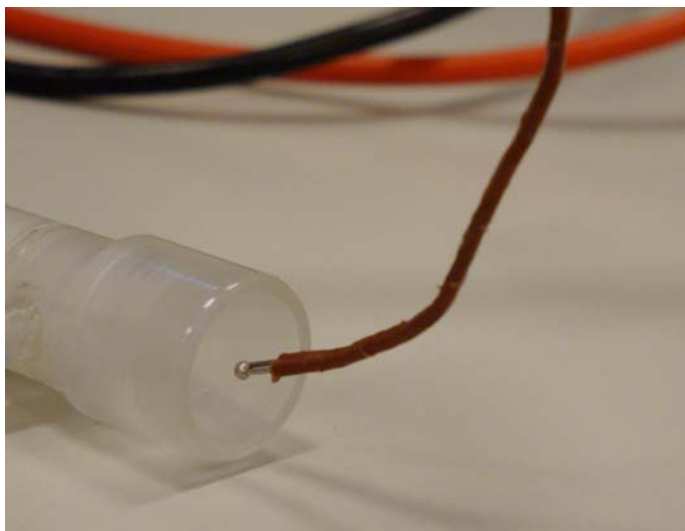


Fig. 2.28. Posizionamento della termocoppia per la misura della temperatura dell'aria che passa nello pneumotacografo

Dall'eq. 1.20 si evince che, a parità di flusso, la caduta di pressione ai capi della resistenza lineare aumenta all'aumentare della viscosità. Considerando che la

viscosità dell'aria aumenta all'aumentare della temperatura (tabella 2.1) ci si aspetta un incremento di  $\Delta P$  a parità di flusso in ingresso all'aumentare della temperatura dell'aria. Le prove sperimentali realizzate mostrano risultati che validano le suddette considerazioni infatti la caduta di pressione aumenta all'aumentare della temperatura dell'aria (fig. 2.29).

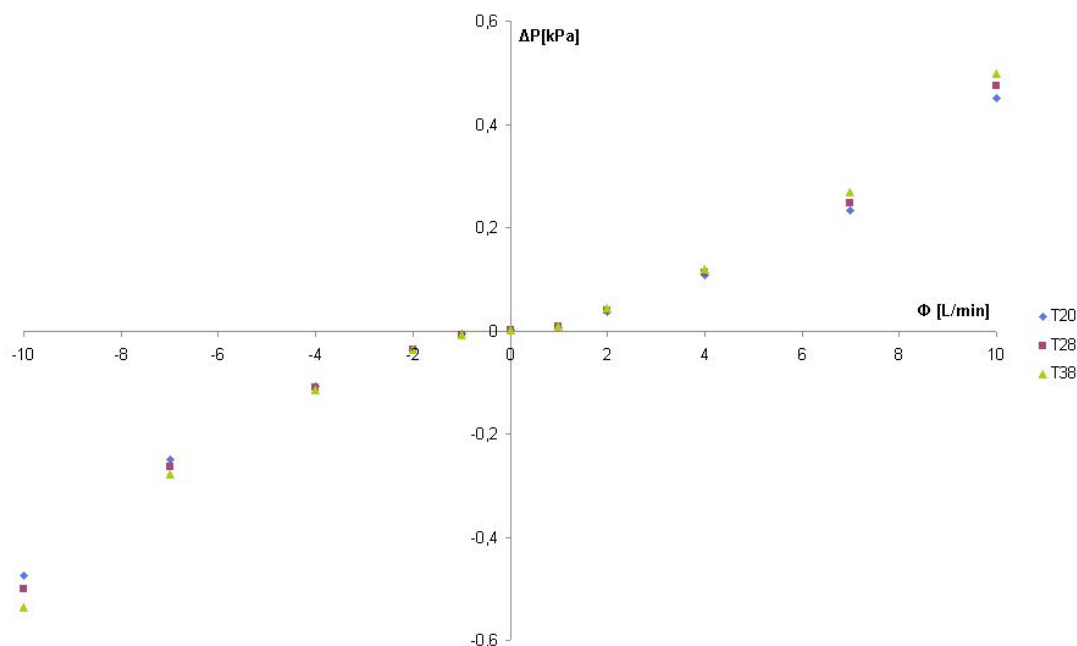


Fig. 2.29. Curva di calibrazione dello pneumotacografo a diverse temperature:- triangolo verde ( $T \approx 38^\circ\text{C}$ );-quadrato rosso ( $T \approx 28^\circ\text{C}$ ); rombo blu ( $T \approx 20^\circ\text{C}$ ).

L'aumento della caduta di pressione ai capi della resistenza lineare utilizzando aria a temperature più alte è rappresentato in tabella 2.2.

Tabella 2.2. Differenza tra la caduta di pressione a parità di flusso al variare della temperatura.

$\Phi$ [L/min]	$ \Delta P_{28^\circ\text{C}}  -  \Delta P_{20^\circ\text{C}} $ [Pa]	$ \Delta P_{38^\circ\text{C}}  -  \Delta P_{20^\circ\text{C}} $ [Pa]
-10	21,8	47,1
-7	13,6	35,0
-4	4,6	11,8
-2	2,1	6,4
-1	1,8	3,2
1	1,1	2,9
2	1,0	2,0
4	2,1	6,8
7	13,2	28,9
10	26,8	63,2

### 2.3.3 Conclusioni

Il sensore proposto presenta una buona ripetibilità (intorno al 2%). Un ulteriore pregio è l'elevata sensibilità rispetto ad altri sensori utilizzati in ventilazione neonatale: ad esempio il per flussi fino a 10L/min il pneumotacografo di Schaller (fig.

2.25) ha una sensibilità media pari a circa  $0,015 \frac{kPa}{L/min}$  mentre il sensore proposto ha

una sensibilità media pari a circa  $0,049 \frac{kPa}{L/min}$ . Non sono state effettuate prove per

valutare la risposta dinamica del sensore anche perché non è un problema per i sensori di questo tipo riuscire a misurare segnali che non hanno un contenuto rilevante a elevate frequenze come il segnale di flusso di gas respiratorio (il segnale di flusso si può considerare contenuto entro 32Hz<sup>69</sup>). Quindi le caratteristiche del sensore sono ottime per un utilizzo in ventilazione meccanica neonatale.

## 2.4 Sensore bidirezionale

### 2.4.1 Introduzione

Durante la ventilazione i volumi di gas insufflati vengono calcolati, atto per atto, dall'integrazione numerica del segnale di flusso misurato. La principale sorgente di errore nella valutazione del volume è l'errore legato alla misura del flusso<sup>70</sup>. Ulteriore caratteristica richiesta al trasduttore è che sia in grado di misurare correttamente sia flussi inspiratori sia flussi espiratori. Il sensore deve quindi essere bidirezionale, perché bidirezionale è il flusso respiratorio. Questo implica che lo stesso dispositivo deve restituire, a parità di portata da misurare, lo stesso output indipendentemente dal verso in cui scorre il fluido. Infatti, per ogni atto respiratorio la quantità di gas inspirato è pari alla quantità di gas espirato, quindi alla fine di ogni espirazione la curva che rappresenta il volume respiratorio dovrebbe assumere il valore assunto all'inizio dell'inspirazione precedente. Questo non sempre avviene perché i sensori di flusso non hanno un comportamento simmetrico e quindi per

riportare il segnale di volume al valore di riferimento si effettuano delle compensazioni tramite software.

## 2.4.2 Progettazione e set up sperimentale per la verifica delle prestazioni del sensore

Sono stati progettati tre sensori di flusso a diaframma da utilizzare in ventilazione meccanica neonatale. Oltre che alla sensibilità, che deve essere sufficientemente elevata da rilevare flussi inferiori a 1L/min, si è data particolare importanza alla caratteristica di simmetria del comportamento dei sensori da realizzare (fig. 2.30). I tre flussimetri da calibrare differiscono gli uni dagli altri per la dimensione del diametro dell'orifizio (0,8 mm, 1 mm, 1,2 mm).

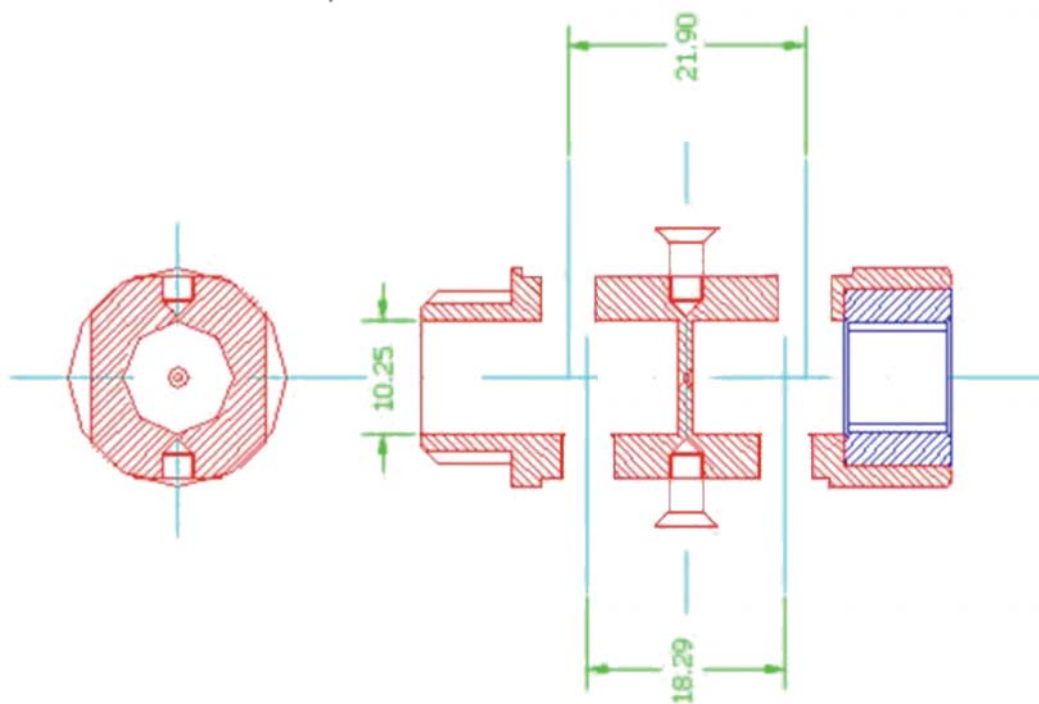


Fig. 2.30. Caratteristiche geometriche dei flussimetri realizzati.

I flussimetri realizzati presentano quattro prese statiche, disposte a due a due su lati diametralmente opposti del corpo del flussimetro (fig. 2.30). Ogni coppia di prese statiche sul singolo lato del flussimetro risulta posta simmetricamente all'orifizio. La distanza tra presa statica e orifizio è diversa per le due coppie. Gli orifizi dei flussimetri sono simmetrici (fig. 2.31) allo scopo di ottenere un comportamento

simmetrico, perché offre il medesimo restringimento di sezione, con le medesime caratteristiche geometriche, per entrambi i versi del flusso e quindi si dovrebbero presentare le medesime perdite di carico.

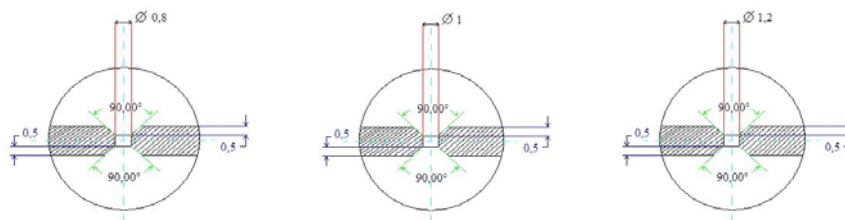


Fig. 2.31. Dettaglio dell'orificio dei flussimetri

Prima di effettuare la calibrazione dei tre flussimetri, è stato opportuno scegliere una convenzione per riferirsi univocamente alle prese statiche e per individuare il verso del flusso senza ambiguità (Fig. 2.32).

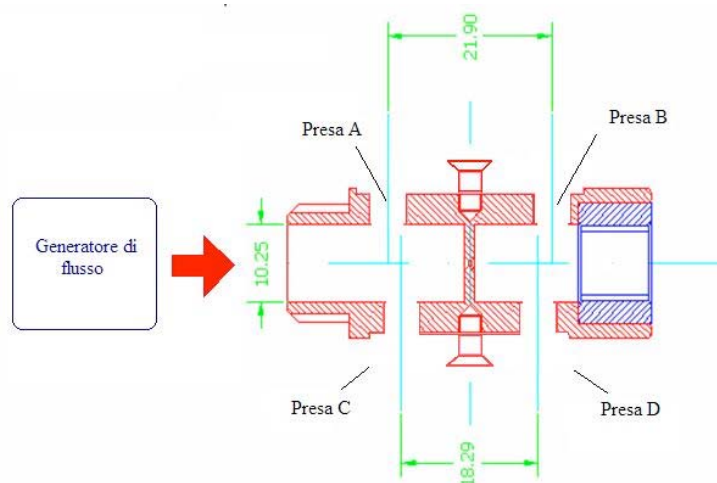


Fig. 2.32. Convenzione del verso positivo del flusso

Ponendo il flussimetro come in fig. 2.32, si assume diretta nel verso positivo una portata erogata come indicato dalla freccia rossa.

In accordo con la denominazione indicata in fig. 2.32, le cadute di pressione sono state rilevate tra le seguenti coppie di prese:

- A – B;
- A – D;
- B – C;
- C – D.

✓ *Curva di calibrazione flussimetro con orifizio di diametro 0,8mm*

Il flussimetro avente l'orifizio con diametro pari a 0,8 mm presenta il diametro dell'orifizio più piccolo e di conseguenza presenta le perdite di carico maggiori. Per questa ragione, tra i tre flussimetri realizzati, è il più indicato per valutare l'entità di bassi flussi, poiché presenta la sensibilità più elevata.

Nelle misure effettuate, al flussimetro sono stati inviati flussi costanti fino ad un valore massimo di 5 L/min, e le cadute di pressione sono state misurate tramite il trasduttore DC030NDC4 (fig.2.33).

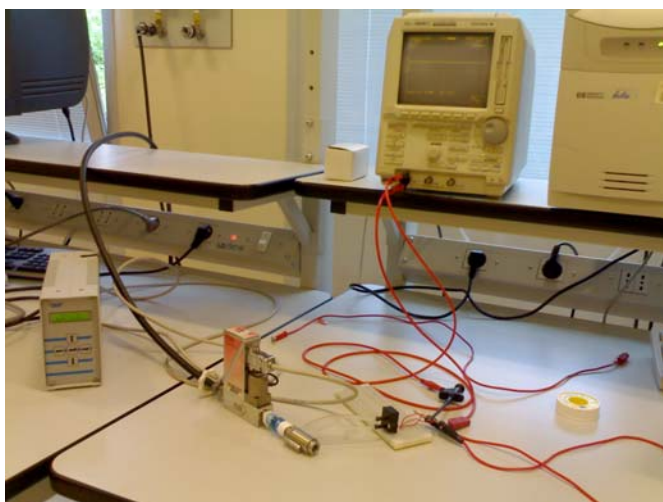


Fig. 2.33. Set up sperimentale per la calibrazione del sensore di flusso.

Le curve di calibrazione del flussimetro, illustrate per le singole coppie di prese statiche, sono rappresentate nelle fig. 2.34, 2.35, 2.36 e 2.37.

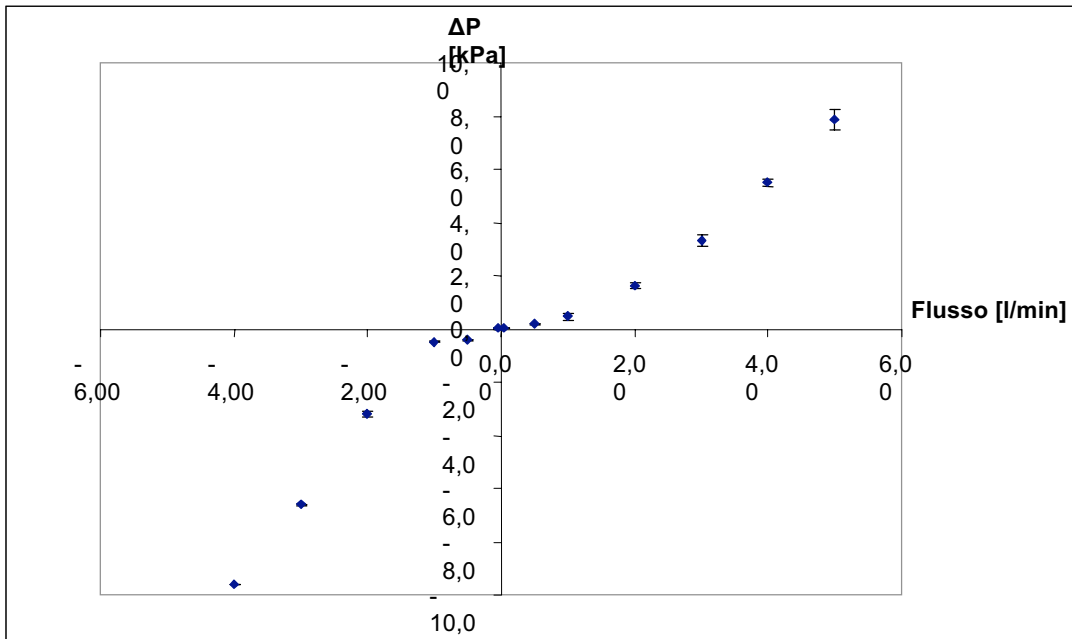


Fig.2.34. Curva di calibrazione per le prese statiche A-B (orifizio 0,8 mm)

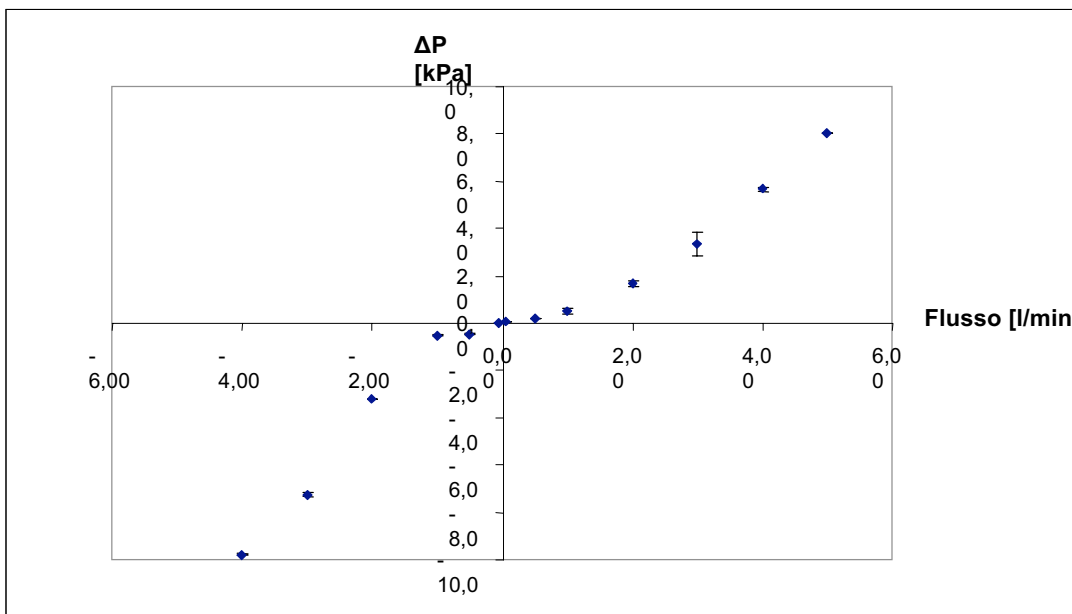


Fig.2.35. Curva di calibrazione per le prese statiche A-D (orifizio 0,8 mm)

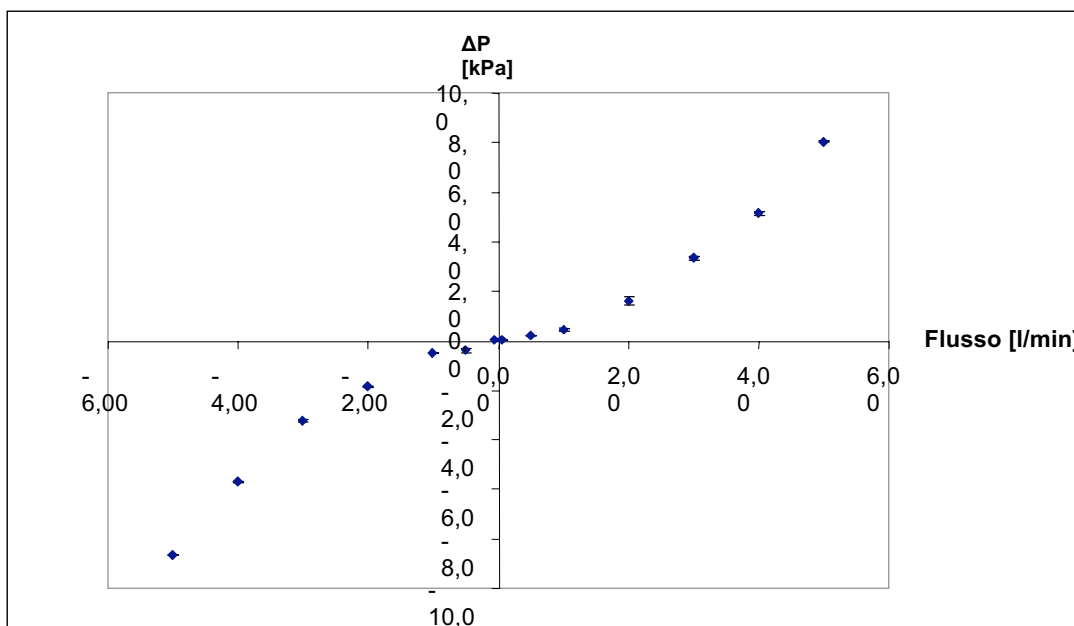


Fig.2.36. Curva di calibrazione per le prese statiche B-C (orifizio 0,8 mm)

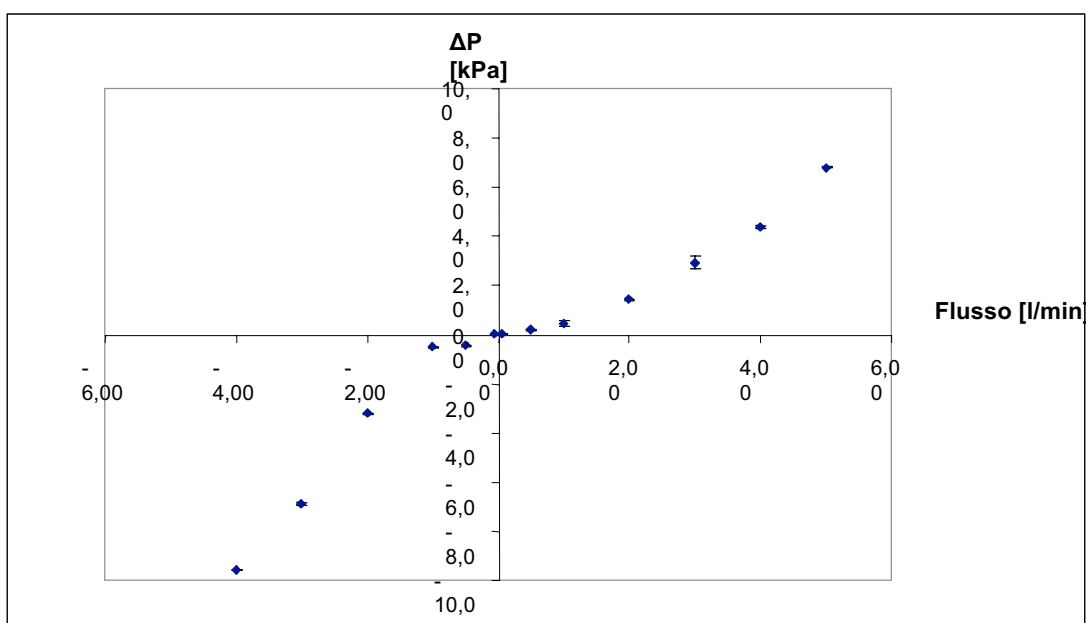


Fig. 2.37. Curva di calibrazione per le prese statiche C-D (orifizio 0,8 mm)

Dalle prove emerge che il flussimetro con orifizio da 0,8 mm è in grado di discriminare nettamente rispetto all'assenza di flusso, una portata di 1 L/min. Portate minori, dell'ordine di 0,5 L/min sono meglio discriminate tra le prese A-D, viceversa lo sono meno tra le prese B-C.



✓ *Calibrazione flussimetro con orifizio di diametro 1mm*

Il flussimetro con orifizio da 1 mm presenta il lume di grandezza intermedia tra i tre. Nello svolgimento delle prove, sono stati inviati a tale dispositivo flussi fino a 10L/min, e le cadute di pressione sono state rilevate tramite il trasduttore di pressione 163PC01D48. I risultati della caratterizzazione sono presentati per le singole coppie di prese statiche nelle fig. 2.38, 2.39, 2.40 e 2.41.

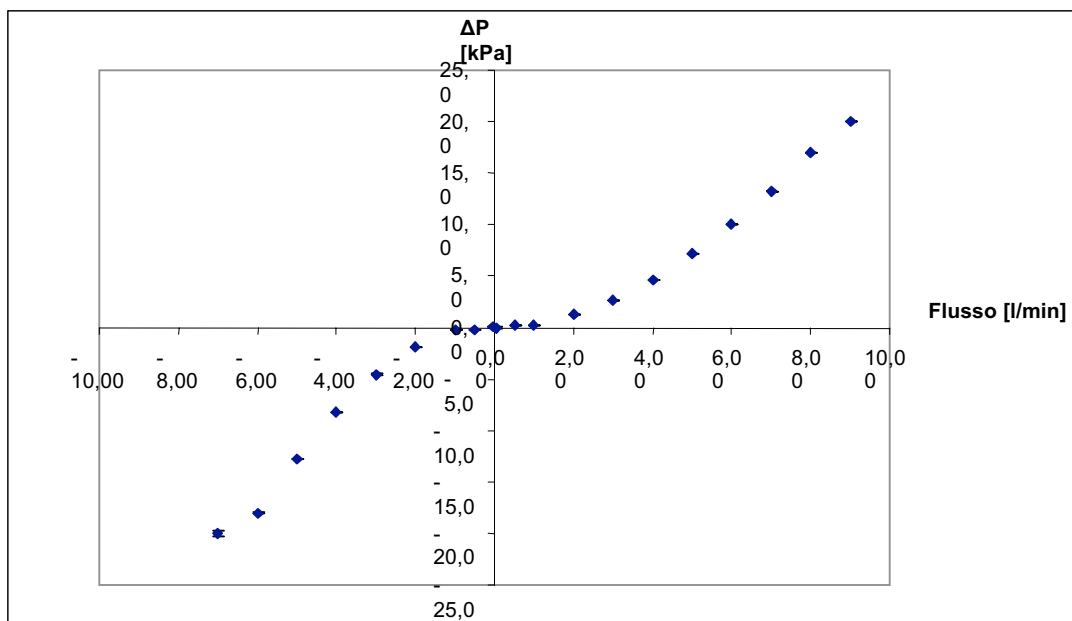


Fig. 2.38. Curva di calibrazione per le prese statiche A-B (orifizio 1 mm)

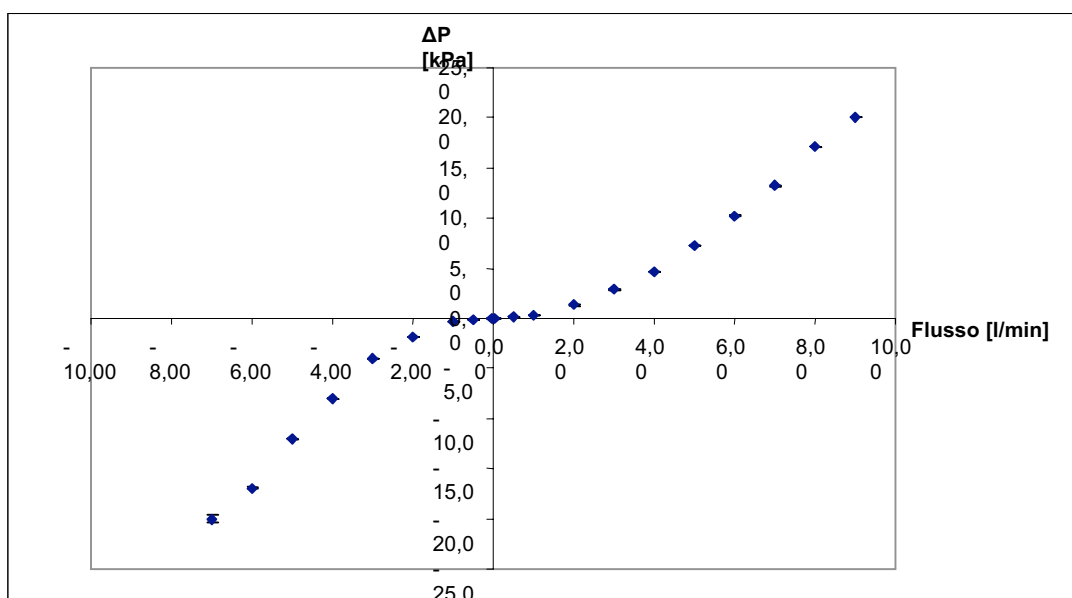


Fig. 2.39. Curva di calibrazione per le prese statiche A-D (orifizio 1 mm)

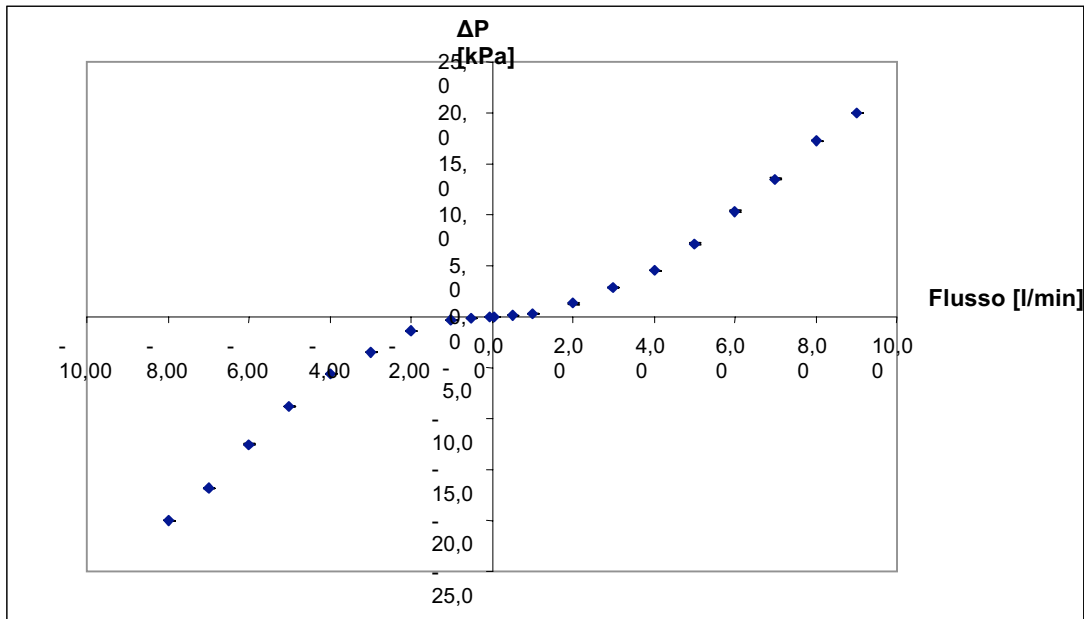


Fig. 2.40. Curva di calibrazione per le prese statiche B-C (orifizio 1 mm)

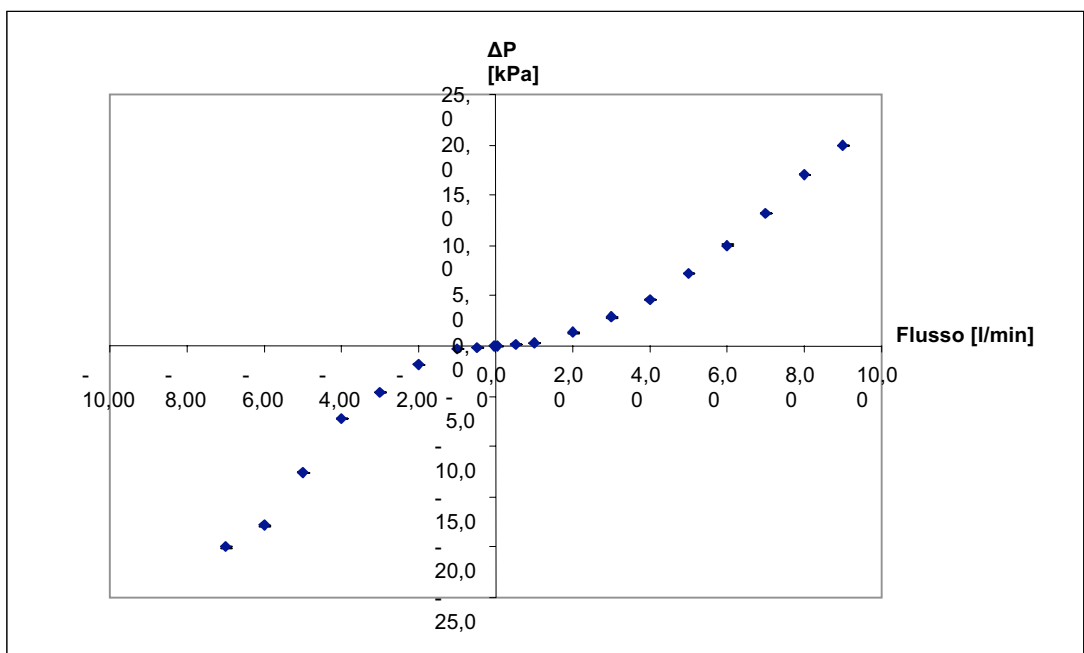


Fig. 2.41. Curva di calibrazione per le prese statiche C-D (orifizio 1 mm)

In generale, dalle prove effettuate sul sensore con orifizio da 1 mm, emerge che per flussi negativi si ottengono perdite di carico maggiori rispetto a quanto avviene per flussi positivi. Il flussimetro presenta cadute di pressione di circa 20 kPa per portate dell'ordine dei 9L/min inviate nel verso positivo, o dell'ordine degli 7L/min per

portate inviate nel verso negativo. Solo tra le prese statiche B-C la medesima caduta di pressione si ottiene per 8L/min nel verso negativo (fig. 2.40).

Il dispositivo è in grado di discriminare nettamente dall'assenza di flusso una portata di 2L/min.

✓ *Calibrazione flussimetro con orifizio da 1,2mm*

Analogamente a quanto svolto per il flussimetro con orifizio da 1 mm di diametro, al flussimetro con orifizio da 1,2 mm di diametro sono stati inviati flussi fino a 10 L/min, e le cadute di pressione sono state rilevate attraverso il trasduttore 163PC01D48. I risultati ottenuti sono illustrati per le singole coppie di prese statiche nelle fig. 2.42, 2.43, 2.44 e 2.45.

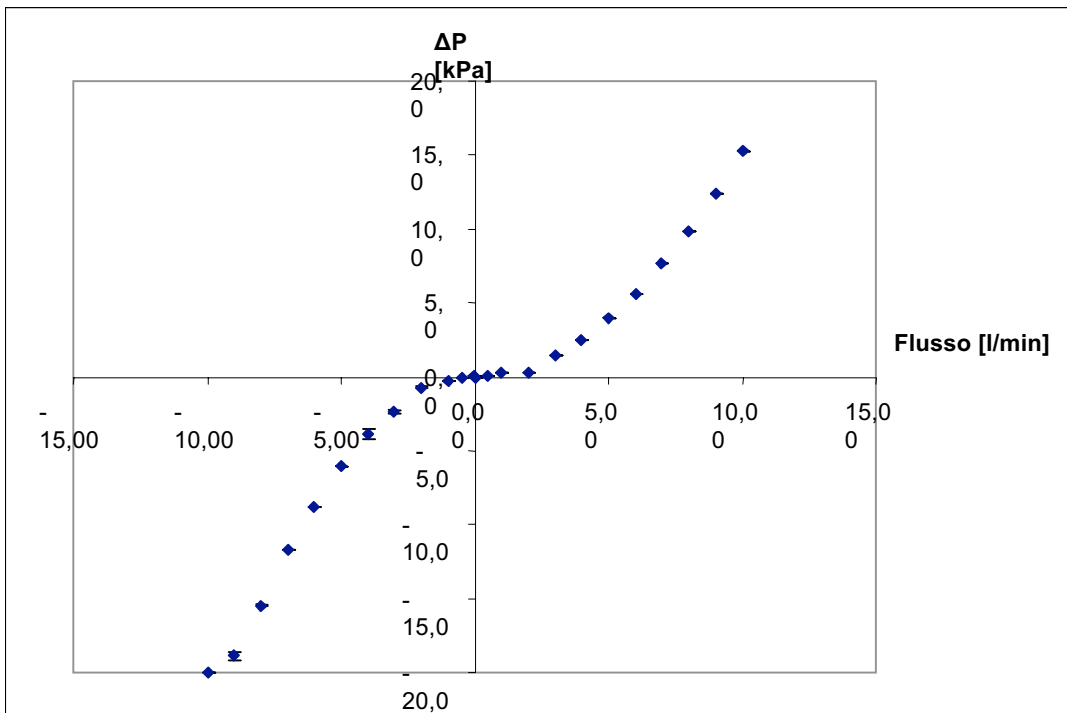


Fig.2.42. Curva di calibrazione per le prese statiche A-B (orifizio 1,2 mm)

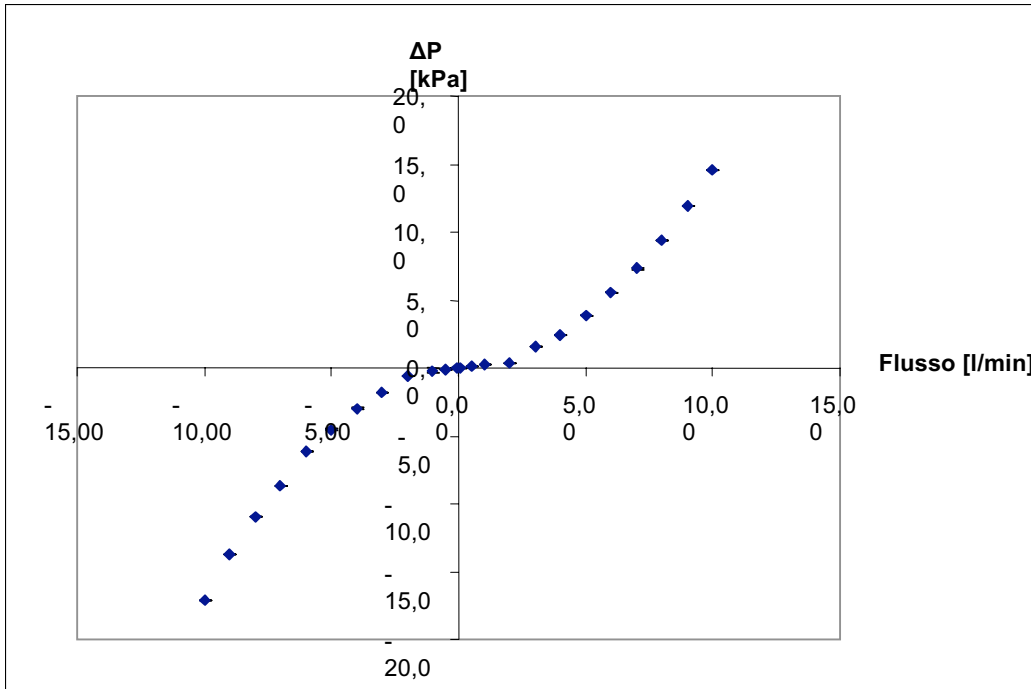


Fig. 2.43. Curva di calibrazione per le prese statiche A-D (orifizio 1,2 mm)

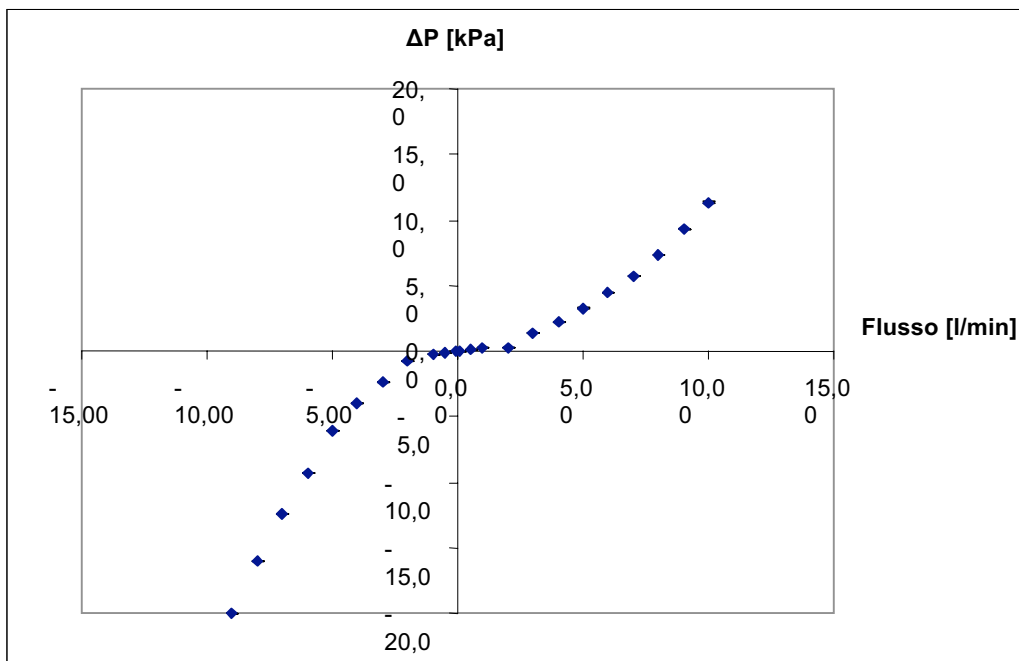


Fig. 2.44. Curva di calibrazione per le prese statiche B-C (orifizio 1,2 mm)

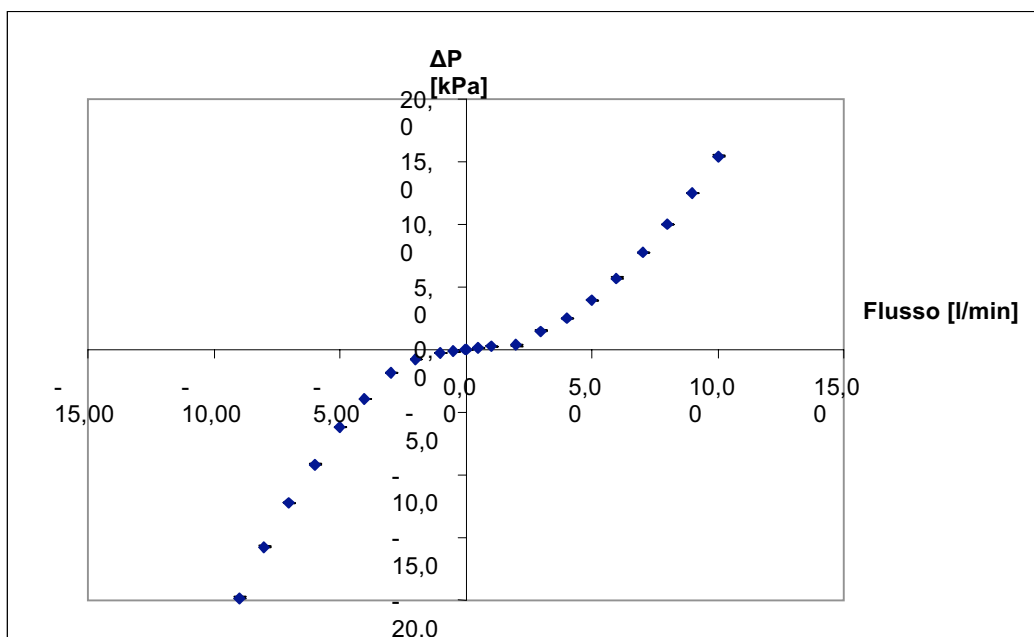


Fig. 2.45. Curva di calibrazione per le prese statiche C-D (orifizio 1,2 mm)

Il dispositivo con orifizio da 1,2 mm offre a parità di portata le minori perdite di carico. Si raggiungono cadute di pressione dell'ordine dei 15 kPa in corrispondenza di flussi di 10L/min per le portate inviate nel verso positivo. Una caduta di pressione di circa 20 kPa si ottiene per le portate inviate nel verso negativo, di 9L/min tra le coppie di prese C-D e B-C, e di 10L/min per le coppie A-B e A-D. In particolare, tra le prese A-D per flussi negativi, la massima caduta di pressione ottenuta è stata di circa 17 kPa per una portata di 10L/min; tra le prese B-C per flussi positivi, la massima caduta di pressione ottenuta è stata di circa 11kPa.

Rispetto all'assenza di flusso, lo strumento è in grado di discriminare nettamente portate dell'ordine dei 3L/min.

✓ *Valutazione della bidirezionalità dei sensori realizzati*

Per valutare la bidirezionalità dei flussimetri su cui è stata eseguita la calibrazione, si è indagato sulla simmetria tra i rami delle curve per flussi in una direzione e flussi nella direzione opposta. A tale scopo si è valutato un indice di simmetria "S" definito come segue:

$$S = \frac{|f(x_0) - f(-x_0)|}{|f(x_0)| + |f(-x_0)|} \quad 2.20$$

dove  $x_0$  e  $-x_0$  sono coppie simmetriche di valori del flusso inviati al sensore. Per ognuna di queste coppie è stato calcolato l'indice di simmetria, e ne è stata fatta la media aritmetica. L'indice così definito può assumere valori compresi tra 0 e 1.

Tale indice è stato poi valutato sui risultati ottenuti per una coppia di prese statiche di pressione nel verso positivo del flusso, e per un'altra coppia di prese nel verso negativo del flusso. Così si sono ottenute 16 combinazioni per ogni flussimetro, illustrate nelle seguenti tabelle 2.3, 2.4 e 2.5.

*Tabella 2.3. Indice di simmetria per le diverse combinazioni di coppie di prese statiche (orifizio 1,2 mm)*

Prese <AB-AD>	0,10
Prese <AB-BC>	0,19
Prese <AB-CD>	0,18
Prese <AD-AB>	0,21
Prese <AD-BC>	0,21
Prese <AD-CD>	0,18
Prese <BC-AB>	0,28
Prese <BC-AD>	0,16
Prese <BC-CD>	0,26
Prese <CD-AB>	0,20
Prese <CD-AD>	0,08
Prese <CD-BC>	0,18
Prese <AB-AB>	0,19
Prese <AD-AD>	0,08
Prese <BC-BC>	0,26
Prese <CD-CD>	0,17

Tabella 2.4. Indice di simmetria per le diverse combinazioni di coppie di prese statiche (orifizio  
1 mm)

Prese <AB-AD>	0,10
Prese <AB-BC>	0,06
Prese <AB-CD>	0,12
Prese <AD-AB>	0,12
Prese <AD-BC>	0,07
Prese <AD-CD>	0,10
Prese <BC-AB>	0,12
Prese <BC-AD>	0,11
Prese <BC-CD>	0,10
Prese <CD-AB>	0,12
Prese <CD-AD>	0,10
Prese <CD-BC>	0,04
Prese <AB-AB>	0,11
Prese <AD-AD>	0,10
Prese <BC-BC>	0,03
Prese <CD-CD>	0,10

Tabella 2.5. Indice di simmetria per le diverse combinazioni di coppie di prese statiche (orifizio  
0,8 mm)

Prese <AB-AB>	0,19
Prese <AB-AD>	0,22
Prese <AB-BC>	0,12
Prese <AB-CD>	0,21
Prese <AD-AB>	0,18
Prese <AD-BC>	0,12
Prese <AD-CD>	0,19
Prese <AD-AD>	0,20
Prese <BC-AB>	0,19
Prese <BC-AD>	0,20
Prese <BC-CD>	0,20
Prese <BC-BC>	0,12
Prese <CD-AB>	0,21
Prese <CD-AD>	0,14
Prese <CD-BC>	0,14
Prese <CD-CD>	0,21

Dove si è indicata, fra le parentesi, a sinistra la coppia di prese per la quale è stato valutato il flusso in direzione positiva, e a destra la coppia di prese per la quale è stato valutato il flusso in direzione negativa.

Tale valutazione dell'indice di simmetria però, non offre un'indicazione relativamente alla variazione del suddetto indice in funzione delle portate inviate al

flussimetro. Per questa ragione, è stata condotta un'indagine atta a valutare tale andamento.

Ne risulta che l'indice di simmetria rispetto ai flussi inviati ai sensori non ha un andamento regolare, ed è differente per ogni flussimetro. Per come si definisce l'indice S (eq. 2.20), la simmetria sarà tanto migliore quanto più si mantiene basso il valore di tale indice.

Per il flussimetro avente orifizio da 0,8 mm, si ha in generale un andamento decrescente al crescere dei flussi inviati, come si può valutare dalla figura 2.46.

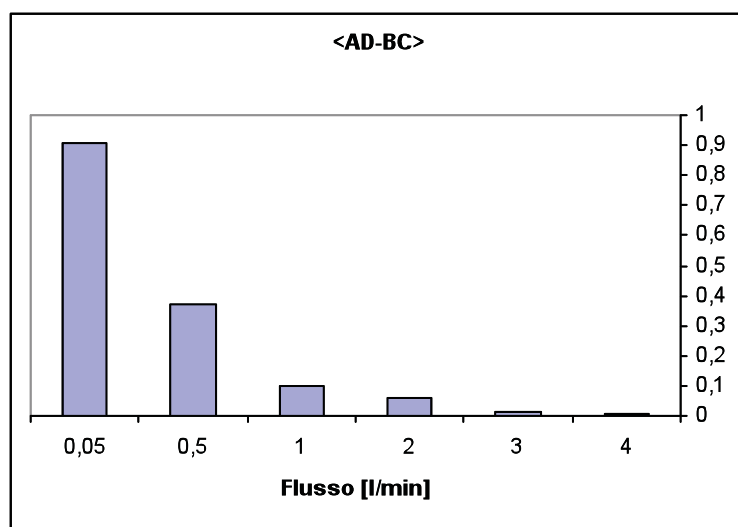


Fig. 2.46. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la combinazione di prese statiche <AD-BC> per il flussimetro con orifizio da 0,8 mm.

Per quanto concerne il flussimetro con orifizio da 1 mm, l'indice di simmetria è in generale crescente all'aumentare della portata, ed in particolare risulta molto basso per portate fino ad 1 l/min, come si può osservare in fig. 2.47.



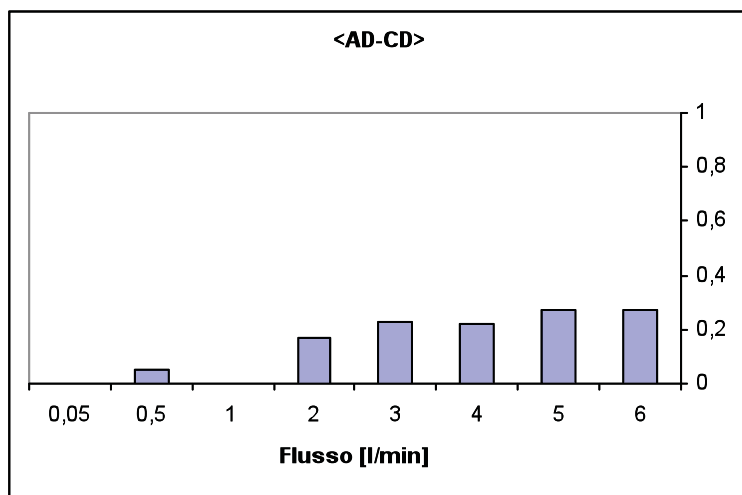


Fig. 2.47. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la combinazione di prese statiche <AD-CD> per il flussimetro con orifizio da 1 mm.

Per una coppia di prese statiche del flussimetro con orifizio da 1 mm, l'indice di simmetria si mantiene basso, al di sotto di 0,1 come si osserva in fig. 2.48.

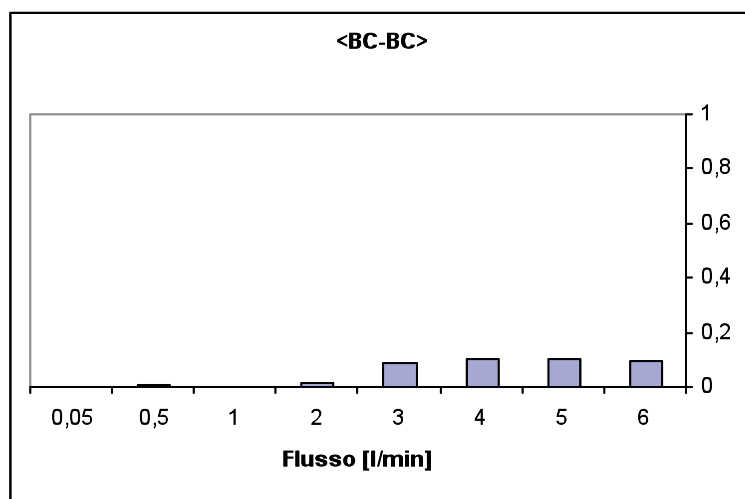


Fig. 2.48. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la coppia di prese B-C per il flussimetro con orifizio da 1 mm.

Il flussimetro con orifizio da 1,2 mm presenta in generale indici di simmetria che risultano molto bassi per portate da 0,05 L/min e 1 L/min, e che si attestano su valori pressoché costanti per altri valori delle portate, com'è possibile osservare in fig. 2.49.

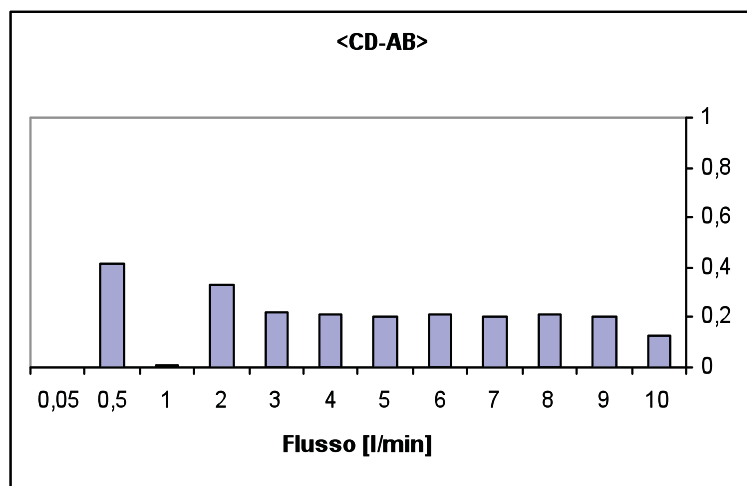


Fig. 2.49. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la combinazione di prese statiche <CD-AB> per il flussimetro con orifizio da 1,2 mm.

Per due combinazioni di coppie di prese statiche del flussimetro con orifizio da 1,2 mm, il valore dell'indice di simmetria si mantiene in generale al di sotto di 0,3 come si osserva nelle fig. 2.50 e 2.51.

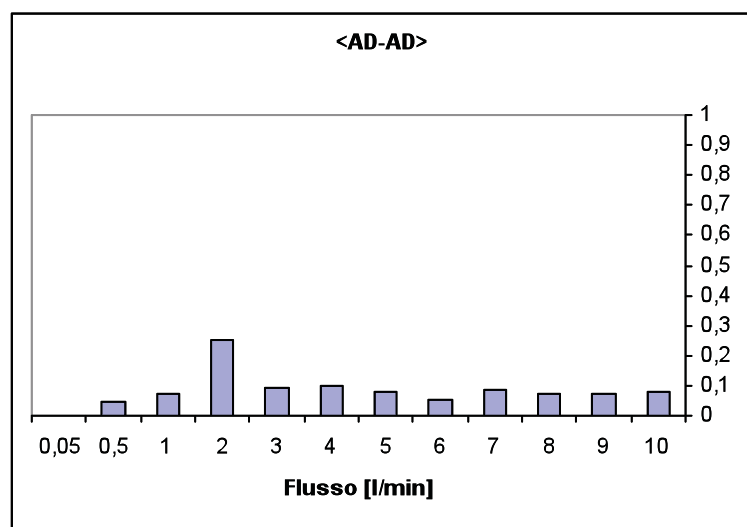


Fig. 2.50. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la coppia di prese A-D per il flussimetro con orifizio da 1,2 mm.

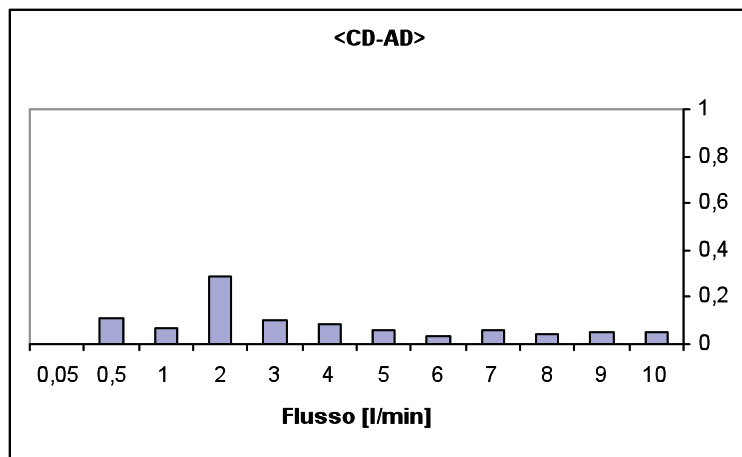


Fig. 2.51. Andamento dell'indice di simmetria in funzione della portata per la combinazione di prese <CD-AD> per il flussimetro con orifizio da 1,2 mm.

✓ *Valutazione coefficiente di efflusso*

Il coefficiente di efflusso K definito nell'eq. 1.9 è un fattore correttivo che deve essere introdotto per risalire al flusso a partire dalla perdita di carico. Tale coefficiente tiene infatti conto di perdite per attrito e correzioni sulla geometria del flusso che possono influire significativamente sull'accuratezza delle misure.

Principalmente il valore di K varia con il numero di Reynolds per una data installazione. In particolare, è possibile risalirvi per mezzo della funzione interpolatrice di Stolz riportata nell'eq.1.12.

Per ognuno dei tre flussimetri calibrati è stato calcolato il valore del rapporto tra i diametri delle aperture  $\beta$  come dall'eq. 1.10.

Considerando la velocità media sulla sezione, e sostituendo

$Q = sv_s$  nell'eq. 1.4, dove  $v_s$  è la velocità media sulla sezione  $s$  è la superficie della sezione di passaggio,  $\rho$  è la densità del gas e  $\mu$  la viscosità dello stesso e  $d$  è il diametro del condotto, si ottiene:

$$Re = \frac{4\rho Q}{\pi D \mu} \quad 2.21$$

Assumendo  $\rho = 1,2929 \text{ kg/m}^3$  e  $\mu = 1,8 \cdot 10^{-5} \text{ N s m}^{-2}$  (densità e viscosità dell'aria a temperatura ambiente), è stato calcolato Re per ogni valore di portata inviata al flussimetro, e a partire dall'eq. 1.12 è stato calcolato l'andamento del coefficiente di efflusso K. Tale andamento è illustrato in figura 2.52.

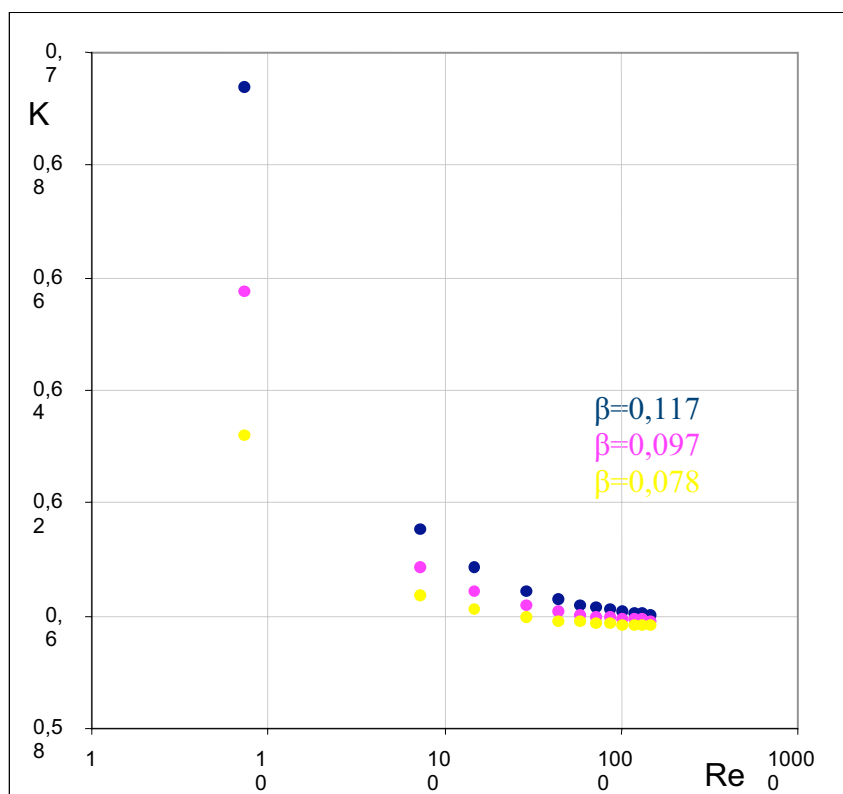


Fig. 2.52. Andamento del coefficiente di efflusso  $K$  in funzione del numero di Reynolds per i tre flussimetri calibrati.

## 2.4.2 Conclusioni

I risultati delle prove sperimentali indicano che per determinate combinazioni delle coppie di prese statiche i sensori offrono una buona bidirezionalità, con un indice di simmetria che si mantiene sempre minore del 10 % nei range di interesse. In particolare, il flussimetro che offre il miglior compromesso tra simmetria e capacità di discriminare portate in tutto il range da 1 a 10 l/min è quello avente orifizio da 1,2 mm quando la caduta di pressione viene rilevata tra la coppia di prese statiche A – D (fig. 2.43 e 2.50).

## 2.5 Sensore con fibre ottiche

### 2.5.1 Introduzione

E' stato progettato e realizzato un sensore di flusso da destinare alla ventilazione neonatale il cui principio di funzionamento si basa sulla deformazione di una fibra ottica investita dal flusso oggetto della misura. Sono presenti in letteratura diversi sensori di flusso che utilizzano fibre ottiche<sup>71,72,73,74,75,76</sup>, nessuno con lo stesso principio di funzionamento di quello realizzato. I vantaggi nel realizzare un sensore che si basa sull'utilizzo di fibre ottiche sono numerosi: alta risoluzione e accuratezza, dimensioni ridotte, alta sensibilità e ampia banda passante, immunità da interferenze elettromagnetiche e alle condizioni atmosferiche più estreme, bassa sensibilità a variazioni di temperatura, facile trasporto del segnale luminoso, flessibilità, elevata resistenza alla compressione, impiego di materiali inerti e termicamente stabili (vetro e particolari polimeri) che li rendono interessanti sul piano della biocompatibilità. Si tratta, inoltre, di strumenti che non richiedono connessioni elettriche con il corpo umano e per questo sicuri.

### 2.5.2 Principio di funzionamento e modello

Il funzionamento del sensore si basa sulle deformazioni di una fibra ottica sottoposta ad un carico di pressione non uniforme, dovuto al flusso d'aria che interessa il circuito paziente. La fibra ottica è vincolata cinematicamente tramite incastro in un condotto cilindrico e alle due estremità presenta un fotoemittitore ed un fotorilevatore, rispettivamente dal lato dell'incastro e dal lato dell'estremo libero. In condizioni di flusso nullo, la fibra è in posizione perpendicolare sia rispetto all'incastro, sia rispetto al fotorilevatore e la radiazione elettromagnetica emessa dal fotoemittitore e convogliata nella fibra colpisce il centro del fotodetettore, ovvero la zona di massima sensibilità dello stesso. Quando nel condotto è presente un flusso non nullo, la fibra subisce una deformazione che determina uno spostamento dell'estremo libero, tale che la radiazione EM non colpisce più il centro del

fotorilevatore, ma zone circostanti: all'aumentare del flusso, la maggiore deformazione della fibra fa sì che aumenti lo spostamento dell'estremo libero rispetto alla posizione di riposo (condizione di flusso nullo) e di conseguenza diminuisca l'intensità della radiazione EM che colpisce il fotodetettore (fig. 2.53). La variazione dell'intensità del fascio di luce incidente comporta variazioni delle caratteristiche elettriche del fotorilevatore che vengono utilizzate come misura del flusso presente nel condotto.

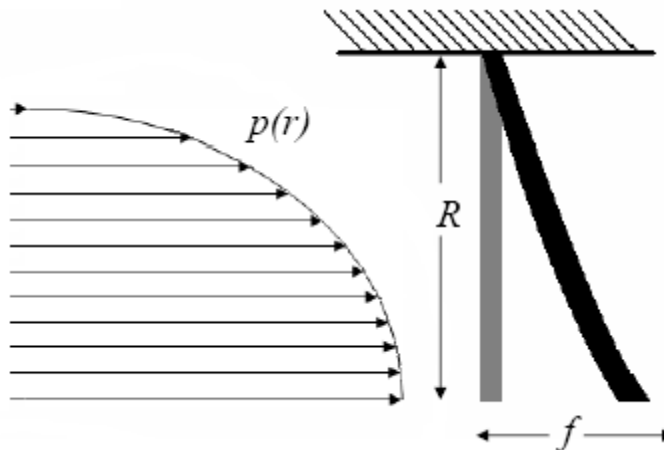


Fig. 2.53. Rappresentazione della fibra investita dal flusso inspiratorio.

La pressione che agisce sulla fibra è data da:

$$P(r) = \frac{1}{2} \rho \cdot v(r)^2 \quad 2.22$$

dove  $v(r)$  è la componente della velocità del fluido lungo l'asse del condotto in funzione dell'ascissa rettilinea  $r$  perpendicolare all'asse del condotto con origine in corrispondenza del centro del condotto.

Per ottenere il profilo di velocità si deve valutare se il moto all'interno del condotto è laminare oppure turbolento. Il condotto è stato progettato con un diametro di 2cm considerando il gas in ingresso aria ( $v_{aria} = 1,5 \cdot 10^{-5} m^2 s^{-1}$ ) e la portata pari a 10L/min che è un valore limite per la ventilazione neonatale, si ottiene:  $Re \approx 700$  quindi condizioni di flusso laminare. In tali condizioni il profilo della velocità del gas all'interno del condotto è parabolico e pari a:

$$v(r) = \left( \frac{2Q}{\pi R^4} \right) (R^2 - r^2) \quad 2.23$$

dove:

Q è la portata volumetrica;

R è il raggio del condotto.

Sostituendo l'eq. 2.23 nella 2.22 si ottiene:

$$P(r) = \frac{1}{2} \rho \left[ \left( \frac{2Q}{\pi R^4} \right) (R^2 - r^2) \right]^2 \quad 2.24$$

Poiché la fibra ha uno spessore a, il carico per unità di lunghezza che agisce sulla fibra è pari a:

$$p(r) = aP(r) = \frac{1}{2} a \rho \left[ \left( \frac{2Q}{\pi R^4} \right) (R^2 - r^2) \right]^2 \quad 2.25$$

Raggruppando alcuni parametri si ottiene:

$$p(r) = c(R^4 + r^4 - 2R^2r^2) \quad 2.26$$

$$\text{con } c = a \frac{1}{2} \rho \left[ \frac{2Q}{\pi R^4} \right]^2 = \frac{2a\rho Q^2}{\pi^2 R^8}$$

La fibra viene schematizzata come una trave incastrata a forma di parallelepipedo si ha:

$$M(r) = -EIw''(r) \quad 2.27$$

dove:

M(r) è il momento flettente che agisce sulla trave;

E è il modulo di Young;

I è il momento di inerzia della fibra;

w'' è la derivata seconda dello spostamento lungo l'asse del condotto.

Considerando che:

$$\frac{dM}{dr} = T \quad \text{e} \quad \frac{dT}{dr} = -p(r) \quad 2.28$$

dove T è lo sforzo di taglio che agisce sulla fibra, si ottiene:

$$M(r) = -\frac{c}{2} \left( R^4 r^2 + \frac{r^6}{15} - \frac{r^2 R^4}{3} \right) \quad 2.29$$

Sostituendo la 2.29 nella 2.27 e risolvendo per w(r) si ottiene:

$$w(r) = k \left( \frac{R^4 r^4}{12} + \frac{r^8}{840} - \frac{R^2 r^6}{6} + Ar + B \right) \quad 2.30$$

dove:  $A = -\frac{29}{105}R^7$ ,  $B = \frac{511}{2520}R^8$ ,  $k = \frac{c}{2EI} = \frac{a\rho}{EI\pi^2 R^8}Q$

Lo spostamento dell'estremo libero della fibra dipende dalla lunghezza della stessa, ad es. se è lunga  $R$ , è pari a :

$$f = w(0) = \frac{511}{2520} \frac{a\rho}{EI\pi^2} Q \quad 2.31$$

Nel comportamento del sensore si deve considerare anche l'angolo  $\theta$  che la tangente all'estremità libera della fibra forma rispetto alla direzione della fibra a riposo (perpendicolare alla superficie del fotorilevatore) fig. 2.54.

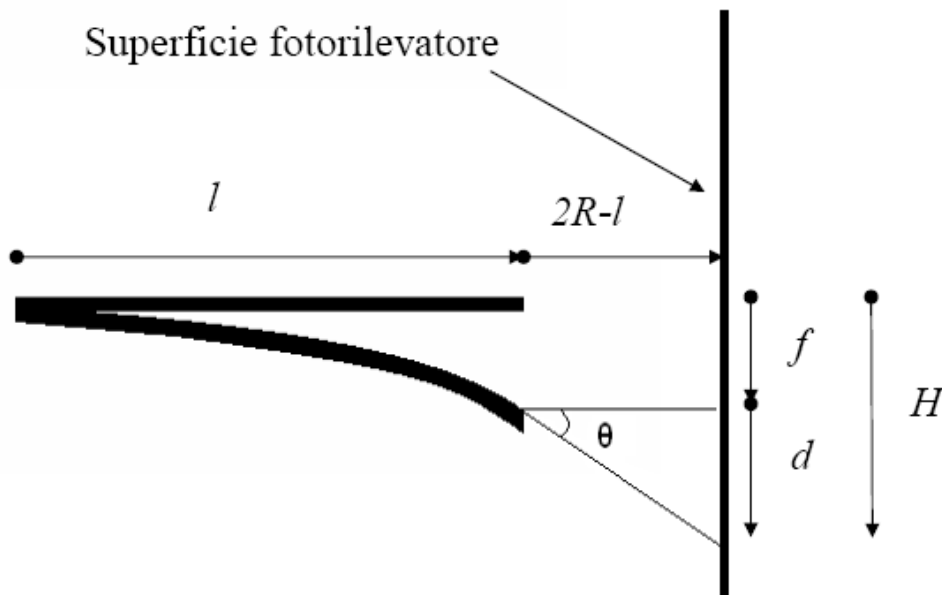


Fig. 2.54. Distanza tra il punto in cui la radiazione colpisce il fotorilevatore e il centro dello stesso.

La derivata prima dello spostamento, ricavata derivando l'eq. 2.30, corrisponde alla tangente dell'angolo  $\theta$ ,  $\tan(\theta)$ , formato tra la tangente all'estremità della fibra e la normale alla superficie del fotorilevatore, come si osserva in figura 2.54. Se  $\theta$  è piccolo, è lecito supporre che:

$$\theta \approx \tan(\theta) = \frac{a\rho}{EI\pi^2 R^8} Q^2 \left( \frac{R^4 r^3}{3} + \frac{r^7}{105} - \frac{r^5 R^2}{15} - \frac{29R^7}{105} \right) \quad 2.32$$

La distanza ( $H$ ) tra il punto in cui la radiazione colpisce il fotorilevatore e il centro dello stesso (fig. 2.54) dipende da  $f$  e da  $\theta$ :

$$H = f + d \quad 2.33$$



dove:

$$d = (2R - l)g(\theta) \approx -(2R - l)w'(r)$$

La radiazione elettromagnetica emessa dal LED e convogliata dalla fibra ottica raggiunge un fototransistor posto in corrispondenza dell'estremo libero della fibra. Il segnale d'uscita del fototransistor dipende dall'angolo di incidenza di tale radiazione sulla sua superficie sensibile (fig. 2.55).

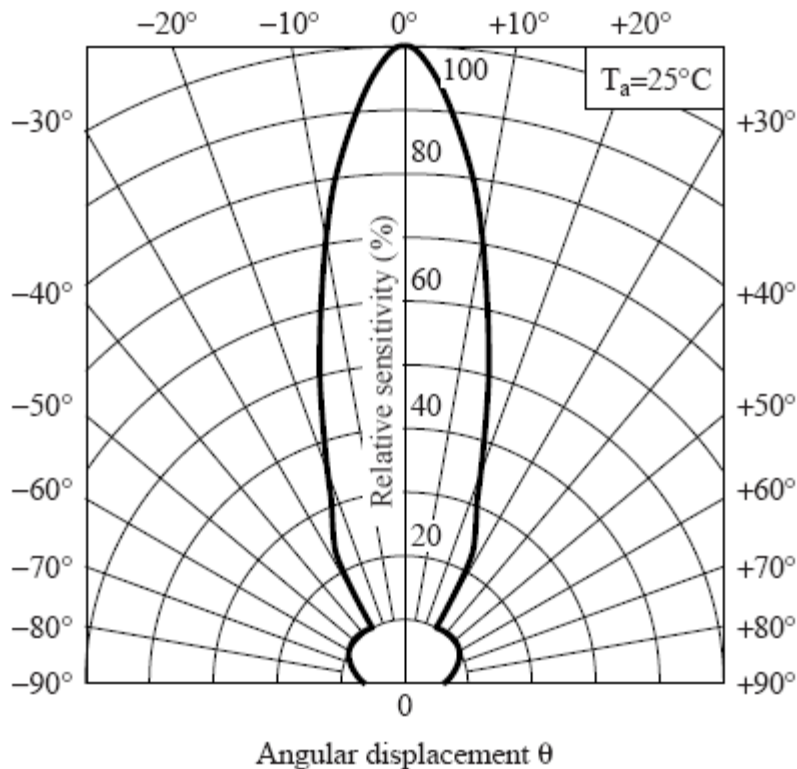


Fig. 2.55. Il Radiation Diagram rappresenta come varia l'output del fototransistor in funzione dell'angolo con cui la radiazione EM incide sulla superficie del transistor. (fototransistor della serie PT100Mx0MP della Sharp).

In fig. 2.55 è riportato il Radiation Diagram: quando la radiazione EM è normale alla superficie sensibile del fototransistor, l'angolo di incidenza corrisponde a  $0^\circ$ , e il segnale d'uscita del fototransistor assume il valore massimo corrispondente al 100%. Nel caso in cui la radiazione EM non sia perpendicolare alla superficie, come si osserva dal Radiation Diagram in fig. 2.55, l'output del transistor sarà una percentuale del valore massimo corrispondente alla configurazione a riposo della fibra (in assenza di flusso,  $\theta=0^\circ$ ). Poiché il valore di  $\theta$  dipende dall'entità del flusso  $Q$  presente nel circuito al momento della misura (eq. 2.32), allora la variazione dell'output del fototransistor è associabile proprio ad una variazione di flusso  $Q$ .

Dal radiation diagram sono stati valutati 24 punti ed è stata calcolata la funzione che meglio interpola questi campioni: la funzione è un polinomio del terzo ordine (fig.2.56), e il coefficiente di correlazione, pari a 0,9872, indica che tale polinomio interpola bene i dati.

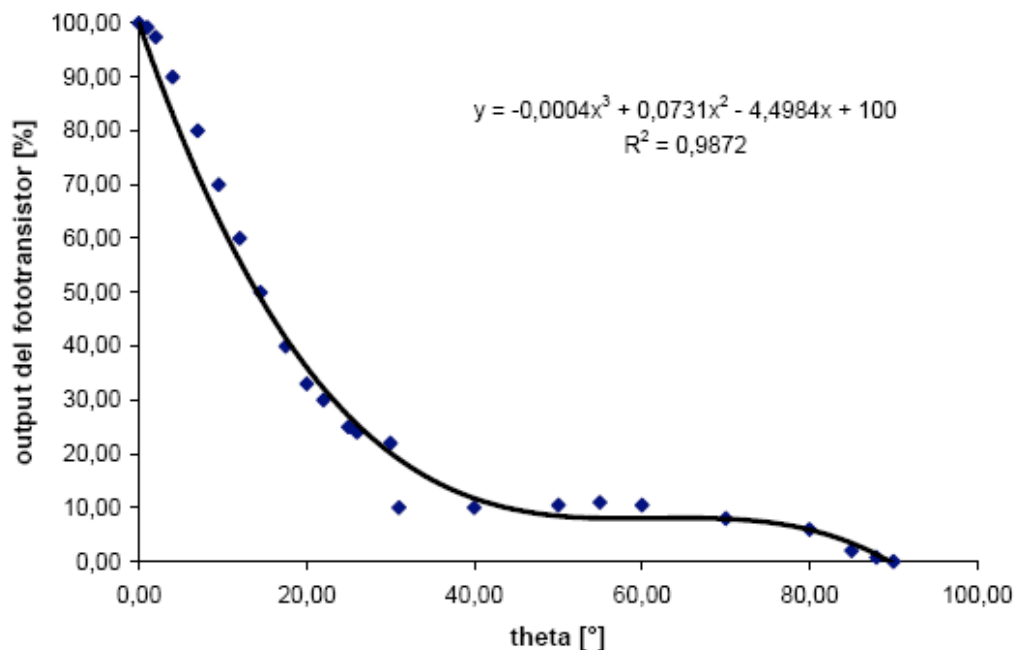


Fig. 2.56. Variazione percentuale dell'output del fototransistor in funzione dell'angolo di incidenza (per  $\theta$  compreso tra  $0^\circ$  e  $90^\circ$ ).

Il legame tra la portata Q presente nel condotto del circuito paziente, che si intende misurare, e la variazione percentuale dell'output del fototransistor si ottiene sostituendo l'eq. 2.32, che rappresenta il legame tra  $\theta$  e Q, nella funzione ottenuta interpolando la fig. 2.56, che rappresenta il legame tra la variazione dell'uscita del fototransistor e l'angolo  $\theta$ .

### 2.5.3 Simulazione del comportamento del sensore

Considerando le caratteristiche di una fibra utilizzata per la realizzazione del sensore (fibra tipo GIPOF62) si effettuano delle simulazioni per valutare lo spostamento H e l'angolo  $\theta$  in funzione della lunghezza della fibra (Fig. 2.57 e 2.58). La fibra, posta all'interno del condotto può essere lunga da 0 a 2cm (che è il raggio del condotto). Presenta le seguenti caratteristiche: un diametro  $a=4,9 \times 10^{-4}m$ ;  $E=2 \times 10^9 Pa$ ;  $I=7,77 \times 10^{-15} m^4$ .

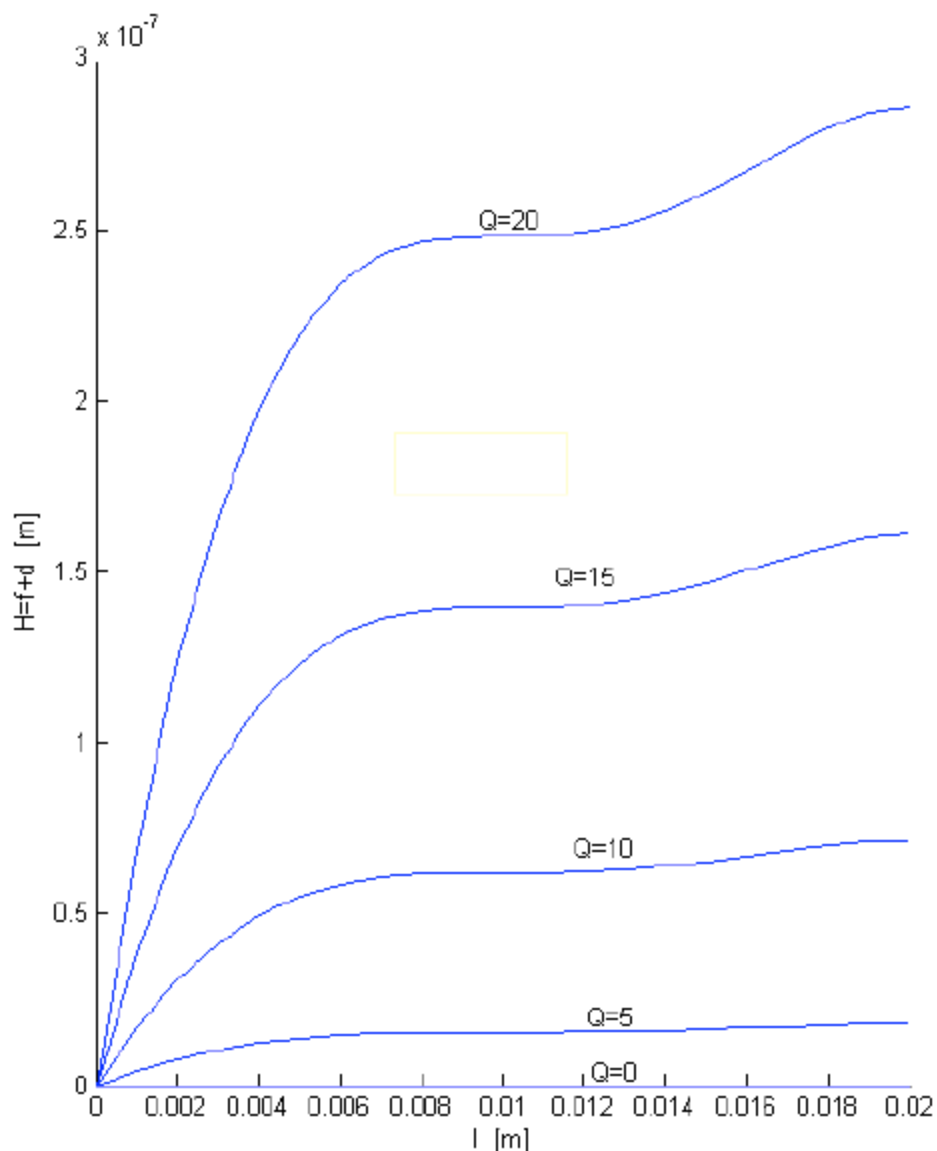


Fig. 2.57. Spostamento ( $H$ ) della fibra GIPOF62 in funzione della lunghezza della stessa a differenti portate  $Q$ .

Dalla fig. 2.57 si evince che gli spostamenti della fibra sono minimi (dell'ordine di dei decimi di  $\mu\text{m}$ ) anche in corrispondenza di portate elevate per il campo applicativo. Un'altra informazione interessante è che la deformazione aumenta in funzione della lunghezza della fibra e della portata, quindi è opportuno costruire il sensore massimizzando la suddetta lunghezza (2cm).

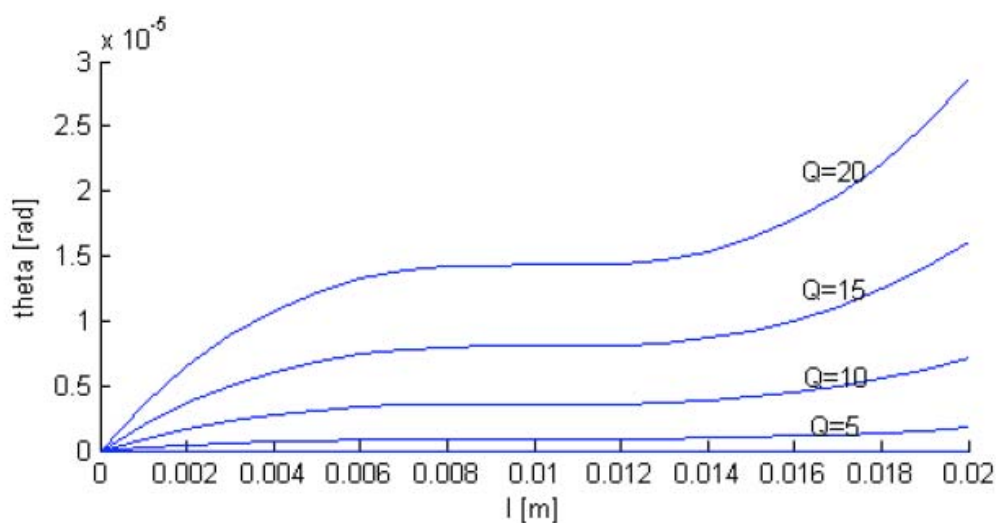


Fig. 2.58. Andamento dell'angolo  $\theta$  in funzione della lunghezza della fibra GIPOF62 a differenti portate.

Considerando l'andamento dell'angolo  $\theta$  si possono fare considerazioni simili allo spostamento H: è molto piccolo anche in corrispondenza di elevate portate (valori di  $\theta$  dell'ordine di  $10^{-5}$  rad) e aumenta all'aumentare della lunghezza della fibra e del valore della portata. Valori piccoli di  $\theta$  ci dimostrano che è lecita l'approssimazione di  $\text{tg}(\theta) \approx \theta$  utilizzata nell'eq. 2.32.

Visto il valore non sufficientemente elevato dell'angolo e dello spostamento (fig. 2.57 e 2.58) si è pensato di utilizzare un'altra fibra di diametro minore della precedente e pari a  $125\mu\text{m}$  (fig. 2.59 e 2.60).

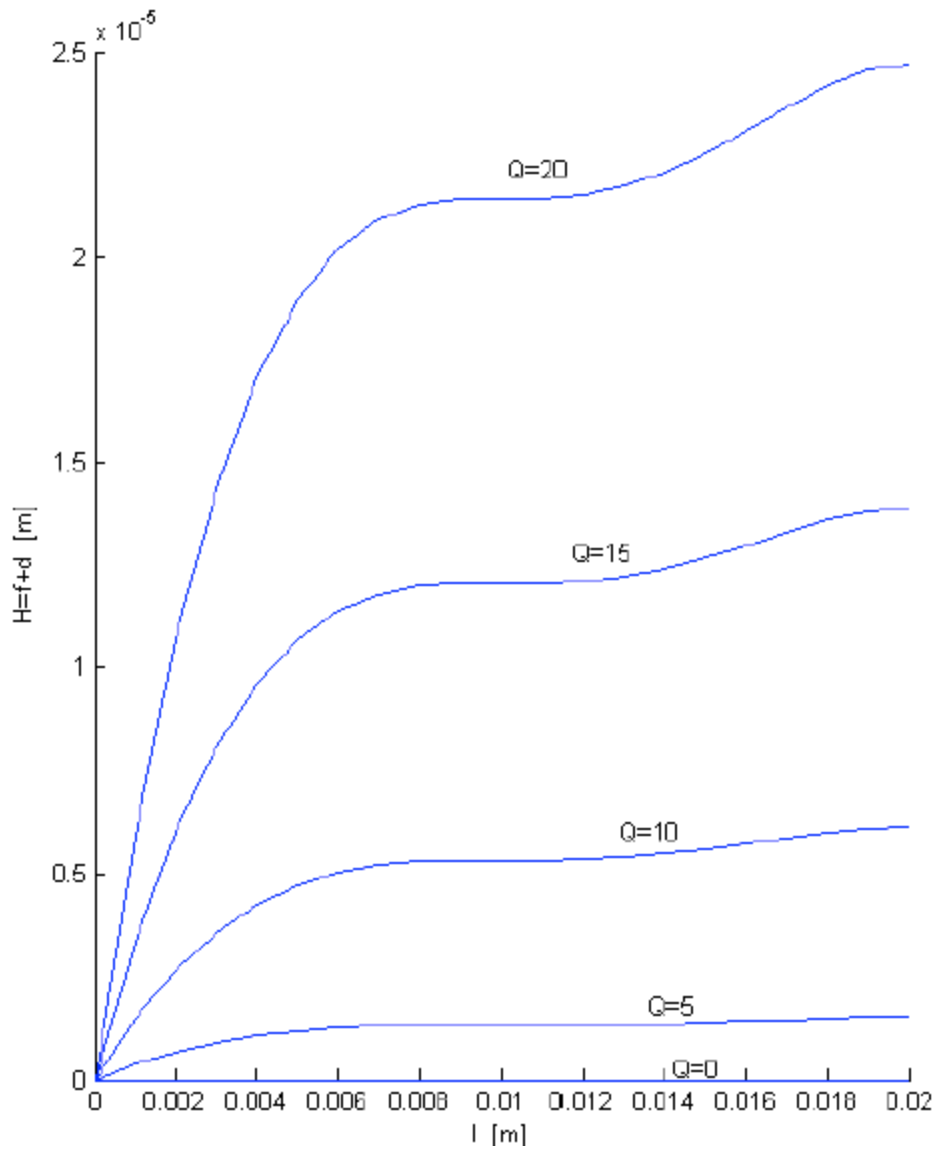


Fig. 2.59. Spostamento( $H$ ) della fibra di diametro  $125\mu\text{m}$  in funzione della lunghezza della stessa a differenti portate  $Q$ .

Confrontando i risultati ottenuti con le due fibre si nota uno spostamento di circa due ordini di grandezza superiore utilizzando la fibra con diametro minore (fig. 2.59).

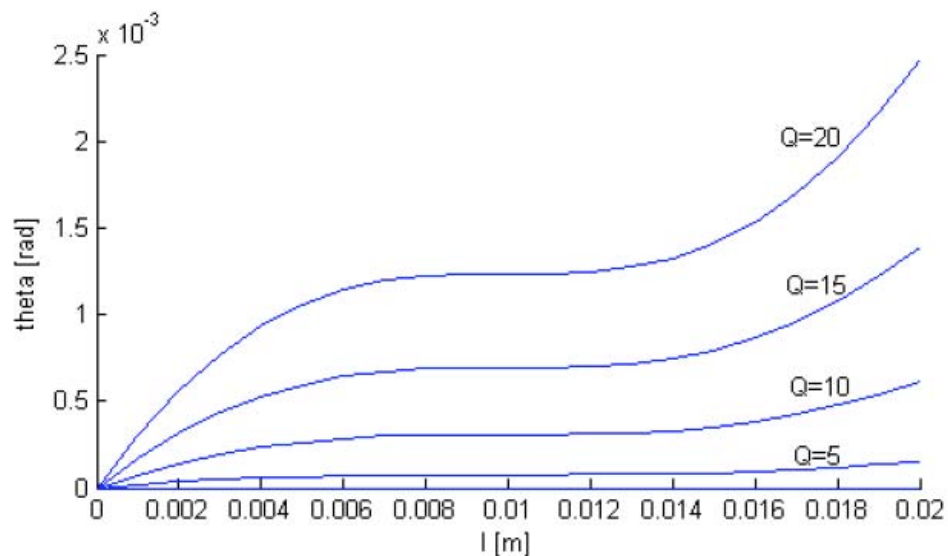


Fig. 2.60. Andamento dell'angolo  $\theta$  in funzione della lunghezza della fibra con diametro di  $125\mu\text{m}$  a differenti portate.

Anche l'angolo  $\theta$  è di circa due ordini di grandezza più elevato utilizzando la fibra con diametro minore. Quindi, a parità di caratteristiche fisiche, fibre di diametro minore si deformano di più.

Poiché gli angoli assumono valori molto bassi si può considerare la variazione dell'uscita del fototransistor (fig. 2.56) solo per angoli minori di  $20^\circ$  e si ottiene il comportamento in fig. 2.61.

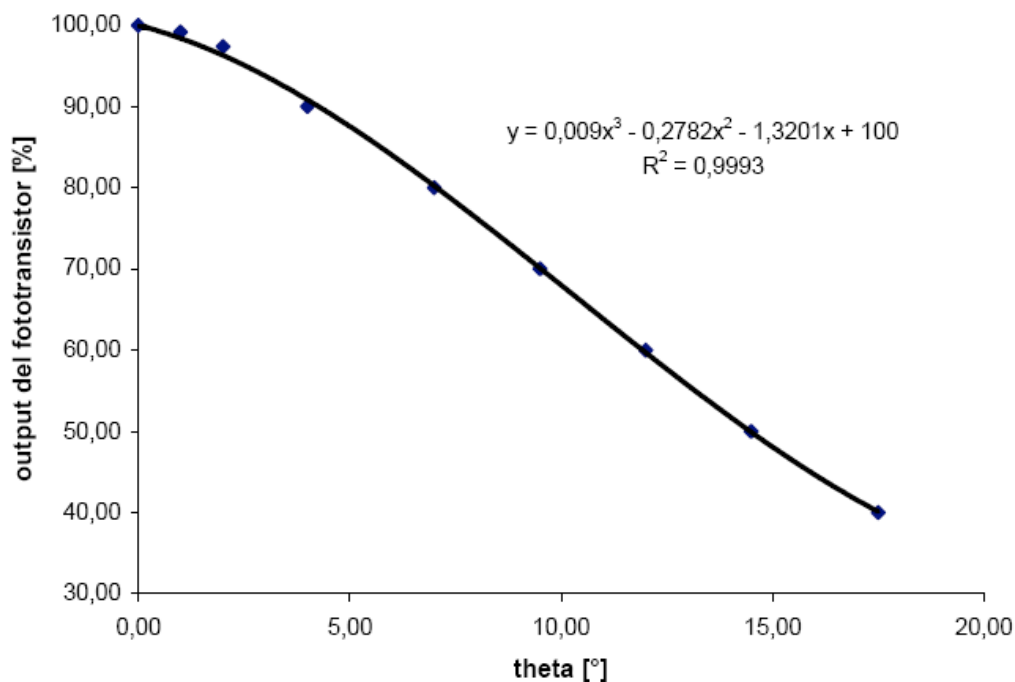


Fig. 2.61. Variazione percentuale dell'output del fototransistor al variare dell'angolo di incidenza della radiazione elettromagnetica per angoli <math><18^\circ</math>.

I dati vengono interpolati con un polinomio di terzo grado ( $R^2=0,999$ ) e sostituendo nell'equazione del suddetto polinomio (fig. 2.61), che rappresenta la variazione percentuale dell'output del transistor in funzione dell'angolo  $\theta$ , l'eq 2.32 che rappresenta il legame tra l'angolo e la portata oggetto della misura si ottiene:

$$y = 0,009 \cdot b^3 Q^6 - 0,2782 \cdot b^2 Q^4 - 1,3201 \cdot b Q^2 + 100 \quad 2.34$$

dove  $y$  rappresenta la variazione percentuale dell'uscita del fototransistor e

$$b = \frac{58a\rho}{105EI\pi^2 R}$$

Considerando la fibra di diametro  $125\mu\text{m}$  e lunghezza  $2\text{cm}$  si ottengono valori di  $y$  di circa  $0,05\%$  in corrispondenza di portate pari a  $10\text{L}/\text{min}$  (fig. 2.62) che sono troppo modesti.

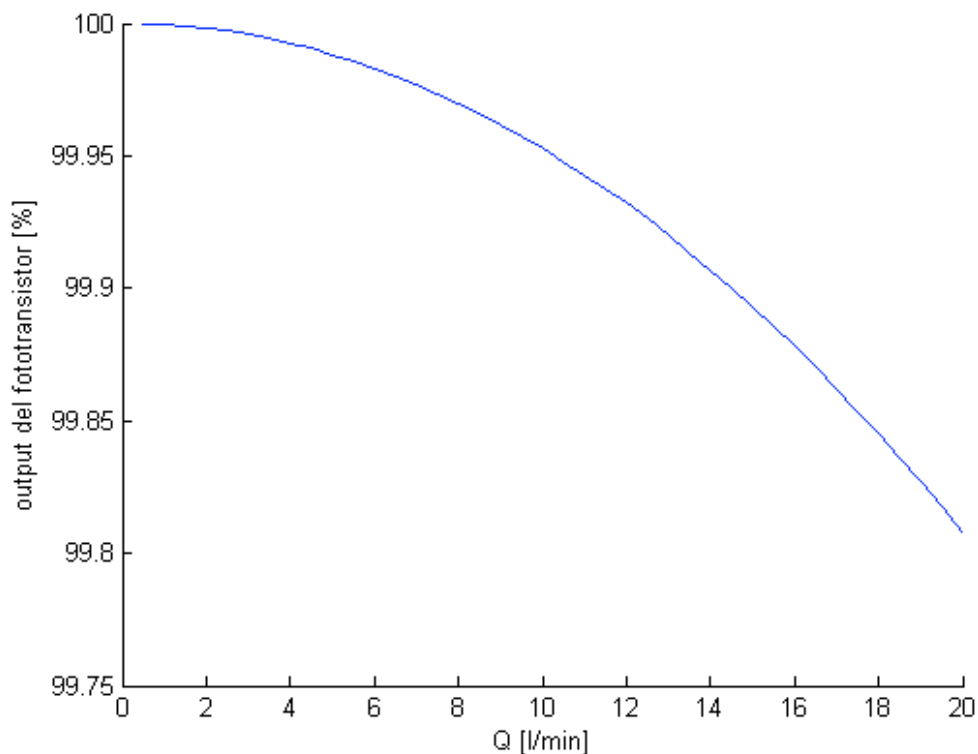


Fig. 2.62. Variazioni percentuali dell'uscita del fototransistor in funzione della portata ottenute con una fibra da  $125\mu\text{m}$  e  $l=2\text{cm}$ .

#### 2.5.4. Prove sperimentali

✓ *Misura dell'uscita del fototransistor.*

Sono state effettuate delle prove per misurare l'uscita del fototransistor. La grandezza elettrica di riferimento è la corrente di collettore ( $I_C$ ), che dipende dall'intensità e dalla lunghezza d'onda della radiazione elettromagnetica che investe il fototransistor e dall'angolo di incidenza. Per misurare il valore della  $I_C$  è stato realizzato il circuito elettrico in fig. 2.63.



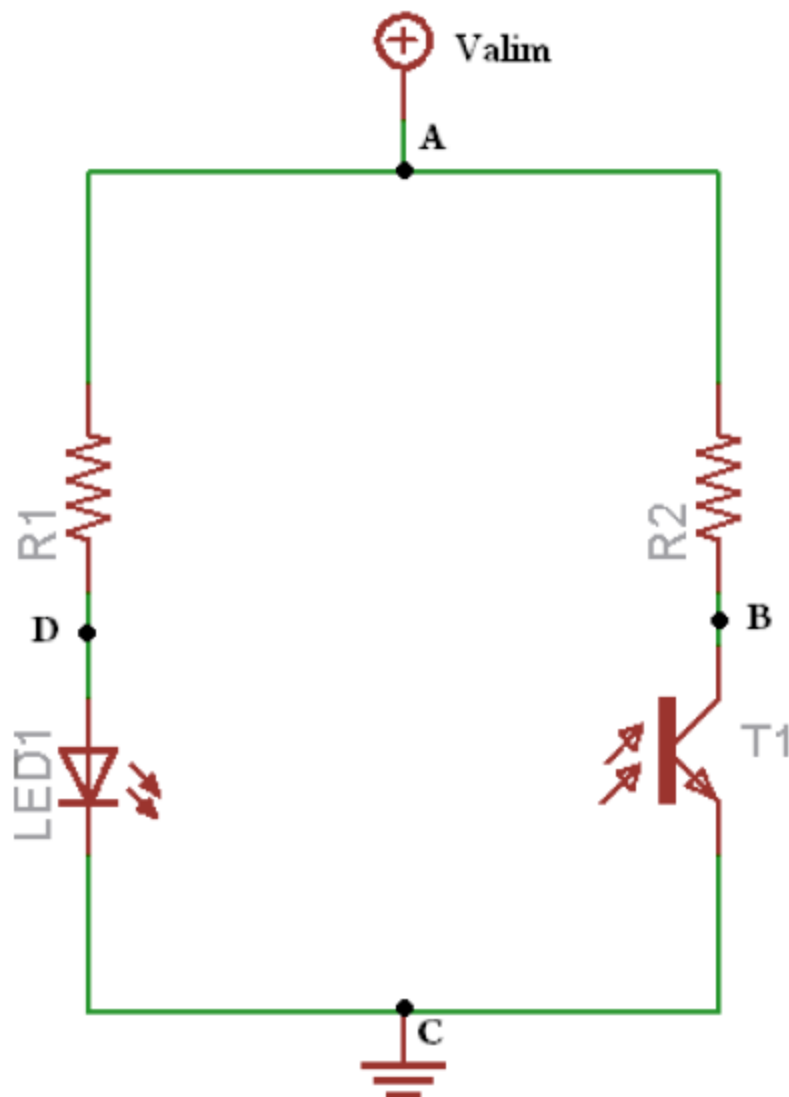


Fig. 2.63. Il circuito elettrico per la misura della  $I_C$ .

E' composto da una resistenza R1 di  $27\Omega$ , una resistenza R2 da  $6\Omega$ , un LED SFH 480-2 della OSRAM Opto Semiconductors, un fototransistor (T1) PT100MF0MP della Sharp. Si fornisce una tensione di alimentazione ai capi del fototransistor tale che la tensione collettore-emettitore ( $V_{CE}$ ) è mantenuta costante e pari a 5V: il LED emette una radiazione EM che raggiunge la superficie del fototransistor e la corrente  $I_C$  prodotta dalla radiazione può essere misurata da un amperometro, o valutata in termini di caduta di potenziale sulla resistenza R2. Per inviare la radiazione al fototransistor è stata realizzata una connessione che convoglia la radiazione emessa dal LED all'interno di una fibra ottica (fig. 2.64), e sono stati realizzati un numero di set-up sperimentali pari al numero di fibre ottiche munite di connettore con il LED.

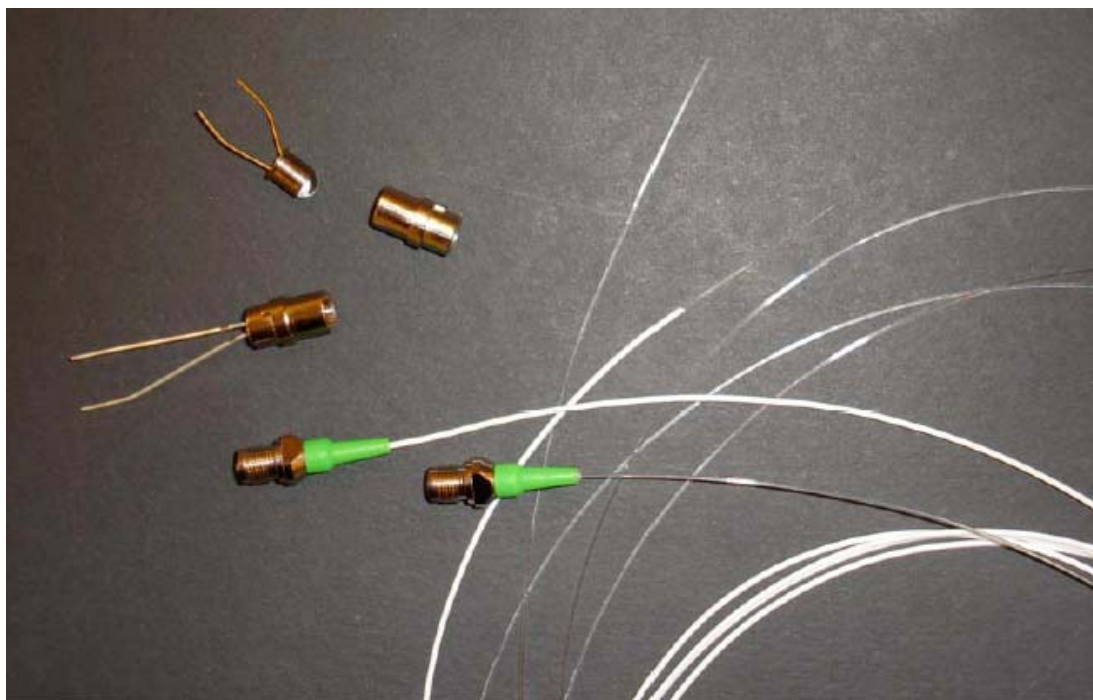


Fig. 2.64. LED e connettori per le fibre ottiche.

Posizionando l'estremo libero della fibra perpendicolarmente alla superficie sensibile ( $\theta=0^\circ$ ) del fototransistor, si registra il valore massimo  $I_{C0}$  della corrente di collettore, mentre aumentando l'angolo di incidenza, la corrente prodotta dalla radiazione diminuisce, fornendo valori di  $I_C < I_{C0}$ , fin quando, allontanando del tutto la sorgente luminosa dalla superficie,  $I_0=0\text{mA}$  (fig. 2.65). La variazione percentuale dell'output del fototransistor in funzione di  $\theta$  viene rappresentata come variazione di  $I_C$  rispetto al massimo valore  $I_{C0}$ . Al fine di ottenere la curva di calibrazione rappresentata da un'equazione del tipo:

$$\frac{I_C}{I_{C0}} = f(Q) \quad 2.35$$



Fig. 2.65. Posizionamento della fibra perpendicolarmente al fototransistor per la misura di  $I_{CO}$ .

Sono state effettuate delle prove sperimentali per misurare  $I_{CO}$  con tre differenti fibre: le due trattate nella simulazione e un'altra con medesime caratteristiche fisiche ma di diametro più grande ( $400\mu\text{m}$ ). Solo utilizzando quest'ultima fibra è stata misurata una  $I_{CO}$  apprezzabile (circa  $20\text{mA}$ ). Per questo motivo è stata utilizzata la fibra da diametro di  $400\mu\text{m}$ . L'utilizzo di tale fibra comporta spostamenti e angoli inferiori delle altre due e quindi una sensibilità troppo bassa (fig. 2.66).

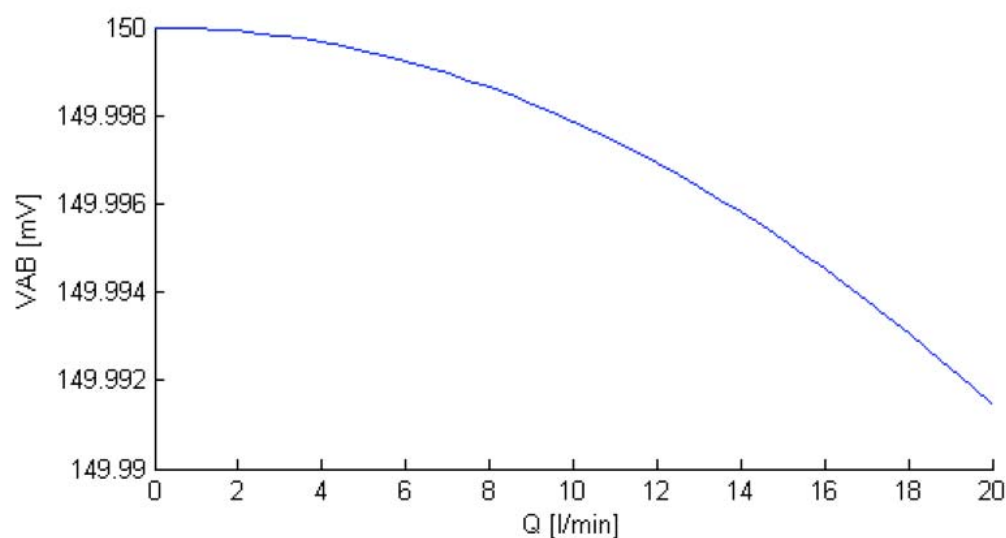


Fig. 2.66. Variazione della tensione tra i punti A e B del circuito in funzione della portata. Rappresenta una misura della variazione di  $I_C$  in funzione della portata.

E' stato realizzato un set up sperimentale per ottenere una curva di calibrazione del sensore inviando flussi in ingresso noti (fig. 2.67).

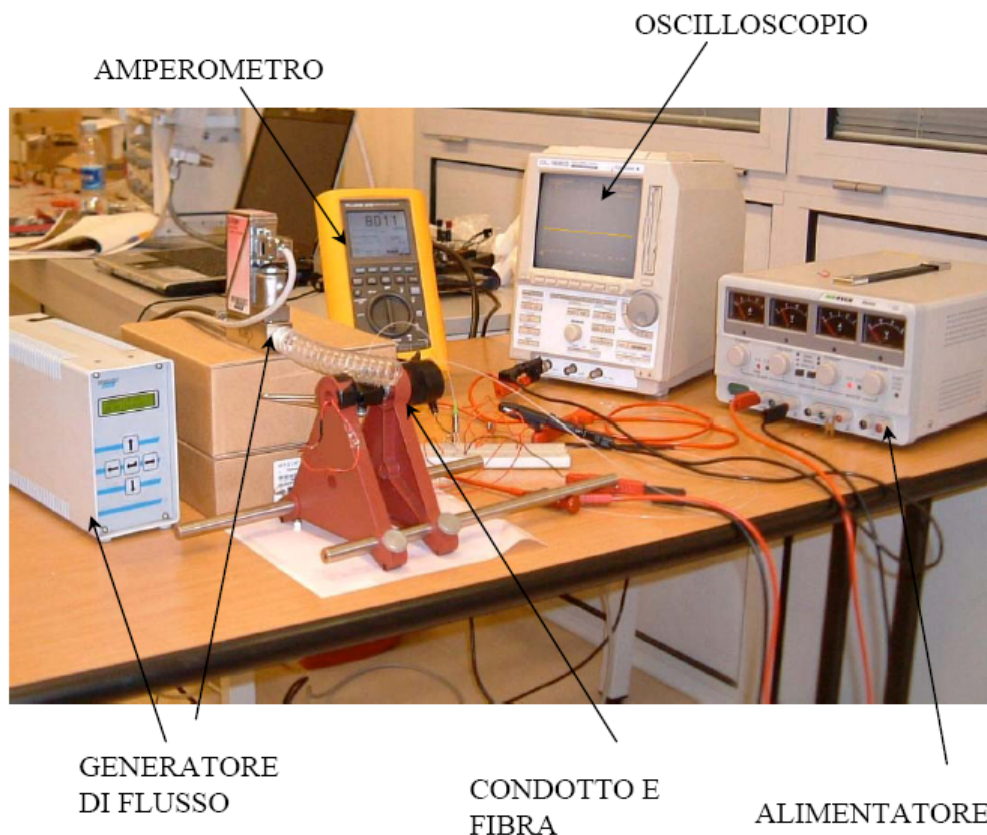


Fig. 2.67. Set up sperimentale per la calibrazione del sensore composto da: generatore di flusso per insufflare flussi noti all'interno di un condotto nel quale viene alloggiata la fibra e il fototransistor, amperometro per la misura di  $I_C$ , generatore di tensione per alimentare il circuito.

I risultati ottenuti sono rappresentati in tabella 2.6.

Tabella 2.6. Risultati sperimentali ottenuti utilizzando la fibra da  $400\mu\text{m}$ .

Flusso [L/min]	$I_C$ [mA]
0	19,16
1	19,25
3	19,28
6	19,32
10	19,38

Dai risultati in tabella si osserva come la funzione che lega flusso ad  $I_C$  sia monotona crescente. Questi risultati presentano il solo limite di avere l'andamento opposto rispetto a quello atteso dalle leggi matematiche dovuto alla difficoltà di centrare la fibra, nella posizione a riposo, nel centro di massima sensibilità del fototransistor: l'aspetto positivo è che ad una variazione di flusso corrisponde una apprezzabile variazione del segnale. I risultati ottenuti comunque rispecchiano le simulazioni,

infatti, si nota che le variazioni di  $I_C$  in funzione del flusso sono molto basse (ad esempio tra 0 e 10L/min si ha una variazione di circa l' 1%).

Per aumentare la sensibilità si è pensato di rendere maggiore la deformazione della fibra, incollando a quest'ultima una lastra di materiale (fig. 2.68). In questo modo la fibra oppone una maggiore resistenza al flusso.



*Fig. 2.68. Set up sperimentale con la fibra che presenta maggiore resistenza al gas che la investe per la presenza di una lastra di un altro materiale.*

Sono state effettuate 6 prove misurando la  $I_C$  a differenti flussi per calibrare il sensore (fig. 2.69).

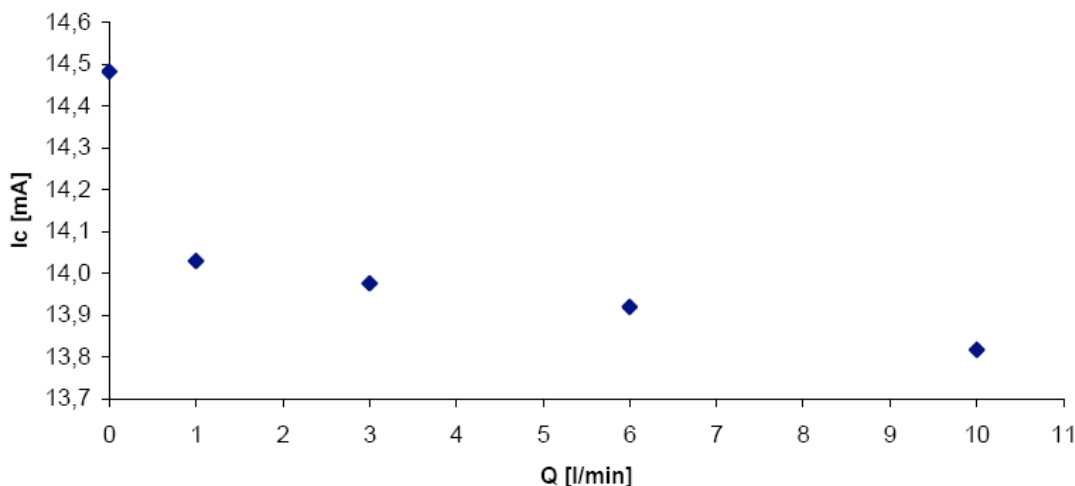


Fig. 2.69. Curva di calibrazione del sensore.

Dalla curva di graduazione ottenuta si osserva che la variazione di corrente di collettore associata al passaggio tra 0 e 1 L/min corrisponde a circa 0,5 mA, assumendo, quindi, un valore elevato. Altrettanto soddisfacenti sono i risultati ottenuti con 3, 6 e 10 L/min, pur ottenendo  $\Delta I_C$  inferiori rispetto al primo salto. Ad eccezione del comportamento della fibra ottica nell'intervallo 0-1 L/min, la curva di graduazione è concorde all'andamento teorico della risposta del sensore nel range 1-10 L/min.

## 2.5.5 Conclusioni

Le prove realizzate con il sensore sono da considerarsi preliminari per via delle difficoltà legate al posizionamento in asse della fibra rispetto al fototransistor. Inoltre il comportamento ottenuto fissando la fibra a una lastra di altro materiale porta a pensare a un utilizzo da flussostato invece che da flussimetro. Infatti si ha una notevole variazione dell'uscita per flussi bassi mentre per flussi più alti si hanno basse variazioni (fig. 2.69). Si potrebbe ottenere un comportamento diverso utilizzando un fototransistor con un radiation diagram (fig. 2.55) meno ripido per bassi  $\theta$ .

## Bibliografia

- 
- <sup>61</sup> S.Silvestri, E.Schena. "A transistor based air flow transducer for thermohygrometric control of neonatal ventilatory applications". *Review of scientific instruments*, 79, 2008.
- <sup>62</sup> S.L. Lin. "A  $V_{be}(T)$  model with application to bandgap reference design". *IEEE Journal of solid-state circuits*, vol. 20, pp 1283-1284, 1985.
- <sup>63</sup> YP Tsvividis. "Accurate analysis of temperature effects in  $I_C-V_{be}$  characteristics with application to bandgap reference sources". *IEEE Journal of solid-state circuits*, vol. 15, pp 1076-1084, 1980.
- <sup>64</sup> GCM Meijer. "Thermal sensor based on transistors". *Sensors and actuators*, vol 10, pp 103-125, 1986.
- <sup>65</sup> L. V. King, *Proceedings of the Royal Society of London Series A: Containing Papers of a Mathematical and Physical Character*. The Royal Society, London, 1914, pp. 563-570.
- <sup>66</sup> LE Macattie. "The transistor as an anemometer". *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, vol. 12, 1979.
- <sup>67</sup> J.P. Zock. "Linearity and frequency response of Fleisch type pneumotachometers". *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, vol. 391, pp 345-352, 1981.
- <sup>68</sup> J Kestin and JH Whitelaw. "Measurements of the viscosity of dry and humid air". 1965.
- <sup>69</sup> M.J. Turner. "Bandwidths of respiratory gas flow and pressure waveforms in mechanically ventilated infants". *Physiological measurement*, vol.14, pp 419-431, 1993.
- <sup>70</sup> K. Roske. "Accuracy of volume measurements in mechanically ventilated newborns: a comparative study of commercial device". *Journal of clinical monitoring and computing*, vol.14, pp 413-420, 1998.
- <sup>71</sup> J. Mireles. "Micromachined sensor design for optical-fiber flow measurement". *Sensor review*, vol. 25, pp 33-39, 2005.
- <sup>72</sup> Y. Zhao et al. "Novel target type flowmeter based on differential fiber Bragg grating sensor". *Measurement*, vol. 38, pp 230-235, 2005.
- <sup>73</sup> J. Lim et al. "DP flow sensor using optical fibre Bragg grating". *Sensor and actuators*, vol. 92, pp 102-108, 2001.
- <sup>74</sup> J.P. Herzog. "An optical fibre vortex sensor for flowrate measurement". *Sensor and actuators*, vol 32, pp 696-700, 1992.
- <sup>75</sup> J.H. Lyle et al. "Vortex shedding fluid flowmeter using optical fibre sensor". *Electronics letters*, vol 17, pp 244-245, 1981.
- <sup>76</sup> C.A. Wade et al. "Fibre-optic Coriolis mass flowmeter for liquid". *Electronics letters*, vol. 24, pp 783-785, 1988.

## **CAPITOLO 3**

### **UMIDIFICAZIONE NELLA VENTILAZIONE**

#### **MECCANICA**



### **3.1 Introduzione**

Il lavoro presentato in questa sezione ha preso lo spunto, nell'ambito della presente tesi di dottorato, da una specifica richiesta aziendale legata al miglioramento delle prestazioni di un dispositivo che viene realizzato dalla Ginevri s.r.l. e che ha un'importanza fondamentale per l'ottenimento di una ventilazione ottimale: l'umidificatore a piatto caldo.

Durante la ventilazione artificiale vengono bypassate le vie aeree superiori del paziente, le quali durante la ventilazione naturale, umidificano e riscaldano il gas inspirato. Per questo motivo, sul tratto inspiratorio del circuito paziente viene posto un dispositivo che si occupa del condizionamento dell'aria insufflata dal ventilatore, sostituendosi alle vie aeree superiori: l'umidificatore. Insufflare al paziente del gas con caratteristiche termoigrometriche distanti dai valori ideali ( $T=37^{\circ}\text{C}$  e umidità relativa pari al 95%) può causare danni, quindi, è importante che l'umidificatore funzioni al meglio. In questa sezione viene descritto il modello sviluppato al fine di caratterizzare il funzionamento degli umidificatori più utilizzati in ventilazione meccanica, gli umidificatori a piatto caldo (Heated Humidifier), per valutare le grandezze che influiscono sul funzionamento dello stesso. In seguito viene realizzato un controllo per migliorare l'efficacia degli umidificatori a piatto caldo, realizzando delle prove sull'umidificatore SCH 1000 plus della Ginevri s.r.l.

### **3.2 Problemi connessi a una ventilazione non ottimale**

Durante la ventilazione polmonare, l'introduzione del tubo endotracheale o la tracheotomia compromettono notevolmente le funzioni di difesa e di scambio dei gas nei polmoni in quanto le vie aeree superiori, essendo bypassate, non svolgono le due funzioni principali di:

- riscaldare e umidificare l'aria inspirata fino a raggiungere la temperatura interna e la saturazione (100% RH) al di sotto della carena (vale a dire condizionare i gas);

- pulire l'aria inspirata filtrando e rimuovendo i corpi estranei tramite reazioni come lo starnutare, il deglutire, il tossire e tramite il sistema di trasporto mucociliare.

Nel paziente intubato il solo meccanismo di difesa meccanico che resta è il sistema di trasporto mucociliare.

Il buon funzionamento del sistema di trasporto mucociliare dipende dalla velocità del trasporto che può essere rallentata se sussiste un deficit di umidità dei gas inalati. Può avvenire un aumento (riduzione nel caso di eccessiva idratazione) dello spessore della mucosa. Ulteriori danni possono essere il danneggiamento delle cellule e la stasi mucociliare.

Le linee guida emanate dall'ATS (American Thoracic Society) per l'umidificazione durante la ventilazione meccanica suggeriscono che i gas inspirati contengano un minimo di 30 mg<sub>H<sub>2</sub>O</sub>/l di umidità ad una temperatura di 30 °C. Le linee guida dell'ATS per la ventilazione nei bambini tramite tracheotomia suggeriscono un livello desiderabile di condizionamento dei gas inspiratori sovrapponibile alle condizioni fisiologiche di 32-34 °C con un'umidità assoluta tra i 33 e i 37 mg<sub>H<sub>2</sub>O</sub>/L<sup>77,78</sup>

Se il livello di umidificazione non ottimale si protrae per un lungo periodo, le cellule verranno danneggiate ed il condizionamento del gas si sposterà più internamente nei polmoni (fig. 3.1).

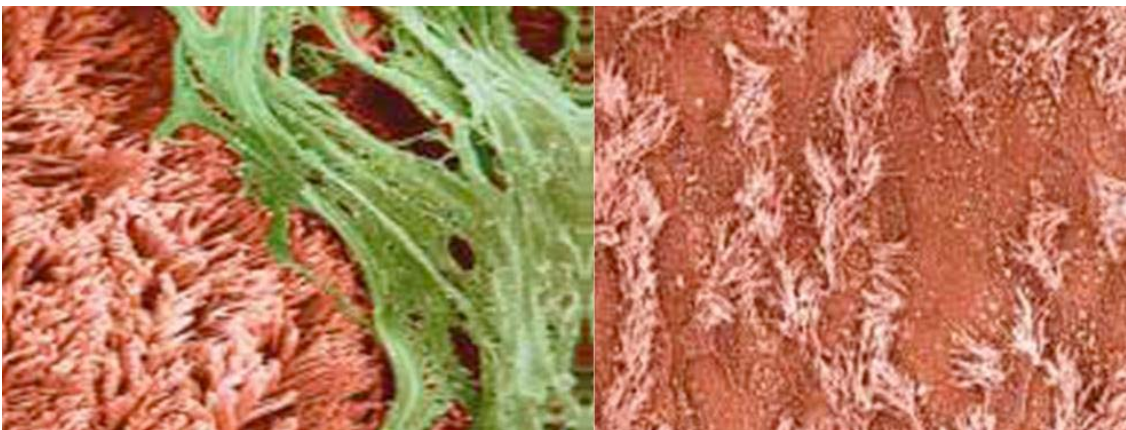


Fig. 3.1. Epitelio ciliare sano; epitelio ciliare danneggiato.<sup>79</sup>

I possibili problemi causati da una ventilazione con caratteristiche termoigrometriche non ottimali sono i seguenti:

- ✓ *Disidratazione.*

Lo studioso Chalon<sup>80</sup> riporta che l'esposizione a gas inalati secchi per più di un'ora produce danni all'epitelio del tratto respiratorio. Dopo 3 ore il 30% dei pazienti sviluppa variazioni citoplasmatiche e il 48% variazioni nucleari. Invece, non si evidenziano significative variazioni cellulari in pazienti a cui sono stati fatti inalare gas umidificati. L'incidenza delle complicazioni polmonari post-operatorie decresce all'aumentare dell'umidità.

La disidratazione del tratto respiratorio può causare<sup>81</sup>: distruzione di ciglia e danni alle ghiandole mucose, disorganizzazione e appiattimento dell'epitelio isoprismatico e dell'epitelio pseudostratificato, disorganizzazione della membrana basale, degenerazioni citoplasmatiche e nucleari, ulcere alle mucose, cessazione delle funzioni di muco e ciglia; ciò causa ritenzione della saliva e atelettasia (assenza di aria negli alveoli). I danni alla membrana basale, insieme con la perdita di cellule, contribuiscono a ridurre l'elasticità del tessuto, fino a causare, nei casi estremi, il definitivo collasso dei bronchioli, edema alle mucose e atelettasia. Per riparare le ciglia danneggiate occorrono 2-3 giorni, mentre per rimediare alle lesioni epiteliali sono necessarie 2-3 settimane.

✓ *Iper-idratazione*

Tra i più rilevanti cambiamenti fisiologici derivanti da un'eccessiva umidificazione vi sono<sup>4</sup>: degenerazione e aderenza di ciglia nei bronchi secondari e periferici, irregolarità alla superficie delle goccioline di muco, incremento del volume delle secrezioni dovuto alla diminuita evaporazione, l'eccessivo volume delle secrezioni può non essere sopportato dalle ciglia, la formazione di goccioline d'acqua all'interno delle vie aeree può causare ostruzioni che, a loro volta, possono provocare atelettasia, gocce d'acqua fredda possono raffreddare le mucose.

✓ *Alterazione della meccanica polmonare*

L'insufficiente o l'eccessiva umidificazione altera la meccanica polmonare, causando ipossiemia (insufficiente concentrazione di ossigeno nel sangue). Si riscontra una diminuzione della capacità funzionale residua e della compliance statica, e un'iperemia arteriosa. L'attività del surfactant viene danneggiata, provocando scompensi della tensione superficiale. Negli individui più sensibili i gas secchi possono agire come potenti bronco costrittori, compromettendo pesantemente la funzione respiratoria<sup>74</sup>.

✓ *Anestesia e ipotermia*

Il lavoro di Stone et al. riporta<sup>73</sup> che il riscaldamento dei gas inspirati a  $37 \pm 1$  °C con 100% di umidità relativa mantiene costante la temperatura corporea degli adulti durante anestesia.

L'anestesia generale<sup>82</sup> sia inalatoria che endovenosa determina un'alterazione del centro termoregolatore ipotalamico. Ciò, in pratica, si traduce nella mancata risposta termoregolatoria dell'organismo fino a temperature notevolmente più alte o più basse del fisiologico valore di riferimento. All'induzione dell'anestesia generale si nota il calo maggiore della temperatura: la riduzione del fisiologico valore di soglia per la vasocostrizione, determina una diminuzione della scarica tonica ortosimpatica sul sistema articolare con redistribuzione del calore dal centro, più caldo, verso la periferia, più fredda. In pratica la temperatura centrale scende e quella periferica sale seguendo il gradiente termico reimposto dall'ipotalamo. Dopo questa fase iniziale la temperatura continua a diminuire per i fenomeni di dispersione termica ambientale (convezione, irradiazione, evaporazione e conduzione) fino verso la terza o quarta ora di anestesia. A questo punto la temperatura si stabilizza (fase di plateau): si crea cioè un equilibrio dinamico tra produzione e perdita di calore. In generale possiamo dire che dopo tre o quattro ore di anestesia si raggiunge una perdita di temperatura sistemica di  $2,8 \pm 0,5$  °C .

In età pediatrica il flusso di calore durante l'anestesia, governato dalle leggi della irradiazione, evaporazione, conduzione e convezione, più che nell'adulto può dipendere dalla temperatura ambientale. La maggior parte del calore viene persa per irradiazione (trasferimento di calore tra due oggetti non in contatto tra loro e con diverse temperature) a causa dell'elevato rapporto superficie volume che contraddistingue il bambino. La perdita di calore per conduzione, al contrario, riveste un ruolo di secondaria importanza durante l'anestesia. Mentre nell'adulto la dispersione termica, per il riscaldamento e l'umidificazione dei gas freschi somministrati durante la ventilazione meccanica, è il 10% della dispersione totale di calore in anestesia, nel bambino può raggiungere il 25% del totale; la perdita di questo calore si riflette in un ulteriore abbassamento della temperatura corporea, che deve essere evitato con l'umidificazione dei gas. Infatti, circa il 33% della

produzione di calore basale in un neonato può essere richiesta per riscaldare e umidificare i gas secchi inspirati.

E' importante garantire la somministrazione delle miscele alla temperatura adeguata perché se venissero somministrate a temperature inferiori potrebbero causare il raffreddamento del neonato e la formazione di secrezioni asciutte.

✓ *Ipertermia*

Al contrario, se le miscele fossero somministrate a temperature più alte potrebbero causare ipertermia ed ustioni al neonato: le mucose rischiano di bruciarsi, causando la formazione di edema polmonari e di ostruzioni poiché il calore non può essere smaltito attraverso i polmoni.

✓ *Occlusione del tubo endotracheale*

Lo studioso Miyao<sup>83</sup> dimostra che se l'umidità relativa è minore del 100% è alto il rischio di ostruzione o parziale occlusione del tubo endotracheale. Estremi di umidità possono compromettere la pervietà delle vie aeree, alterando la viscosità delle secrezioni tracheo-bronchiali, causando edema o bronco costrizioni in pazienti asmatici. La compliance polmonare è compromessa al decrescere della pervietà delle vie aeree causata da uno strato troppo spesso di muco e da una ridotta rimozione delle secrezioni dalle vie respiratorie più piccole. Per assicurare la pervietà delle vie respiratorie le secrezioni devono restare fluide al fine di poterne permettere la rimozione e l'aspirazione. L'accumulo del muco fornisce, inoltre, un ambiente ideale per la colonizzazione batterica.

I sopraelencati problemi evidenziano l'importanza di una corretta umidificazione che ottimizza il sistema di trasporto mucociliare e, quindi, favorisce la rimozione degli agenti contaminanti e che evita la formazione dell'ambiente ideale per la replicazione di agenti patogeni prevenendo la formazione di accumulo di muco.

La situazione risulta essere ancora più grave quando i pazienti sono dei neonati. Ad esempio, uno studio condotto nel 1986 su pazienti di età compresa tra i 2 e i 3 mesi, mette in evidenza il mancato raggiungimento dei valori minimi di umidità raccomandati. Infatti in 251 delle 396 misure effettuate su 14 neonati, si sono riscontrati valori di umidità assoluta inferiori a 33 mg<sub>H2O</sub>/l.<sup>84</sup>

### 3.3 Tipologie di umidificatori

Le caratteristiche di base che dovrebbe avere un umidificatore sono di seguito riportate:

- i gas dovrebbero arrivare alla trachea con un adeguato contenuto di acqua e temperatura;
- la temperatura dovrebbe essere poco fluttuante;
- la temperatura e l'umidità dovrebbero rimanere inalterate al variare della portata di gas freschi inspirati (specialmente a portate elevate);
- l'umidificazione deve essere effettuata anche su eventuali agenti anestetici;
- deve poter essere utilizzato sia per ventilazione spontanea che controllata;
- deve essere fornito di meccanismi di sicurezza, quali allarmi per l'ostruzione del circuito e per eccessivo o mancato riscaldamento dei gas, e dell'umidificazione;
- non dovrebbe alterare i parametri fisiologici di resistenza, compliance e spazio-morto;
- dovrebbe garantire la sterilità dei gas inspirati.
- deve essere semplice da usare;

Sono utilizzate differenti tipologie di umidificatori:

✓ *umidificatori ad acqua fredda.*

Ne esistono di due tipi: il modello "drawover", in cui il gas procede subito sopra la superficie dell'acqua, e il modello "bubble", nel quale le bolle di gas attraversano l'acqua prima di essere distribuite al paziente. Il livello di umidificazione raggiunto da tali dispositivi è limitato dalla superficie dell'interfaccia gas-acqua e dalla temperatura dell'acqua. Gli umidificatori ad acqua fredda sono semplici da usare e poco costosi, però presentano rischi batteriologici in quanto sono frequenti le formazioni di colonie di batteri nella riserva d'acqua. Inoltre, non forniscono adeguata umidificazione;

✓ *scambiatori di calore e umidità.*<sup>85</sup>

Ne esistono di tre tipi: *scambiatori di calore e umidità HME (Heat Moisture Exchanger)*, utilizzano un elemento dotato di elevata conduttività termica. L'elemento, che è una garza idrofila, è più freddo dei gas espirati in modo che

l'acqua condensi su di esso. L'elemento è riscaldato come risultato del trasferimento di calore dai gas espirati all'elemento stesso e diventa, di conseguenza, più caldo dei gas inspirati. Questi ultimi sono, allora, riscaldati per mezzo del trasferimento di calore dall'elemento e umidificati in quanto raccolgono l'acqua condensata. Tali dispositivi sono generalmente inefficienti in quanto forniscono una scarsa umidificazione, perdita di acqua e calore; *HME ideroscopici* e *HME idrofobici*, sviluppati al fine di aumentare le capacità di umidificazione e riscaldamento.

Gli HME hanno il fondamentale pregio di rappresentare una barriera per il passaggio dei batteri, minimizzando così i rischi di contaminazione per il paziente e di danni ai dispositivi. Inoltre, essi sono semplici da usare e poco costosi. L'uso di un HME non presenta alcun rischio elettrico ma, in compenso, incrementa la resistenza ed il volume interno del circuito paziente;

✓ *nebulizzatori*.<sup>86</sup>

Si dividono in due tipologie: *semplici*, nei quali, tramite un condotto ausiliario, l'aria, passando attraverso un ugello, trascina gocce d'acqua per effetto Venturi; a "*buffle effect*", nei quali una sferetta all'uscita del getto consente di ridurre ulteriormente il diametro delle goccioline in sospensione. Altri tipi di nebulizzatori utilizzano gli ultrasuoni prodotti da un cristallo piezoelettrico che oscilla con frequenza dell'ordine del megahertz. L'acqua viene polverizzata in goccioline del diametro di qualche micrometro. I nebulizzatori ad ultrasuoni sono molto più costosi e poco usati nel campo operatorio o di terapia intensiva perché poco idonei all'impiego molto prolungato.

Lo svantaggio principale dei nebulizzatori è che in caso di saturazione dei gas si può avere iperidratazione del paziente; inoltre le goccioline, se molto piccole, possono depositarsi nei bronchioli ed arrecare gravi danni al sistema respiratorio;

✓ *umidificatori ad acqua calda*.

Gli umidificatori ad acqua calda consistono di una unità di controllo della temperatura, una camera di umidificazione riempita d'acqua che viene riscaldata, per produrre vapore, da un elemento riscaldante (esistono sorgenti di calore immerse nell'acqua, serpentine; sorgenti di calore quali piatti o camere riscaldanti) e da un circuito di distribuzione che può essere riscaldato. Il gas, passando attraverso questa camera, contemporaneamente si riscalda alla temperatura richiesta e si umidifica<sup>78</sup>. Il

controllo in temperatura è importante in quanto previene perdite di calore corporeo dal paziente (particolarmente importante nelle applicazioni neonatali) ed, inoltre, riduce il rischio della sovra-umidificazione poiché alcuni modelli riescono a fornire vapore saturo solo alle alte temperature. I sensori di temperatura servono da feedback al microprocessore che realizza la regolazione automatica di due temperature che influiscono sulle caratteristiche termoigrometriche del gas insufflato al paziente:

- la temperatura del piatto riscaldante;
- la temperatura del filo riscaldante. A valle dell'umidificatore il gas viene convogliato in un tratto del circuito paziente che presenta un filo riscaldato. Il controllo della temperatura del filo assicura che la temperatura del gas rimanga al valore settato (fig. 3.2).

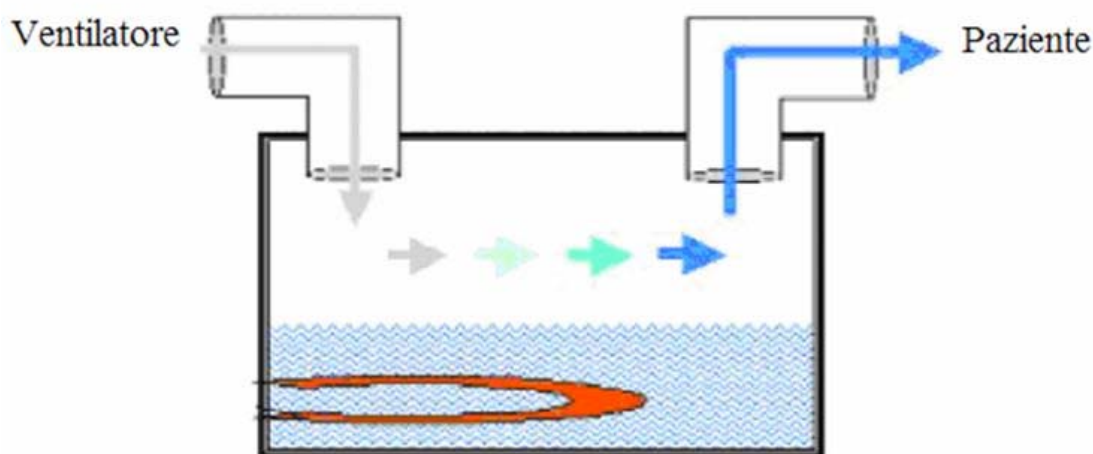


Fig. 3.2. Schema umidificatore ad acqua calda.

Il gas passa attraverso il circuito paziente che può essere riscaldato. Tale riscaldamento offre il vantaggio della temperatura del gas costante lungo il circuito di respirazione del paziente, minimizzando condensazione o caduta di goccioline, e di conseguenza, minimizzando la formazione batterica. Se il gas lascia l'umidificatore riscaldato a 34 °C e al 100% di umidità relativa ed è portato per mezzo di un circuito a filo riscaldato a 37 °C, l'umidità relativa diminuisce. Più alta è la differenza di temperatura tra la camera d'ingresso dell'umidificatore e la temperatura delle vie aeree e più bassa sarà l'umidità relativa. Questa temperatura di offset è importante per fare in modo che il circuito sia privo di condensa o goccioline (fig. 3.3). Quando viene utilizzato un umidificatore riscaldato senza un circuito a filo



riscaldato, è spesso necessario portare il gas nella camera di umidificazione a 50 °C, per fornire di seguito alle vie aeree una temperatura intorno ai 37 °C.<sup>87</sup>

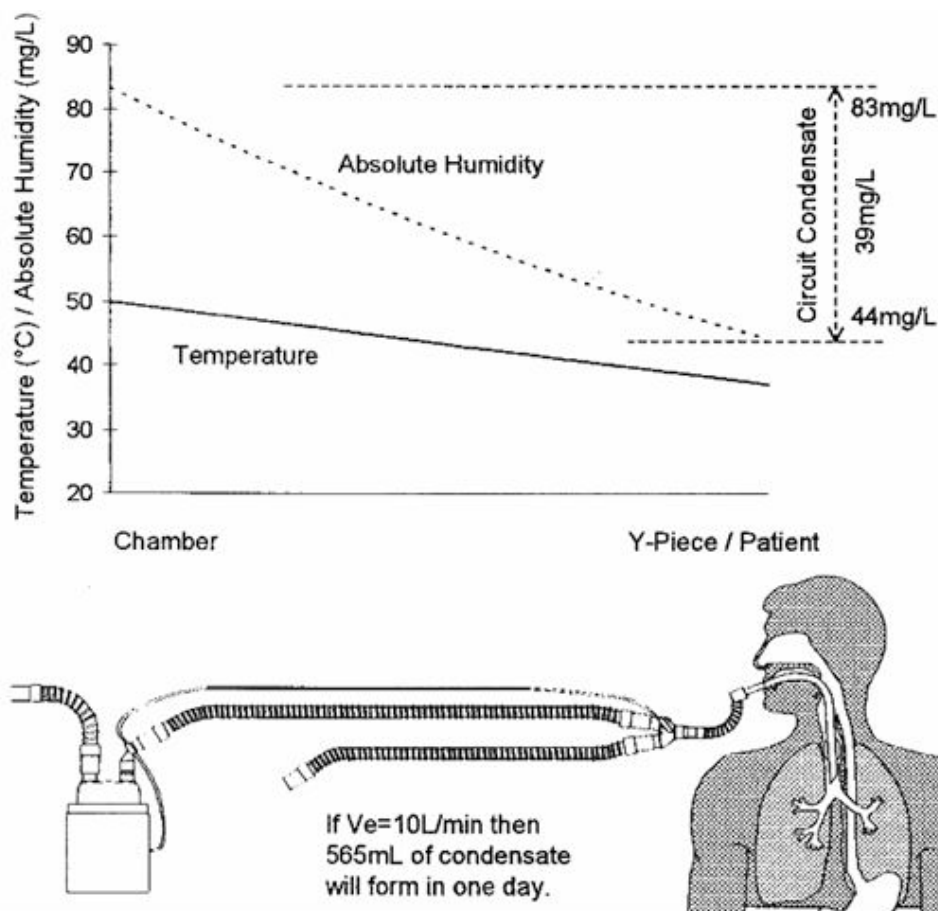


Fig. 3.3. Formazione di condensa utilizzando un circuito non riscaldato a valle di un umidificatore a piatto caldo<sup>80</sup>.

In fig. 3.3 si vede come il contenuto di vapore acqueo massimo di un gas a 50 °C è 83 mg<sub>H<sub>2</sub>O</sub>/l e di un gas a 37 °C è 44 mg<sub>H<sub>2</sub>O</sub>/l. La differenza di vapore acqueo contenuta tra i due gas (83-44=39 mg<sub>H<sub>2</sub>O</sub>/l) rappresenta la quantità di goccioline che si accumuleranno nel circuito<sup>80</sup>.

L'umidificatore ad acqua calda più utilizzato è senz'altro il cosiddetto "Heated Humidifier" (HH), di cui un esempio è riportato in fig. 3.4.



Fig. 3.4. Umidificatore a piatto caldo (SCH 1000 PLUS) della Ginevri s.r.l.

Tale dispositivo è costituito da una camera contenente acqua, la cui base è costituita da un piattino metallico riscaldato elettricamente; una prima parte del circuito paziente convoglia i gas da inspirare all'interno della camera contenente l'acqua; l'alimentazione elettrica riscalda il piatto metallico, il quale così scambia calore con l'acqua sovrastante. L'acqua tende quindi ad evaporare, fornendo così sulla sua superficie vapore acqueo; il gas di passaggio nella camera cattura il vapore aumentando la sua umidità e, inoltre, venendo a contatto con l'acqua riscaldata innalza anche la sua temperatura. Tale innalzamento della temperatura svolge una doppia funzione: è utile in quanto il gas dovrebbe giungere all'intubazione endotracheale con una temperatura di circa 37 °C e, inoltre, riscaldando, si aumenta la capacità del gas di contenere vapore acqueo. Una volta riscaldato e umidificato, il gas fuoriesce dalla camera, percorre un altro tratto di circuito paziente e, attraverso l'intubazione endotracheale, arriva al paziente.

Tale umidificatore (SCH 1000 PLUS) sarà oggetto di studio di questa tesi; infatti, gli umidificatori HH sono quelli più utilizzati in ventilazione meccanica in quanto, rispetto alle altre tipologie di umidificatori, forniscono performance

termoigrometriche migliori. Di seguito sono riportati due dei tanti studi volti a dimostrare quanto appena detto.

Nello studio di Roustan J.P. et al.<sup>88</sup> un numero di 116 pazienti (Ospedale Universitario Montpellier), che richiedeva ventilazione meccanica (ventilatore Servo 900 C Siemens), è stato suddiviso in modo random in due gruppi:

1. 61 con HH (Draeger Aquaport);
2. 55 con HME (Pall Filter BB2215).

Si dimostra come l'occlusione del tubo endotracheale sia maggiore in pazienti che utilizzano HME (0/61 contro 9/55 verificata al sesto giorno).

Il lavoro di Ricard et al.<sup>89</sup> riporta le performance termoigrometriche di 3 HME, BB2215, BB50 e BB100 (Pall Biomedical, Saint-Germain-en-Laye, France) e di un umidificatore riscaldato FP450 (Fisher & Paykel; Auckland, New Zeland) dopo 3 ore di funzionamento. I migliori risultati sono stati ottenuti con il FP450 HH come mostrato in tabella 3.1.

Tabella 3.1. Valori di umidità e temperatura per 3 HME e un HH<sup>82</sup>.

	BB2215 (n=20)	BB50 (n=20)	BB100 (n=20)	FP450 (n=15)
AH [mgH <sub>2</sub> O/l]	21,8±1,5	22,0±1,6	25,1±1,6	34,3±1,3
RH [%]	86,2±5,9	88,4±6,1	94,2±4,0	99,9±0,4
Temperatura trachea [°C]	31,5±1,0	31,5±1,3	32,1±0,9	34,8±0,7

### 3.4 Fattori di influenza sull'efficacia degli umidificatori

La portata del gas in uscita dal ventilatore polmonare è una grandezza che influenza fortemente i valori di temperatura ed umidità della miscela che effettivamente giunge alle vie aeree: all'aumentare di essa, infatti, il gas si umidifica e si riscalda meno, poiché, permanendo un tempo minore nella camera d'umidificazione, si arricchisce di una quantità inferiore di vapore d'acqua e calore; il contrario si verifica, invece, quando la portata è bassa.

Si riportano 2 studi che dimostrano la stretta dipendenza tra la portata impostata e l'umidità in uscita.

In uno studio Nishida et al.<sup>90</sup> esaminano l'efficienza di umidificazione e riscaldamento di quattro umidificatori servo-controllati: Hummax II (METRAN Co.Ltd., Saitama, Japan), Concha Therm IV (Hudson RCI, Temecula, CA), MR730 rispetto MR290, e MR730 rispetto MR310 (Fisher and Paykel, Auckland, New Zeland). Tutti gli umidificatori succitati fanno uso di un circuito pneumatico a valle riscaldato e monitorano la temperatura con una sonda localizzata alla fine del tubo inspiratorio; inoltre, MR730 e ConchaTherm IV hanno un'ulteriore sonda di temperatura all'uscita della camera riscaldata. Hummax II è un device che al posto di un serbatoio d'acqua usa delle fibre di polietilene microporose che forniscono vapore lungo l'intero circuito inspiratorio. Il ventilatore Servo 300 (Siemens-Elema AB, Solna, Sweden) è connesso al modello di polmone (TTL, Michigan Instrument, MI) con il circuito paziente specifico per ogni umidificatore. La temperatura è stata settata a 32 °C e a 37 °C; la resistenza del modello polmone è stata settata a  $5 \frac{cmH_2O}{L/s}$  e la compliance a  $50 \frac{mL}{cmH_2O}$ ; il Minute Volume (MV) è stato impostato a 5 L/min, 10 L/min e 15 l/min; la frequenza respiratoria è stata impostata a 10 atti/min; il rapporto espirazione-inspirazione a 1:1, 1:2, 1:4 e il valore di PEEP a zero. Un MV di 5 L/min con un I:E di 1:1 corrisponde ad una portata di 10 L/min, mentre ad un MV di 5 L/min con un I:E di 1:2 corrisponde una portata di 15 L/min e così via. La temperatura e l'umidità relativa sono misurate con un sensore (Moiscope, Skynet Co., Tokyo, Japan) posizionato nel raccordo Y del circuito paziente.

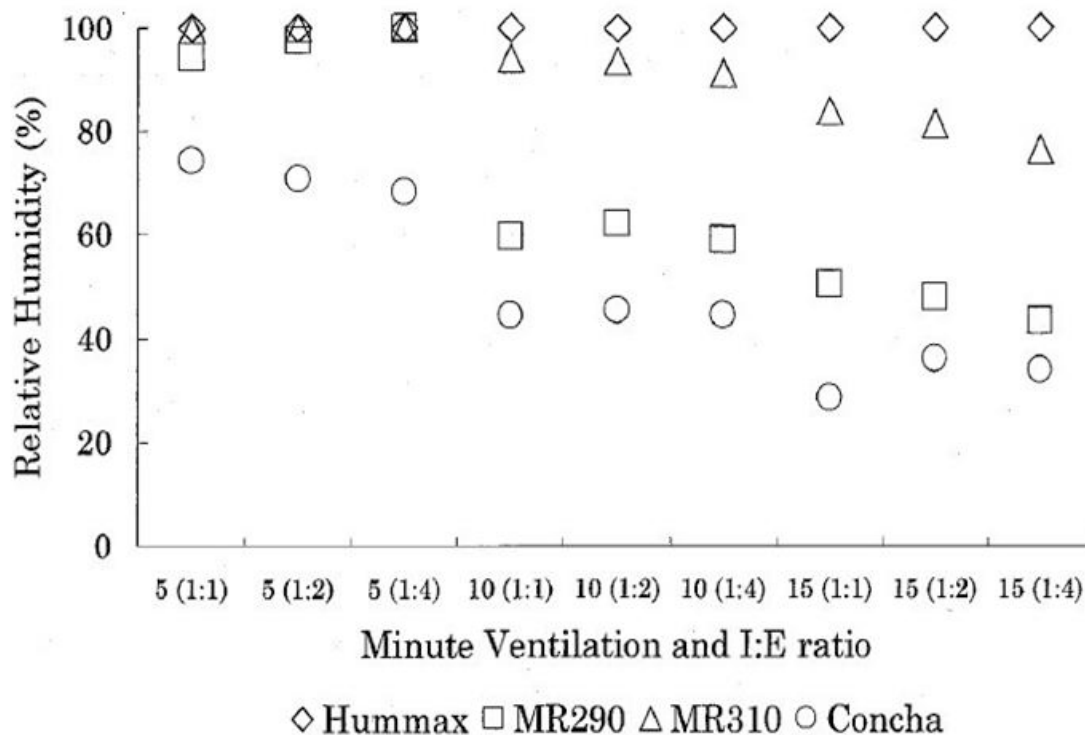


Fig. 3.5. Umidità assoluta di ogni umidificatore a differenti minute volume insufflati<sup>83</sup>.

Dalla fig. 3.5 si evince che l'umidità decresce all'aumentare della portata. Quindi, le prestazioni degli umidificatori sono inversamente correlate alla portata: quanto detto si verifica per tutti i dispositivi escluso l'umidificatore Hummax II. Il comportamento di quest'ultimo dispositivo, potrebbe essere condizionato dalla saturazione del sensore di umidità.

Gli studiosi Rathgeber et al.<sup>91</sup> analizzano il comportamento di quattro diversi HH: Aerodyne delta (Kendall, Neustadt, Germany), MR 730 (Fisher&Paykel, Auckland, New Zealand), Aquapor (Drager, Lubeck, Germany), Cascade II (Puritan-Bennett, Carlsbad, California, USA). Gli umidificatori vengono settati in modo tale da garantire una temperatura teorica del gas inspirato di 34 °C e di 37 °C. Le misure dell'umidità assoluta sono effettuate utilizzando un dew-point mirror hygrometer (APS 1200, General Eastern, Watertown, N.Y., USA). La temperatura del bagno d'acqua è misurata con termistori (Yellow Spring Instruments, Series 400) immersi sotto il livello dell'acqua del HH o nel raccordo Y del circuito paziente. Il polmone del paziente viene modellizzato usando un simulatore (LS 1500, Drager, Lubeck, Germany). L'efficacia di questi quattro umidificatori viene valutata analizzando sia i valori di umidità assoluta al variare della portata, con settaggio degli umidificatori

stessi al valore massimo, sia a 34 °C che a 37 °C (vedi tabella 3.2) e sia analizzando i valori di umidità assoluta al variare del setting impostato sugli umidificatori (vedi tabella 3.3).

Tabella 3.2 Umidità assoluta al variare della portata con settaggio degli umidificatori al valore massimo, sia a 34 °C che a 37 °C<sup>84</sup>.

	10 l/min	20 l/min	30 l/min	40 l/min	50 l/min	60 l/min
34°C						
Aerodyne delta	33.4 (89%)	31.0 (82%)	29.8 (79%)	27.3 (73%)	26.3 (70%)	24.9 (63%)
MR 730	34.2 (91%)	34.1 (91%)	34.3 (91%)	34.4 (91%)	33.9 (90%)	33.4 (89%)
Cascade II	38.0 (101%)	37.7 (100%)	37.8 (101%)	38.5 (102%)	35.8 (95%)	34.2 (91%)
Aquapor <sup>a</sup>						
Minimum	37.7 (100%)	34.2 (91%)	32.4 (86%)	29.3 (78%)	28.0 (74%)	26.2 (70%)
Maximum	34.5 (92%)	30.2 (80%)	24.6 (65%)	21.6 (57%)	20.2 (54%)	18.2 (48%)
37°C						
Aerodyne delta	37.7 (86%)	34.6 (79%)	33.1 (75%)	32.4 (74%)	31.0 (70%)	28.1 (64%)
MR 730	36.1 (82%)	36.2 (82%)	36.2 (82%)	36.2 (82%)	36.2 (82%)	36.2 (82%)
Cascade II	44.1 (100%)	43.9 (100%)	44.1 (100%)	38.8 (88%)	36.1 (82%)	34.6 (79%)
Aquapor <sup>a</sup>						
Minimum	37.6 (85%)	34.1 (78%)	32.4 (74%)	29.0 (66%)	28.1 (64%)	27.1 (62%)
Maximum	34.6 (79%)	30.2 (69%)	24.9 (57%)	22.1 (50%)	20.0 (45%)	18.1 (41%)

<sup>a</sup> Setting the temperature was impossible on the Aquapor device; in addition, large variations in the humidification efficiency were observed for the same device setting. Therefore their minimum and maximum values are given

Tabella 3.3 Umidità assoluta al variare del setting impostato sugli HH<sup>84</sup>.

	Minimum	Normal	Maximum
Aerodyne delta			
34°C			
20 l/min	24.1 (64%)	29.7 (79%)	31.0 (82%)
60 l/min	20.3 (54%)	24.0 (64%)	24.9 (66%)
37°C			
20 l/min	26.3 (60%)	31.5 (72%)	34.6 (79%)
60 l/min	24.8 (56%)	27.2 (62%)	28.9 (66%)
MR 730			
34°C			
20 l/min	26.2 (70%)	32.2 (86%)	33.9 (90%)
60 l/min	22.5 (60%)	29.5 (78%)	33.5 (89%)
37°C			
20 l/min	28.4 (65%)	36.0 (82%)	36.0 (82%)
60 l/min	25.6 (58%)	36.2 (82%)	36.0 (82%)

Come è evidente osservare in tabella 3.2 l'umidità decresce all'aumentare della portata in tutti e quattro gli umidificatori.

Regolando manualmente il settaggio dell'umidificatore, varia l'umidità assoluta misurata e, ovviamente, ad impostazioni corrispondenti ad un riscaldamento maggiore del piattino metallico, corrispondono umidità maggiori.

### 3.4.1 Prove sperimentali

Sono state realizzate delle prove sperimentali allo scopo di valutare l'influenza della portata sulle prestazioni dell'umidificatore a piatto caldo SCH 1000 PLUS della Ginevri s.r.l.

Il setup sperimentale (fig. 3.6) è costituito da un ventilatore polmonare SERVO 900 C, un circuito paziente, un sensore per la misura di T e RH, una scatola di polistirolo che simula il paziente. La portata uscente dal ventilatore viene inviata all'umidificatore servocontrollato SCH 1000 PLUS. Le connessioni tra generatore e umidificatore, e tra quest'ultimo e il paziente sono state realizzate con un circuito paziente neonatale della Deaflux Line, compatibile con l'umidificatore utilizzato. Parte del suddetto circuito paziente è riscaldato per limitare la formazione di condensa. L'SCH 1000 PLUS è destinato all'umidificazione e alla termoregolazione dei gas usati nel circuito di ventilazione ad esso connesso, per impiego neonatale e pediatrico. La termoregolazione, gestita da un microprocessore, è ottenuta con un sistema di riscaldamento proporzionale servocontrollato<sup>92</sup>. La quantità di umidità prodotta dall'apparecchiatura può essere variata su cinque differenti livelli (da molto basso (LivH=1) a molto alto (LivH=5)). Il circuito inspiratorio, attraverso un'intubazione endotracheale, raggiunge il paziente. Il paziente è stato simulato con un volume d'aria racchiuso in una scatola di polistirolo all'interno della quale sono stati realizzati due fori: in uno è stato inserito il tubo endotracheale, nell'altro il sensore di T e RH. Il sensore usato per la misura di T e RH dei gas giunti al paziente è un PICO RH-02. Tale sensore viene interfacciato al computer tramite porta seriale. È possibile impostare il numero di campioni da prelevare e il periodo di

campionamento. Il suddetto sensore è caratterizzato dalle seguenti qualità metrologiche<sup>93</sup>:

Campo di misura:  $0 \div 100$  % (senza condensa) per L'RH e  $0 \div 70$  °C per la T;

Accuratezza: 2% (per valori di RH  $5 \div 95$  %) e 0.2 °C (per valori di T  $0 \div 70$  °C);

Tempo di risposta: circa 1 minuto per l'RH e 10 secondi per la T.



*Fig. 3.6 . Set up sperimentale.*

Le prove sperimentali sono state condotte utilizzando un MV di gas da 1 a 10 L/min, con passo di 1 L/min e per tre livelli di umidificazione: LivH=1 (molto basso), LivH=3 (medio), LivH=5 (molto alto). Durante tutte le prove i sensori sono stati interrogati in maniera tale da prelevare un campione ogni 5 secondi e il ventilatore polmonare, per riprodurre le condizioni medie di una ventilazione neonatale, è stato utilizzato con le seguenti impostazioni:

- Modalità volume controllato;
- Durata inspirazione = 33%;
- Durata pausa = 20%;
- Frequenza respiratoria = 40 atti/min.

L'umidità raggiunge il valore di regime dopo un tempo che dipende dal Minute Volume impostato e varia da circa 1min per MV=10L/min a circa 8min per MV=1L/min.



I valori di umidità raggiunti per tutti e tre i livelli di umidificazione impostati sono rappresentati in fig. 3.7.

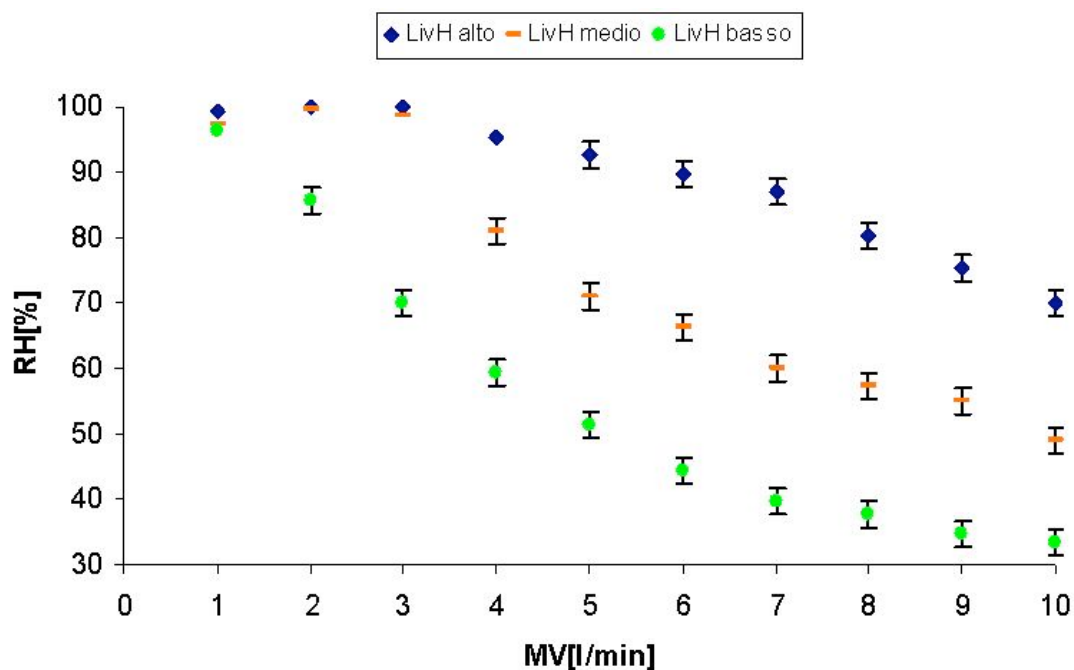


Fig. 3.7. Andamenti di umidità relativa in funzione del MV per tutti e tre i livelli di umidificazione.

Per tutti e tre i livelli di umidificazione l'umidità relativa subisce un decremento all'aumentare del Minute Volume (MV). In corrispondenza di 10 L/min si raggiungono livelli di umidità troppo bassi per essere considerati accettabili: <40% per livello di umidificazione 1, intorno al 50% per livello di umidificazione 3, intorno al 75% per livello di umidificazione 5. Un altro problema è legato alla sovraumidificazione per  $MV < 3L/min$  per livelli di umidificazione 3 e 5, infatti in entrambi i casi il gas è a saturazione e si forma condensa nel circuito paziente.

Dalle prove sperimentali realizzate si può affermare che esse hanno confermato quanto riportato in letteratura. L'umidità relativa decresce all'aumentare della portata e tale situazione è sicuramente da evitare in quanto gli umidificatori dovrebbero fornire un valore di umidità in uscita costante al variare della portata impostata

### 3.5 Modello fisico-matematico delle condizioni del gas in un umidificatore HH

Per realizzare un controllo allo scopo di aumentare l'efficacia dell'umidificatore SCH 1000 PLUS viene sviluppato un modello fisico-matematico delle condizioni del gas in un umidificatore HH.

#### ✓ *Struttura modello*

Si tratta di una tipica operazione di trasferimento simultaneo di materia e di calore. Il modello è costituito dal bilancio di materia del vapor d'acqua, dal bilancio entalpico della fase aeriforme e dalle equazioni di trasporto di materia e di calore che regolano i relativi flussi fra massa del gas ed interfaccia gas-liquido.

Si assume come volume di controllo per i bilanci di materia e di calore la fase gassosa presente nell'umidificatore.

#### ✓ *Simboli*

- $G$ : portata massica di aria in ingresso [g/min],  $g$ : portata volumetrica di aria in ingresso [L/min], quindi  $G = g\rho$
- $U_1$ : umidità assoluta della corrente entrante [g di acqua/ g di aria secca]
- $U_2$ : umidità assoluta della corrente uscente [g di acqua/ g di aria secca]
- $U_G$ : umidità assoluta del gas nel volume di controllo [g di acqua/ g di aria secca]
- $U_s$ : umidità assoluta a saturazione all'interfaccia gas-liquido [g di acqua/ g di aria secca]
- $S$ : area dell'interfaccia gas- liquido [ $m^2$ ]
- $T_0$ : temperatura di riferimento [K]
- $\lambda$ : calore latente di evaporazione dell'acqua alla  $T_0$  [ J/g di acqua]
- $h$ : coefficiente di scambio termico lato gas [J/(min·K· $m^2$ )]
- $T_1$ : temperatura della miscela entrante [K] ( $t_1$ : temperatura della miscela entrante [°C])
- $T_2$ : temperatura della miscela uscente [K] ( $t_2$ : temperatura della miscela uscente [°C])
- $T_s$ : temperatura del gas all'interfaccia gas-liquido [K]
- $T_L$ : temperatura del liquido [K] ( $t_L$ : temperatura del liquido [°C])

- $c_{p,G}$ : calore specifico a pressione costante dell'aria [ J/ (K · g di aria secca)]
- $c_{p,W}$ : calore specifico a pressione costante dell'acqua vapore  
[ J/ (K · g di acqua vapore)]
- $c_{p,1}^U$ : calore specifico umido della corrente entrante,  $c_{p,1}^U = c_{p,G} + U_1 \cdot c_{p,W}$   
[J/ (K · g di aria secca)]
- $c_{p,2}^U$ : calore specifico umido della corrente uscente,  $c_{p,2}^U = c_{p,G} + U_2 \cdot c_{p,W}$   
[J/ (K · g di aria secca)]
- $J_W$ : flusso di vapore che entra nella corrente gassosa per evaporazione dal liquido [moli di acqua/(min · m<sup>2</sup>)]
- $W_W$ : portata di vapore che entra nella corrente gassosa per evaporazione dal liquido [g di acqua/min]
- $H_1, H_2$ : entalpie specifiche delle miscele aria-acqua nella corrente entrante ed in quella uscente rispettivamente, riferite alla portata di aria secca  
[J/(g di aria secca)]
- $h_G, h_W$ : entalpie specifiche dei singoli componenti aria ed acqua vapore riferite all'unità di massa dell'aria secca e del vapor d'acqua, rispettivamente  
[J/(g di aria secca)] e [J/(g di acqua vapore)]
- $PM_W$ : peso molecolare dell'acqua
- $q_s$ : flusso termico [J/(min · m<sup>2</sup>)]

✓ *Dati del problema*

- Portata G di aria da condizionare
- Umidità assoluta  $U_1$  (o relativa, RH) dell'aria entrante
- Temperatura  $T_1$  dell'aria entrante
- Temperatura  $T_2$  dell'aria uscente

✓ *Incognite del problema*

- Umidità assoluta  $U_2$  (o relativa, RH) dell'aria uscente

✓ *Ipotesi semplificative*

1. Condizioni stazionarie di funzionamento
2. Mescolamento perfetto della fase gassosa
3. Perdite di carico della fase gassosa trascurabili (la pressione di entrata è pari a quella di uscita)
4. Funzionamento adiabatico (si trascura lo scambio termico con l'ambiente)

5. Lo scambio avviene su una superficie piana

6.  $T_L$  uguale a  $T_s$

L'ipotesi 2 comporta che umidità e temperatura siano uniformi nella fase gassosa e pari a quelle della corrente uscente.

### 3.5.1 Bilanci

Sono posti in contatto, all'interno dell'umidificatore, una fase liquida, acqua, costituita da un componente volatile, che a seconda delle condizioni, può evaporare (si parla in questo caso di umidificazione) e una fase gassosa, aria. Il trasferimento di entalpia tra le due fasi è associato ad un trasferimento di energia termica, connessa all'entalpia di vaporizzazione del composto in esame (calore latente) al quale si aggiunge un trasferimento di energia determinato dalla differenza di temperatura tra le due fasi (calore sensibile). Inoltre, l'aria a contatto con l'acqua ha un'umidità  $U_s$ : si assume che all'interfaccia gas-liquido il gas sia saturo (condizioni di equilibrio) e, quindi,  $U_s$  è l'umidità assoluta a saturazione. Questo valore differisce dall'umidità della massa del gas. Proprio per questo motivo si stabilisce anche un flusso di materia.

Nei seguenti bilanci il pedice 1 è riferito alla corrente entrante e il pedice 2 a quella uscente.

### 3.5.2 Bilancio di materia dell'acqua nella corrente gassosa

$$G(U_2 - U_1) = W_w = J_w (PM_w) S \quad 3.1$$

La portata di vapore che entra nella corrente gassosa per evaporazione dal liquido è pari al prodotto tra il flusso di vapore che entra nella corrente gassosa per evaporazione, il peso molecolare dell'acqua e l'aria dell'interfaccia gas-liquido.

### 3.5.3 Bilancio di entalpia della fase aeriforme

$$H_1 G + W_w h_w + q_s S = H_2 G \quad 3.2$$

Il termine  $W_w \cdot h_w$  è la portata entalpica che entra nel gas come vapor d'acqua di portata  $W_w$  ed entalpia specifica  $h_w$ . Il termine  $q_s \cdot S$  rappresenta la portata termica scambiata fra liquido e gas sotto forma di calore sensibile:  $q_s$  è il flusso termico ed  $S$  è la superficie di scambio. Poiché in una miscela gassosa contenente 1 g di aria sono presenti  $U$  grammi di vapor d'acqua, l'entalpia  $H$  assume la forma seguente:

$$H = h_G + U \cdot h_w \quad 3.3$$

Pertanto, il bilancio (eq. 3.2) si può riscrivere nella seguente forma esplicita:

$$G \cdot [h_{G,1} + U_1 \cdot h_{w,1}] + W_w \cdot h_w + q_s \cdot S = G \cdot [h_{G,2} + U_2 \cdot h_{w,2}] \quad 3.4$$

Com'è noto, per esplicitare le entalpie specifiche dei composti puri occorre fissare uno stato di riferimento e tener conto che l'entalpia è una funzione di stato il cui valore, rispetto al riferimento scelto, non dipende dalla trasformazione scelta per passare dallo stato di riferimento allo stato del sistema.

Lo stato di riferimento scelto è di seguito riportato.

- Acqua: stato liquido alla temperatura  $T_0$  alla quale sia noto il calore latente di evaporazione;
- Aria: stato gassoso alla temperatura  $T_0$ .

Alla temperatura  $T_1$  di ingresso si ha, quindi:

$$h_{G,1} = c_{P,G} \cdot (T_1 - T_0) \quad 3.5$$

$$h_{w,1} = \lambda + c_{P,w} \cdot (T_1 - T_0) \quad 3.6$$

Alla temperatura  $T_2$  di uscita, analogamente si ha:

$$h_{G,2} = c_{P,G} \cdot (T_2 - T_0) \quad 3.7$$

$$h_{w,2} = \lambda + c_{P,w} \cdot (T_2 - T_0) \quad 3.8$$

Nelle eq. 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8 si è fatta l'ulteriore ipotesi di considerare i calori specifici indipendenti da  $T$ .

Inoltre:

$$h_w = \lambda + c_{P,w} \cdot (T_s - T_0) \quad 3.9$$

poiché il vapore che si sviluppa dal liquido ed entra nella fase gassosa si trova alla temperatura  $T_s$  dell'interfaccia.

Il flusso di calore sensibile può essere espresso con la seguente relazione:

$$q_s = h \cdot (T_s - T_2) \quad 3.10$$

Nell'eq. 3.10,  $h$  è il coefficiente di scambio termico lato gas e  $T_2$  è la temperatura del gas assunta pari a quella di uscita per l'ipotesi di mescolamento perfetto.

Sostituendo le eq. 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8) nella 3.4 si ottiene:

$$G \cdot \{c_{P,G} \cdot (T_2 - T_0) + U_2 \cdot [\lambda + c_{P,W} \cdot (T_2 - T_0)] - c_{P,G} \cdot (T_1 - T_0) - U_1 \cdot [\lambda + c_{P,W} \cdot (T_1 - T_0)]\} = \\ = W_W \cdot [\lambda + c_{P,W} \cdot (T_S - T_0)] + S \cdot [h \cdot (T_S - T_2)] \quad 3.11$$

$$G \cdot \{c_{P,G} + U_2 \cdot c_{P,W}\} (T_2 - T_0) + U_2 \cdot \lambda - \{c_{P,G} + U_1 \cdot c_{P,W}\} (T_1 - T_0) - U_1 \cdot \lambda = \\ W_W \cdot [\lambda + c_{P,W} \cdot (T_S - T_0)] + S \cdot [h \cdot (T_S - T_2)] \quad 3.12$$

$$G \cdot [c_{P,2}^U \cdot (T_2 - T_0) - c_{P,1}^U \cdot (T_1 - T_0) + \lambda \cdot (U_2 - U_1)] = \\ W_W \cdot [\lambda + c_{P,W} \cdot (T_S - T_0)] + S \cdot [h \cdot (T_S - T_2)] \quad 3.13$$

Anche assumendo l'indipendenza del calore specifico da  $T$ , i calori specifici umidi sono diversi nelle due correnti per il diverso contenuto di umidità.

### 3.5.4 Scambio di vapore da liquido a gas

La portata di vapore può essere espressa con la seguente relazione:

$$W_W = k_Y \cdot (U_S - U_G) \cdot S \quad 3.14$$

Il coefficiente  $k_Y$  è il coefficiente di trasporto di materia del vapor d'acqua nel film gassoso in termini di umidità assoluta. Il salto motore è la differenza di umidità fra il valore  $U_S$  che essa assume a ridosso dell'interfaccia gas/liquido e quella che è presente nella massa del gas  $U_G$ . Si assume che sull'interfaccia gas/liquido il gas sia saturo (condizioni di equilibrio) e, quindi,  $U_S$  è l'umidità assoluta a saturazione.

Per l'ipotesi di mescolamento perfetto della fase gassosa, l'umidità  $U_G$  nella massa del gas è quella corrispondente alla corrente uscente cioè  $U_2$ . Quindi, l'eq. 3.14 diventa:

$$W_W = k_Y \cdot (U_S - U_2) \cdot S \quad 3.15$$

L'eq. 3.15 può essere sostituita nell'eq. 3.13:

$$\begin{aligned}
 & G \cdot [c_{p,2}^U \cdot (T_2 - T_0) - c_{p,1}^U \cdot (T_1 - T_0) + \lambda \cdot (U_2 - U_1)] = \\
 & = [k_Y \cdot (U_S - U_2) \cdot S] \cdot [\lambda + c_{p,W} \cdot (T_S - T_0)] + S \cdot [h \cdot (T_S - T_2)]
 \end{aligned}
 \tag{3.16}$$

Esplicitando in funzione di  $U_2$  :

$$\begin{aligned}
 U_2 = \{ & -G \cdot [c_{p,2}^U \cdot (T_2 - T_0) - c_{p,1}^U \cdot (T_1 - T_0)] + G \cdot \lambda \cdot U_1 + k_Y \cdot U_S \cdot S \cdot [\lambda + c_{p,W} \cdot (T_S - T_0)] + \\
 & + S \cdot [h \cdot (T_S - T_2)] \} / \{ G \cdot \lambda + k_Y \cdot S \cdot [\lambda + c_{p,W} \cdot (T_S - T_0)] \}
 \end{aligned}
 \tag{3.17}$$

### 3.5.5 Coefficienti di scambio

- *Calcolo di h*

Il coefficiente di scambio  $h \left[ \frac{J}{\text{min} \cdot \text{m}^2 \cdot K} \right]$  si calcola per mezzo dell'espressione seguente:

$$h = \frac{k \cdot Nu}{d}
 \tag{3.18}$$

Dove  $d[m]$  è la dimensione caratteristica del volume di controllo, che nel caso in esame è il diametro della superficie piana di scambio (0,1 m);  $k \left[ \frac{J}{\text{min} \cdot \text{m} \cdot K} \right]$  è il coefficiente di conduzione.

Il numero di Nusselt ( $Nu$ ) è un gruppo adimensionale utilizzato nello studio dello scambio termico per convezione. Può essere espresso in funzione dei numeri di Reynolds ( $Re$ ) e di Prandtl ( $Pr$ ) e le varie correlazioni si ricavano sperimentalmente in funzione del caso in esame.

Nel nostro caso si può usare la correlazione per moto del fluido parallelo ad una lastra piana<sup>94</sup>:

$$Nu = 0,664 \cdot Re^{1/2} \cdot Pr^{1/3}
 \tag{3.19}$$

$Pr$  si esprime come il rapporto tra la diffusività della quantità di moto o viscosità cinematica  $\frac{\mu}{\rho}$  (pari al rapporto tra viscosità e densità) e la diffusività termica  $\frac{k}{\rho c_p}$ .

Anche in questo caso si è fatta l'ipotesi di considerare Pr indipendente da T nel range  $T_1 \div T_2$ .

Re si esprime come il rapporto tra il prodotto di densità, velocità, dimensione

caratteristica e la viscosità :  $Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu}$ .

Il coefficiente di scambio varia, quindi, al variare della velocità del gas; la densità, la viscosità, il coefficiente di conduzione variano con la temperatura ma si è fatta l'ipotesi di considerarli indipendenti da T nel range  $T_1 \div T_2$ .

Il calcolo della velocità media dell'aria è stata eseguito effettuando una schematizzazione dell'umidificatore servocontrollato SCH 1000 PLUS preso in analisi.

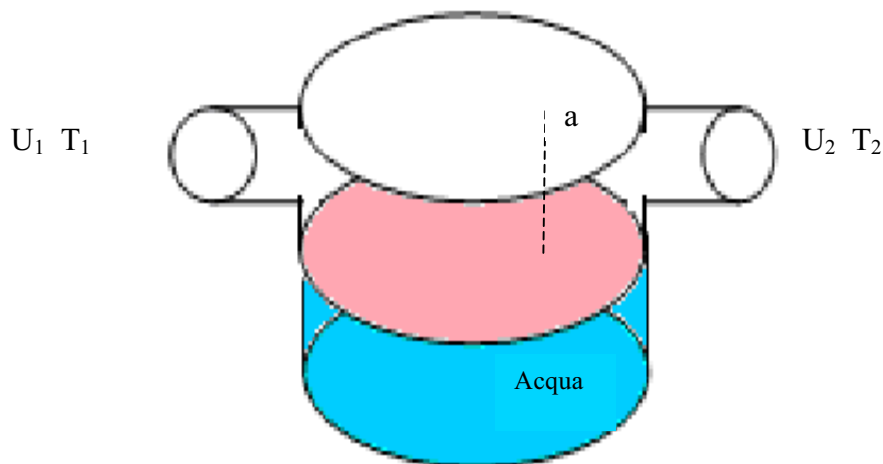


Figura 3.8 Schematizzazione umidificatore

La superficie di scambio è quella colorata in rosa.

Il volume occupato dal gas all'interno dell'umidificatore è:

$$V = \pi \cdot r^2 \cdot a \tag{3.20}$$

dove:

r è il raggio della superficie di scambio;

a è l'altezza della parte della camera umidificatrice contenente il gas.

La superficie media, essendo  $2 \cdot r$  la dimensione caratteristica della superficie di scambio, è:

$$S = \frac{\pi \cdot r^2 \cdot a}{2 \cdot r} = \frac{\pi \cdot r \cdot a}{2} \tag{3.21}$$

Per cui la velocità media è:



$$v = \frac{2 \cdot g}{\pi \cdot r \cdot a} \quad 3.22$$

In definitiva l'espressione per h è la seguente:

$$h = \frac{k \cdot 0,664 \cdot \left( \frac{\rho \cdot \left( \frac{2 \cdot g}{\pi \cdot r \cdot a} \right) d}{\mu} \right)^{1/2} \cdot Pr^{1/3}}{d} \quad 3.23$$

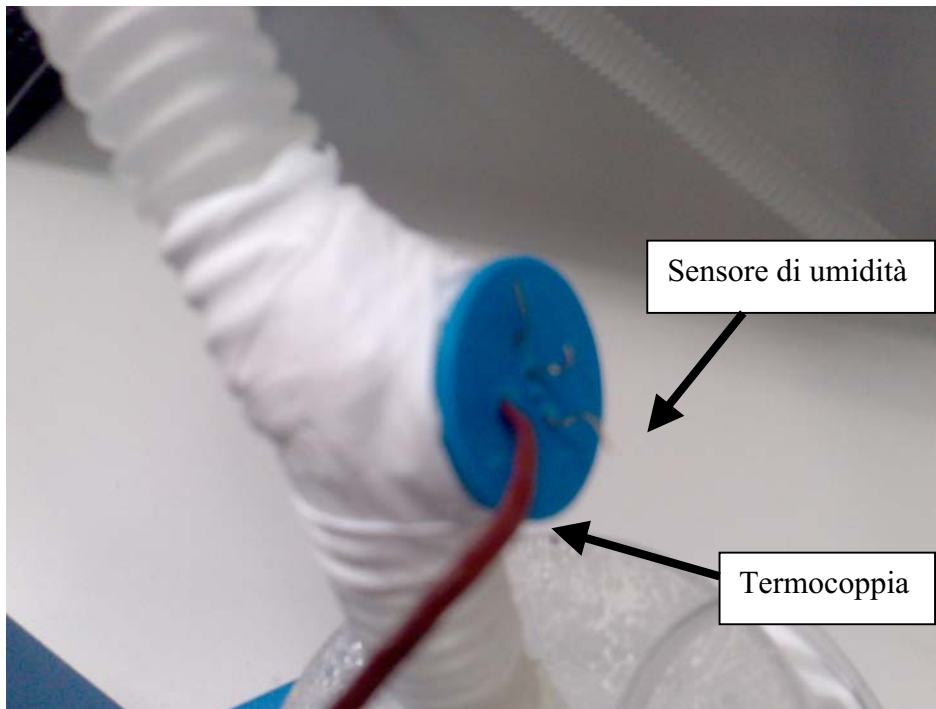
- Valore di  $k_Y$

Il coefficiente di scambio  $k_Y$  ha le dimensioni di  $ML^{-2}T^{-1}$ . Il suo valore verrà trovato per via sperimentale.

### 3.6 Validazione del modello

Al fine di validare il modello fisico-matematico dell'umidificazione, sono state effettuate misure della

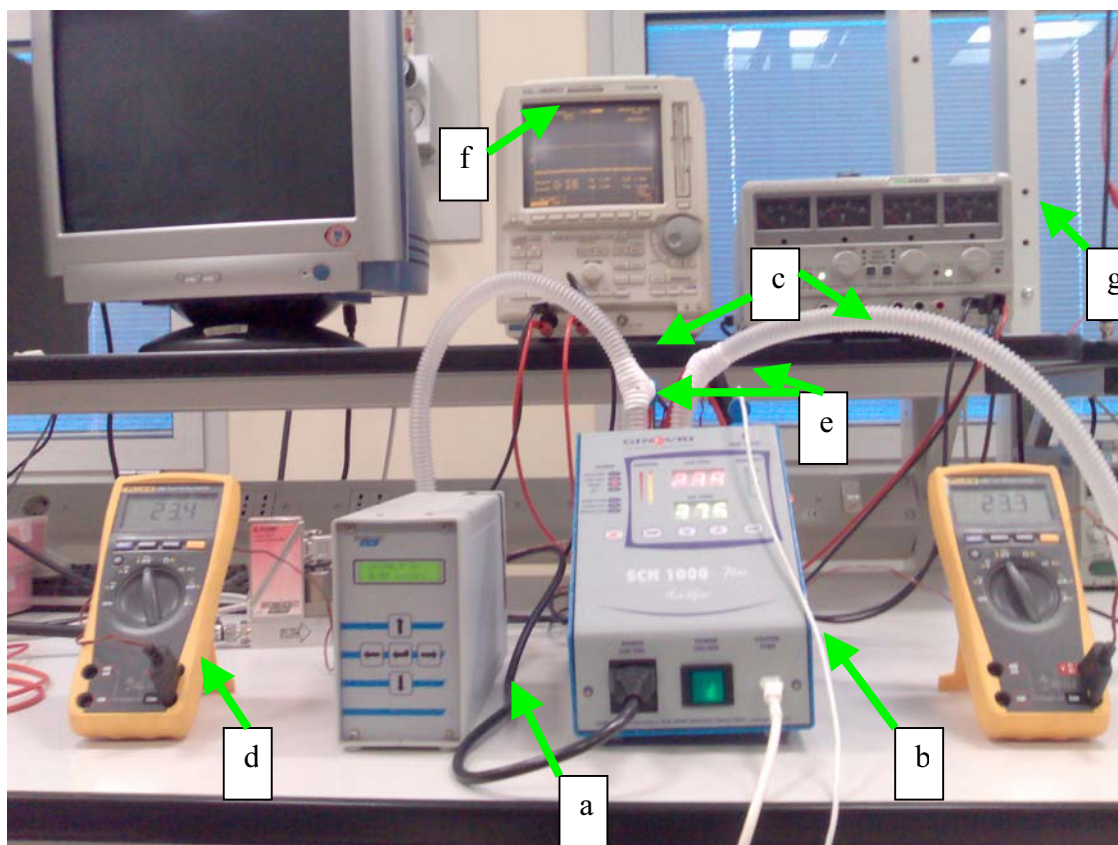
- temperatura dei gas all'ingresso e all'uscita dell'umidificatore,
- temperatura dell'acqua contenuta all'interno della camera umidificatrice,
- umidità dei gas all'ingresso e all'uscita dell'umidificatore.



*Fig. 3.9 Camera di ristagno*

I sensori per le misure di temperatura e di umidità sono stati posizionati in delle camere di ristagno (fig. 3.9) al fine di condurre le misure su gas fermo.

È stato, dunque, praticato un foro sul tratto di circuito paziente di ingresso all'umidificatore. In esso è stata ricavata una camera su cui sono stati praticati 4 fori: 3 per inserire i piedini del sensore di RH e uno per la termocoppia. I sensori sono stati posizionati in modo da essere completamente all'interno della camera di ristagno. La stessa procedura è stata eseguita sul tratto di circuito paziente di uscita all'umidificatore.



**Fig. 3.10** Setup sperimentale: (a) generatore di flusso E-7000 El-Flow; (b) umidificatore SCH 1000 PLUS; (c) due tratti di circuito paziente; (d) le uscite delle termocoppie sono presentate su due multimetri; (e) due sensori di umidità HIH-4000-001; (f) Oscilloscopio su cui vengono visualizzate le uscite dei sensori di umidità; (g) alimentatore in DC ISO-TECH IPS2302A.

### 3.6.1 Prove sperimentali

Le prove sperimentali sono state effettuate settando un  $LivH=1$  ed, in seguito, un  $LivH=3$ .

Per ogni livello di potenza impostata:

- al fine di validare sperimentalmente il modello precedentemente descritto, sono state condotte cinque prove. Durante ogni prova sono stati misurati contemporaneamente i valori di RH e temperatura dal circuito di ingresso e di uscita;
- sono state condotte tre prove per la misurazione della temperatura dell'acqua.

I dati sono stati analizzati statisticamente considerando le misure ben rappresentate da una distribuzione di Student (livello di significatività pari al 95% e 2 gradi di libertà).

Le tabelle 3.4 e 3.5 riportano i valori di temperatura del gas misurati all'ingresso ( $t_1$ ) e all'uscita ( $t_2$ ) dell'umidificatore impostando un livello di umidificazione rispettivamente pari a 1 e 3.

Tabella 3.4 Valori di  $t_1$  e  $t_2$  a LivH=1.

LivH=1		
Portata[L/min]	$t_1$ [°C]	$t_2$ [°C]
1	25,0±0,3	25,8±0,8
2	25,0±0,3	26,3±0,4
3	25,1±0,4	26,4±0,6
4	25,2±0,1	26,5±0,2
5	25,3±0,2	26,4±0,2
6	25,6±0,2	26,4±0,3
7	25,7±0,1	26,4±0,2
8	25,8±0,2	26,6±0,3
9	25,8±0,2	26,5±0,3
10	25,8±0,3	26,6±0,4

La tabella 3.4 mostra che nel tratto di uscita, per un livello di umidificazione molto basso, l'andamento della temperatura  $t_2$  si mantiene pressoché costante (circa 26 °C).

Tabella 3.5 Valori di  $t_1$  e  $t_2$  a LivH=3.

LivH=3		
Portata[L/min]	$T_1$ [°C]	$t_2$ [°C]
1	25,6±0,5	28,8±0,2
2	25,5±0,7	28,5±0,7
3	25,4±0,6	27,8±0,7
4	25,4±0,7	28,0±1,3
5	25,6±0,3	28,5±0,4
6	25,7±0,2	28,4±0,5
7	25,8±0,4	28,2±0,3
8	25,8±0,3	28,2±0,3
9	25,8±0,2	28,2±0,2
10	26,0±0,1	28,3±0,1

La tabella 3.5 mostra che nel tratto di uscita, anche per un livello di umidificazione medio, l'andamento della temperatura si mantiene pressoché costante. Le temperature nel tratto di uscita nel caso di LivH=3 sono maggiori che nel caso di LivH=1: impostando un livello di umidificazione maggiore il gas si riscalda maggiormente.

In entrambi i casi (tabella 3.4 e 3.5) la  $t_1$  presenta variazioni molto basse (meno di  $1\text{ }^\circ\text{C}$ ).

I valori di umidità misurati all'uscita ( $U_2$ ) dell'umidificatore, per LivH=1 e LivH=3, sono riportati rispettivamente nelle fig. 3.11 e 3.12.

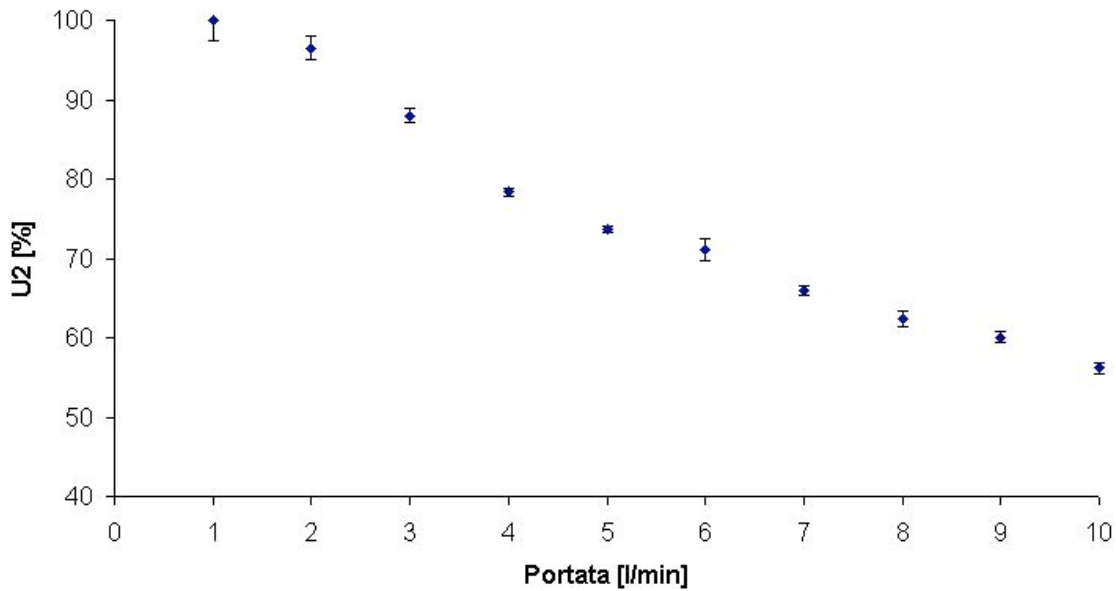


Fig.3.11. Valori di umidità relativa in funzione della portata all'uscita dell'umidificatore per livH=1

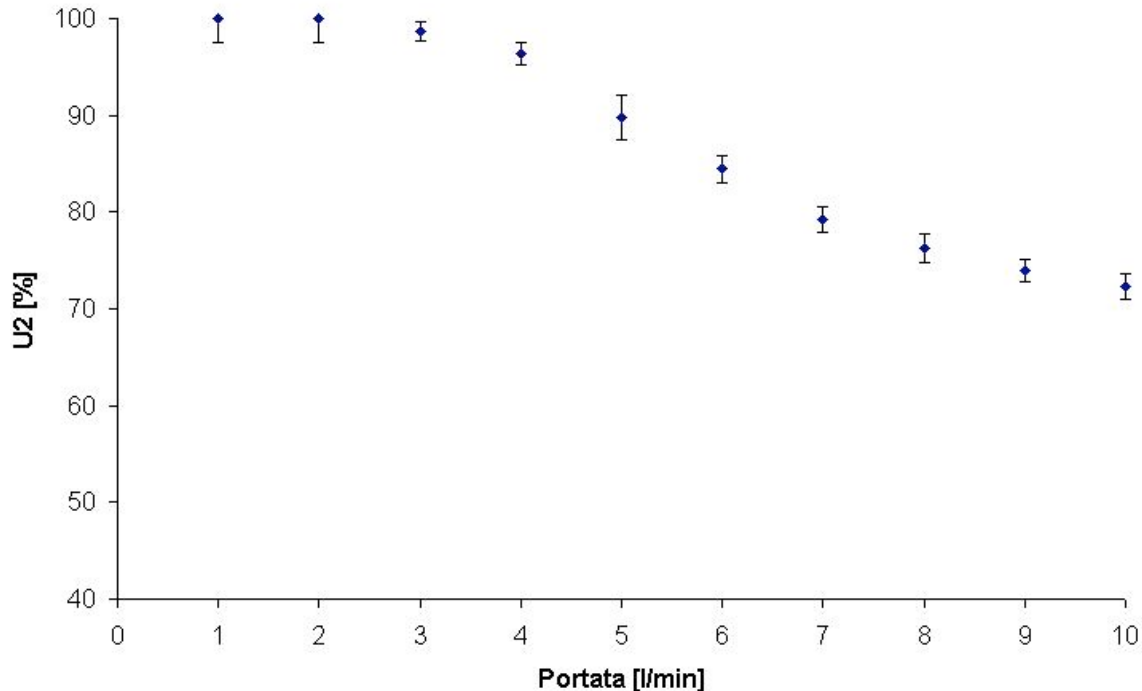


Fig.3.12. Valori di umidità relativa in funzione della portata all'uscita dell'umidificatore per livH=3

I valori di umidità relativa, nel tratto di uscita, nel caso di LivH=3 sono maggiori che nel caso di LivH=1.

Dai dati sperimentali (fig. 3.11 e 3.12) si evince che, sia impostando un livello di potenza erogata dal piatto umidificatore molto basso che medio, i valori di umidità relativa sono strettamente correlati alla portata impostata sul generatore di flusso.

La fig. 3.13 riporta i valori di umidità misurati all'ingresso ( $U_1$ ) dell'umidificatore. Si nota come il gas in ingresso all'umidificatore sia praticamente secco e come il valore di umidità contenuta nell'aria che proviene dal generatore di flusso sia costante al variare della portata impostata e complessivamente pari a  $5 \pm 1$  %.

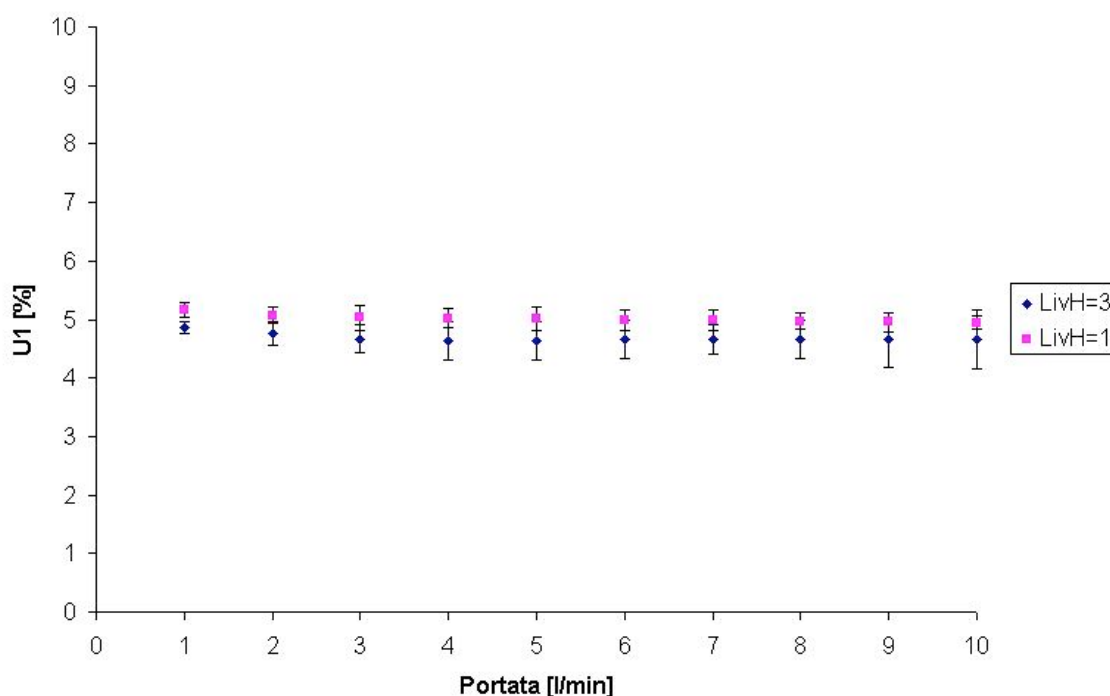


Fig. 3.13. Umidità in ingresso alla camera di umidificazione( $U_1$ ).

L'aspetto importante che viene messo in luce è che le misure di  $U_1$  per un livello di potenza erogata dal piatto umidificatore molto basso e medio non sono discrepanti. Ciò mostra che la posizione dei sensori di umidità in ingresso all'umidificatore è adeguata in quanto i valori di umidità relativa misurati non vengono influenzati dall'elevata quantità di umidità presente all'interno della camera di umidificazione.

Il gas nel circuito di uscita ha, ovviamente, un valore di umidità maggiore di quello del gas nel circuito di ingresso: il gas erogato dal generatore di flusso passa attraverso l'umidificatore che lo riscalda e lo umidifica.

Le tabelle 3.6 e 3.7 riportano i valori di temperatura dell'acqua per i livelli di potenza erogati dal piatto umidificatore molto basso e medio.

Tabella 3.6 Valori di  $t_L$  a LivH=1

LivH=1	
Portata[l/min]	Temperatura acqua[°C]
1	35,0±0,1
2	35,0±0,1
3	35,0±0,1
4	34,4±0,4
5	34,3±0,4
6	34,2±0,3
7	33,7±0,1
8	33,6±0,1
9	33,5±0,1
10	32,8±0,1

Tabella 3.7 Valori di  $t_L$  a LivH=3.

LivH medio	
Portata[l/min]	Temperatura acqua[°C]
1	42,7±0,1
2	41,9±0,2
3	41,5±0,3
4	41,1±0,1
5	40,5±0,1
6	40,2±0,1
7	40,1±0,1
8	40,0±0,1
9	39,9±0,3
10	39,5±0,1

Entrambe le tabelle 3.6 e 3.7 mostrano un andamento della temperatura dell'acqua decrescente con la portata.

Si nota come nel LivH=3 la temperatura dell'acqua sia maggiore della temperatura dell'acqua nel LivH=1, poiché aumentare manualmente il livello di umidificazione significa aumentare la potenza erogata dal piatto umidificatore. L'acqua, così, che si trova all'interno della camera umidificatrice si riscalda maggiormente fornendo un maggior riscaldamento e umidificazione dell'aria.

Tutte le misurazioni sono state effettuate al fine di validare il modello matematico descritto precedentemente (par. 3.5).

Tale modello, è stato implementato su un programma di calcolo: dando in ingresso i dati misurati sperimentalmente,  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $U_1$ ,  $t_L$  e la  $g$  impostata, in uscita si ottiene il valore di  $U_2$  (risoluzione eq. 3.16) che deve essere confrontato con quello effettivamente misurato.

Alcuni parametri sono stati considerati indipendenti dalla temperatura nel range  $T_1 \div T_2$ . Tale ipotesi è stata avanzata nel momento in cui le misure sperimentali hanno dimostrato che effettivamente il range di variazione della temperatura era molto ristretto, da 25,0 °C a 28,8 °C.

I parametri ritenuti costanti sono di seguito elencati.

- La densità dell'aria  $\rho$ , pari a  $1177 \frac{g}{m^3}$ .
- La viscosità dell'aria  $\mu$ , pari a  $1846 \cdot 10^{-5} \frac{g}{m \cdot s}$
- La conduttività termica dell'aria  $k$ , pari a  $26,24 \cdot 10^{-3} \frac{W}{m \cdot K}$
- Il numero di Prandtl (Pr), pari 0,708
- Il calore specifico dell'aria a pressione costante  $c_{p,G}$ , pari a  $1,006 \frac{J}{K \cdot g \text{ di aria}}$
- Il calore specifico a pressione costante dell'acqua vapore  $c_{p,W}$ , pari a  $1,865 \frac{J}{K \cdot g \text{ di acqua vapore}}$
- Il calore latente di evaporazione dell'acqua  $\lambda$ , pari a  $2260 \frac{J}{g \text{ di acqua}}$

La temperatura di riferimento  $T_0$  è stata considerata pari a 298 K.

Notevole importanza è legata al calcolo dei coefficienti di scambio che viene fatto sperimentalmente.

Il coefficiente  $k_Y$  è stato ricavato sperimentalmente. Al programma di calcolo sono stati forniti in ingresso non solo i valori misurati di  $t_1$ , di  $t_2$ , di  $U_1$ , di  $t_L$ , della  $g$  impostata ma anche i valori misurati di  $U_2$ . Il programma di calcolo restituisce in uscita non più la  $U_2$  ma il coefficiente  $k_Y$ .



Sono stati dati in ingresso al programma di calcolo, per la risoluzione dell'equazione (3.16) in  $k_y$ , i valori misurati di  $t_1$ , di  $t_2$ , di  $U_1$ , di  $t_L$ , di  $U_2$ , per una potenza erogata dal piatto umidificatore molto bassa, per valori impostati della  $g$  da 10 L/min a 7 L/min ( $G=g \cdot \text{densità}$ ).

Essi sono stati interpolati in funzione di  $G$  con una curva del primo ordine. L'equazione ottenuta dall'interpolazione su quattro punti con coefficiente di correlazione pari a 0,9917 è:

$$k_y = 42,9G + 401$$

3.24

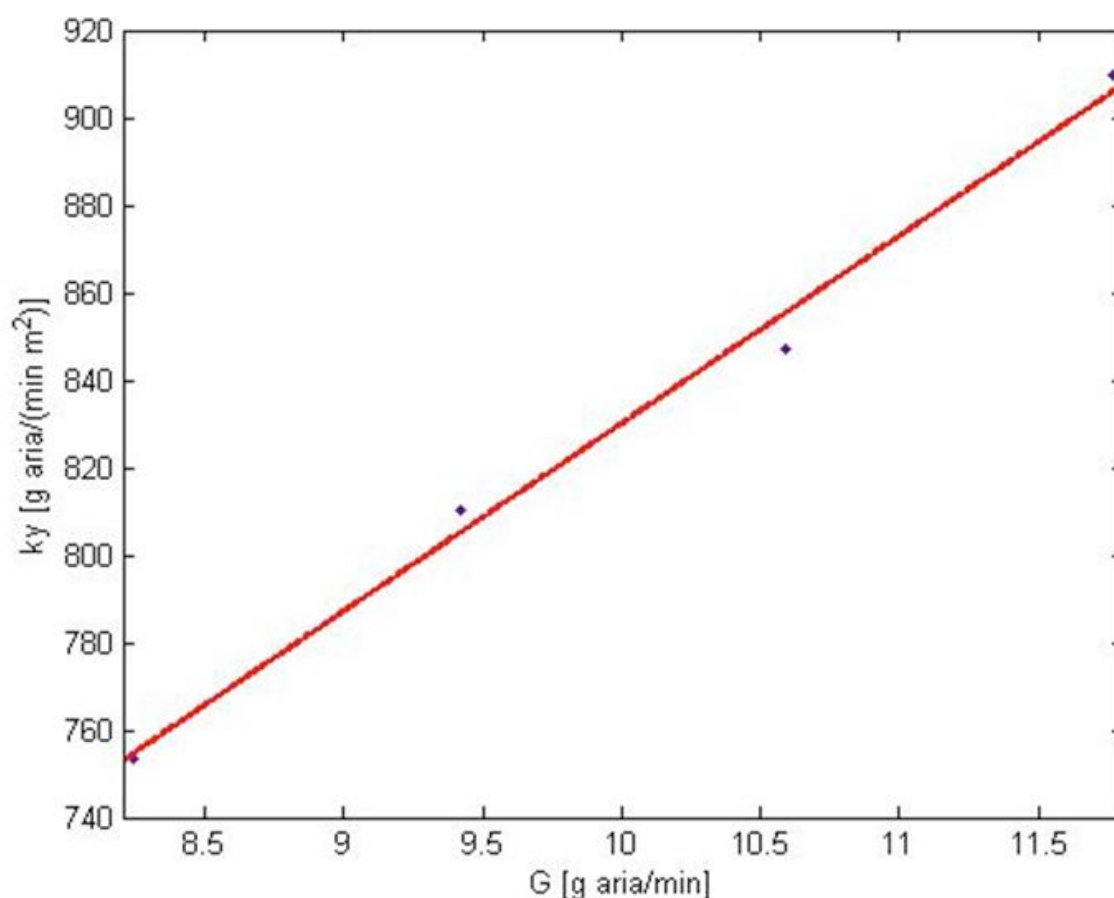


Fig. 3.14 . Interpolazione dei dati di  $K_y$  in funzione della portata.

Nel programma di calcolo si forniscono in ingresso i dati misurati sperimentalmente,  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $U_1$ ,  $t_L$ , la  $g$  impostata ed, inoltre, l'eq. 3.24 per il calcolo del  $k_y$ . A tal punto in uscita si ottiene il valore di  $U_2$  che dovrà essere confrontato con quello effettivamente misurato.

Viene fatta risolvere al programma di calcolo l'eq 3.16 in  $U_2$  per

- i valori di  $g$  impostati da 6 L/min a 1 L/min per una potenza erogata dal piatto umidificatore molto bassa (fig. 3.15),
- i valori di  $g$  impostati da 1 L/min a 10 L/min per una potenza erogata dal piatto umidificatore media (figura 3.16).

I valori di  $U_2$  ricavati dal modello e quelli misurati sperimentalmente vengono messi a confronto nelle fig. 3.15 (LivH=1) e 3.16 (LivH=3).

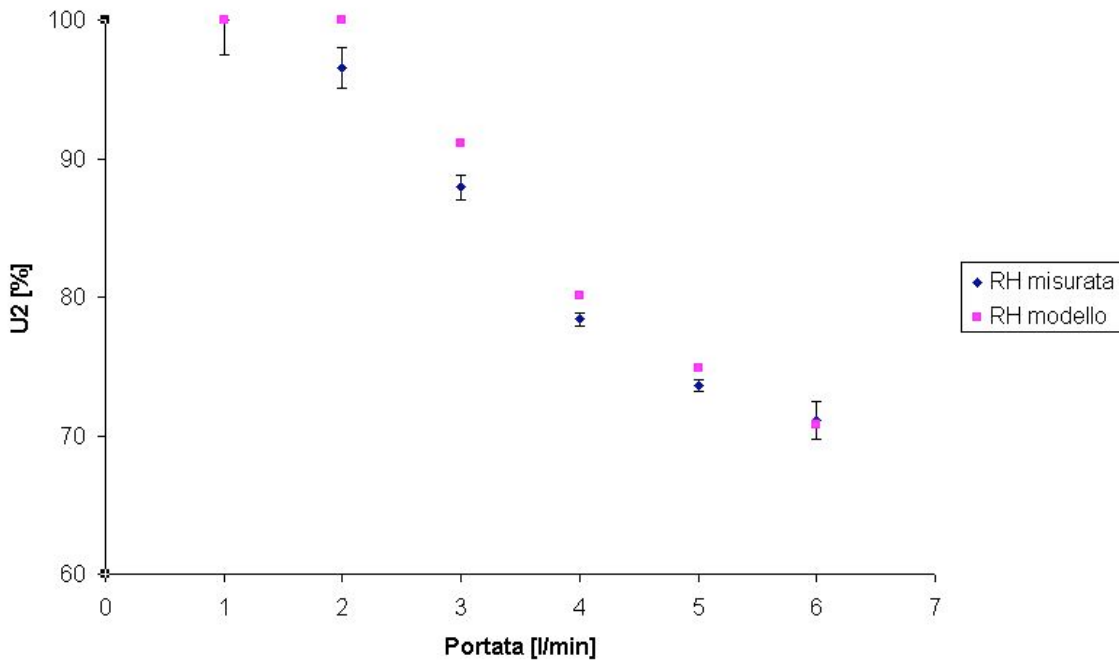


Fig. 3.15. Confronto tra i valori ottenuti dal modello e i valori sperimentali dell'umidità presente nell'aria in uscita dall'umidificatore in funzione della portata per LivH=1

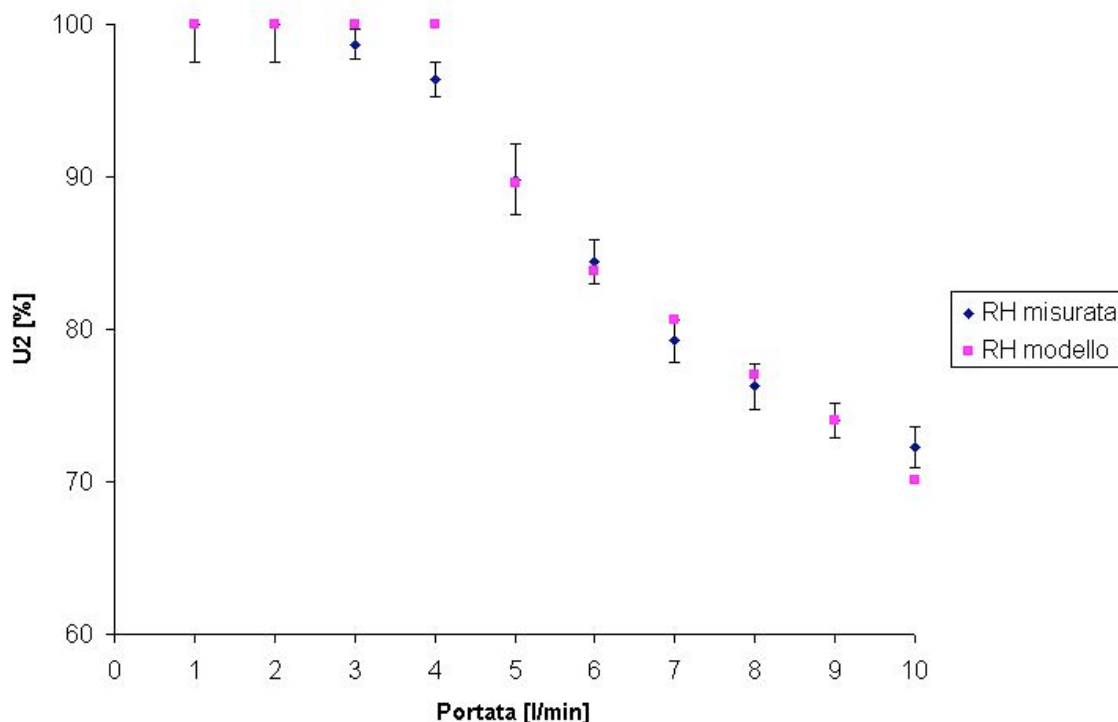


Fig. 3.16. Confronto tra i valori ottenuti dal modello e i valori sperimentali dell'umidità presente nell'aria in uscita dall'umidificatore in funzione della portata per LivH=3

Si nota come il modello sia molto rispondente ai dati sperimentali per cui si può considerare validato.

L'errore quadratico medio (in inglese Mean Square Error, MSE) indica la discrepanza quadratica media fra i valori dei dati misurati ed i valori dei dati stimati:

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{n} \quad 3.25$$

Per LivH=1 si ottiene un valore di MSE pari a 4,5 % (fig. 3.15) mentre per LivH=3 il valore di MSE calcolato è pari a 2,2 % (fig. 3.16). Questo dimostra quello che già è chiaramente visibile dalle fig. 3.15 e 3.16 e cioè che il modello segue meglio i dati sperimentali per il LivH=3.

### 3.7 Sistema di controllo dell'umidificatore

Dal modello sviluppato (eq. 3.16) si evince che le variabili che influenzano l'umidità all'interno del gas in uscita dall'umidificatore ( $U_2$ ) sono:  $U_1$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_L$  e  $g$ .

- $U_1$ : il gas in ingresso all'umidificatore è sostanzialmente gas secco. Il valore di umidità contenuta nell'aria che proviene dall'impianto è sostanzialmente costante al variare del flusso impostato.  $U_1$  si può, quindi, assumere costante e pari al 5% considerando che i valori misurati (fig. 3.13) si aggirano intorno a tale valore.
- $t_1$ : varia di circa 1 °C. All'interno degli ospedali, però, i valori della temperatura sono, per alcune sale, predefiniti e mantenuti costanti ( $27 \pm 2$  °C). Tale è la motivazione per cui  $t_1$  è stato considerato costante e pari a 27 °C.
- $t_2$ ,  $t_L$  e  $g$  sono tre parametri che non possono essere considerati costanti in quanto, al loro variare,  $U_2$  varia considerevolmente.

Gli umidificatori HH presenti in commercio, ad oggi, sono controllati in temperatura. Per mezzo di una o due sonde di temperatura misurano il valore di  $t_2$  ed effettuano il controllo: se  $t_2$  è più basso di un valore di riferimento impostato viene aumentata la potenza erogata al piatto riscaldante. Di conseguenza, l'acqua contenuta nella camera di umidificazione si riscalda evaporando; l'aria che scorre all'interno di essa, così, si riscalda al valore desiderato. Il controllo non tiene conto di due parametri che influenzano l'umidità all'interno del gas in uscita dall'umidificatore:  $t_L$  e  $g$ .

### 3.7.1 Analisi della sensibilità

Sono state realizzate delle simulazioni con lo scopo di valutare la sensibilità del sistema alle variazioni dei parametri di interesse. Tale analisi della sensibilità serve a comprendere meglio il funzionamento del sistema stesso al fine di poter realizzare un valido sistema di controllo.

Per effettuare l'analisi della sensibilità sono stati inizialmente valutati i range di variazione dei parametri d'interesse:  $t_2$  assume il valore più basso per il  $livH=1$ , di circa 25 °C. Il valore più alto che può raggiungere è 37 °C, in quanto a tale temperatura il gas dovrebbe arrivare al paziente;  $t_L$  varia da circa 32 °C per il  $LivH=1$  fino a circa 50 °C per il  $LivH=5$ ;  $g$  assume valori compresi tra 1 L/min a 10 L/min nella ventilazione neonatale.

✓ *Umidità al variare di  $g$ .*

Sono dati in ingresso al modello (eq. 3.16) i valori estremi e intermedi dei range individuati per  $t_2$  e  $t_L$  e i valori costanti individuati per  $t_1$  e  $U_1$  ( $t_1=27$  °C  $U_1=5\%$ ); si è valutata l'uscita  $U_2$  al variare di  $g$ . Sono stati effettuati vari casi riportati in tabella 3.8.

Tabella 3.8. Dati forniti in ingresso al modello.

DATI IN INGRESSO	$t_2$ [°C]	$t_L$ [°C]	$t_1$ [°C]	$U_1$ [%]
<b>Caso 1: valori minimi</b>	25	32	27	5
<b>Caso 2: valori intermedi</b>	30	40	27	5
<b>Caso 3: valori massimi</b>	37	50	27	5
<b>Caso 4: valori minimo-massimo</b>	25	50	27	5
<b>Caso 5: valori massimo-minimo</b>	37	32	27	5
<b>Caso 6: <math>U_2</math> non a saturazione</b>	37	42	27	5

La fig. 3.17 riporta i valori di  $U_2$  ottenuti.

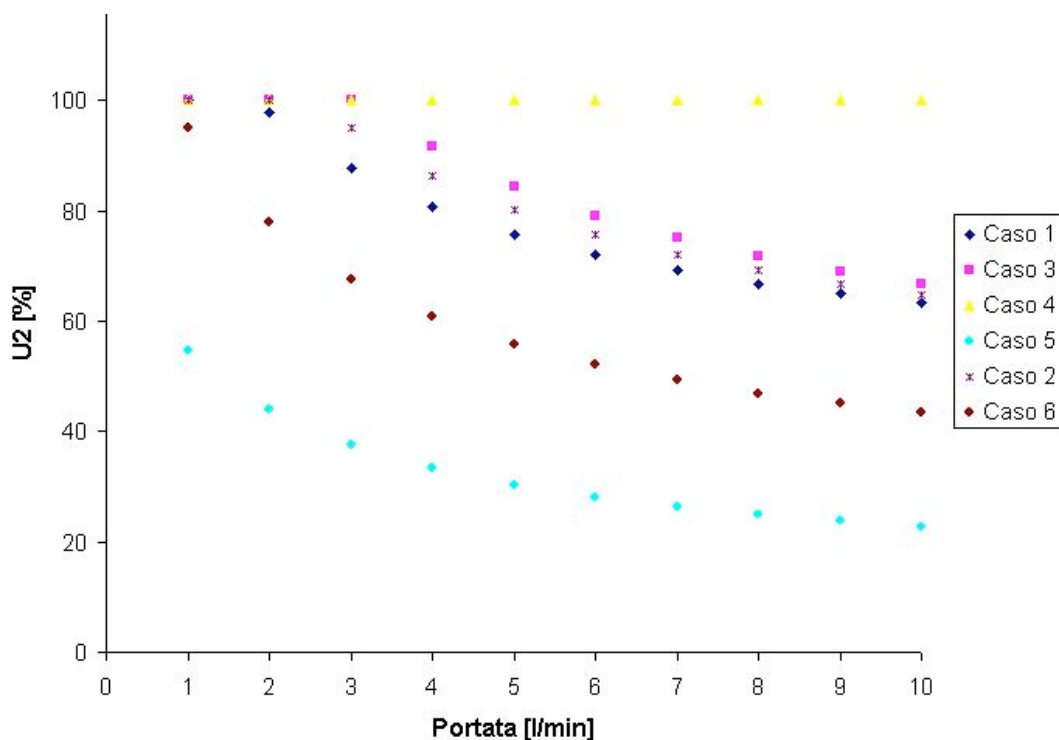


Fig. 3.17. Sensibilità di  $U_2$  in funzione della portata.

Come si evidenzia dal grafico la sensibilità ( $sensibilità = \frac{\partial U_2}{\partial g}$ ) non è uniforme;

infatti, essa è maggiore, in valore assoluto, per basse portate (0-6L/min).

I casi 1 e 3 sono casi che rispecchiano la realtà: è presumibile che se la temperatura dell'acqua sia molto elevata il gas in uscita si riscaldi molto e viceversa. Infatti, in tali casi la  $U_2$  assume valori ragionevoli. Nel caso 4 e 5, invece,  $U_2$  non assume

valori plausibili (nel caso 4 il gas in uscita è sempre saturo e nel caso 5 è sempre troppo poco umidificato): questo conferma che è impossibile avere un valore di temperatura del gas in uscita basso (alto) se la temperatura dell'acqua è molto elevata (molto bassa).

Il caso 2 è un caso intermedio ed infatti la  $U_2$  assume valori compresi tra quelli della  $U_2$  nel caso 1 e quelli della  $U_2$  nel caso 3.

Nel caso 6 la coppia di valori  $t_2$  e  $t_L$  sono stati trovati per "trial and error" tra le varie combinazioni che danno in uscita un valore di  $U_2$ , per basse portate, pari al 95%. Infatti, un eventuale sistema di controllo dovrebbe garantire un tale livello di umidificazione piuttosto che un valore a saturazione (100%) che, a causa delle goccioline d'acqua presenti, potrebbe creare seri danni al paziente. Si evince dal grafico, però, che per avere valori non saturati di  $U_2$  a basse portate inevitabilmente il gas a portate più alte è ancora meno umidificato rispetto al caso 1 o 2.

In sintesi, anche se gli attuali sistemi di controllo degli umidificatori HH non ne tengono conto, la portata è un parametro che influenza molto la  $U_2$ , ragion per cui dovrebbe essere inserita tra le variabili di ingresso dei sistemi di controllo.

✓ *Umidità al variare di  $t_2$*

Sono dati in ingresso al programma di calcolo i valori estremi e intermedi dei range individuati per  $g$  e  $t_L$  e i valori costanti individuati per  $t_1$  e  $U_1$ ; al variare di  $t_2$  esso restituisce in uscita  $U_2$ . Sono stati effettuati vari casi di seguito riportati (tabella 3.9).

Tabella 3.9. Dati forniti in ingresso al modello.

DATI IN INGRESSO	$g$ [l/min]	$t_L$ [°C]	$t_1$ [°C]	$U_1$ [%]
<b>Caso 1: valori minimi</b>	1	32	27	5
<b>Caso 2: valori intermedi</b>	5	40	27	5
<b>Caso 3: valori massimi</b>	10	50	27	5
<b>Caso 4: valori minimo-massimo</b>	1	50	27	5
<b>Caso 5: valori massimo-minimo</b>	10	32	27	5
<b>Caso 6: <math>U_2</math> non a saturazione</b>	9	40	27	5

Nel caso 6 si possono ripetere le stesse considerazioni fatte nel paragrafo precedente. Il caso 4 e il caso 5 rispecchiano la situazione riscontrata nelle misurazioni sperimentali effettuate (fig. 3.18)

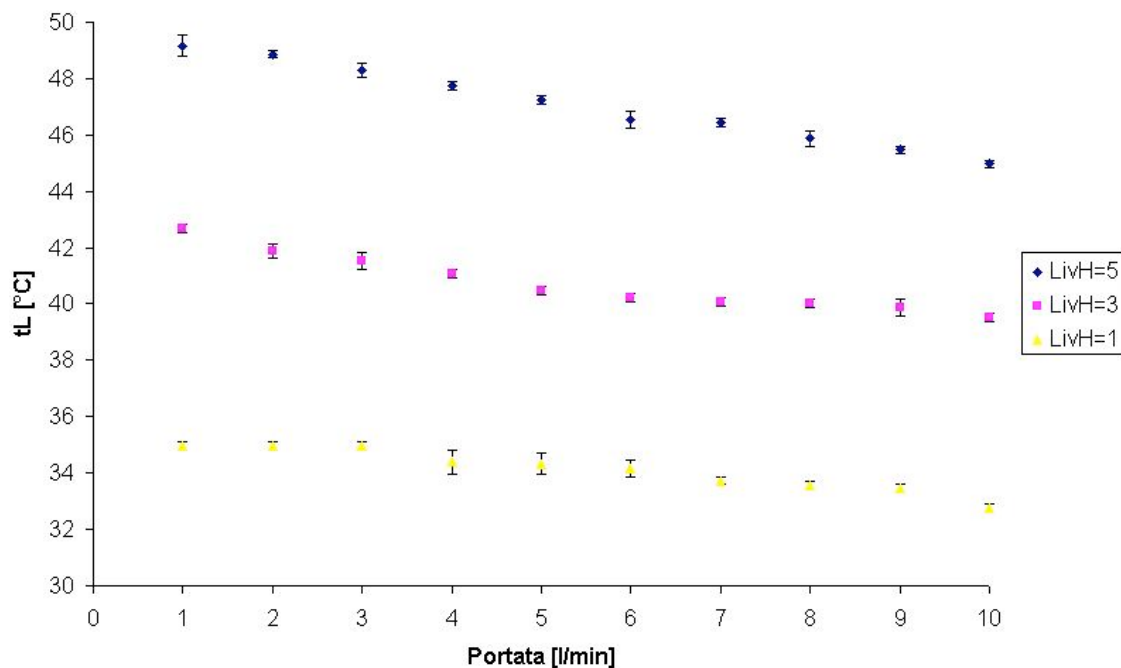


Fig. 3.18. Valori di  $t_L$  in funzione della portata misurati sperimentalmente.

Il grafico mette in luce, infatti, come la temperatura del liquido tenda a decrescere all'aumentare della portata impostata.

Se si valuta la  $U_2$  nel caso 4 e 5 (fig. 3.19) si nota come essa assuma dei valori non raccomandati nella ventilazione meccanica: nel caso 4 il gas in uscita è sempre in saturazione; nel caso 5 il gas assume dei livelli di umidificazione molto insufficienti.

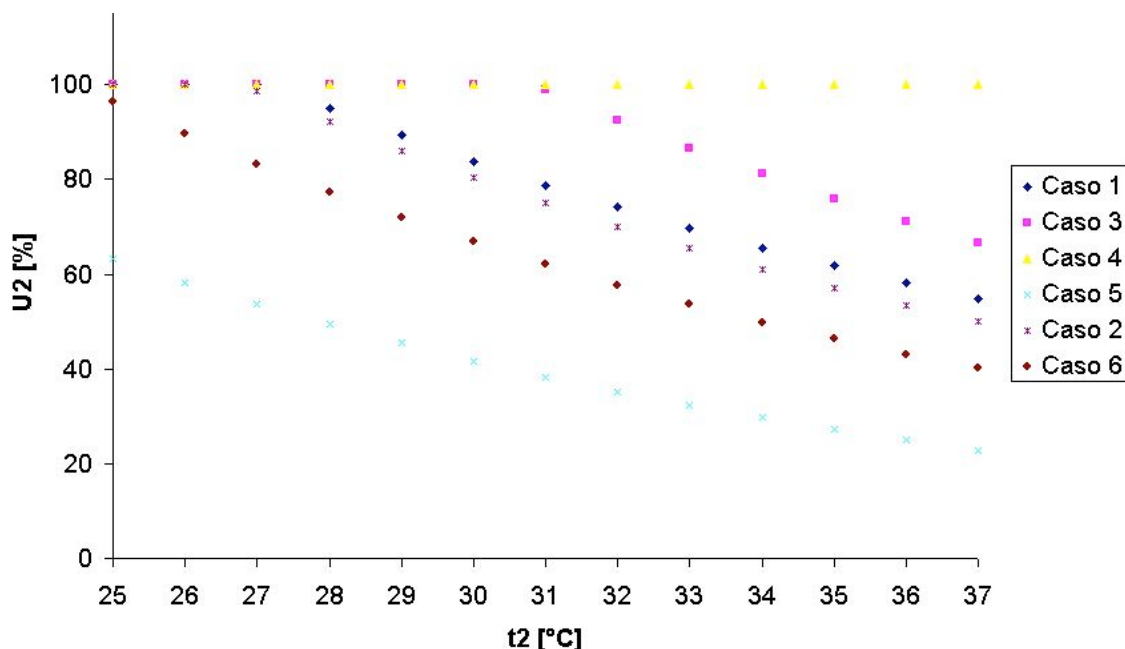


Fig. 3.19. Sensibilità di  $U_2$  in funzione della temperatura dell'aria in uscita dall'umidificatore.

Tale situazione dimostra come la temperatura dell'acqua è un parametro essenziale da inserire in un eventuale sistema di controllo. Il grafico dimostra come l'attuale controllo, non considerando  $t_L$ , consente di avere in uscita dei valori di  $U_2$  di molto lontani da quello raccomandato (95% costante ad ogni portata impostata).

Il caso 1 e 3 sono casi che non rispecchiano i dati sperimentali ma proprio per l'inefficienza del sistema di controllo forniscono in uscita dei valori di  $U_2$  più plausibili, non a saturazione e neanche al di sotto del 50%.

Questo paragrafo dimostra come il fatto di non inserire  $t_L$  all'interno del controllo porti ad avere dei dati sperimentali poco rispondenti con quelli in uscita dal modello e dei valori di  $U_2$  discostanti da quelli raccomandati.

La sensibilità è circa uniforme anche se tende ad essere maggiore per valori più bassi di  $t_2$ .

✓ *Umidità al variare di  $t_L$*

Sono forniti in ingresso al modello i valori estremi e intermedi dei range individuati per  $g$  e  $t_2$  e i valori costanti individuati per  $t_1$  e  $U_1$ ; al variare di  $t_L$  esso restituisce in uscita  $U_2$ . Sono stati effettuati vari casi di seguito riportati (tabella 3.10).

*Tabella 3.10. Dati in ingresso forniti al programma di calcolo.*

DATI IN INGRESSO	G[l/min]	$t_2$ [°C]	$t_1$ [°C]	$U_1$ [%]
<b>Caso 1: valori minimi</b>	1	25	27	5
<b>Caso 2: valori intermedi</b>	5	30	27	5
<b>Caso 3: valori massimi</b>	10	37	27	5
<b>Caso 4: valori minimo-massimo</b>	1	37	27	5
<b>Caso 5: valori massimo-minimo</b>	10	25	27	5
<b>Caso 6: <math>U_2</math> non a saturazione</b>	4	36	27	5

I casi 4 e 5 sono quelli riscontrati dagli studi sperimentali e, infatti, i valori di  $U_2$  in uscita sono plausibili (fig. 3.20); viceversa per i casi 1 e 3. Per il caso 6 si possono ripetere le considerazioni precedenti.



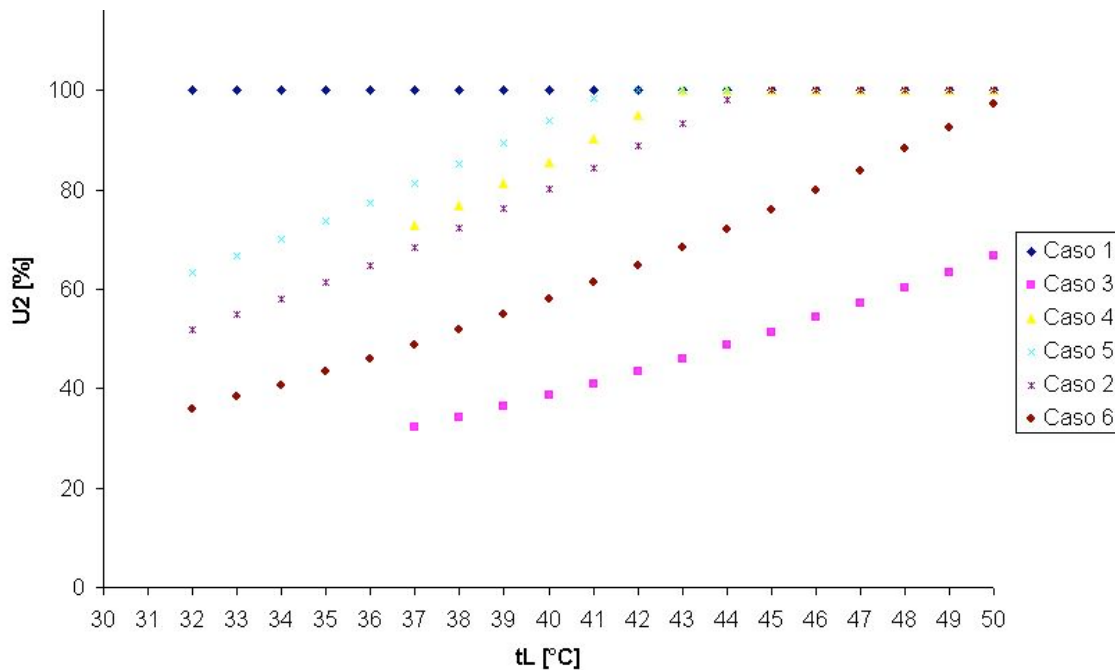


Fig. 3.20. Sensibilità di  $U_2$  in funzione della temperatura del liquido in uscita dall'umidificatore.

Nel caso 3 e 4  $t_2$  è fornito come valore costante e pari a 37 °C. Affinché il gas in uscita arrivi a tale temperatura, la temperatura dell'acqua deve essere almeno pari a 37 °C. Per queste ovvie ragioni nel caso 3 e 4  $t_L$  non si è fatto variare in tutto il suo range (32 °C-50 °C) ma da 37 °C a 50 °C.

La sensibilità al variare di  $t_L$  anche in tale situazione è circa costante anche se tende ad aumentare per valori più alti di  $t_L$ .

✓ *Conclusion*

La sensibilità è stata valutata nel caso 6 in quanto tale caso presenta dei valori, per basse portate, appena poco al di sotto della saturazione. L'analisi effettuata mostra che la sensibilità, come precedentemente verificato, non è costante: la sensibilità media di  $U_2$  rispetto a  $g$  per portate minori di 4 L/min è pari circa a 9 %/(L/min) e, invece, per portate superiori a tale valore, fino a 10 L/min, è pari circa a 2 %/(L/min); un tale risultato era prevedibile in quanto si è largamente dimostrato come l'aumento della portata provoca una sostanziale diminuzione di  $U_2$ ; la sensibilità media di  $U_2$  rispetto a  $t_2$  per temperature minori di 30 °C è pari circa a 6 %/°C e, invece, per temperature superiori a tale valore, fino a 37 °C, è pari circa a 3 %/°C; la sensibilità media di  $U_2$  rispetto a  $t_L$  per temperature dell'acqua minori di 44 °C è pari circa a 3 %/°C e, invece, per temperature superiori a tale valore, fino a 50 °C, è pari circa a 4%/°C .

Quindi, l'umidità in uscita risulta essere sensibile oltre che a  $g$  anche alle variazioni di  $t_2$  e  $t_L$ . Poiché tali valori sono confrontabili sarebbe sbagliato non tenere conto, in un eventuale sistema di controllo, sia di  $t_2$ , che di  $t_L$ , che di  $g$ .

### 3.7.2 Sistema di controllo realizzato

A valle dell'analisi della sensibilità è stato sviluppato un sistema di controllo che ha come variabili di ingresso non solo su  $t_2$ , ma anche su  $t_L$  e  $g$ : si è dimostrato con l'analisi della sensibilità che tutti e tre i succitati parametri sono responsabili di considerevoli variazioni dell'umidità in uscita.

E' stato sviluppato un programma di calcolo, per risolvere l'eq. 3.16 in  $t_L$ , fornendo in ingresso i seguenti parametri:

- $t_1=27$  °C, per i motivi precedentemente spiegati;
- $U_1=5\%$ , per i motivi precedentemente spiegati;
- $U_2=95\%$ .

$U_2=95\%$  è il valore di umidità relativa che si desidererebbe avere in uscita per ogni valore di portata impostato. A tale proposito, si fornisce come dato di ingresso il valore di umidità relativa desiderato al fine di trovare le combinazioni di  $t_L$ ,  $t_2$  e  $g$  per ottenerlo.

Quindi, si fa variare  $g$  da 1 L/min a 10 L/min e  $t_2$  tra 25 °C e 37 °C e si trova il valore di  $t_L$  per il quale:

$t_1=27$  °C,  $U_1=5\%$  e  $U_2=95\%$ .

Per effettuare un controllo efficiente bisogna, di conseguenza, utilizzare due sensori di temperatura, uno che misuri  $t_2$  e l'altro che misuri  $t_L$  e un sensore di flusso. In funzione della portata misurata e una volta misurata anche la  $t_2$ , si dovrebbe variare automaticamente la  $t_L$  al fine di ottenere un'umidificazione ottimale. Rispetto agli attuali umidificatori, che effettuano un controllo solo su  $t_2$  e, quindi, utilizzano un solo sensore di temperatura, il metodo succitato richiede un ulteriore sensore di temperatura (per la misurazione di  $t_L$ ) e un sensore di flusso. Ciò significa complicare il controllo e aumentare i costi ma sicuramente fornire al paziente un'umidificazione costante al variare della portata impostata e un gas perfettamente umidificato e non saturo.

Per ottenere un'umidità relativa in uscita pari al 95%, per  $t_1$  e  $U_1$  costanti, bisogna che il punto di lavoro, composto da  $t_L$ ,  $t_2$  e  $g$ , si trovi sulla superficie rappresentata in fig. 3.21.

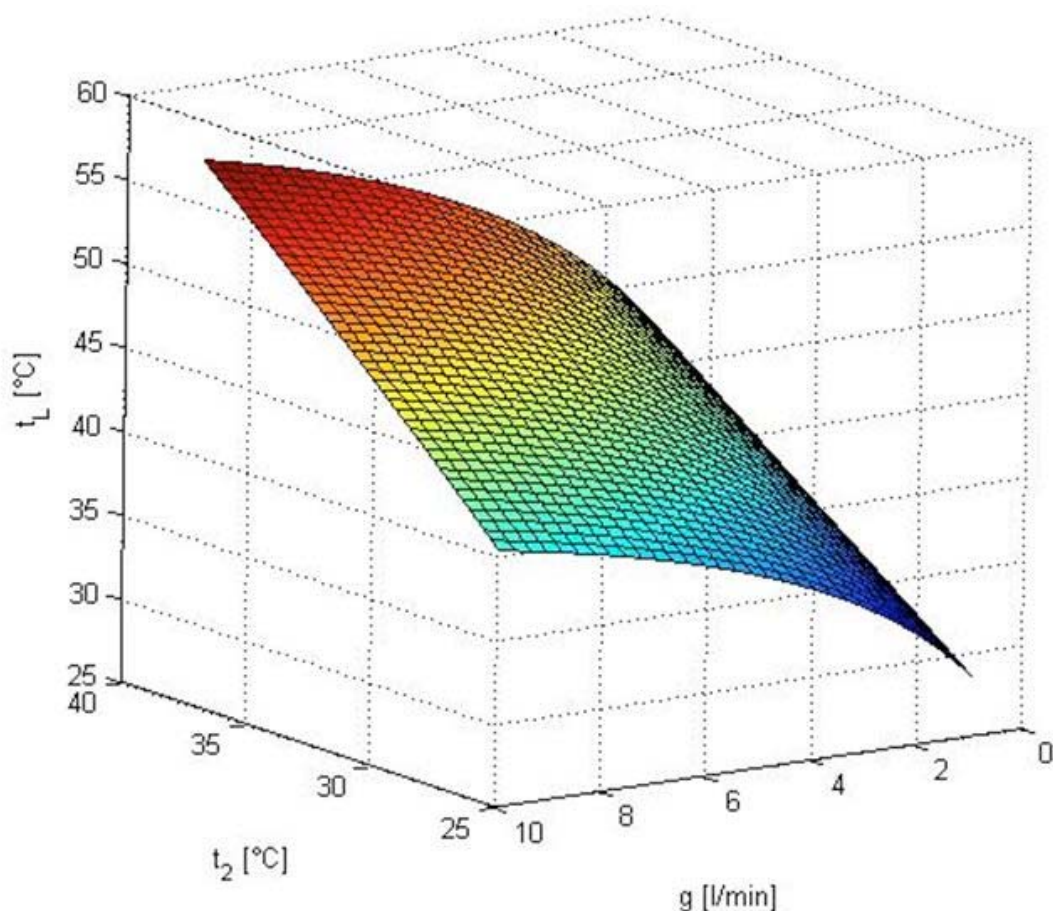


Fig. 3.21. Superficie che contiene le terne di valori di  $t_2$ ,  $t_1$  e  $g$  tali per cui si ottiene in uscita dall'umidificatore  $U_2=95\%$ .

Dalla fig. 3.21 si nota come  $t_L$  aumenti all'aumentare sia di  $g$  che di  $t_2$ .

Ad esempio, al fine di ottenere  $U_2$  intorno al 95% se la portata impostata è pari a 9,7 L/min e la  $t_2$  misurata dal sensore risulta essere 25,0 °C, il sistema di controllo automaticamente dovrebbe portare la temperatura dell'acqua a 40,1 °C incrementando o decrementando la potenza dissipata sul piatto caldo.

Al fine di validare il modello di controllo sono state condotte delle prove sperimentali. L'umidificatore è stato alimentato dall'esterno (generatore di tensione DC Power supply ISO-TECH IPS2302A) come mostrato in fig. 3.22, per poter variare la potenza dissipata sul piatto riscaldante e quindi variare la temperatura dell'acqua nella camera umidificatrice. Sono state misurate  $U_1$ ,  $t_1$ ,  $t_2$  e con il

programma di calcolo si è ottenuto il valore di  $t_L$  per il quale si ha  $U_2$  pari al 95% (tabella 3.11).

Si è variata la tensione di alimentazione fino a raggiungere il valore di  $t_L$  desiderato e si è valutata la  $U_2$  per la quale si otteneva tale valore (tabella 3.11).

Tabella 3.11 Validazione sistema di controllo.

	$t_2$ [°C]	G [L/min]	$U_1$ [%]	$t_1$ [°C]	$U_2$ [%]	$t_L$ [°C]
CASO 1						
Simulazione	29,7	10	5	26	95,0	47,6
Dati sperimentali	29,7±0,1	10	5±1	26,0±0,1	84,6±2	47,6±0,1
CASO 2						
Simulazione	28,8	10	5	26	95,0	46,4
Dati sperimentali	28,8±0,1	10	5±1	26,0±0,1	85,1±2	46,4±0,1
CASO 3						
Simulazione	29,1	9	5	26	95,0	46,1
Dati sperimentali	29,1±0,1	9	5±1	26,0±0,1	88,1±2	46,1±0,1
CASO 4						
Simulazione	29,0	9	5	26	95,0	45,9
Dati sperimentali	29,0±0,1	9	5±1	26,0±0,1	87,7±2	45,9±0,1
CASO 5						
Simulazione	28,5	8	5	26	95,0	44,5
Dati sperimentali	28,5±0,1	8	5±1	26,0±0,1	88,7±2	44,5±0,1
CASO 6						
Simulazione	28,2	7	5	26	95,0	43,2
Dati sperimentali	28,2±0,1	7	5±1	26,0±0,1	85,2±2	43,2±0,1
CASO 7						
Simulazione	28,0	6	5	26	95,0	42,0
Dati sperimentali	28,0±0,1	6	5±1	26,0±0,1	90,0±2	42,0±0,1
CASO 8						
Simulazione	27,0	5	5	26	95,0	39,5
Dati sperimentali	27,0±0,1	5	5±1	26,0±0,1	85,5±2	39,5±0,1
CASO 9						
Simulazione	26,5	4	5	26	95,0	37,3
Dati sperimentali	26,5±0,1	4	5±1	26,0±0,1	85,2±2	37,3±0,1
CASO 10						
Simulazione	25,2	3	5	23	95,0	34,7
Dati sperimentali	25,2±0,1	3	5±1	23,0±0,1	88,7±2	34,7±0,1
CASO 11						
Simulazione	25,4	2	5	23	95,0	32,6
Dati sperimentali	25,4±0,1	2	5±1	23,0±0,1	90,0±2	32,6±0,1
CASO 12						
Simulazione	28,0	1	5	20	85,1	32,8
Dati sperimentali	28,0±0,1	1	5±1	20,0±0,1	85,1±2	32,8±0,1

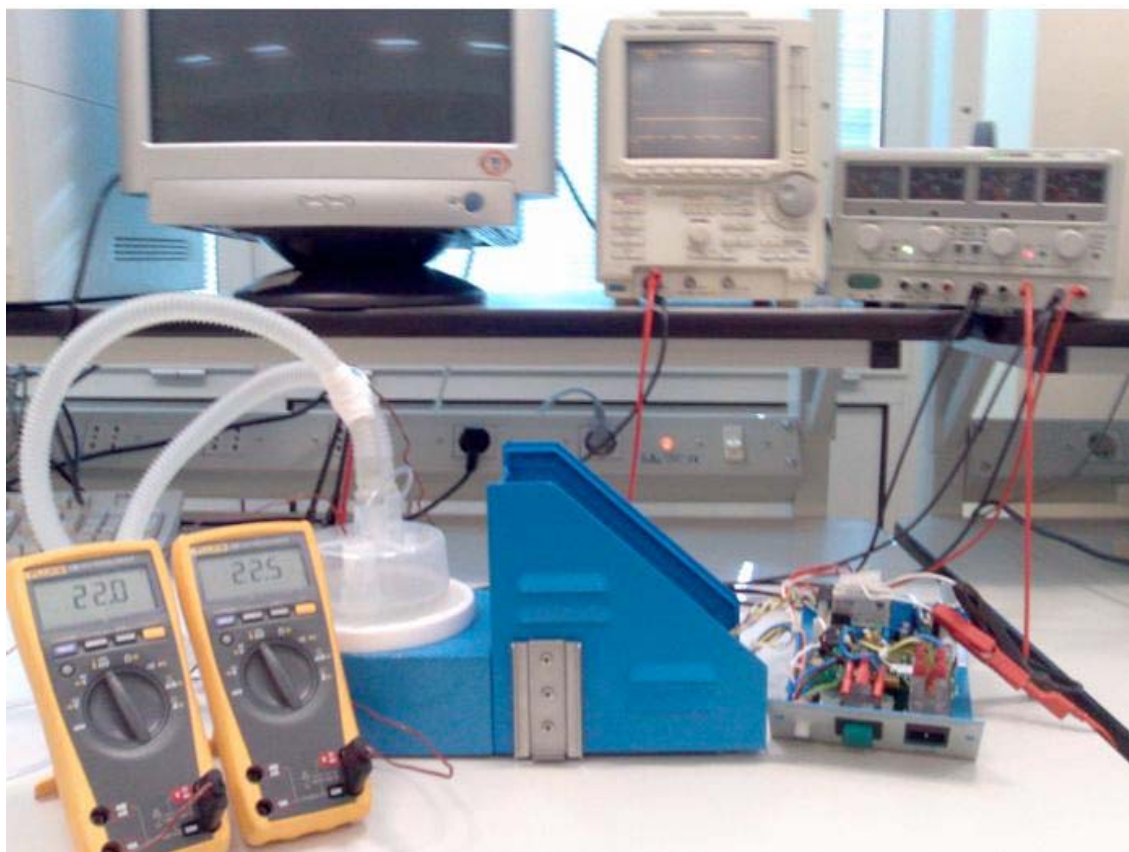


Fig. 3.22. Umidificatore alimentato dall'esterno per regolare  $t_L$ .

I valori di  $U_2$  ottenuti si mantengono nel range 85-90 % (tabella 3.11).

Tale sistema di controllo permette di ottenere, come mostrato in figura 3.23:

- dei valori pressoché costanti al variare della portata a differenza del sistema di controllo attualmente presente nell'umidificatore (fig. 3.7);
- dei valori sufficientemente elevati in quanto vicini al 95% e non a saturazione. Il sistema di controllo attualmente presente nell'umidificatore, invece, fornisce in uscita valori di  $U_2$  a saturazione per basse portate e valori di  $U_2$  troppo bassi (fino al 33%) per portate elevate (vedi figura 4.6);

Esiste una variazione di massimo il 10 % tra i valori di  $U_2$  misurati e quello desiderato (95 %). Tale percentuale è considerata sufficientemente buona viste la difficoltà nell'effettuare le prove sperimentali.

Per il controllo dell'umidificatore come sensore di flusso si è pensato di utilizzare il sensore presentato nel capitolo 2 principalmente per due motivi: il basso costo, che

consente applicazioni monouso, la maggiore sensibilità per basse portate (fig. 2.11) che risultano essere le condizioni di lavoro nella ventilazione neonatale.

Il tempo di risposta del sensore è  $20 \pm 5$ s (fig. 2.7) ma una risposta veloce del sensore non risulta essere necessaria in quanto sono lente le variazioni dei parametri termoigrometrici: tutti gli HH necessitano di circa cinque minuti per riscaldare il piatto caldo.

Utilizzando la formula che rappresenta la curva di calibrazione del sensore (par. 2.2.5) il grafico 4.8 può essere rappresentato mostrando lungo l'asse x l'effettiva uscita del sensore di flusso  $V_{out}$  [mV] anziché la portata  $g$  [L/min].

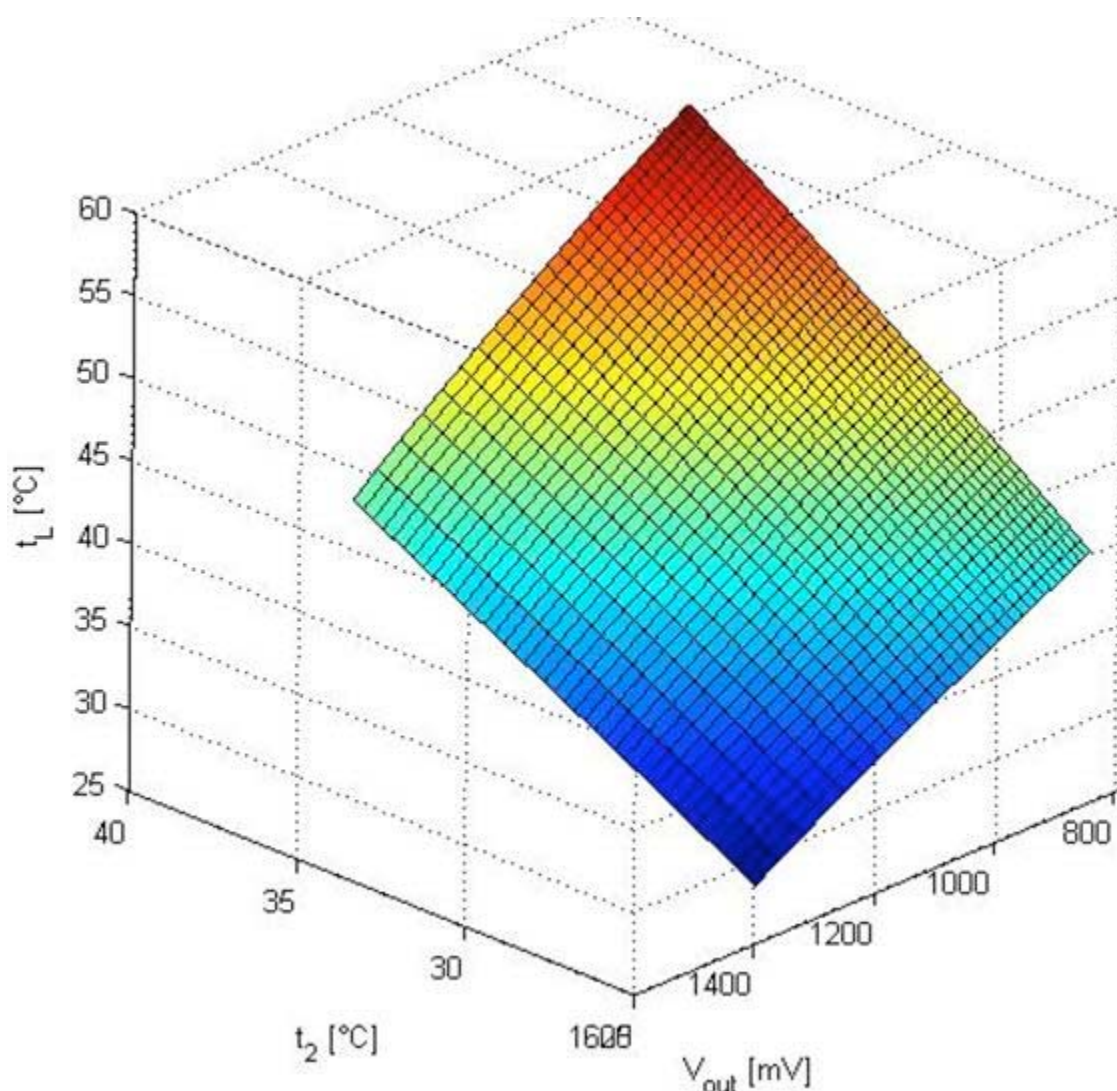


Fig. 3.23. Superficie di controllo utilizzando il flussimetro a hao sensong element.

### 3.8 Risultati

E' stato realizzato un modello per valutare le variabili che influenzano l'efficacia degli umidificatori più utilizzati in commercio (a piatto caldo) ed è stata analizzata la sensibilità ai suddetti parametri. Dai risultati si evince che le prestazioni dell'umidificatore sono fortemente influenzate dalla temperatura del gas in uscita dalla camera di umidificazione, dalla portata dello stesso e dalla temperatura dell'acqua presente nella camera di umidificazione. In seguito è stato realizzato un controllo che tiene in considerazione non solo la temperatura del gas in uscita ma anche gli altri due parametri che influenzano fortemente le prestazioni dell'umidificatore (la portata del gas in ingresso e la temperatura dell'acqua presente nella camera di umidificazione). I risultati ottenuti controllando l'umidificatore a piatto caldo realizzato dalla Ginevri s.r.l. sono più che soddisfacenti: si ottengono gas in uscita dall'umidificatore con un'umidità relativa compresa tra l' 85% e il 90% per portate che vanno da 1L/min a 10L/min. Come sensore di portata è stato utilizzato il sensore innovativo a hot sensing element (par. 2.2) che ha vari pregi: basso costo, alta sensibilità a bassi flussi. Tali risultati sono molto migliori di quelli ottenuti con il controllo su cui si basa il dispositivo, che tiene in considerazione solo la temperatura del gas in uscita dalla camera di umidificazione. Infatti dalle prove effettuate i valori di umidità relativa del gas condizionato passano da condizioni di saturazione (100%) in corrispondenza dei flussi più bassi (1-3L/min) a valori al di sotto del 60% per flussi più alti (10L/min).

## Bibliografia

- 
- <sup>77</sup> R.D. Branson et al. *American Association for Respiratory Care Clinical Practice Guidelines: humidification during mechanical ventilation. Respiratory Care*, vol 37, pp887-890, 1992.
- <sup>78</sup> R L Chatburn, F. P. Primiano. "A rational basis for humidity therapy". *Respiratory Care* vol.32, pp249-254, 1987.
- <sup>79</sup> "Perché l'umidificazione è vitale". Fisher & Paykel Healthcare.
- <sup>80</sup> Editorial "Humidification in paediatric anaesthesia". *Pediatric Anaesthesia* (2000) Vol.10 Pag. 117-119.
- <sup>81</sup> RD Branson "The effect of inadequate Humidity". *Respiratory care clinics of North America* (1998) Pag.199-213.
- <sup>82</sup> P.Cannone. "Ipotermia inattesa in sala operatoria". *Azienda ospedaliero-Universitaria di Bologna* (2006) Pag.1-24.
- <sup>83</sup> S.N.Ryan, B.D.Peterson. "The Ins and Out of humidification". *RT for decision makers in respiratory care* Febbraio/Marzo 2003.
- <sup>84</sup> W.O. Tarnow-Mordi et al. "Inadequate humidification of respiratory gases during mechanical ventilation of the newborn". *Archives of Disease in Childhood* (1986). Vol. 61 Pag. 698-700.
- <sup>85</sup> R. Butcher., M Boyle. "Mechanical ventilation learning package". Pp60-68, 1997.
- <sup>86</sup> FP Branca. "Fondamenti di ingegneria clinica". Edizioni Springer.
- <sup>87</sup> R.D.Branson. "Humidification for Patient with Artificial Airways". *Respiratory Care*, vol. 44, 1999, Pp 630-639.
- <sup>88</sup> J.P.Roustan et al. "Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation". *Intensive Care Med*, vol.18, Pp 97-100, 1992.
- <sup>89</sup> J. D. Ricard et al. "Bedside Evaluation of Efficient Airway Humidification During Mechanical Ventilation of the Critically III". *Chest*, vol.115, pp 1646-1652, 1999.
- <sup>90</sup> T. Nishida et al. "Performance of Heated Humidifiers with a heated wire according to ventilatory settings". *Journal of Aerosol Medicine* (2001) Vol. 14 Pag. 43-51.
- <sup>91</sup> J. Rathgeber et al. "Evaluation of Heated Humidifiers for use on intubated patients: a comparative study of humidifying efficiency, flow resistance, and alarm functions using a lung model". *Intensive Care Med* (2002). Vol. 28 Pag. 731-739.
- <sup>92</sup> Manuale d'uso umidificatore servocontrollato SCH 1000 PLUS (cod. 6837).
- <sup>93</sup> Manuale d'uso sensore PICO RH-02. Manual v 1.0.
- <sup>94</sup> M.C.Annesini "Fenomeni di trasporto: fondamenti ed applicazioni" *Ingegneria* 2000, (2004) Pag.268



## **CAPITOLO 4**

## **CONCLUSIONI**

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Emiliano Schena". The signature is written in a cursive style with a horizontal line underneath.

## 4.1 Conclusioni

Le due principali linee di ricerca seguite in questo lavoro di dottorato hanno portato al conseguimento di tutti i risultati prefissati all'inizio della collaborazione con la Ginevri s.r.l.:

- ✓ *Realizzazione di un flussimetro da utilizzare nell'ambito della ventilazione neonatale.*

E' stato progettato, realizzato e caratterizzato metrologicamente un sensore di flusso a resistenza lineare con peculiari caratteristiche geometriche che lo rendono originale. Tale sensore rispetta tutte le specifiche di progetto e quindi è utilizzabile in ventilazione neonatale: presenta volume contenuto (circa 1,5mL) al fine di non incrementare notevolmente lo spazio morto del circuito paziente; presenta una sensibilità pari a  $49 \frac{Pa}{L/min}$  che è maggiore di quella di altri pneumotacografi utilizzati

nell'ambito della ventilazione neonatale (ad es. lo pneumotacografo realizzato da Schaller, che viene utilizzato per il monitoraggio del flusso inspiratorio ed espiratorio, presenta una sensibilità di circa  $15 \frac{Pa}{L/min}$ ); presenta una buona

ripetibilità: <2% sia in tutto il range di misura che nel campo tipico della ventilazione neonatale  $[10 L/min; 10 L/min]$ ; presenta una buona linearità ( $R^2=0,974$ ) che aumenta se vengono considerate portate  $>2L/min$  ( $R^2>0,98$ ); permette di discriminare portate di gas inferiori a 0,5L/min.

Sono stati effettuati degli studi preliminari che hanno portato alla realizzazione di un primo prototipo di un sensore di flusso da utilizzare in ventilazione neonatale che si basa sull'utilizzo di fibre ottiche. I numerosi vantaggi nel realizzare un sensore che si basa sull'utilizzo di fibre ottiche (alta risoluzione e accuratezza, dimensioni ridotte, alta sensibilità e ampia banda passante, immunità da interferenze elettromagnetiche, bassa sensibilità a variazioni di temperatura, facile trasporto del segnale luminoso, flessibilità, elevata resistenza alla compressione, impiego di materiali inerti e termicamente stabili che li rendono interessanti sul piano della biocompatibilità) e i

positivi risultati preliminari (come l'elevata sensibilità a bassi flussi) portano a guardare con interesse sviluppi futuri.

✓ *Realizzazione di un flussimetro per il controllo dell'umidificatore SCH 1000 PLUS.*

Dall'analisi sperimentale emerge che le performance dell'umidificatore SCH 1000 PLUS realizzato dalla Ginevri s.r.l. sono ridotte dalle impostazioni del ventilatore in quanto l'umidità presente nel gas dipende da quanto tempo l'aria rimane nella camera di umidificazione e, quindi, dalla portata del gas. Le prove sperimentali sull'umidificatore mostrano che a elevate portate l'umidità relativa dei gas può raggiungere valori bassi, 33%, e che a basse portate i gas presentano condensa. Il valore ottimo è, invece, 95 % senza condensa.

Al fine di migliorare le performance di tale umidificatore è stato realizzato e validato con misure sperimentali un modello matematico, che consentisse di controllare tutti i parametri di interesse.

Dall'analisi della sensibilità è emerso che il livello di umidificazione dei gas dipende dalla portata, dalla temperatura dell'acqua presente nella camera di umidificazione e dalla temperatura del gas: piccole variazioni di questi parametri possono causare effettive variazioni di umidità relativa.

Il sistema di controllo della maggior parte degli HH disponibili in commercio è basato sulla misura e sul controllo della sola temperatura del gas, mentre la portata e la temperatura dell'acqua non sono utilizzate come variabili di controllo. Di conseguenza, è stato realizzato un sistema di controllo automatico basato sulle misure della temperatura del gas, della temperatura dell'acqua e della portata. I due sensori di temperatura e il sensore di portata misurano rispettivamente le tre succitate variabili e il sistema di controllo varia la temperatura dell'acqua variando l'alimentazione del piatto riscaldante al fine di raggiungere il valore ottimale di umidità relativa dei gas.

La realizzazione del sistema di controllo mostra che: i valori di umidità relativa inviati al paziente sono pressoché costanti e vicini al valore ideale (85÷90%) al variare della portata, migliorando le prestazioni del sistema di controllo attualmente presente nell'umidificatore. Per realizzare un controllo che si basasse sulla misura

della portata è stato progettato e realizzato un flussimetro che utilizza due transistor come elementi sensibili. Presenta un costo limitato quindi può essere utilizzato per applicazioni mono-paziente: il costo delle circuiteria elettronica è di pochi euro.

Presenta elevata sensibilità, soprattutto a bassi flussi, pari a circa  $-5 \text{ mV} / (\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$ .

Un altro pregio è l'ottima ripetibilità ( $<2\%$  per tutto il range di calibrazione) e la non elevata sensibilità alle variazioni della temperatura del gas (una variazione di  $10^\circ\text{C}$  comporta una variazione sull'uscita inferiore al  $7\%$ ). Il tempo di risposta è di circa  $20\text{s}$  e quindi può essere utilizzato per realizzare un controllo al fine di migliorare l'efficacia dell'umidificatore nei ventilatori poiché le grandezze di interesse (umidità del gas e temperatura dello stesso) variano lentamente nel tempo.

✓ *Misure di volume erogato in ventilazione neonatale*

E' stata, infine, sviluppata un'altra linea di ricerca volta al superamento di alcune problematiche legate alla misura dei volumi di gas insufflati al paziente. I volumi vengono misurati, atto per atto, dall'integrazione del segnale di flusso misurato. Alla fine di ogni atto il volume inspirato è uguale al volume espirato e quindi il segnale di volume dovrebbe tornare al valore di riferimento. Per ottenere questo risultato si effettuano delle compensazioni via software soprattutto per via della risposta non simmetrica del sensore di flusso. Per superare questo problema è stato sviluppato uno studio che ha portato alla progettazione e alla realizzazione di tre sensori a orifizio che, per via della particolare geometria, presentano un comportamento molto positivo dal punto di vista della simmetria della risposta. Per quantificare il comportamento simmetrico del sensore è stato introdotto un indice S definito come

segue:  $S = \frac{|f(x_0) - f(-x_0)|}{|f(x_0)| + |f(-x_0)|}$  dove  $x_0$  e  $-x_0$  sono coppie simmetriche di valori di

flusso e  $f(x)$  è l'uscita del sensore. Nel caso migliore tale indice è di circa l'8% su tutto il range di misura.