

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELL' ELABORATO

**CARATTERIZZAZIONE E CONFRONTO DI MISURATORI
DI PORTATA IN EMODIALISI**

Elaborato in

LABORATORIO DI BIOINGEGNERIA

Relatore

Prof. Ing. Stefano Severi

Presentata da

Andrea Mazzocchi

.....
Correlatori

Dott.ssa Claudia Perazzini

Ing. Andrea Visotti

Sessione III

Anno Accademico 2013/2014

Indice

| | |
|--|----|
| Introduzione | 1 |
| Capitolo 1: Introduzione sull'insufficienza renale e sulla dialisi | 3 |
| 1.1 Funzionalità renale..... | 3 |
| 1.2 Insufficienza renale..... | 4 |
| 1.2.1 Insufficienza renale acuta | 5 |
| 1.2.1 Insufficienza renale cronica | 6 |
| 1.3 Trattamenti sostitutivi..... | 7 |
| 1.3.1 Emodialisi | 8 |
| 1.3.1.1 Principio di funzionamento | 8 |
| 1.3.1.1 Tipologie di emodialisi..... | 11 |
| 1.3.2 Dialisi peritoneale | 16 |
| 1.3.2 Trapianto..... | 17 |
| 1.4 Componenti del circuito extracorporeo | 17 |
| 1.4.1 Circuito lato sangue | 17 |
| 1.4.2 Circuito dializzato..... | 21 |
| Capitolo 2: Stato dell'arte dei misuratori di portata | 25 |
| 2.1 Contatori volumetrici..... | 28 |
| 2.2 Misuratori massici Coriolis | 41 |
| 2.3 Misuratori a pressione differenziale | 48 |
| 2.4 Misuratori a turbina | 51 |
| 2.5 Misuratore di portata magnetico | 53 |
| 2.6 Misuratori fluidodinamici a vortice | 54 |
| 2.7 Misuratori ad ultrasuoni..... | 55 |
| 2.8 Misuratori di portata tramite forza e momento..... | 57 |
| Capitolo 3: Studio del comportamento dei flussimetri in esame (Materiali e metodi) | 60 |
| 3.1 Obiettivo dello studio | 60 |
| 3.2 Schema e calibrazione del circuito in esame | 60 |
| 3.2.1 Effetto Hall | 64 |
| 3.3 Sistema di acquisizione dati: Arduino | 65 |
| 3.3.1 Arduino Mega 2560 | 66 |
| 3.3.1.1 Microcontrollore e Memorie di Arduino..... | 67 |

| | |
|---|-----------|
| 3.3.1.2 Input & Output Arduino | 67 |
| 3.3.2 Software Arduino..... | 68 |
| 3.3.2.1 Sviluppo del software di controllo | 68 |
| 3.3.2.2 Commenti e specifiche di realizzazione del codice..... | 68 |
| 3.4 Protocollo di acquisizione dati..... | 69 |
| 3.4.1 Protocollo..... | 70 |
| 3.5 Elaborazione dei dati | 71 |
| 3.5.1 Elaborazione dei dati tramite Matlab..... | 73 |
| Capitolo 4: Presentazione ed analisi dei dati per via grafica (Analisi dei dati) | 77 |
| 4.1 Correlazione..... | 77 |
| 4.2 Bland-Altman plot | 81 |
| Conclusioni e sviluppi futuri | 84 |
| Appendice..... | 86 |
| Bibliografia | 97 |

Introduzione

La dialisi (dal greco dia-lisi: separare, sciogliere in mezzo) è una terapia essenziale alla sopravvivenza delle persone colpite da insufficienza renale finalizzata alla sostituzione della funzione renale. Senza questo trattamento periodico l'aspettativa di vita si riduce a pochi giorni. Il fine principale di questo trattamento è il ripristino dell'equilibrio idro-elettrolitico e acido-base del paziente, tramite meccanismi di diffusione e convezione dei soluti e la rimozione del fluido in eccesso che l'organismo non è in grado di espellere autonomamente. Il sistema preleva dal paziente il sangue uremico e lo convoglia nel filtro, dove, mediante una differenza di pressione si ha un passaggio di liquido (proporzionale alla differenza di pressione e al coefficiente di permeabilità della membrana) e di soluti (in modo selettivo) dal sangue al liquido di dialisi. La parte di liquido che passa dal lato di circuito dedicata al sangue, alla parte di circuito dedicata al liquido di dialisi prende il nome di ultrafiltrato. Il sangue ripulito torna al paziente. Ciò comporta che nelle macchine per emodialisi ci sia un sistema di controllo dedicato all'ultrafiltrazione, ossia una misura del volume di liquidi rimossi dal paziente: differenza tra la portata di liquido di dialisi in ingresso e la portata di liquido di dialisi in uscita. La durata della seduta è variabile, è finalizzata a riportare il paziente al peso ottimale (peso secco) prescritto dal medico curante in un tempo limitato (4h); deve essere impostata una velocità del calo di volume non eccessiva per evitare ulteriore malessere al paziente. Il controllo dell'ultrafiltrato assume perciò un ruolo centrale nello sviluppo del sistema di dialisi.

Il seguente elaborato è stato svolto presso il laboratorio della start up IBD Italian Biomedical Devices di San Lazzaro di Savena (BO), presso il quale, uno degli attuali progetti in via di sviluppo è la realizzazione di una macchina per emodialisi a basso costo. Legato a questo progetto vi è appunto lo studio dei misuratori di portata ideali per realizzare il sistema di ultrafiltrazione di tale dispositivo.

Obiettivo della tesi è stato quello di confrontare due misuratori di portata e valutarne l'adeguatezza per la gestione del sistema di ultrafiltrazione del dispositivo per emodialisi in via di sviluppo. È stato esplorato tutto il range di portate a cui potrebbero essere sottoposti durante l'utilizzo del macchinario.

I sensori oggetto di studio sono l' Oval Gears Flowmeters di produzione Lean ed il flussimetro Series 800 di produzione Imsystem, entrambi adatti all'impiego in ambito biomedicale. Appartengono a due classi di misuratori di portata diverse: il primo è un

contatore volumetrico, genera verso l'esterno un numero di fronti pari al numero di volumi base (noto) che attraversano la sezione. Il secondo è un misuratore a turbina, anch'esso genera impulsi verso l'esterno in numero proporzionale alla velocità del fluido. Per generare gli impulsi entrambi i misuratori sfruttano l'effetto Hall.

Il gold-standard per questi strumenti è il flussimetro massico Coriolis, ma non avendolo a disposizione è stata impiegata una bilancia da banco.

Lo studio dei sensori necessita anche di una parte di acquisizione dei segnali provenienti dai sensori, che è stata implementata interamente sulla piattaforma Arduino. I dati acquisiti sono poi stati elaborati ed analizzati al fine di avere un confronto tra i due misuratori e con il gold-standard per poterne valutare le caratteristiche. Per valutare le prestazioni dei due misuratori sono state eseguite diverse prove, variando il valore di portata, seguendo un protocollo sperimentale creato appositamente.

L'elaborato si articola in:

- Capitolo 1: in questo capitolo vengono introdotte le funzioni del rene a livello fisiologico e le cause che possono portare a insufficienza renale. Sono descritte le principali differenze tra le varie tecniche dialitiche ed in specifico parti e sensori che compongono la macchina per emodialisi.
- Capitolo 2: descrizione dei misuratori di portata ed il loro principio di funzionamento, trattando in specifico quelli di maggior interesse per il progetto.
- Capitolo 3: descrizione del materiale usato per la realizzazione del circuito implementato per lo studio dei flussimetri. Descrizione del programma stilato per l'acquisizione dei dati e del protocollo seguito. Sono state poi analizzate le tecniche per l'elaborazione dei dati.
- Capitolo 4: questo capitolo riporta l'analisi dei dati provenienti dai due flussimetri con le tecniche descritte nel capitolo precedente. Sono mostrati i grafici utilizzati per confrontare singolarmente ogni flussimetro con il gold-standard.
- Conclusioni: conclusioni tratte dall'analisi dei dati e possibili sviluppi futuri derivanti da tale studio.
- Appendice: sono riportati i programmi in linguaggio C implementati per Arduino e gli script file usati in Matlab per l'elaborazione dei dati.

Capitolo 1:

Introduzione sull'insufficienza renale e sulla dialisi

1.1 Funzionalità renale

Le principali funzioni dei reni all'interno dell'organismo si possono raggruppare in due sottoclassi: funzione escretoria e funzione secretoria.

La funzione escretoria, o depurativa, permette:

- la rimozione dal circolo sanguigno dei prodotti di rifiuto.

Le principali sostanze eliminate sono i prodotti terminali del metabolismo come urea, creatinina e acido urico, la bilirubina (prodotto terminale della scomposizione dell'emoglobina), le tossine, i metaboliti dei vari ormoni e sostanze estranee come pesticidi, farmaci e additivi alimentari.

- La rimozione dei fluidi in eccesso.

L'organismo contiene all'incirca 42 Litri di acqua distribuiti nel seguente modo: 28L all'interno della membrana cellulare, 11L di fluido interstiziale tra membrana cellulare e membrana capillare e 3L di plasma. Normalmente l'assunzione odierna di liquidi è circa 2,3L i quali vengono poi espulsi per mantenere l'equilibrio idrico dell'organismo, principalmente, tramite l'urina (1,4L/gg) e secondariamente tramite sudore (0,1L/gg), feci (0,1L/gg) ed evaporazione o diffusione (0,7 L/gg).

- La regolazione della concentrazione degli elettroliti, della pressione a lungo termine e dell'equilibrio acido-base dell'intero organismo.

La funzione secretoria comprende:

- la secrezione dell'eritropoietina.

Questo ormone è responsabile della produzione di globuli rossi.

- La secrezione della renina.

Questo ormone responsabile della regolazione a breve termine della pressione arteriosa.

- La produzione della forma attiva della vitamina D, fondamentale per l'assorbimento intestinale di calcio e per la calcificazione delle ossa.
- La sintesi di glucosio dalla scissione degli amminoacidi, durante le fasi di digiuno.

Quando, in un caso clinico, queste funzioni vengono meno, in maniera parziale o totale, si parla di insufficienza renale. La funzione renale viene valutata tramite la velocità di filtrazione glomerulare, abbreviata come VFG. Questa velocità di filtrazione può essere valutata tramite la stima della clearance della creatinina¹, in quanto questa sostanza viene completamente filtrata assumendo il valore massimo di filtrazione del rene. La formula di cui ci si avvale per stimare la clearance è la seguente:

$$CL = \frac{C_u * V}{C_p}$$

- CL= clearance della sostanza (ml/min);
- V= flusso urinario (ml/min);
- Cu= concentrazione della sostanza nelle urine (mg/ml);
- Cp= concentrazione plasmatica della sostanza (mg/ml).

Il valore standard di VFG che può assumere la creatinina in un individuo maschio sano è compreso tra 80 e 125 ml/min. Ciò comporta che in un individuo sano, adulto e di peso normale vengano purificati dai reni 180L/gg di fluido corporeo.

1.2 Insufficienza renale

L'insufficienza renale è una condizione in cui i reni non riescono ad assicurare la normale eliminazione di scorie e la normalità della composizione dei liquidi corporei.

Possiamo distinguere due forme patologiche renali gravi:

- Insufficienza renale acuta, in cui i reni smettono improvvisamente di funzionare in modo completo o quasi completo, ma possono riprendere la normale funzionalità.

¹ creatinina: è un sottoprodotto del metabolismo del muscolo (quindi già presente nell'organismo) che viene quasi completamente eliminato dai liquidi corporei per filtrazione glomerulare.

- Insufficienza renale cronica, in cui c'è una progressiva perdita di funzionalità di un numero sempre maggiore di nefroni che gradualmente diminuiscono la funzionalità generale renale.

All'interno delle due categorie principali, ci sono molte patologie renali specifiche che possono colpire i vasi sanguigni renali, i glomeruli, i tubuli, l'interstizio renale e parte del tratto urinario al di fuori dei reni, compresi gli ureteri e la vescica.

1.2.1 Insufficienza renale acuta

L'insufficienza renale acuta (IRA), a differenza dell'insufficienza renale cronica che si instaura progressivamente, è un complesso quadro clinico caratterizzato da una rapida riduzione della diuresi, che porta ad uno scompenso d'organo e ad una potenziale capacità di regressione, determinando un aumento della azotemia, di altri metaboliti escreti dal rene, ritenzione idrica ed alterazioni elettrolitiche. La perdita della funzionalità renale è evidenziabile con la misurazione della creatinina nel siero che consente di stimare il GFR (non che del VFG).

Le cause dell'insufficienza renale acuta possono essere suddivise nelle seguenti tre categorie principali.

1. Insufficienza renale acuta che risulta da insufficiente apporto sanguigno ai reni; è una condizione generalmente definita insufficienza renale acuta pre-renale (o funzionale) per indicare il fatto che le anomalie sono presenti in un sistema posto prima dei reni. Può essere dovuta a:
 - insufficienza cardiaca (cuore e reni sono due organi fortemente collegati, tanto che si può definire sindrome cardio-renale) con ridotta gittata e bassa pressione sanguigna;
 - condizioni associate a diminuito volume ematico e bassa pressione sanguigna, come una grave emorragia (causata da eventuale trauma);
 - ad elevata ipertensione arteriosa o riduzione delle resistenze periferiche.

2. Insufficienza renale acuta renale che risulta da anomalie (anche lesioni) all'interno dello stesso rene, che possono interessare i vasi sanguigni, i glomeruli o i tubuli. Quindi le principali cause possono essere infettive, tossiche o generate da interventi chirurgici (ad esempio rigetto da trapianto renale).

3. Insufficienza renale acuta post-renale (o ostruttiva), che risulta dall'ostruzione del sistema collettore urinario in un punto qualsiasi compreso tra i calici e l'uscita dalla vescica. La causa più comune di ostruzione del tratto urinario esternamente al rene sono i calcoli renali causati dalla precipitazione di calcio, urato o cistina oppure dalla presenza di neoplasie.

1.2.2 Insufficienza renale cronica

L'insufficienza renale cronica (IRC) deriva dalla perdita progressiva e irreversibile di un grosso numero di nefroni funzionanti, tale da provocare alterazioni nella composizione dei liquidi dell'organismo. Di solito non compaiono gravi sintomi clinici finché il numero di nefroni funzionanti non scende al di sotto del 70-75% del valore normale. Infatti, può ancora essere mantenuta una normale concentrazione plasmatica degli elettroliti e il volume di liquido corporeo può rimanere normale finché il numero di nefroni funzionanti non scende al di sotto del 20-25% del normale.

Esistono vari stadi per indicare la gravità della malattia in funzione del GFR. Essi sono descritti nella tabella di Figura 0 secondo le linee guida K-DOQI (Kidney Disease Outcome Quality Initiative):

| STADIO | DESCRIZIONE | GFR o VFG (ml/min per 1,73m ²) |
|--------|---|--|
| 1 | Segni di danno renale con GFR normale o aumentato | ≥90 |
| 2 | IRC lieve | 60-89 |
| 3 | IRC moderata | 30-59 |
| 4 | IRC severa | 15-29 |
| 5 | Uremia | ≤15 |

Figura 0: tabella per identificazione dello stadio della malattia

Stadio 1: il "danno renale" è diagnosticato a partire da reperti di laboratorio (presenza di albumina, proteine o tracce di sangue di origine renale nelle urine), tramite indagini strumentali (ecografia renale) o indagini istologiche (biopsia renale). Il GFR risulta normale.

Stadio 2: si manifesta sommando al danno renale (stadio 1) una lieve riduzione del GFR.

Stadio 3: presenta una riduzione moderata del GFR.

Stadio 4: presenta una grave riduzione del GFR.

Stadio 5: vi è l'insorgere di insufficienza renale terminale (o uremia).

La funzione renale diminuisce lentamente nell'arco di un tempo piuttosto lungo, da mesi ad anni, e la velocità della progressione dipende dalla malattia che ha provocato l'insufficienza renale, anche se si osserva una grande variabilità individuale.

Le cause maggiori sono:

- Diabete e ipertensione: sono le due principali cause in quanto responsabili per più dei due terzi dei casi. Esse colpiscono inizialmente i vasi sanguigni.
- Glomerulonefriti: causano infiammazione e danni ai glomeruli.
- Pielonefriti e nefriti interstiziali: coinvolgono i reni nella loro componente tubulare e interstiziale. Possono essere provocate da infezioni ricorrenti, abuso di farmaci o malattie croniche o da patologia ostruttiva del tratto urinario.
- Malattie ereditarie o anomalie congenite (per esempio reni policistici).

Nei casi in cui l'insufficienza renale raggiunga stadi avanzati, risulta necessaria la terapia sostitutiva, rappresentata dalla dialisi o dal trapianto. Nel 2004, infatti, la classificazione della KDIGO (Kidney Disease Improving Global Outcomes) è stata modificata aggiungendo una lettera ("T" per trapianto e "D" per dialisi) per dare un riferimento riguardo il trattamento sostitutivo adatto ad ogni caso specifico.

1.3 Trattamenti sostitutivi

I trattamenti sostitutivi renali sono tutte quelle terapie atte a sopperire le insufficienze renali gravi e si rendono necessarie quando si perde più del 90% della funzionalità del rene. Questo si verifica solitamente, ma non necessariamente, dopo molti mesi o anni dalla prima diagnosi di malattia renale.

I reni, non sono più in grado di svolgere la loro funzione, non riescono quindi a ripulire il sangue dalle sostanze di scarto, le quali si accumulano nel sangue; le terapie mirano a sostituire la funzione renale rimuovendo le sostanze tossiche e i liquidi accumulati in eccesso.

1.3.1 Emodialisi (o dialisi extracorporea)

La dialisi consiste in un processo fisico atto a separare molecole in soluzione attraverso l'utilizzo di una membrana semipermeabile. Più semplicemente si può dire che una soluzione contaminata (il sangue carico di "sostanze tossiche" del paziente uremico) viene depurata da una "soluzione di lavaggio" (il dializzato o bagno di dialisi) da cui è separata tramite una membrana semipermeabile. La membrana utilizzata per la dialisi è permeabile solo a determinate sostanze, cioè si comporta come un filtro i cui pori hanno dimensioni molecolari. L'obiettivo è quello di rimuovere l'eccesso di sostanze tossiche o almeno di mantenere la loro concentrazione plasmatica al di sotto dei livelli considerati tossici. Questa metodica viene definita "extracorporea" perché il sangue viene prelevato dal paziente tramite un accesso vascolare, viene fatto fluire esternamente attraverso un circuito, depurato attraverso un filtro (contenente la membrana) e infine re-infuso. I principi fisici che vengono sfruttati durante il trattamento sono la diffusione e la convezione.

I pazienti sottoposti a dialisi extracorporea solitamente eseguono il trattamento 3 volte alla settimana e ogni seduta dura circa 4 ore, con turni alla mattina o al pomeriggio.

1.3.1.1 Principio di funzionamento

Il trasporto delle sostanze attraverso la membrana dipende:

- dalla differenza di concentrazione delle sostanze ai due lati della membrana semipermeabile e cioè tra lato "sporco" (comparto sangue) e il "lato pulito" (comparto dializzato) o viceversa;
- dalla pressione idrostatica del liquido da filtrare;
- dalla pressione osmotica esercitata dalle sostanze presenti in soluzione;
- dall'interazione tra la membrana semipermeabile e il liquido da filtrare.

I principi fisico-chimici che stanno alla base di questo trasporto da un lato all'altro della membrana semipermeabile sono: diffusione, filtrazione e convezione, osmosi e adsorbimento; anche se sono principalmente i primi due citati a garantire il funzionamento.

La **diffusione** è definita come la migrazione di molecole, provocata da movimento casuale, da un regione in cui la concentrazione delle stesse è maggiore a una regione a concentrazione

inferiore. In termini termodinamici, i soluti a più alta concentrazione sono a un più alto stato energetico, quindi tendono naturalmente a raggiungere uno stato energetico più basso dove la loro concentrazione è inferiore. La legge che regola questo fenomeno è descritta dalla formulazione di Fick:

$$J_f = D \cdot T \cdot A \cdot \left(\frac{dC}{dx}\right)$$

- J_f = Flusso di soluto (mg/min)
- D = Coefficiente di diffusione (ml/(min/cm²/C°))
- T = Temperatura della soluzione (°C)
- A = Superficie del fronte di diffusione (cm²)
- $\frac{dC}{dx}$ = Gradiente di concentrazione (mg/ml/cm)
- x = Spessore della membrana (cm)

Con il termine **ultrafiltrazione** si intende il passaggio o il trasporto del solvente (acqua plasmatica) da un lato della membrana all'altro, accompagnato da trasporto di soluto tramite convezione. Per ottenere l'ultrafiltrazione è necessaria una differenza di pressione idrostatica che viene applicata grazie a delle pompe nella macchina di dialisi.

L'ultrafiltrazione avviene all'interno del filtro. Tale fenomeno avviene come conseguenza dell'instaurarsi di una pressione positiva sul lato del sangue e una negativa generata sul lato del liquido di dialisi. Questa differenza di pressione si somma alla pressione osmotica garantendo il trasporto.

Il flusso di ultrafiltrazione Q_{UF} è esprimibile in funzione delle caratteristiche della membrana e del gradiente di pressione:

$$Q_{UF} = K \cdot S \cdot P_{TM}$$

- Q_{UF} = Quantità del soluto trasferito
- K = Coefficiente di permeabilità delle membrana
- S = Superficie della membrana
- P_{TM} = Pressione trans-membrana

La pressione trans-membrana, indicata anche come TMP, è definita da:

$$TMP = \frac{(P_{B_in} + P_{B_out})}{2} - \frac{(P_{D_in} + P_{D_out})}{2} - P_{onc}$$

Dove P_{B_in} e P_{B_out} sono le pressioni dal lato sangue rispettivamente in ingresso e in uscita del filtro dializzatore, P_{D_in} e P_{D_out} sono le pressioni del lato dializzato in ingresso e in uscita del filtro dializzatore e P_{onc} (anche indicata come π) è la pressione oncotica esercitata dai soluti

Il fenomeno dell'**adsorbimento** prevede un'interazione diretta tra fluido biologico e membrana di dialisi. L'adesione dei soluti, in particolare di proteine, sulla superficie delle membrane del filtro può essere considerata sia come un aspetto positivo che negativo. Se da un lato, infatti, c'è la possibilità di eliminare, tramite interazione chimico-fisica, sostanze e soluti dannosi per il paziente dializzato (come per esempio la β -2-microglobulina), dall'altro l'ingombro sterico che ne consegue può ridurre i flussi di diffusione e convezione.

Le variabili che influenzano l'interazione tra proteine e membrane possono essere divise in funzione della considerazione delle une o delle altre. Nel caso delle proteine le proprietà che ne caratterizzano l'interazione sono:

- Dimensione: molecole più grandi possono avere più siti di contatto con la superficie.
- Carica: le molecole vicine al punto isoelettrico, che rappresenta il pH della soluzione per il quale quella singola proteina assume un valore di carica nullo, vengono adsorbite più rapidamente.
- Struttura: proteine meno stabili, quali quelle che possiedono meno *cross-linking* intramolecolari, possono denaturarsi esponendo domini idrofobici verso il materiale domini idrofobici.

Nel caso invece del materiale delle membrane le proprietà sono:

- Topografia: tessiture maggiori danno origine ad aree superficiali più grandi favorendo il contatto con le proteine.
- Composizione: la natura chimica delle superfici controlla il tipo di interazioni intermolecolari con le proteine.

- Idrofobicità: superfici idrofobiche tendono a legare un numero maggiore di proteine denaturandole.
- Eterogeneità: superfici che presentano caratteristiche non uniformi possiedono domini capaci di interagire in modo diverso con le proteine.
- Potenziale: il potenziale superficiale influenza la distribuzione degli ioni in soluzione e il livello di interazione con le proteine.

L'**osmosi** consiste nel trasporto del solvente attraverso una membrana semipermeabile dal lato a contatto con la soluzione diluita al lato a contatto con la soluzione concentrata e la forza motrice è la differenza di potenziale chimico fra le soluzioni in ciascun lato della membrana. Di conseguenza, l'osmosi può essere vista come una diffusione "ostacolata": se i pori della membrana sono abbastanza piccoli da trattenere le sostanze in soluzione e permettere il passaggio del solvente, si verifica una "differenza di pressione osmotica" che causa, a sua volta, la diffusione del solvente dalla soluzione meno concentrata a quella più concentrata.

1.3.1.2 Tipologie di emodialisi

I fenomeni di trasporto esposti precedentemente permettono la depurazione del sangue del paziente uremico ricoverato in un centro dialisi. Diffusione, convezione, osmosi e adsorbimento sono alla base delle terapie dialitiche che vengono effettuate. Mentre osmosi e adsorbimento avvengono in qualsiasi trattamento scelto, a causa della natura chimico-fisica e dell'interazione con le membrane del dializzatore da parte del sangue, diffusione e convezione possono essere applicate a seconda delle esigenze del singolo paziente. Le classiche metodiche di depurazione extracorporea possono essere considerate fundamentalmente tre, suddivise in base al meccanismo di trasporto:

- Emodialisi (HD): meccanismo diffusivo o prevalentemente diffusivo;
- Emodialisi *high flux* (*High flux* HD): meccanismo diffusivo-convettivo;
- Emofiltrazione (HF): meccanismo esclusivamente convettivo;
- Emodiafiltrazione (HDF): meccanismo misto diffusivo-convettivo.

L'**emodialisi standard (HD)** è il trattamento più semplice ed economico che viene effettuato in un centro dialisi. A differenza di ciò che avviene durante la filtrazione glomerulare naturale, governata da un processo di ultrafiltrazione e riassorbimento, questa tecnica è puramente diffusiva e sfrutta, come *driving force*, la differenza di concentrazione tra lato sangue e lato dializzato: se il soluto presente nel sangue è diffusibile, cioè è possibile il suo passaggio attraverso la membrana, la sua migrazione dal plasma viene regolata dal gradiente di concentrazione creato dalla sua contemporanea assenza (a bassa concentrazione) nel liquido dializzante. E' possibile anche il trasferimento inverso, in senso dializzato-plasma, regolato dallo stesso principio. Agendo sulla composizione della soluzione dializzante si possono ottenere gradienti di concentrazione e quindi passaggio di elettroliti in un senso o nell'altro, con la correzione del disequilibrio elettrolitico.

In realtà, come detto, è presente la filtrazione interna. Nel caso dell'HD standard, per la quale si utilizzano filtri low-flux ($K_{UF} < 20 \left[\frac{ml}{h \cdot mmHg} \right]$), questa filtrazione naturale può essere considerata trascurabile; nel caso invece di filtri high flux ($K_{UF} > 20 \left[\frac{ml}{h \cdot mmHg} \right]$), questo fenomeno non sarà più considerabile tale.

La rimozione dei soluti dipende in maniera diretta sia dal flusso sangue che dal flusso dializzato. Il flusso del dializzato viene fatto passare in controcorrente rispetto alla direzione del flusso ematico (Figura 1) in quanto è possibile soddisfare al meglio, in ogni punto del dializzatore, la richiesta del massimo gradiente di concentrazione possibile tra sangue e dializzato, necessario per favorire la depurazione.

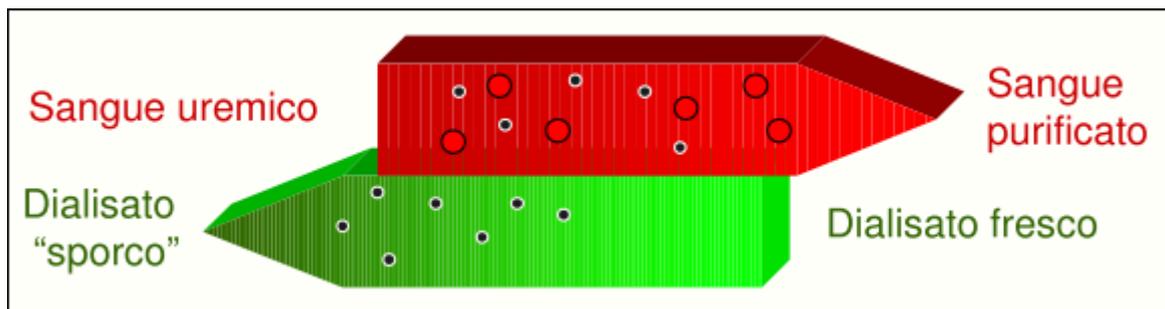


Figura 1: flusso dialisato in controcorrente al flusso sanguigno.

Il limite superiore al flusso sangue (Q_B) è determinato dall'accesso vascolare. Per quanto riguarda invece il flusso dializzato (Q_D) si è osservato sperimentalmente che il limite superiore è $Q_D = 2 \times Q_B$, in quanto viene massimizzato l'effetto diffusivo. Se il flusso sangue viene aumentato anche il flusso dializzato deve essere incrementato proporzionalmente per mantenere questo rapporto.

Il meccanismo diffusivo opera principalmente secondo una discriminante di peso molecolare (altri fattori che influenzano le modalità di rimozione dei soluti sono solubilità in acqua, carica e struttura molecolare). I soluti nel liquido plasmatico infatti possono essere divisi in diverse categorie come evidenziato in Figura 2.

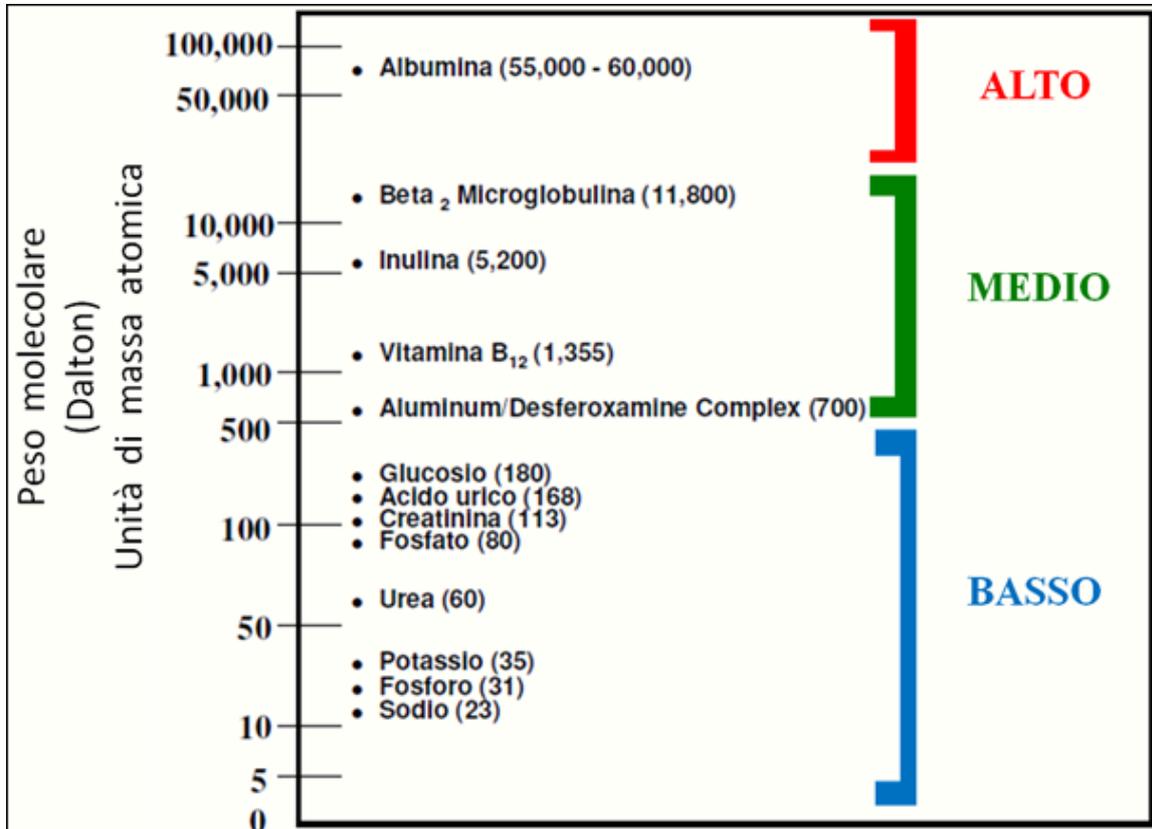


Figura 2: classificazione dei principali componenti sanguigni in funzione del loro peso molecolare.

Tra le molecole a basso peso molecolare, eliminate principalmente per diffusione, se ne evidenzia in particolare una: l'urea. E' un soluto molto importante in quanto, oltre ad essere una tossina da eliminare nel corso della dialisi, è un indicatore (marcatore) fondamentale per il controllo e l'eventuale successo della terapia dialitica.

La concentrazione fisiologica nel sangue umano va dai 18 ai 40 mg/dl. Quello che interessa in realtà non è l'urea ma il valore di azotemia nel sangue, essendoci una diretta proporzionalità tra l'azoto ureico e il peso molecolare dell'urea la quantità di azoto ureico espulsa è di facile derivazione.

L' **emodialisi high flux (high flux HD)**, come suggerisce il nome, indica il fatto che il K_{UF} del filtro utilizzato è superiore a 20 $\left[\frac{ml}{h \cdot mmHg} \right]$. Ciò significa che l'ultrafiltrazione interna, conseguenza dell'instaurarsi di una pressione positiva sul lato del sangue, non può più

essere considerata ininfluyente. In questo caso quindi si ha anche un effetto convettivo nella rimozione dei soluti, tanto maggiore quanto maggiore è il KUF, ovviamente a parità di condizioni operative. Di fatto quindi, questo trattamento può essere considerato di tipo misto diffusivo-convettivo.

La componente convettiva risulta determinante nella rimozione di soluti a medio-peso molecolare.

Tra questi, la β -2-microglobulina è sicuramente quello più interessante e viene considerata come marcatore principale. La β -2-microglobulina è una proteina plasmatica del peso molecolare di 11800 Da e ha un punto isoelettrico di 5.8. Questo comporta un alto fenomeno di adsorbimento, che non può essere considerato ininfluyente nella valutazione generale della rimozione di questa molecola. L'eccesso di β -2-microglobulina nel plasma sanguigno è stata identificata come maggiore causa dell'amiloidosi, una malattia caratterizzata dalla deposizione in sede extracellulare di materiale proteico a ridotto peso molecolare ed insolubile. Nei pazienti con insufficienza renale cronica, questa alta concentrazione può portare a dolore, alla sindrome del tunnel carpale e a lesioni osteoarticolari. Di conseguenza evitare l'amiloidosi risulta di vitale importanza.

L'**emofiltrazione (HF)** è una tecnica che consiste nell'effettuare una considerevole ultrafiltrazione del sangue, tramite una elevata pressione idrostatica esercitata su una membrana ad alta permeabilità e senza l'impiego del bagno di dialisi. E' la modalità convettiva di depurazione del sangue quando l'ultrafiltrazione, ottenuta tramite pompe esterne, rende conto di tutta la rimozione dei soluti (ovviamente deve essere considerato anche l'effetto dell'adsorbimento). Rappresenta la migliore imitazione della funzione glomerulare: l'allontanamento dei soluti avviene secondo il principio fisico della convezione, senza discriminante la taglia molecolare, esattamente come avviene in fisiologia. La funzione tubulare viene mimata in parte dalla re-infusione, che compensa qualitativamente e quantitativamente la sottrazione di acqua plasmatica. Il liquido di sostituzione è costituito da una soluzione contenente Na^+ , K^+ , Cl^- , ioni bivalenti e tampone in concentrazioni variabili, comunque vicine a quelle plasmatiche fisiologiche e aggiustate in relazione alla situazione del paziente.

La re-infusione, effettuata con liquidi sterili e apirogeni a composizione controllata che permettono la ricostituzione del volume ematico, può avvenire prima o dopo la depurazione nel filtro: nel primo caso viene definita pre-diluizione (pre-infusione), nel secondo invece viene definita post-diluizione (post-infusione).

Il trattamento di HF pre-diluizione permette di operare in condizioni reologiche del sangue migliori, migliorando le performance del filtro nel lungo periodo. Infatti l'ematocrito e la viscosità vengono diminuiti e si limitano le conseguenti possibili problematiche come la coagulazione all'interno delle membrane (clotting) . Lo svantaggio è che, aumentando il volume di acqua plasmatica prima della depurazione, la clearance di ogni singola molecola risulta ovviamente più bassa.

Viceversa, il trattamento HF post-diluizione aumenta sì il rischio di incorrere nel clotting del sangue, ma permette di raggiungere valori di clearance sicuramente superiori.

I filtri per questo tipo di trattamento devono avere un'elevata permeabilità idraulica e, conseguentemente, un elevato coefficiente di ultrafiltrazione K_{UF} : per questo motivo la quasi totalità delle membrane per HF e, come si vedrà in seguito, per HDF è costituita da materiali sintetici (ad esempio polimeri come PMMA e PAN).

L'applicazione di un gradiente pressorio fra i due lati della membrana permette di rimuovere, tramite effetto esclusivamente convettivo, soluti a più alto peso molecolare rispetto a quello che avviene durante l'HD standard (figura 27).

Tenendo conto delle varie componenti del sistema (tipo di membrana, ematocrito, concentrazione proteica, flusso di acqua plasmatica e di UF, loro rapporto, interazione sangue-membrana, quantità modalità di somministrazione del re-infusato e durata della seduta), è molto difficile ottenere in HF con la sola convezione delle molecole a basso peso molecolare (come urea e creatinina) risultati simili a quelli ottenibili in HD standard. I migliori risultati raggiunti in HF nei confronti di soluti a medio-alto peso molecolare possono essere compromessi da un più lento allontanamento dei soluti più piccoli, rovesciando in pratica il problema dell'HD standard.

L'emodiafiltrazione (HDF) è un trattamento dialitico basato sulla associazione di trasferimento convettivo e diffusivo di soluti attraverso la stessa membrana nello stesso tempo, cioè vengono associate l'emofiltrazione e l'emodialisi con lo scopo di ottenere contemporaneamente i vantaggi dell'una e dell'altra. Il principio consiste nell'ottenere una certa quantità di ultrafiltrazione, di cui una parte viene reintegrata mediante infusione di liquido idoneo (emofiltrazione), l'altra parte si fa contemporaneamente passare attraverso il filtro (emodialisi). Come per l'HF, la reinfusione può avvenire sia prima che dopo il filtro, anche se è più utilizzata la post-diluizione. L'alta rimozione di fluido dal filtro per unità di tempo e il conseguente alto valore del volume del reinfusato devono essere applicati in base all'emodinamica e alla capacità di sopportazione del singolo paziente.

L'efficienza del trasferimento convettivo di un soluto diffusibile è tanto più bassa quanto più alta è quella del trasferimento contemporaneo dello stesso soluto per diffusione. Esiste infatti un'interferenza negativa fra diffusione e convezione. All'aumentare del flusso di ultrafiltrazione QUF, aumenta anche l'effetto convettivo a discapito di quello diffusivo.

Un fenomeno che si manifesta principalmente nei trattamenti in cui sono utilizzati filtri ad alto flusso è la **backfiltration**. Come già definito, la pressione trans membrana è determinata dalla caduta di pressione nel lato sangue e dalla caduta di pressione nel lato dializzato; il fenomeno della backfiltration è generato dai sistemi di controllo dell'ultrafiltrazione i quali possono generare inversioni del gradiente di pressione nel filtro generando il passaggio di ultrafiltrato dal lato dializzato al lato sangue. Nella parte iniziale del filtro la TMP risulta positiva e di conseguenza si ha filtrazione interna con rimozione convettiva e diffusiva dei soluti, ma quando si raggiunge la parte distale dello stesso, il valore della TMP diminuisce a tal punto da diventare negativa. Nella parte distale si ha quindi un trasporto del liquido di dialisi in entrata che può provocare problemi nel caso in cui ci siano contaminanti. Di conseguenza la qualità e la purezza del liquido di dialisi deve essere garantito.

1.3.2 Dialisi peritoneale

La dialisi peritoneale può essere un terapia alternativa alla dialisi extracorporea. Vi sono diverse metodiche di dialisi peritoneale: la dialisi peritoneale ambulatoriale o CAPD, che comporta scambi manuali, e la dialisi peritoneale automatizzata o APD, dove invece gli scambi sono gestiti automaticamente dalla macchina. Per poter eseguire la dialisi peritoneale è necessario inserire chirurgicamente, in anestesia locale, un piccolo catetere in silicone nella cavità addominale al fine di permettere l'ingresso e l'uscita del liquido dializzante della cavità stessa.

La CAPD è una metodica continua e il trattamento consiste nel riempire l'addome con un liquido dializzante, contenuto in apposite sacche, e vuotarlo dopo una sosta di circa 6 ore. Sono in genere necessari 4 scambi distribuiti equamente durante la giornata. Mentre il liquido è nell'addome si è liberi di dedicarsi alle abituali attività della vita quotidiana.

La metodica APD prevede il collegamento del catetere peritoneale ad una membrana (cycler) che provvede automaticamente a scambiare il liquido nell'addome.

La scelta di una terapia piuttosto di un'altra dipende dal consiglio del medico, dalla gravità della malattia e dalla preferenza espressa dal paziente.

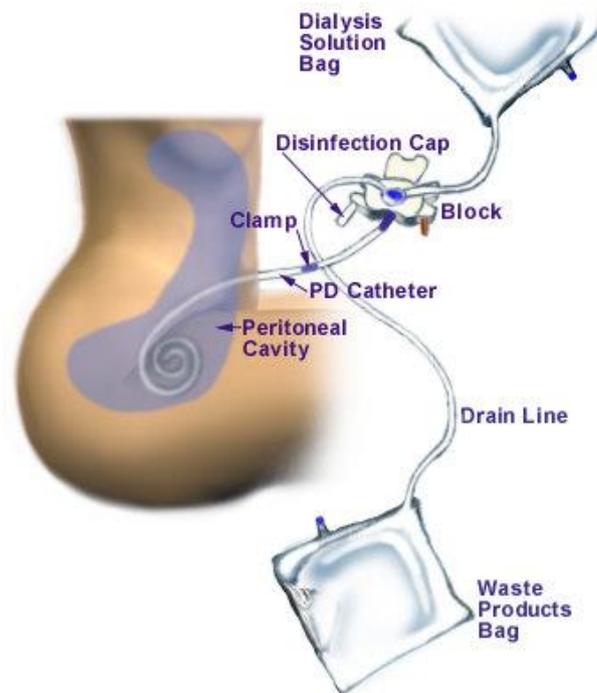


Figura 3: rappresentazione schematica del circuito di dialisi peritoneale.

1.3.3 Trapianto

L'intervento chirurgico e il trapianto renale (da donatore o da cadavere) rappresentano l'ultimo dei possibili trattamenti dell'IRC. Risulta ovviamente un'operazione invasiva e porta con se tutte le problematiche relative a una terapia antirigetto.

1.4 Componenti del circuito extracorporeo

La macchina di dialisi permette il pompaggio e la circolazione sia del sangue del paziente sia del liquido di dialisi, mantenendoli su due circuiti separati. Il circuito sangue e il circuito dializzato entrano in contatto tra loro solo tramite il filtro. Il sistema necessita di un punto di accesso al personale sanitario per il settaggio delle variabili caratteristiche del trattamento prescelto e del paziente stesso; in oltre si deve avere un monitoraggio costante del trattamento e dei sistemi di sicurezza sulla macchina in gradi di rilevare e facilitare la gestione di situazioni pericolose per il paziente.

1.4.1 Circuito lato sangue

A sua volta il circuito dedicato al sangue ha diversi componenti:

- Accesso vascolare;

- Linea sangue arteriosa;
- Rilevatore pressione arteriosa: innesca il blocco della pompa peristaltica se il flusso non è del valore adeguato al trattamento;
- Pompa peristaltica;
- Pompa di eparina: evita la formazione di coaguli
- Filtro dializzatore;
- Sensori della pressione trans-membrana;
- Rilevatore pressione venosa;
- Linea sangue venosa;
- Rilevatore pressione venosa;
- Elettropinza: chiude il circuito in caso di rilevazione bolla d'aria.

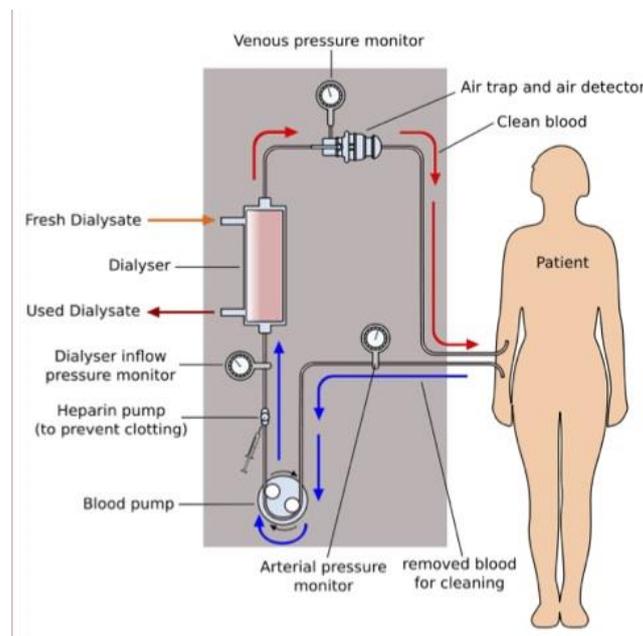


Figura 4: schematizzazione del circuito extracorporeo lato sangue.

L'**accesso vascolare** è un'importante prerogativa del trattamento dialitico. Esso, infatti, deve permettere un sufficiente afflusso di sangue per evitare coaguli nella linea sangue e non incorrere in complicazioni. Viene realizzato tramite uno shunt (o anastomosi), cioè l'unione di una vena ed una arteria (chirurgicamente) che risulterà permanente.

Durante il trattamento, il sangue viene fatto fluire all'interno di linee che permettono il passaggio dello stesso fino al filtro e quindi, una volta depurato, al paziente. Le **linee sangue**

monouso si dividono in arteriosa e venosa, con i raccordi caratterizzati rispettivamente da colore rosso e blu: la linea sangue arteriosa collega il punto in cui penetra l'ago-cannula arteriosa (prelievo del sangue) con il filtro, mentre la linea sangue venosa collega il filtro con il punto in cui penetra l'ago cannula venosa (restituzione del sangue). La linea sangue arteriosa viene connessa con l'ago-cannula del paziente attraverso un raccordo di sicurezza Luer (un raccordo standardizzato con innesto a baionetta); ovviamente la connessione deve avvenire in condizioni sterili.

Le linee sangue, sia venosa che arteriosa, sono costituite da materiale biocompatibile e atossico, solitamente polivinilcloruro (PVC). Le parti che vengono inserite nelle pompe peristaltiche sono trattate con silicone per ridurre fenomeni di coagulazione o di clotting e possiedono un calibro superiore rispetto al resto della linea.

La linea arteriosa possiede inoltre i seguenti innesti:

- Un dispositivo d'attacco per l'infusione di soluzione (pre-diluizione); tale dispositivo possiede un raccordo Luer e, se non utilizzato (dipende dal tipo di trattamento), è chiuso con un tappo a vite.
- Un dispositivo che permette di iniettare farmaci nella circolazione arteriosa. Questo dispositivo è munito di una particolare membrana, la quale è perforabile dall'ago della siringa in cui è presente il farmaco in questione e si richiude su se stessa quando l'ago viene estratto.
- Un tubicino di calibro ridotto adibito alle rilevazioni di pressione mediante anch'esso un raccordo Luer.
- Un segmento di calibro inferiore che viene connesso con una siringa di eparina che viene iniettata durante il trattamento.
- Un gocciolatore (pozzetto) che ha il compito di eliminare eventuali bolle d'aria presenti nel sistema arterioso.

La linea sangue venosa, che fa convogliare il sangue depurato dal filtro al paziente, non contiene il segmento di linea da inserire nella pompa. Sono presenti invece, al pari della linea sangue arteriosa, un pozzetto per l'eliminazione di eventuali bolle d'aria, un tubicino di calibro ridotto per la misurazione di pressione e un dispositivo d'attacco per l'infusione di soluzioni fisiologiche (post infusione).

Lungo entrambe le linee sono presenti delle clamps che vengono utilizzate per bloccare il circuito in caso di allarmi da parte della macchina.

Oltre alle linee sangue, anche le linee di infusione di liquidi di sostituzione, di soluzioni fisiologiche o di farmaci sono dello stesso tipo di quelle sopra descritte.

I rilevazione della pressione fornisce un parametro fondamentale durante il monitoraggio di un trattamento dialitico extracorporeo. Nel caso specifico, la componente arteriosa monitora la pressione tra l'accesso vascolare arterioso e la pompa sangue, mentre quella venosa tra il filtro dializzatore e l'accesso vascolare venoso. La pressione risulta negativa nel tratto di linea pre-pompa (inizialmente è positiva a causa del pompaggio cardiaco) e aumenta a valori positivi post pompa. La pressione arteriosa non deve essere troppo bassa (limite massimo fino a -150 mmHg) sia per evitare il collasso della parete del vaso dello shunt sull'ago arterioso, e quindi il danneggiamento della parete, sia per minimizzare il rischio di un'aspirazione d'aria nelle linee sangue.

La pressione venosa viene misurata tramite un tubicino che solitamente viene connesso al pozzetto venoso. A differenza di quella arteriosa, è una pressione positiva che dipende dalla velocità della pompa sangue e dalla resistenza dello shunt e dell'ago cannula venosa. Possibili problematiche, con conseguenti alterazioni del regime pressorio, possono essere una grave perdita di sangue nella linea venosa (con notevole abbassamento del valore della pressione) oppure un'oclusione della stessa per la presenza di trombi o coaguli.

Il sangue viene pompato nel circuito attraverso l'azione di una **pompa peristaltica** a un flusso che varia tra 200 ml/min a 600 ml/min. La pompa, che si trova tra l'accesso vascolare e il filtro dializzatore, è costituita da due rulli che, ruotando, "strozzano" il tubo e provocano l'avanzamento del sangue. La pompa è adattabile a diverse dimensioni del tubo che comprime. In ogni caso deve essere calibrata per una misurazione corretta del flusso sangue che, a sua volta, dipende dal diametro interno del tubo.

Oltre alla pompa sangue, nel macchinario sono presenti altre pompe peristaltiche, utilizzate per infusioni di liquido di sostituzione, soluzioni fisiologiche o farmaci. Gli spezzoni pompa in questi casi sono dello stesso tipo di quelli utilizzati per la linea sangue.

Quando il sangue entra in contatto con superfici di materiali estranei all'organismo si innesca il meccanismo di coagulazione, è un processo fisiologico che l'organismo stesso attua perché riconosce l'elemento come un corpo estraneo.

In un circuito di dialisi, il sangue entra in contatto con diversi dispositivi artificiali che nel giro di poco tempo provocherebbero fenomeni di clotting o coagulazione con pericolose conseguenze per la salute del paziente.

Per ovviare a ciò, vengono utilizzati dei farmaci in grado di evitare questo fenomeno.

L'**eparina** è un farmaco anticoagulante in grado, come tale, di rallentare o interrompere il processo di coagulazione del sangue. Essa si lega naturalmente a un fattore del sangue, l'antitrombina III, un enzima inibitore che a seguito del legame con l'eparina stessa cambia conformazione esponendo il suo sito attivo. È proprio il cambiamento conformazionale dell'antitrombina III che permette di evitare il processo coagulativo.

La dose di eparina da somministrare varia da paziente a paziente; si somministra una dose iniziale all'interno del circuito durante il cosiddetto priming (è il lavaggio del circuito prima della connessione con il paziente, viene eseguito per rimuovere l'aria dal circuito stesso), in modo tale da depositarne un po' sulle superfici interne di linee sangue e filtro dializzatore. La somministrazione di eparina durante il priming viene effettuata utilizzando l'apposito dispositivo per l'iniezione dei farmaci, di cui è provvista la linea sangue arteriosa, mentre per la dose di mantenimento si usa una pompa a siringa. L'eparina in questo caso viene infusa nel segmento del circuito con pressione positiva, quindi dopo la pompa sangue e prima del dializzatore. Se venisse infusa prima della pompa sangue, aumenterebbe il rischio di emboli d'aria.

La presenza di bolle d'aria all'interno del circuito può essere causa di formazione di emboli e deve essere assolutamente evitata. Per questo motivo vengono utilizzati dei pozzetti lungo le linee sangue, sia arteriosa che venosa, in modo tale che l'aria, meno densa del sangue, possa essere eliminata dall'alto.

Il **rilevatore d'aria** è posto sulla macchina come sostegno del pozzetto venoso. Questo dispositivo fa uso di una tecnologia ad ultrasuoni: se la diffusione degli ultrasuoni, i quali attraversano facilmente il sangue, diminuisce al di sotto di una soglia predeterminata a causa della presenza di micro bolle d'aria, scatta l'allarme nella macchina e, contemporaneamente, tramite la chiusura di una clamp automatica, il flusso nella linea venosa si arresta e la pompa sangue si ferma.

1.4.2 Circuito dializzato

Caratteristica del circuito dializzato è il bagno di dialisi, o dializzato; esso è la soluzione che permette di depurare, tramite processi diffusivi, il sangue "contaminato" del paziente

sottoposto a trattamento dialitico. Esso è costituito da tre elementi miscelati direttamente all'interno dell'apparecchiatura emodialitica:

- acqua di rete, sottoposta ad un processo di demineralizzazione;
- sostanze tampone (bicarbonato o acetato) per il controllo del pH;
- elettroliti/sostanze osmoticamente attive (sostanze che il paziente deve assumere dal liquido di dialisi).

Il sistema di **trattamento dell'acqua**, in un centro dialisi, è un parametro fondamentale per garantire le massime condizioni di sicurezza e igiene dei pazienti dializzati. Basti pensare che un paziente entra in contatto con circa 120 litri per ogni seduta dialitica e il fatto di garantire un liquido puro e privo di contaminanti è condizione necessaria e imprescindibile per la buona riuscita del trattamento. (Gli impianti dialitici devono rispondere a precisi requisiti e norme standardizzate emesse dalla: Association for the Advancement of Medical Instrumentation).

Il processo di purificazione dell'acqua può essere diviso in tre parti: pre-trattamento, purificazione e distribuzione.

Il processo di pre-trattamento consiste, prima di tutto, in una clorazione dell'acqua di rete: questa operazione permette una prima disinfezione che previene la proliferazione microbica nei passaggi successivi, l'ossidazione di sostanze organiche e inorganiche inibendo la possibile crescita di microorganismi e una stabilizzazione del pH dell'acqua. Segue la prefiltrazione, realizzata con 2 o più filtri a cartuccia in parallelo, atta a eliminare impurità fisiche e sali metallici (ferro, manganese). Si ha poi il processo di addolcimento, il quale varia la composizione ionica dell'acqua. L'addolcimento è basato su uno scambio di ioni: il calcio e il magnesio (ioni che caratterizzano la "durezza" dell'acqua) contenuti nell'acqua grezza vengono scambiati con ioni sodio (ioni che ne caratterizzano la "dolcezza"), i quali vengono fissati da una resina scambiatrice ed infine eliminati attraverso il successivo processo di osmosi inversa. Le resine presenti all'interno degli addolcitori devono essere rigenerate periodicamente.

La successiva fase della dechlorazione prevede l'utilizzo di filtri assorbenti (filtri a carbone attivo) attraverso i quali è possibile eliminare sostanze organiche quali composti alogenati, pesticidi, solventi industriali, oltre a cloro e cloramine, contaminanti potenzialmente molto pericolosi per i pazienti. I due dechloratori contengono carbone attivo granulare, sono molto costosi e hanno lo svantaggio di una possibile crescita batterica, motivo per il quale necessitano di una costante manutenzione. Come ultima fase, immediatamente prima del

processo di purificazione per osmosi inversa, si ha la microfiltrazione, realizzata con due o più filtri a cartuccia, costituiti da fibre intrecciate, che eliminano particelle insolubili di diametro superiore ai 5µm agendo come un setaccio.

Nella maggior parte dei casi, il sistema di pre-trattamento è preceduto da una valvola di miscelazione regolata appositamente per ottenere una temperatura adeguata e da una pompa per il controllo del flusso e della pressione dell'acqua.

Il processo di purificazione viene eseguito attraverso l'uso di una tecnologia a osmosi inversa. La depurazione dell'acqua pre-trattata tramite osmosi inversa permette di ottenere un liquido privo di germi e tossine, con un ottimo grado di purezza.

Una volta depurata, l'acqua deve essere smistata alle varie postazioni di dialisi.

La **composizione del dializzato** prevede la presenza di acqua depurata, una soluzione tampone (bicarbonato o acetato), elettroliti e, eventualmente, glucosio. La preparazione del bagno di dialisi può essere centralizzata o individuale (cioè eseguita direttamente nella macchina), con quest'ultima da preferire per motivi terapeutici e igienici. Infatti essa permette di trattare ciascun paziente individualmente con un dializzato la cui concentrazione risulta ottimale in rapporto alle esigenze del singolo soggetto.

Uno degli scopi fondamentali della dialisi è, oltre all'eliminazione dei soluti e alla rimozione dei liquidi in eccesso, quello di correggere il pH. Per questo motivo viene aggiunta una sostanza tampone che può essere acetato (acetato dialisi) o bicarbonato (bicarbonato dialisi). Attualmente la seconda è la tecnica più utilizzata, in quanto la metabolizzazione dell'acetato in alcuni pazienti ha luogo insufficientemente o lentamente.

Sono previsti controlli di diversi parametri lungo la linea, quali temperatura, concentrazione, flusso e pressione. L'acqua che arriva dall'impianto di depurazione subisce prima di tutto un adeguato riscaldamento, in modo tale da evitare perdite di calore o surriscaldamento del corpo del paziente durante la dialisi. I limiti di temperatura vanno dai 33°C ai 39°C.

Il riscaldamento del dializzato libera i gas in soluzione in esso contenuti; poiché le bollicine di gas, depositandosi sulla membrana di dialisi, possono ridurre la superficie di scambio e quindi l'efficacia della dialisi stessa, nell'impianto viene realizzata anche una degasificazione del dializzato.

La miscelazione con il bicarbonato, gli elettroliti e, eventualmente, il glucosio viene effettuata nello stadio successivo. La componente basica (il bicarbonato) e la componente acida (elettroliti) sono disponibili in forma concentrata e la miscelazione avviene nell'impianto di dialisi per mezzo di pompe dosatrici o proporzionali.

La componente acida ha $\text{pH}=3$ e contiene elettroliti cationici, di concentrazione simile a quella del liquido plasmatico, come Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Mg^+ , elettroliti anionici come Cl^- , e acido acetico CH_3COOH .

La componente basica ha $\text{pH}\approx 7$ (può raggiungere anche $\text{pH}=8$) e contiene bicarbonato come sale sodico NaHCO_3 , cui eventualmente viene aggiunto del cloruro di sodio.

La concentrazione, la temperatura, la conducibilità (pH), la pressione e il flusso sono parametri importanti che vengono costantemente monitorati prima dell'ingresso del dializzato all'interno del dializzatore durante la terapia. Nei casi di terapie in cui la diffusione non sia prevista (per esempio ultrafiltrazione semplice), il filtro dializzatore viene "bypassato" dal liquido stesso che dunque finisce direttamente allo scarico.

I valori di flusso, gestito tramite una pompa, che vengono solitamente utilizzati sono 300 ml/min, 500 ml/min o 800 ml/min.

Per la misurazione continua dell'ultrafiltrato vengono impiegati dei misuratori di flusso. Con questo procedimento l'entità dell'ultrafiltrazione viene valutata attraverso la misurazione della differenza tra il flusso della soluzione di lavaggio che giunge al dializzatore ed il flusso del dializzato che fuoriesce dal dializzatore (soluzione di lavaggio + ultrafiltrato). La misurazione della differenza del flusso fornisce il valore reale del tasso di ultrafiltrazione che il computer confronta con il valore desiderato, regolando conseguentemente il valore della pressione di transmembrana (TMP).

Capitolo 2:

Stato dell'arte dei misuratori di portata

L'esigenza di operare una classificazione dei misuratori di portata di fluido nasce dalla constatazione che questi sensori sono una delle più numerose e diversificate categorie di strumenti presenti sul mercato. Basti pensare che operando una suddivisione sulla base del principio fisico di funzionamento è possibile raggruppare i misuratori di portata in condotti chiusi ed in pressione in ben otto differenti famiglie per un totale di oltre trenta diverse tipologie costruttive, così come riportato sinteticamente nella tabella di Figura 5.

Và subito evidenziato che la suddivisione più significativa è quella che distingue i misuratori di **portata in volume** da quelli di **portata in massa**. In particolare è opportuno sottolineare che la misura della portata in massa sarebbe certamente più corretta in tutte quelle applicazioni collegate alle commercializzazioni di fluidi ad elevato contenuto energetico (ad esempio i combustibili, i fluidi termovettori, etc.) alla contabilizzazione dei consumi, o ai dosaggi. Tali applicazioni certamente rappresentano la maggioranza delle possibili utilizzazioni di misuratori di portata, ma una tale affermazione non trova pratico riscontro nell'attuale panorama di mercato. La maggiore diffusione dei misuratori di portata in volume è dovuta fondamentalmente alla consolidata esperienza e tradizione d'uso, nonché alla vigente standardizzazione nazionale od internazionale, che molti misuratori volumetrici possiedono, a differenza di quelli massicci, da poco apparsi sul mercato.

Un'ulteriore utile suddivisione dei misuratori di portata tipicamente utile per classificare i misuratori di portata in volume è quella basata sulle modalità di scambio energetico tra il sensore ed il fluido di misura, che dà luogo alle due seguenti categorie:

- quella dei cosiddetti sensori “Energy Extractive” (E.E.), nei quali la misura della portata (volumetrica) avviene a spese dell'energia del fluido, che nel suo moto nella condotta di misura interagisce con un organo primario, fisso o mobile, ed immerso nella corrente fluida generando il segnale di misura;
- quella dei sensori definiti “Energy Additive” (E.A.), nei quali è il sensore a cedere energia, talvolta in forme particolari (onde elettromagnetiche, ultrasonore, etc.), al fluido di misura determinando poi il segnale di misura.

Per questo serve effettuare una scelta oculata del misuratore di portata più adatto alle esigenze. E' possibile, infatti, affermare che:

- strumenti delle differenti categorie, funzionanti sulla base di uno stesso principio fisico, presentano prestazioni metrologiche tra loro paragonabili ed uguali limitazioni applicative. Entrambe queste ultime caratteristiche sono conseguenza infatti della realizzabilità operativa del principio fisico di funzionamento e cioè della migliore aderenza dello strumento al modello teorico. Ad esempio, l'esigenza di lunghi tratti rettilinei di tubazione a monte ed a valle dell'elemento primario è caratteristica comune a tutti i misuratori a pressione differenziale, nei quali l'unidimensionalità del moto del fluido di misura è ipotesi necessaria per l'applicabilità del teorema di Bernulli, che determina la proporzionalità tra portata volumetrica e Area di passaggio;
- nell'ambito della stessa categoria, le diverse tipologie costruttive dei sensori rappresentano, di solito, un tentativo di adattare il principio fisico alle differenti condizioni operative, al fine di far coincidere modello teorico e modello sperimentale. Ad esempio, sempre nei misuratori classificati a pressione differenziale l'utilizzazione di elementi primari come i bersagli rispetto ai classici organi di strozzamento (diaframmi), è dovuta al tentativo di applicare i misuratori a pressione differenziale in fluidi non perfettamente compatibili (fluidi sporchi, erosivi, etc.) con le prescrizioni d'uso relative ai suddetti organi di strozzamento (nel caso dei diaframmi l'azione erosiva del fluido può modificare la sezione di efflusso in maniera significativa per quanto attiene non solo le dimensioni geometriche, ma anche i relativi coefficienti di efflusso).

Con ragionamenti del tutto simili è possibile dedurre che, esigenze di misura di fluidi particolarmente aggressivi possono essere soddisfatte solo tramite l'impiego di misuratori non intrusivi, quali ad esempio gli "energy additive" E.A. Così è evidente che, solo per questi ultimi è possibile realizzare tipologie costruttive con sensori esterni alla tubazione (configurazione esterna o "clamp on"), ottimali per quelle esigenze di misura nelle quali è preferibile non interrompere il flusso di misura. Analogamente l'impiego di strumenti basati su principi di misura massicci, certamente comporta l'adozione di sensori le cui prestazioni risultano completamente indipendenti dallo stato del fluido di misura, dal campo fluidodinamico, e di conseguenza dalle proprietà reologiche del fluido stesso. Le prestazioni

dei sensori massicci risultano di conseguenza sempre migliori delle complesse catene di misura (flow computers) necessarie alla misura della portata in massa tramite l'impiego di sensori di portata in volume e di densimetri in linea e/o di sensori di pressione e temperatura del fluido, questi ultimi necessari a determinare lo stato e cioè la densità del fluido.

| Categoria | Intrusività | Tipo di misuratore | Classificazione Energetica |
|--|-------------|-------------------------------------|----------------------------|
| A pressione differenziale <i>tipologie comuni</i> | I | Diaframma | E. E. |
| | I | Boccaglio | E. E. |
| | I | Venturimetro | E. E. |
| A pressione differenziale <i>altre tipologie</i> | N. I. | Gomito | E. E. |
| | N. I. | Pitot | E. E. |
| | N. I. | Pitot multiplo (Annubar) | E. E. |
| | I | Bersaglio | E. E. |
| | I | Rotametro | E. E. |
| | I | V - Cone | E. E. |
| | I | A strizione conica | E. E. |
| Volumetrici <i>Positive Displacement</i> | I | Ad apertura variabile a molla | E. E. |
| | I | A multi rotore | E. E. |
| | I | A pistoni rotanti | E. E. |
| | I | A disco nutante | E. E. |
| | I | A lamelle striscianti | E. E. |
| | I | A pistoni contrapposti | E. E. |
| | I | A ruote ovali (lobi) | E. E. |
| A turbina | I | Turbina assiale | E. E. |
| | I | Turbina tangenziali | E. E. |
| | N. I. | Turbina ad inserzione | E. E. |
| Fluidodinamici | I | A generazione di vortici | E. E. |
| | I./(N.I.) | Ad effetto Coanda | E. E. |
| | I | A precessione di vortici | E. E. |
| Elettromagnetici | N. I. | Vortex ad inserzione | E. E. |
| | N. I. | Ad elettrodi interni | E. A. |
| | N. I. | Ad elettrodi esterni | E. A. |
| Ad ultrasuoni | N. I. | Elettromagnetici ad inserzione | E. A. |
| | N. I. | A tempo di transito (TOF) | E. A. |
| A forza e momento | N. I. | Ad effetto Doppler | E. A. |
| | I | A momento della quantità di moto | E. E. |
| | N. I. | Ad effetto Coriolis | E. A. |
| Termici | I | A doppio rotore gemello (indiretto) | E. E. |
| | I.(N.I.) | A griglia termica (calorimetrici) | E. A. |
| | N. I. | Termici massicci | E. A. |
| Altri | I | A ponte di Wheatstone fluidica | E. E. |
| | I | Anemometri a filo caldo | E.A. |
| | I | Anemometri a laser | E.A. |
| | I | A risonanza magnetica | E.A. |
| | I | Ad tracciante di fluido | E.E. |

Legenda

I = misuratore intrusivo E.E. = misuratore "Energy Extractive"
 N.I. = misuratore non intrusivo E.A. = misuratore "Energy Additive"

Figura 5: tabella classificazione dei principali misuratori di portata.

In seguito verranno trattati in modo più approfondito misuratori di portata di maggior interesse per quello che è lo scopo finale del lavoro svolto, vedi misuratori di portata volumetrica e misuratore Coriolis, il quale sarebbe l'elemento ottimo come gold standard per la calibrazione del circuito di prova. Gli altri tipi di misuratore verranno descritti in sintesi

mediante specificando quale principio fisico sfruttano e quali sono le loro principali caratteristiche.

2.1 Contatori volumetrici

I misuratori di portata volumetrici più esattamente definiti contatori di volume, sono nella letteratura tecnica denominati Positive Displacement (PD), termine che evidenzia in sintesi il loro principio di funzionamento basato sulla contabilizzazione di volumi finiti e noti che si riempiono e si svuotano ciclicamente dal fluido di misura. La misura della portata volumetrica è cioè realizzata “parcellizzando” il fluido di misura e contabilizzando le volte in cui il fluido nel suo moto riempie i volumi creati dal movimento dell’organo mobile nella cassa del misuratore.

Nel corso degli ultimi anni, sebbene questi misuratori siano rimasti inalterati dal punto di vista costruttivo, numerosi miglioramenti sono stati apportati, modificando ad esempio il metodo di trasmissione del segnale di misura (che passa da una trasmissione meccanica ad ingranaggi dal moto del rotore, alla utilizzazione di una dinamo tachimetrica o ad effetto Hall che contabilizza i volumi riempiti), o variando il metodo di compensazione e conteggio (passando dalle testate meccaniche usate per il condizionamento ed il trattamento del segnale fornito dall’elemento primario, alle testate elettroniche a microprocessore, le quali consentono sia il miglioramento delle prestazioni metrologiche, attraverso la correzione dei principali fattori di influenza, che la connessione e trasmissione dei dati a dispositivi di memorizzazione e/o post elaborazione di tipo elettronico).

I misuratori – contatori volumetrici – sono particolarmente indicati quando è richiesta un’elevata precisione. Essi infatti, possono garantire prestazioni che li rende concorrenziali alle turbine nella misura di fluidi a media/alta viscosità. L’incertezza di misura di questa tipologia di misuratori è fortemente legata alle tolleranze meccaniche che si riesce a realizzare tra le parti fisse e quelle mobili, tolleranze che possono causare indesiderati trafileamenti e conseguenti errori sistematici nella misura; per questo motivo per la loro produzione sono richieste lavorazioni meccaniche molto precise. Per lo stesso motivo, questi misuratori sono molto sensibili alle cadute di pressione tra monte e valle dello strumento, in quanto al variare della caduta di pressione può variare la quantità di prodotto che “by-passa” la camera di misurazione. Teoricamente, nel caso di trafileamento costante (in tutte le condizioni operative), l’errore di misura potrebbe essere opportunamente corretto; nella realtà l’entità del

trafilamento è connesso oltre che alla caduta di pressione anche alla temperatura, alla viscosità ed alle dimensioni del misuratore stesso.

I misuratori tipo PD o volumetrici misurano direttamente il volume del liquido in erogazione senza sfruttare leggi fluidodinamiche che correlano la velocità o la portata del fluido ad altre grandezze fisiche (quali ad esempio la pressione differenziale, il tempo di transito di un impulso sonoro, l'accelerazione di Coriolis). Le difficoltà più comuni che si incontrano nel loro impegno sono legate al fatto che la massa volumica dei liquidi (e quindi il volume misurato) varia con la temperatura.

Il principio di funzionamento

Come già accennato in precedenza un misuratore – contatore volumetrico è essenzialmente costituito da due elementi rispettivamente definiti “primario” e “secondario”. L'elemento primario è quella parte dello strumento che con il suo moto converte la quantità da misurare in una variabile ed aziona l'elemento secondario (detto anche testata totalizzatrice), che a sua volta converte tale variabile in unità di misura.

Il principio di funzionamento è determinato dal fatto che il flusso misurato defluisce nel misuratore, e viene diviso da questo con continuità in volumi noti (volumi base) che si “riempiono e svuotano”. Il fluido viene isolato continuamente dal flusso in ingresso, canalizzato nella cosiddetta camera di misura (insieme dei volumi base) e successivamente restituito al flusso in uscita. La tenuta del fluido nei volumi racchiusi tra l'elemento primario mobile e quello fisso (cassa), può essere realizzata in diversi modi: ad esempio, essa è garantita dallo stesso fluido di misura che occupa il meato capillare esistente tra rotore e camera di misura. Attraverso un sistema di trasmissione, il movimento traslatorio o rotatorio degli elementi meccanici mobili viene trasmesso alla testata totalizzatrice (elemento secondario) per il conteggio del numero totale dei “volumi elementari” effluiti attraverso le camere del misuratore. La quantità totale V_{TE} di fluido che passa attraverso il misuratore in un dato tempo è data quindi dal prodotto di questi volumi per il numero di passaggi totalizzati

$$V_{TE} = n * V_C$$

avendo indicato con n il numero di giri compiuto dal rotore, e con V_C il “volume ciclico”, ovvero il volume di liquido che passa attraverso il contatore durante una rotazione completa del rotore: Il volume ciclico è costituito da un numero intero di “volumi base” ovvero di volumi elementari in cui viene continuamente suddiviso il flusso. Attraverso un dispositivo di

regolazione, definito “calibratore”, è possibile tarare il misuratore in modo tale che la differenza tra la quantità di fluido indicata dalla testata totalizzatrice e la quantità realmente passata, rientri nella precisione di misura dello strumento.

Il movimento del rotore è sempre ottenuto dalla differenza di pressione del liquido tra la sezione di ingresso e quella di uscita del misuratore. Quest’ultimo, da un punto di vista energetico, può essere assimilato ad un motore idraulico ad elevato rendimento volumetrico, che assorbe solo un piccolo quantitativo di energia dal flusso che l’attraversa per il suo stesso funzionamento. L’energia assorbita, infatti, è necessaria a superare gli attriti interni dell’elemento di misura e la resistenza viscosa delle parti accessorie in movimento nel fluido di misure. L’energia assorbita risulta, ovviamente, direttamente proporzionale alla caduta di pressione tra la sezione di ingresso ed uscita del misuratore stesso.

Tale differenza di pressione, tra monte e valle del misuratore, è, come già accennato in precedenza, la causa principale del trafilamento di liquido attraverso il meato esistente tra rotore e camera di misura, senza che lo stesso fluido venga contabilizzato. Questo effetto varia in modo non lineare al variare della portata e ciò spiega perché esso, pur potendo essere in parte compensato, mediante una valvola di taratura (il calibratore), è la principale causa di inaccuratezza del misuratore. Altre cause di trafilamento del liquido nel contatore sono dovute a:

- i) la larghezza e la lunghezza del meato;
- ii) la viscosità del fluido di misura;
- iii) la geometria del misuratore.

Tecnologie costruttive

E’ possibile distinguere due grandi categorie di misuratori, in funzione degli orientamenti e delle esigenze dei mercati che ne hanno condizionato lo sviluppo tecnologico: una basata su elementi “a palette” e l’altra su elementi “a rotore”. In termini pratici, la prima tipologia di misuratori rispecchia il mercato anglo-americano, il quale ha portato allo sviluppo di misuratori destinati essenzialmente alla misurazione di liquidi petroliferi di largo consumo, quali benzine e gasoli, costruttivamente più delicati, e progettati per una produzione in serie, con caratteristiche di elevata precisione. La seconda tipologia di misuratori, invece, rispecchia il mercato giapponese tendenzialmente indirizzata verso misuratori destinati alla misurazione di liquidi di varia natura, utilizzati prevalentemente nell’industria, generalmente di notevole robustezza e progettati per una produzione su commessa, con caratteristiche di buona precisione, ridotta manutenzione e lunga durata. Ovviamente sono proprio i misuratori

volumetrici appartenenti a quest'ultima categoria che meglio si prestano ad applicazioni in condizioni particolarmente gravose di esercizio. Tutti i misuratori volumetrici possono essere suddivisi in quattro componenti essenziali:

1. un involucro (o cassa) esterno, munito di raccordi flangiati per l'allacciamento alla rete di distribuzione;
2. un elemento di misura (il cuore dello strumento stesso);
3. un sistema di trasmissione del conteggio (rotismi meccanici o accoppiamenti elettromagnetici);
4. una testata di conteggio (meccanica o elettronica).

Relativamente all'involucro esterno, i misuratori tipo PD possono essere costruiti a cassa singola o doppia. Nella versione a cassa singola, generalmente usata per basse pressioni di linea, l'involucro serve sia da recipiente in pressione che da parete esterna della camera di misura. Nella versione a cassa doppia generalmente usata per pressioni operative maggiori (la pressione di linea sollecita solo le pareti esterne dell'alloggiamento), il recipiente è un vero e proprio recipiente in pressione e la camera di misura è un'unità indipendente. Relativamente alla camera di misura, la costruzione a doppia cassa presenta, almeno da un punto di vista teorico, diversi **vantaggi**:

- può essere facilmente rimossa per la manutenzione e il lavaggio della linea in fase di start-up;
- funziona a pressione bilanciata (essendo completamente circondata dal fluido di misura) e, pertanto, viene eliminata ogni possibile variazione dimensionale dovuta ad eventuali variazioni di pressione della linea;
- essendo la stessa camera svincolata dalla cassa esterna, essa non è soggetta a sollecitazioni dovute alle tubazioni di collegamento.
- le ridotte sollecitazioni cui sono soggette le pareti rendono possibili realizzazioni di elevata precisione dimensionale, con evidenti vantaggi anche nell'accuratezza del misuratore. L'elemento di misura vero e proprio consiste di un parete di contenimento (detta camera di misura) e di uno o più elementi mobili, il cui movimento continuo o ciclico consente, come detto, di dividere il flusso in volumi noti e costanti. L'accoppiamento tra l'elemento mobile e la camera di misura che lo

contiene deve naturalmente essere molto preciso per evitare trafiletti di fluido e richiede tolleranze di lavorazione molto spinte.

L'elemento di misura vero e proprio consiste di un parete di contenimento (detta camera di misura) e di uno o più elementi mobili, il cui movimento continuo o ciclico consente, come detto, di dividere il flusso in volumi noti e costanti. L'accoppiamento tra l'elemento mobile e la camera di misura che lo contiene deve naturalmente essere molto preciso per evitare trafiletti di fluido e richiede tolleranze di lavorazione molto spinte.

I principali tipi di elementi primari oggi presenti in commercio sono:

a) misuratore ad “anello rotante” (oscillating piston) (SIEMENS)

Il misuratore (Figura 6, particolare a) è composto da una camera di misura cilindrica e da un anello(cilindro) che suddivide la camera in due settori (uno interno all'anello, l'altro esterno), ed il cui asse penetra all'interno di un terzo cilindro, coassiale al primo. Per effetto della pressione del liquido l'anello è costretto a ruotare tenendosi sempre aderente alla parete del terzo cilindro assumendo, quindi, un moto rotatorio eccentrico rispetto all'asse principale che determina il riempimento e lo svuotamento alternato delle due camere variabili. Il volume ciclico è determinato dalla somma del volume base esterno (compreso tra anello e cassa esterna) e del volume base interno (compreso tra anello e cassa interna). Questo misuratore è per lo più utilizzato per acqua e per fluidi a bassa o media viscosità.

b) misuratore a “palette scorrevoli” (sliding-vane) (ISOIL o SMITH)

Il misuratore volumetrico a palette è costituito (Figura 6, particolare ab) da pale retrattili montate su un rotore. Le palette garantiscono la tenuta del misuratore grazie a un eccentrico interno (camma) che spinge la singola paletta contro la cassa durante la rotazione, o, in alternativa, mediante l'accoppiamento delle palette contrapposte guidate dal profilo della camera di misura (il rientrare di una paletta provoca la fuoriuscita dell'altra). Il volume base è, in tal caso, determinato dal settore delimitato da due palette contigue, la camera esterna e il rotore stesso. Il volume ciclico è invece pari a quattro volte il volume base. Questo misuratore è particolarmente utilizzato per fluidi a bassa viscosità.

c) misuratore ad “ingranaggi” o a “lobi” (oval gear)

Il misuratore è costituito (Figura 6, particolare c) da una cassa cilindrica a sezione ovoidale e due ruote ovali (o due lobi) che ruotano in senso contrario circoscrivendo tra esse stesse e la cassa un volume prefissato di liquido (volume base). La posizione reciproca tra le ruote nella rotazione è garantita dagli ingranaggi praticati o sulle ruote stesse, o su due ruote dentate a cui i lobi sono calettati. Il movimento delle ruote è garantito dalla differenza di pressione esistente tra monte e valle del misuratore. Durante una rotazione completa dei lobi sono trasferiti all'esterno quattro volumi base (due per ciascun lobo) equivalenti al volume ciclico. La rotazione degli ingranaggi è trasferita all'albero esterno mediante sistemi meccanici o magnetici. Questo misuratore è in grado di misurare liquidi con un'ampia gamma di viscosità.

d) misuratore a “tri-Rotore” (tri-rotor) (LIQUID CONTROLS, SAMPI)

E' caratterizzato (Figura 6, particolare d) dall'aver tre parti mobili interne che intrappolano il fluido tra i rotori (di cui uno a doppia cavità e gli altri due a paletta) e la cassa esterna. Il ciclo di lavoro di questo tipo di misuratore è tale che, ad ogni rotazione del rotore cavo, corrispondono due rotazioni degli altri due rotori in fase tra loro e in controfase rispetto al rotore cavo. Il sincronismo nella rotazione relativa di ciascun rotore è garantito da un meccanismo guida ad ingranaggi. Il volume ciclico è dato dal volume spazzato in una rotazione completa del rotore cavo ed è costituito dalla somma dei volumi elementari spazzati dalle palette durante la loro doppia rotazione e di quelli spazzati dal rotore cavo. Questo modello è particolarmente indicato per la misura dei liquidi a media viscosità.

e) misuratore a “birotore” (bi-rotor)

È costituito (Figura 6, particolare e) da due rotori di forma complementare mantenuti nella rotazione in controfase ed in perfetto sincronismo tra loro grazie ad un set di ingranaggi di precisione. Il flusso può entrare sia parallelamente che ortogonalmente all'asse di rotazione dello strumento. Il modello standard è quello assiale ed è indicato nel caso di applicazioni a grosse portate e a basse pressioni.

f) misuratore a “disco Nutante” (nutating disc)

Il misuratore è caratterizzato (Figura 6, particolare f) da un disco nutante solidale ad una sfera e contenuto in una camera di misura con una sede sferica e pareti troncoconiche

contrapposte. Il movimento del disco e della sfera è guidato da un perno cilindrico ad essa solidale che ruota intorno ad una camma troncoconica. Il liquido entra dall'apposita apertura e riempie gli spazi sopra e sotto il disco stesso. Tale volume, ad ogni movimento completo del disco (corrispondente ad un ciclo), viene spostato nella parte troncoconica opposta e rilasciato, mentre il volume di fluido spostato è misurato con un registratore connesso al disco stesso. Il moto del disco è armonioso e continuo e non genera pulsazioni del flusso in uscita. Il trafileamento del liquido tra disco e camera di misura è purtroppo causa di inaccuratezze dello strumento anche a basse portate. Questi misuratori sono, tipicamente, molto affidabili e relativamente insensibili ai cambiamenti di viscosità del fluido. Sono inoltre molto leggeri, economici, di facile installazione in campo, ma non molto accurati: per tale motivo è per lo più utilizzato in campo acquedottistico.

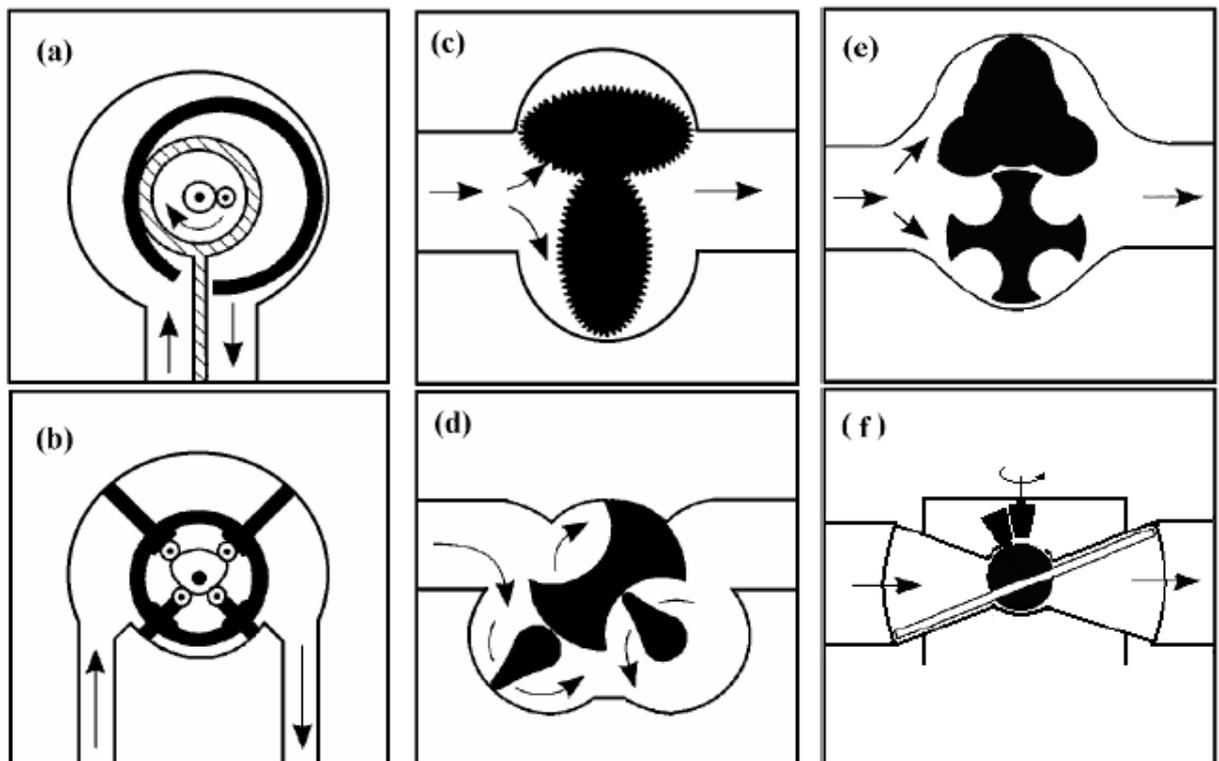


Figura 6: elementi primari di contatori volumetrici.

g) misuratore “a pistoni contrapposti” (reciprocating-piston)(MAX, COM-HAS)

Il modello più diffuso è quello a quattro pistoni contrapposti (Figura 7). La rotazione dell'asse genera il movimento reciproco dei quattro pistoni dello strumento. Il movimento reciproco dei pistoni è controllato nel tempo in modo tale che la scarica da uno dei

cilindri, per effetto della spinta esercitata dal relativo pistone, corrisponde alla “semidiscarica” dell’intero strumento. La distribuzione avviene per mezzo di una valvola solidale all’asse che trasmette il moto al contatore, la quale nel suo moto di rotazione ed attraverso le sue luci, comanda l’entrata e l’uscita del liquido dai cilindri. Detto V_C il volume spazzato da un singolo pistone nella sua corsa utile, D il diametro del cilindro, N_C il numero dei cilindri del misuratore e il coefficiente di riempimento k_V (rappresenta il rapporto tra la quantità di liquido che attraversa la camera di misura e la sua cilindrata.), la capacità utile per ogni rotazione dell’asse è data dalla:

$$V_U = k_V V_C N_C = k_V \frac{\pi D^2}{4} N_C$$

Questo modello può resistere ad alti differenze di pressione ed è, quindi, particolarmente indicato per la misura di fluidi viscosi garantendo una elevata precisione.

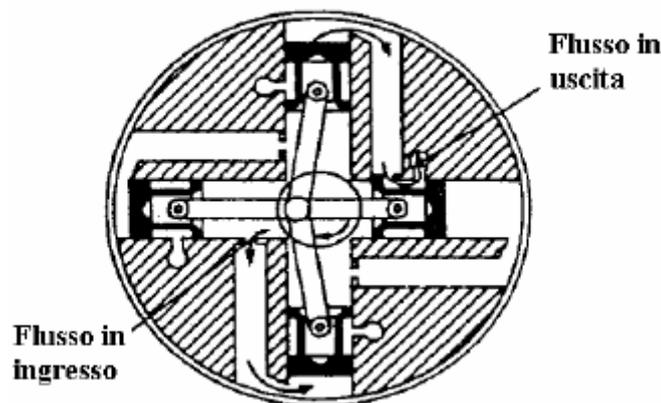


Figura 7: rappresentazione in sezione di un misuratore a pistoni contrapposti.

Gli strumenti di misura

Il diverso tipo di elemento di misura, oltre a condizionare le prestazioni metrologiche dello strumento, ne limita sostanzialmente il campo di impiego soprattutto rispetto alla viscosità del fluido.

I rotismi utilizzati per trasmettere il movimento rotatorio dell’elemento mobile alla testata di conteggio possono essere di tipo meccanico, con tenute del tipo “o” ring, premistoppa o altro, o di tipo elettromagnetico.

Nel caso di contatori meccanici il sistema di trasmissione ha, in realtà, oltre alla funzione di trasmissione del segnale di misura quello di calibrare il misuratore stesso per mezzo di apposite viti. Il giunto magnetico è tipico dei misuratori volumetrici a rotore ed è caratterizzato da una tenuta statica che garantisce totalmente da perdite e/o da fuoriuscite del liquido in erogazione. I meccanismi ad ingranaggi richiedono, invece, una maggiore potenza in quanto occorre superare la resistenza delle parti in movimento e delle tenute che sono motivo di ulteriore caduta di pressione.

In molti misuratori volumetrici di portata, la trasmissione dal meccanismo interno al contatore attraverso impulsi di tipo elettromeccanico, magnetico, o come in misuratori di recente generazione, di tipo ottico o con tecniche elettroniche, consente, rispetto ad i tradizionali sistemi meccanici:

- una minore caduta di pressione;
- trasmissione a display remoto, previa alimentazione da rete o, eventualmente, da pannelli solari;
- il monitoraggio della pressione e della temperatura del fluido, permettendo, quindi, la correzione delle misurazioni, per i cambiamenti di volume del fluido dovuti alle variazioni di temperatura e della pressione di linea;
- l'accesso alla "banca dati" dello strumento da una stazione centrale di monitoraggio, via radio, o via satellite.

Per contro tutti i contatori a guida meccanica, attraverso un'opportuna selezione del meccanismo possono mostrare il volume di fluido misurato o parte di questo senza bisogno di alimentazione esterna, permettendo, sempre, l'installazione in posizione remota.

Associato al sistema di trasmissione del segnale è possibile riscontrare in molti misuratori il cosiddetto calibratore. Esso è un dispositivo di regolazione che consente di "calibrare" il misuratore in modo tale che la differenza tra la quantità di liquido indicata dalla testata totalizzatrice e la quantità realmente misurata risulti inferiore all'errore massimo tollerato. Esso è costituito, normalmente, da una coppia di ingranaggi il cui rapporto di trasmissione è calcolato in modo da compensare le piccole differenze del volume ciclico effettivo rispetto a quello di progetto. Questo dispositivo consente inoltre di compensare anche il fenomeno di "trafilamento" che si verifica durante la misura. Il calibratore può essere di tipo a frizione o del tipo a "sostituzione di ingranaggi". Il tipo a "sostituzione di ingranaggi" è tipico di misuratori volumetrici a rotore ed ha il vantaggio che un suo

eventuale fuori servizio e/o mal funzionamento viene immediatamente segnalato dalla fermata della testina contatrice. Nel calibratore “a frizione” un eventuale mal funzionamento viene invece evidenziato soltanto sottoponendo il misuratore ad una prova di taratura.

Caratteristiche metrologiche

La causa di errore tipica per questi misuratori è legata all'inevitabile gioco esistente tra le parti mobili e le fisse e, quindi, alle tolleranze delle lavorazioni meccaniche. Ad ogni predefinita tolleranza meccanica corrisponde un determinato intervallo di viscosità.

Come detto in precedenza, infatti, è lo stesso fluido che, occupando il meato capillare esistente tra rotore e camera di misura, garantisce la tenuta idraulica tra le due parti in moto relativo. Un incremento della viscosità, teoricamente migliora le prestazioni del misuratore e spesso estende il limite metrologico dello stesso. Sfortunatamente, un incremento della viscosità è accompagnato anche da un incremento delle perdite di carico (le parti mobili spendono più energia nel muovere un fluido più pesante), dei consumi e del logorio meccanico. Questo è il motivo per cui i costruttori forniscono come dati di targa del misuratore la massima caduta di pressione a cavallo del misuratore ed un coefficiente correttivo della portata massima, decrescente con la viscosità (Figura 8). Allo scopo di estendere le capacità metrologiche del misuratore, è possibile aumentare il meato capillare suddetto tramite l'utilizzo di rotori aventi tolleranze maggiori. Ciò, effettivamente comporterà una diminuzione degli sforzi di taglio fluido-rotore e, quindi, delle perdite di carico, permettendo l'utilizzo, con prestazioni analoghe, dello stesso misuratore (con la semplice sostituzione del rotore) con prodotti aventi differenti viscosità. In Figura 8 questo effetto si traduce nello spostamento verso destra del coefficiente correttivo del misuratore.

In Figura 9, a titolo di esempio, si riporta la fascia di inaccuratezza relativa ad una tipologia di misuratore volumetrico, inizialmente tarato per operare con fluido avente viscosità pari a 1 cP e poi utilizzato con un fluido avente viscosità pari a 100 cP. Si può notare come, pur se l'accuratezza peggiora per il non corretto utilizzo del misuratore, l'errore risulti comunque inferiore al 1,2% e nessun ulteriore peggioramento sia apprezzabile oltre i 100 cP, a testimonianza di come tutti i misuratori del tipo positive displacement perdano ogni sensibilità alle variazioni di viscosità oltre tale valore.

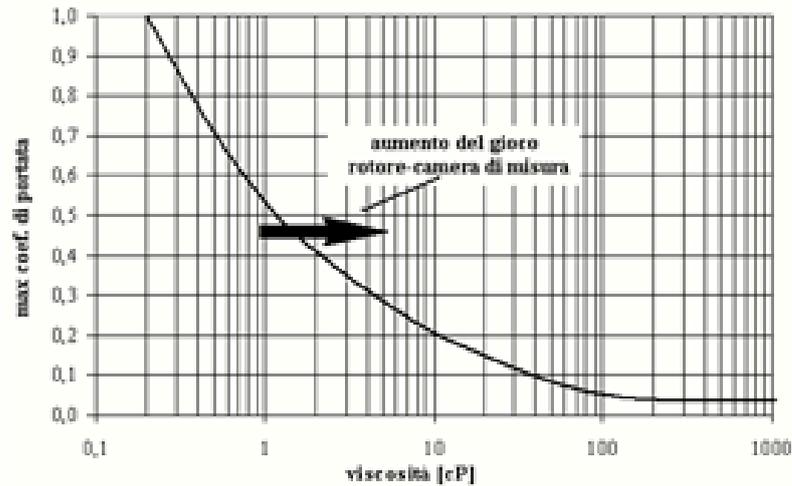


Figura 8

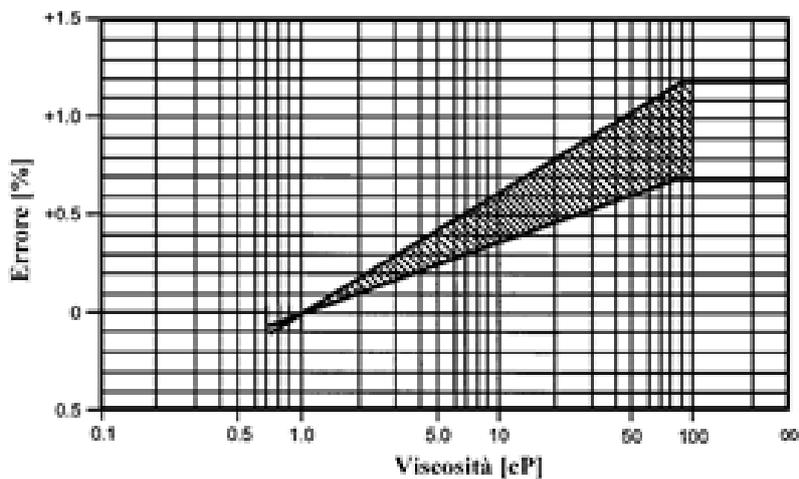


Figura 9

Curve di prestazioni tipiche per un misuratore di portata volumetrico con differenti fluidi, sono riportate in Figura 10. In essa l'accuratezza è riportata in termini di scostamento dalla regolazione iniziale effettuata sul calibratore: essa fitta bene per portate prossime al 25%, ma al crescere (diminuire) della stessa cresce (diminuisce) il salto di pressione a cavallo del misuratore, il che fa aumentare l'effetto di trafilamento attraverso il gioco rotore-camera di misura (diminuire l'energia disponibile per il moto del rotore e di tutti i dispositivi connessi, il che fa aumentare percentualmente l'importanza della quota parte di fluido che trafila). A riguardo, si definiscono portata limite inferiore (o minima) e portata limite superiore (o massima), i valori di portata del fluido oltre i quali l'errore di registrazione risulta contenuto entro i limiti di tolleranza predefiniti.

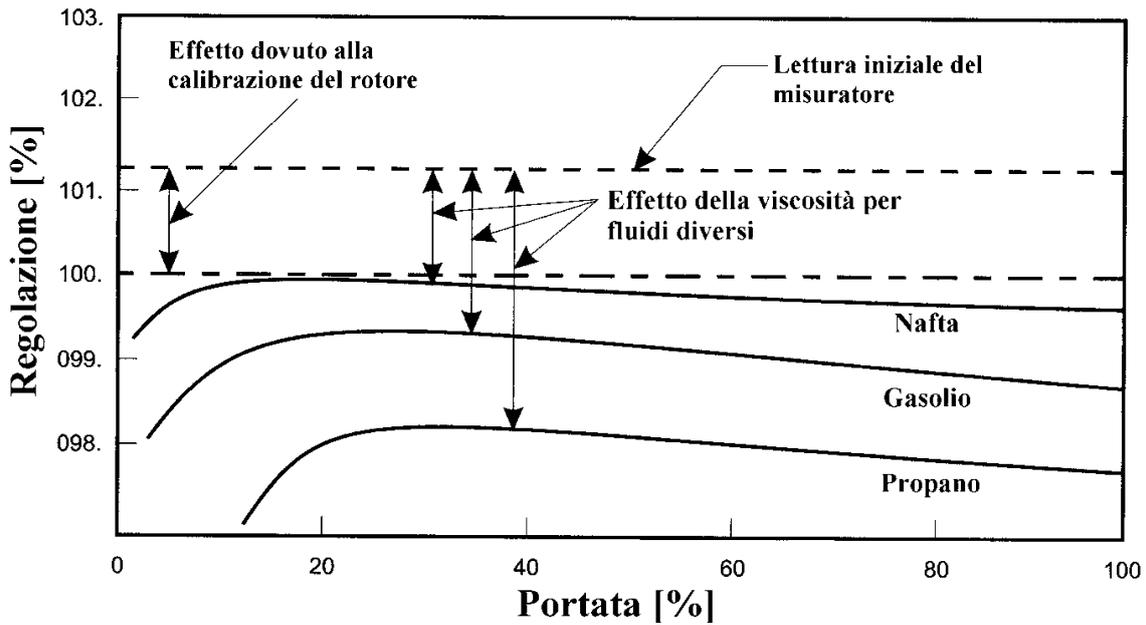


Figura 50

I parametri termodinamici, quali temperatura e pressione, giocano, ovviamente, un ruolo chiave per l'accuratezza dello strumento e non solo per le variazioni indotte nelle proprietà del fluido densità (si può compensare) e viscosità (può essere corretta intervenendo sulle tolleranze), ma anche per l'effetto indotto sulle dimensioni della camera di misura e del gioco. In genere, se necessario, è possibile correggere l'effetto indotto sulla camera di misura semplicemente variando il rapporto di trasmissione alla testata totalizzatrice. Per quanto riguarda le tolleranze delle superfici meccaniche a contatto (spesso costituite da materiali con diversi coefficienti di espansione termica) devono essere ben contenute e rispettate al fine di evitare possibili errori di misura (ad esempio con misuratori costruiti per operare a temperature inferiori a quelle effettive di esercizio, quindi con tolleranze più larghe), o anche il possibile bloccaggio/grippatura del rotore (ad esempio con misuratori costruiti per operare a temperature superiori a quelle effettive di esercizio, quindi con tolleranze più strette). In genere, è buona norma nella progettazione di un contatore volumetrico ridurre al minimo gli effetti di attrito tra le parti mobili del misuratore e, dunque, il dispendio di energia richiesto dalle stesse durante il funzionamento. Esso avviene, come detto, a spese dell'energia di pressione posseduta dal liquido ed un brusco abbassamento di pressione potrebbe provocare una parziale separazione dei gas in esso disciolti, con conseguente diminuzione della capacità della di misura.

Relativamente all'influenza della pressione, oltre alle problematiche su esposte, molto importante da tenere in considerazione è il valore massimo di pressione di linea cui il misuratore è stato progettato per funzionare. Il corpo, la camera di misura ed il rotore devono essere adeguatamente calcolati e dimensionati per sopportare variazioni della pressione di linea anche in condizioni anomale, quali, ad esempio, la chiusura istantanea di una valvola posta a valle del misuratore, ma un brusco aumento di pressione potrebbe danneggiare la struttura meccanica dell'accoppiamento di misura.

Altri accorgimenti da utilizzare in fase di installazione sono l'impiego di una valvola limitatrice di portata e di un adeguato degasatore. La prima evita che un aumento della portata rispetto al valore massimo di progetto, possa imprimere al rotore velocità eccessive creando dei logorii meccanici. Il secondo dispositivo è indispensabile qualora ci siano dubbi sulla presenza/formazione di gas nel liquido, che infici la precisione dello strumento.

I misuratori volumetrici, inoltre, per la loro intrinseca tipologia di funzionamento, sono caratterizzati da elevate perdite di carico. Specificando la taglia del misuratore, viene automaticamente fornita anche la caduta di pressione attraverso il misuratore, compatibilmente con le condizioni di flusso richiesto. Il normogramma che ci consente di valutare la caduta di pressione attraverso un misuratore, in funzione della portata è, generalmente ricavato utilizzando acqua come liquido di prova. Esso è, quindi, utile per una stima grossolana della perdita di carico indotta dal misuratore: nel caso di fluidi diversi le curve andranno corrette in funzione della differente viscosità.

Da non trascurare, infine, è il limite fisiologico connesso all'utilizzo e, quindi all'usura, di organi in movimento, nonché della camera di misura, per cui questi strumenti non sono indicati per la misura di fluidi con apprezzabile quantità di particelle in sospensione o per fluidi poco viscosi. In ogni caso, la normativa impone l'installazione di un apposito filtro a monte del misuratore, con rete filtrante funzione del fluido di misura.

Le caratteristiche metrologiche dei contatori volumetrici tradizionali sono sinteticamente riassunte nella tabella di Figura 11.

| Vantaggi | Limiti |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ✓ ampio campo di misura ✓ elevata affidabilità e precisione ✓ effetti di installazione trascurabili ✓ garanzia contro frodi ✓ resistenza alla corrosione ✓ bassa sensibilità alla temperatura ed alla pressione di esercizio | <ul style="list-style-type: none"> ✓ trafilamento differente per diverse viscosità del fluido (differenti curve di taratura per diversi fluidi) ✓ principio di misura volumetrico (necessità di correzione della densità del fluido) ✓ sensibilità ad impurità del fluido e a bolle di gas (necessità di un filtro e di un degasatore) ✓ perdite di carico elevate ✓ stabilità tipica di ciascun sistema di misura a seconda degli organi in movimento ✓ caratteristica non lineare al variare della portata (linearizzabile con testate elettroniche) |

Figura 11: tabella riassuntiva, vantaggi e svantaggi dei contatori volumetrici.

2.2 Misuratori massici Coriolis

Il principio di funzionamento

Il principio fisico dei misuratori di portata massica ad effetto Coriolis, si basa sulla determinazione, in un generico tratto L di tubazione (Figura 12) entro cui scorre il fluido di misura, di un moto rotatorio di trascinamento della terna mobile (x, y, z) solidale al tubo stesso, rispetto alla terna fissa (z,y,x), in modo che sul concio elementare di massa di fluido dm agisca un'accelerazione complementare, detta di Coriolis, pari a:

$$\overline{a_C} = 2 \cdot \overline{V_r} \cdot \overline{\omega_z}$$

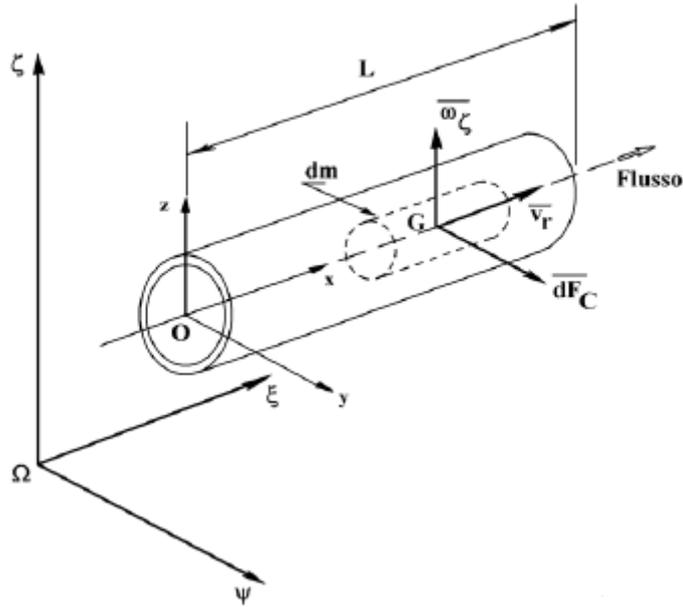


Figura 12: rappresentazione schematica delle grandezze in gioco sulla sezione infinitesima di tubo e dei sistemi di riferimento scelti per analizzarle.

Sul concio elementare di fluido verrà, quindi, ad agire una forza di inerzia elementare detta forza di Coriolis:

$$d\bar{F}_C = -2 \cdot dm \cdot \bar{V}_r \cdot \bar{\omega}_\zeta$$

Avente modulo uguale a $2 \cdot dm \cdot |\omega_\zeta| \cdot |V_r| \cdot \sin \vartheta$ (con ϑ pari all'angolo formato dai vettori \bar{V}_r e $\bar{\omega}_\zeta$), direzione ortogonale al piano individuato dai due vettori $\bar{\omega}_\zeta$ e \bar{V}_r e verso opposto a quello di \bar{a}_C . Assumendo per semplicità $\bar{\omega}_\zeta$ e \bar{V}_r paralleli all'asse x ed all'asse z ($\sin \vartheta = 1$), ricordando le definizioni di velocità istantanea e di portata massica la forza di Coriolis agente su tutto il tratto L di tubazione è data dalla:

$$d\bar{F}_C = \int_0^L 2 \cdot dm \cdot \omega_\zeta \cdot \frac{dx}{dt} = \int_0^L 2 \cdot \dot{m} \cdot \omega_\zeta \cdot dx = 2 \cdot \dot{m} \cdot \omega_\zeta \cdot L$$

Tale relazione rappresenta, in forma esplicita, il legame funzionale tra la portata massica \dot{m} e la forza di Coriolis. Una volta riprodotte nella tubazione le condizioni di moto relativo necessarie all'insorgere dell'effetto Coriolis, è possibile valutare la portata in massa \dot{m}

effluente misurando gli effetti (spostamenti, deformazioni, ecc.) prodotti nella tubazione stessa da detta forza di Coriolis.

Nella generica configurazione di figura (Figura 13), la tubazione di passaggio del fluido viene fatta oscillare intorno l'asse O-O per mezzo di un eccitatore elettromagnetico; i vettori delle velocità del fluido nei diversi tratti della tubazione risultano pertanto ortogonali (e di verso opposto) nei tratti A e C, e paralleli nel tratto B alla direzione di . La forza di Coriolis che si genera nei suddetti tratti risulta pertanto nulla nel tratto B ($\sin = 0$) e massima ma di verso opposto nei tratti A e C ($\sin = 1$). Ciò implica la generazione di un momento M sull'asse di simmetria R-R dato dalla:

$$M = F_{C1} \cdot r_A \cdot F_{C2} \cdot r_B = 2 \cdot F \cdot r = 4 \cdot r \cdot \dot{m} \cdot \omega_\zeta \cdot L$$

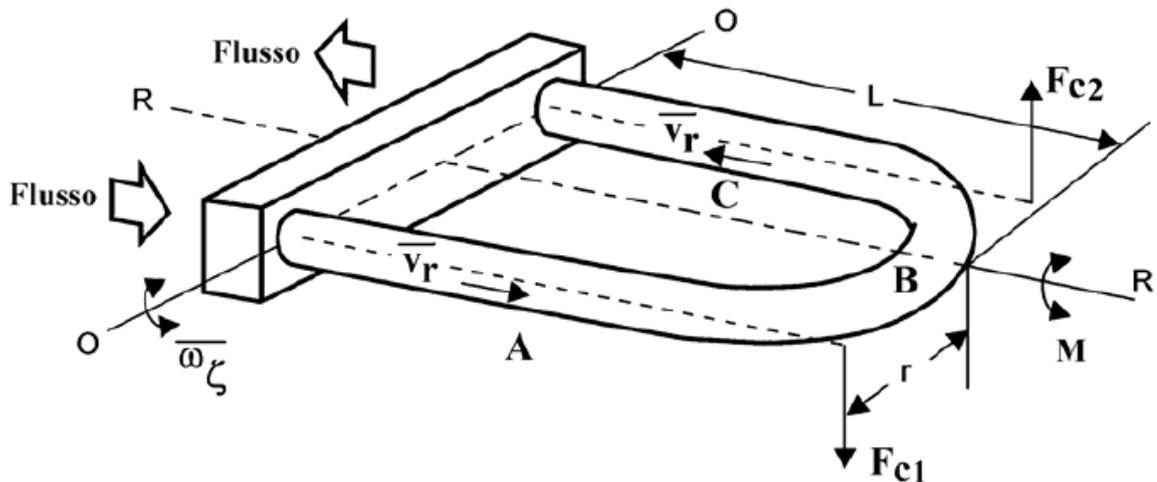


Figura 13: rappresentazione di forza e momento generati per effetto Coriolis dal passaggio del fluido nella tubatura.

Tale momento induce una torsione Q sul condotto, che all'equilibrio sarà contrastata dal momento elastico del condotto $M = KQ$, con K pari al modulo elastico dello stesso:

$$\dot{m} = \frac{K\theta}{4rL\omega}$$

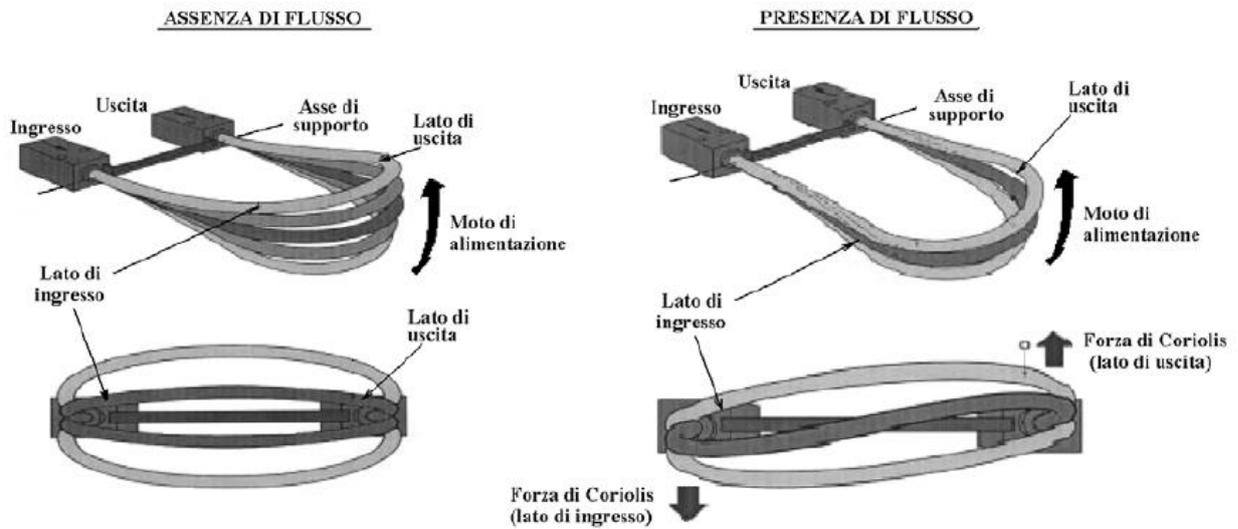


Figura 14: rappresentazione della torsione dovuta al passaggio del fluido nella tubatura.

E' possibile dimostrare che per piccole velocità angolari (relative al moto di alimentazione) e per piccole deformazioni Q (indotte dal moto di misura), lo spostamento Q è proporzionale a:

$$\sin \Theta \sim \Theta = \frac{\omega \cdot L \cdot \Delta t}{2r}$$

dove $v = L$ è la velocità tangenziale del tubo nel suo punto medio e t è lo sfasamento temporale con cui i due rami del tubo attraversano il punto medio del proprio percorso.

Combinando le equazioni:

$$\begin{cases} d\bar{F}_C = -2 \cdot dm \cdot \bar{V}_r \cdot \bar{\omega}_\zeta \\ d\bar{F}_C = 2 \cdot \dot{m} \cdot \omega_\zeta \cdot L \end{cases}$$

segue che la portata in massa \dot{m} è proporzionale al solo t ed a parametri noti da progetto (K ed r):

$$\dot{m} = \frac{K}{4rL\omega} \cdot \frac{\omega \cdot L \cdot \Delta t}{2r} = \frac{K \cdot \Delta t}{8r^2}$$

In verità bisogna osservare che, pur se non esplicitamente evidente nella formulazione $\dot{m} = \frac{K \cdot \Delta t}{8r^2}$, il modulo elastico K della tubazione è dipendente dalle proprietà elastiche della

tubazione risonante, nonché dalle sue dimensioni e forme. La dipendenza delle proprietà elastiche dei tubi risonanti dalla temperatura del fluido di misura in essi effluente rende, perciò, necessaria in tutti i misuratori a tubi deformanti una termo-compensazione di tali effetti, limitandone l'utilizzo a fluidi con temperature non superiori a 250 °C.

Tecnologie costruttive

I misuratori ad effetto Coriolis di ultima generazione sono, generalmente, costituiti (Figura 15) da una coppia di tubi risonanti gemelli (1), posti in vibrazione flessionale (o torsionale in altre configurazioni) in controfase alla propria frequenza naturale tramite degli eccitatori elettromagnetici (2). La scelta di raddoppiare la tubazione di passaggio del fluido di misura, rispetto alle prime versioni prodotte commercialmente, è dovuto all'esigenza sia di bilanciare dinamicamente il sistema vibrante nella sua globalità, sia di ridurre le perdite di carico caratteristiche di detti tubi che, dovendosi deformare sotto l'azione delle forze di Coriolis, presentano necessariamente piccoli diametri e piccoli spessori. I materiali più comunemente utilizzati sono altamente resistenti alla corrosione (acciaio inossidabile "seamless 316L") ma esistono anche versioni realizzate in titanio, in lega di Hastelloy e, per alcune applicazioni chimiche, in tantalio.

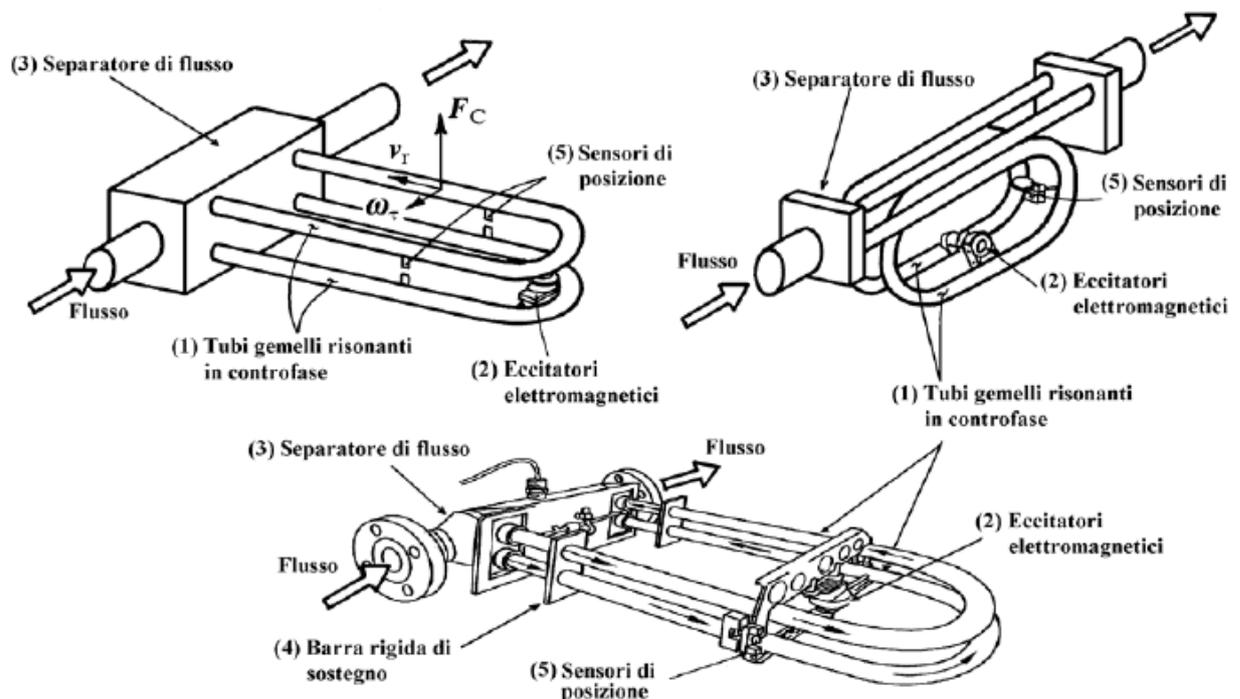


Figura 15: misuratore di portata ad effetto Coriolis con tubi gemelli di risonanza in più versioni costruttive.

I tubi gemelli sono rigidamente connessi ad un separatore di flusso (3), che suddivide approssimativamente il flusso in ingresso in parti uguali nelle due tubazioni, ma in molti esemplari, anche ad una barra rigida di sostegno (4), posta ad una certa distanza dal separatore al fine di disaccoppiare le stesse tubazioni (e dunque le vibrazioni di misura) dal piping su cui esse sono installate. Il moto di misura è, invece, determinato dall'insorgere nel fluido delle forze di Coriolis alternate che deformano angolarmente i tubi, ed è rilevato da sensori di spostamento di tipo elettromagnetico (5): la differenza di fase dei segnali da essi inviati è elaborata da una centralina di controllo e regolazione finalizzata anche al mantenimento della vibrazione alla frequenza propria del misuratore.

Caratteristiche metrologiche

I parametri più importanti da tenere in considerazione nella scelta di un misuratore Coriolis sono la portata da misurare, il salto di pressione disponibile (la max perdita di carico), la viscosità e la densità del fluido nelle condizioni di esercizio.

Essi presentano ampi campi di misura, tipicamente 20:1 e sono adatti alla misura di liquidi anche particolari quali fanghi, impasti e fluidi a comportamento reologico non newtoniano, grazie alla completa indipendenza del principio di misura dal regime di moto. L'applicabilità agli aeriformi, pur se vantata da alcuni costruttori per elevate pressioni di linea, è di fatto limitata dall'esiguità delle forze di Coriolis generate da fluidi di bassa densità.

Le incertezze di misura dei misuratori ad effetto Coriolis sono variabili tra (0.15÷0.25) % VL, ma ad esse va aggiunta la tipica stabilità di zero causata da piccole derive nei sensori di posizionamento e nell'elettronica integrata. Questo contributo diviene particolarmente rilevante alle basse portate (va contemplato un contributo aggiuntivo dello 0.01%VL o addirittura dell'1.0%VL per portate pari, rispettivamente, al 4%FS ed all'1%FS). Ciò implica che, per una data applicazione (portata di progetto) va sempre opportunamente vagliata la possibilità di scegliere misuratori di taglia più grande e, dunque con più piccole perdite di carico ma che operano a percentuali minori del proprio fondo scala. Per ovviare a tali problemi è opportuno, ad installazione avvenuta e una volta riempita completamente la tubazione di misura, eseguire sempre una taratura di zero (a portata nulla).

L'uso di tubi risonanti soggetti a deformazione elastica come sensori della portata massica comporta che la misura sia, inevitabilmente, influenzata dai cambiamenti della temperatura del fluido, della pressione e della densità. In particolare, la variazione della temperatura del fluido comporta dei cambiamenti delle caratteristiche elastiche e meccaniche dei tubi risonanti, mentre la variazione della densità fa cambiare la massa totale del fluido evolvente

nel circuito, si alterano, di conseguenza, la frequenza di risonanza ed il coefficiente di smorzamento. La non simmetria dei tubi risonanti, nonché la possibilità che il fluido evolvente non sia omogeneo, sono le ragioni più probabili della sensibilità allo spostamento dallo zero. Al fine di limitare la dipendenza dalla temperatura della stabilità di zero molti costruttori suggeriscono l'effettuazione dell'operazione di taratura di zero entro ± 5 °C dalle condizioni operative, ricorrendo poi a sistemi di compensazione elettronica con un opportuno sensore di temperatura e con un sistema di bilanciamento dinamico in grado di riportare il sistema allo zero, nelle diverse condizioni operative di utilizzo. Le incertezze di misura dei misuratori ad effetto Coriolis su menzionate sono particolarmente rilevanti se confrontate con quelle di altri misuratori che, essendo basati sulla misura della portata in volume, nella valutazione della massa richiedono ulteriori sensori (pressione e temperatura) per la determinazione della densità del fluido, a discapito dell'incertezza finale della misura. Tale peculiarità, tipica dei "veri" misuratori massici, è, inoltre, accentuata dalla minore interazione (non intrusività) tra fluido e sensore di misura (tubo vibrante), nonché dalla completa indipendenza della misura dal regime di moto del fluido, a differenza di quanto avviene nei misuratori di portata volumetrica non intrusivi (magnetici, ad ultrasuoni) nei quali, com'è noto, la precisione è fortemente influenzata dal profilo di velocità.

Le principali limitazioni in esercizio dei misuratori ad effetto Coriolis, sono riconducibili, in parte alla loro tecnologia costruttiva, in parte a problemi di carattere fluidodinamico nel condotto di misura ed in parte alle caratteristiche di resistenza a fatica dei materiali impiegati. Relativamente alla tecnologia costruttiva, è difficile ottenere un comportamento ideale dei vincoli, uno smorzamento uguale dei due condotti (ogni combinazione possibile misuratore-impianto possiede delle proprietà termofluidodinamiche che, a turno, possono caratterizzare il comportamento dinamico del sistema oscillante), la separazione della corrente di fluido in due parti uguali in tubi alimentati in parallelo (tale problema non è presente nei misuratori alimentati in serie).

Per quanto riguarda le problematiche di carattere fluidodinamico, va evidenziato che in presenza di aria o bolle di gas ben miscelate nel fluido di misura, i misuratori ad effetto Coriolis richiedono un leggero aumento di potenza (maggiori consumi) per il mantenimento della tubazione in vibrazione. L'eventuale rottura di bolle di gas in sospensione con conseguente formazione di sacche di vuoto nel liquido e sbattimento di questo sulle pareti della tubazione di misura, comporta sia un decadimento delle prestazioni del misuratore, causato dallo smorzamento viscoso della tubazione vibrante, sia un "rumore" di disturbo sul segnale di misura (per frazioni di vuoto fino al 5% in volume), fino ad arrivare (per frazioni di

vuoto superiori al 5% in volume) al completo arresto del moto di misura (l'energia dissipata negli urti dal liquido sulle pareti supera quella fornita dal sistema di alimentazione). La presenza di vuoti nel fluido di misura, individuabile in un eccessivo consumo del dispositivo di alimentazione, o in una sensibile diminuzione nella densità misurata e/o dell'ampiezza del segnale proveniente dai sensori di spostamento, pur se non comporta danni per il misuratore, è sempre auspicabile possa essere ridotta mediante l'utilizzo di opportuni degasatori a monte dello stesso misuratore.

Al fine di limitare i fenomeni di fatica e di frattura cui sono soggetti i tubi in vibrazione, particolare attenzione va, infine, posta, in fase di progettazione del misuratore, nella forma dei condotti, nella scelta dei materiali (rugosità superficiale, dimensioni del grano, durezza del materiale) e nelle lavorazioni necessarie ad eliminare le tensioni residue ed a garantirne la resistenza alla corrosione. È invece interessante notare che, alle frequenze relativamente alte raggiunte in tali misuratori, il limite di resistenza è indipendente dallo spessore del tubo.

In sintesi vantaggi e svantaggi:

Vantaggi che si hanno nell'utilizzo di questo strumento di misura sono principalmente:

- l'alta precisione di misura, anche fino a $\pm 0.5\%$;
- la versatilità dello strumento: è insensibile a variazioni di densità, viscosità, temperatura, pressione;
- la possibilità di rilevare la portata, la densità e la temperatura del fluido in transito.

Svantaggi:

- inutilizzabile all'equatore (ove l'effetto Coriolis è nullo).

2.3 Misuratori a pressione differenziale

Nell'attraversamento di una qualunque ostruzione inserita in una condotta, il fluido subisce una p variazione di pressione proporzionale al quadrato della portata volumetrica Q , per cui, misurando la caduta di pressione si può risalire al valore di Q . Il legame funzionale tra p e Q dipende dalla geometria dello strozzamento e dal moto del fluido, cioè dal numero di Reynolds e, per misure accurate, deve essere ricavato sperimentalmente. Al fine di evitare la taratura individuale del tipo di ostruzione, si possono adottare le dimensioni unificate (UNI EN ISO 5167-1/4:2004). I tipi più diffusi di strozzamenti unificati sono il venturimetro, il boccaglio ed il diaframma.

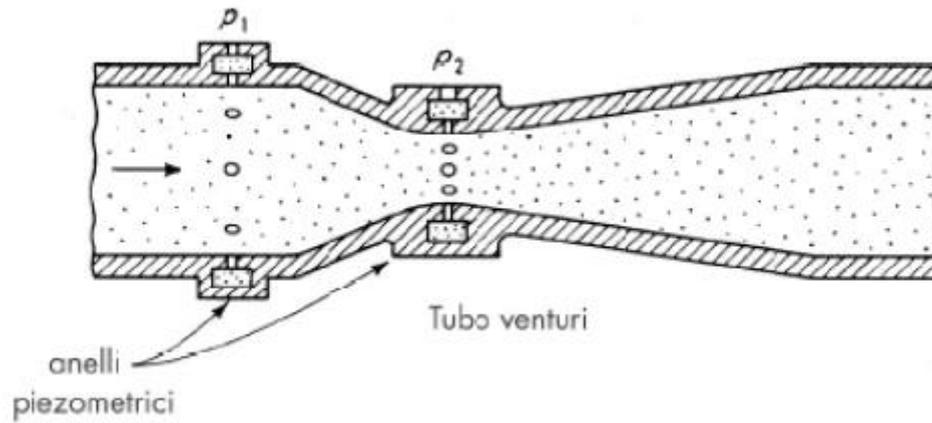


Figura 16: Tubo di venturi o venturimetro.

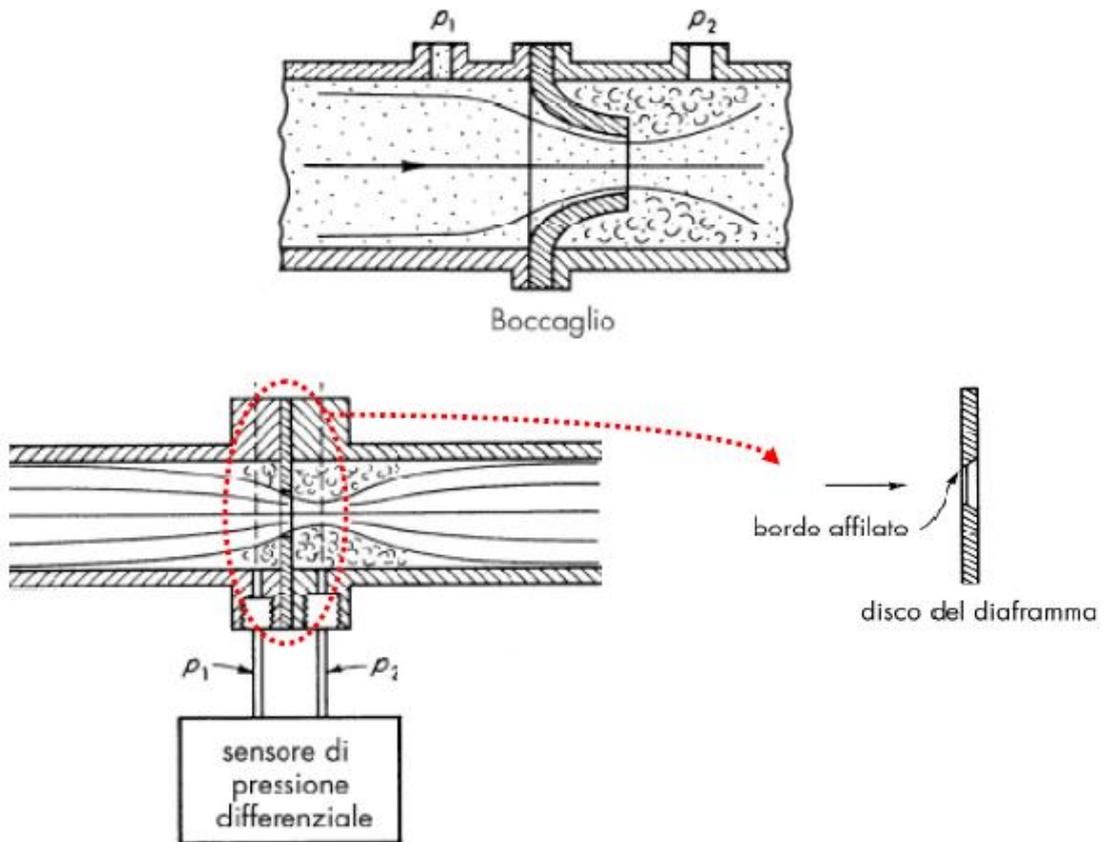


Figura 17: immagine in alto: vista in sezione di un boccaglio inserito in una tubature, viene rappresentata anche la tipologia di flusso in uscita dalla variazione di sezione. Immagini in basso: vista in sezione di un diaframma inserito in una tubatura e particolare in sezione del disco del diaframma.

Dal punto di vista teorico la relazione tra la portata volumetrica e la differenza di pressione si ricava, per tutti e tre le tipologie di strumento, applicando l'equazione di Bernulli tra la sezione 1 in cui il fluido è indisturbato e la sezione 2 di contrazione massima della vena fluida, nell'ipotesi di moto permanente di un fluido incomprimibile, privo di attrito ed in assenza di scambi di calore e di lavoro.

I tre dispositivi esaminati, pur funzionando secondo il medesimo principio, presentano alcune differenze sostanziali.

Il **venturimetro** consente di “guidare ” meglio il fluido, evitando fenomeni di distacco della vena fluida, per cui esso presenta, a fronte di un maggior costo e di ingombri più elevati, un elevato valore del coefficiente di efflusso ($0.95 < C < 0.98$). Ciò si traduce, a parità di p , in una minore p perdita di pressione tra le sezioni a monte e a valle del misuratore (10 – 15%), ed è quindi indicato per la misura di grandi portate volumetriche, alle quali è associata una dissipazione di potenza idraulica non trascurabile.

Vantaggi: introduce una bassissima perdita di carico e nel tratto divergente del tubo si recupera l'energia cinetica in pressione statica. La regolarità della geometria interna ne rende anche difficile l'intasamento, consentendo così misurazioni su fluidi contenenti solidi in sospensione.

Svantaggi: notevole distanza tra le prese di pressione: mentre la presa di bassa pressione è nella strozzatura, quella di alta pressione deve essere posta a una certa distanza da questa, per non risentire degli effetti della vena contratta. Nella pratica, la presa di alta pressione si pone a 7÷10 diametri interni del tubo a valle della strozzatura. In oltre il salto di pressione può avere sbalzi molto elevati o piccolissimi, a seconda della velocità del fluido, e questo può influenzare negativamente la misura effettuata.

Il **diaframma** presenta il vantaggio di una maggiore semplicità costruttiva (viene infatti già fornito dalle prese di pressione, disposte in sezioni diverse a seconda dei modelli, e viene inserito mediante una flangia, direttamente nella condotta), ma produce una elevata perdita di pressione (40% p), è particolarmente sensibile alle variazioni di forma del foro (se, ad esempio, a causa dell'usura, si produce uno smussamento degli spigoli vivi del foro, varia il coefficiente di efflusso e quindi, l'indicazione fornita dal dispositivo rispetto alle condizioni di taratura) e può determinare, se disposto centrato assialmente, un accumulo delle sostanze trascinate con il fluido.

Il **boccaglio** presenta caratteristiche intermedie tra quelle del venturimetro e quelle del diaframma (rispetto al tubo di Venturi, il boccaglio e il diaframma introducono una forte perdita di carico).

Questo sistema di misura della portata è probabilmente il più diffuso; anche se di solito è meno preciso del tubo di Venturi, ha comunque un'ottima precisione, dell'ordine dell'1% della misura. Si adatta a misure di portate molto piccole (cm^3/h) fino a molto grandi (migliaia di m^3/h).

2.4 Misuratori a turbina

Sono costituiti da una turbina generalmente preceduta da elementi di forma opportuna atti a regolarizzare la vena, mossa dalla corrente fluida oggetto della misurazione. Riducendo opportunamente gli attriti è possibile ottenere una relazione lineare tra la portata volumetrica Q e la velocità di rotazione della turbina n , per cui dalla misura di quest'ultima si può ottenere la portata.

La misura della velocità di rotazione può essere effettuata mediante un sensore magnetico di prossimità, il quale produce un impulso di tensione ogni qual volta una delle pale del rotore determina, passando nella zona di misura, una variazione della riluttanza del circuito magnetico. La frequenza di ripetizione degli impulsi risulta quindi proporzionale alla portata del fluido.

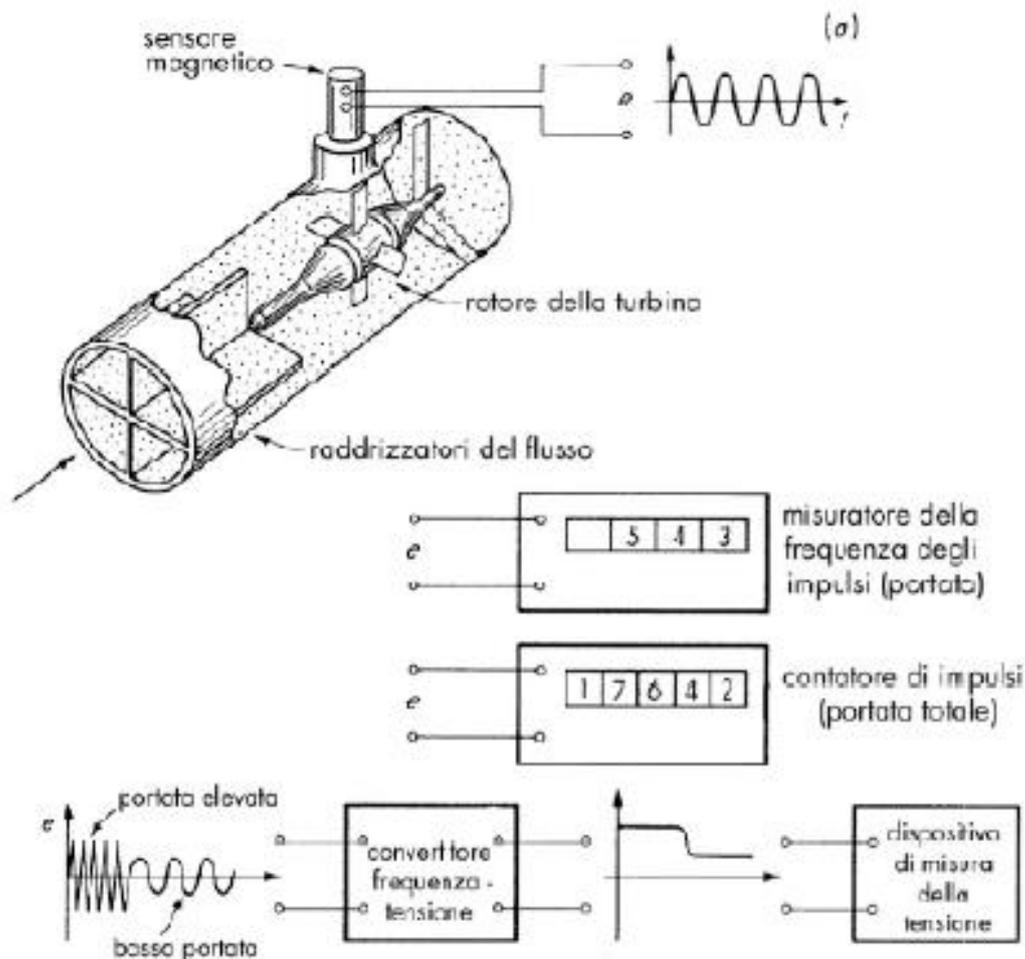


Figura 18: spaccato di un misuratore a turbina, utilizzo del sensore come misuratore di portata o come conta litri e schematizzazione a blocchi dell'elaborazione del segnale d'uscita.

In virtù della relazione lineare $Q-n$ è anche possibile misurare accuratamente la quantità di fluido transitata in un determinato intervallo di tempo. Alle basse portate (piccoli Re) gli effetti e viscosi determinano un comportamento non lineare della caratteristica reale $Q-n$, la quale viene ottenuta per taratura. Grazie alle loro elevate caratteristiche metrologiche, i misuratori a turbina vengono spesso utilizzati come campioni secondari di misuratori di portata funzionanti secondo principi diversi. Il campo di misura è generalmente limitato al tratto lineare della caratteristica $Q-n$.

Dal punto di vista dinamico, il misuratore a turbina si comporta, per piccole variazioni nell'intorno del punto di lavoro, come uno strumento del 1° ordine, con costante di tempo compresa nell'intervallo 2-10 ms. Qualora si desideri in uscita un segnale analogico (in tensione continua), si può impiegare un convertitore frequenza-tensione.

2.5 Misuratore di portata magnetico

Il principio di funzionamento di questi misuratori di portata è basato sulla legge dell'induzione magnetica: quando un conduttore di lunghezza l si muove con velocità V ortogonalmente ad un campo magnetico di induzione B , in esso viene indotta una f.e.m. (e) data da:

$$e = B \cdot l \cdot V$$

Nella realizzazione pratica il conduttore è costituito dal fluido stesso (che pertanto deve avere una sufficiente conducibilità elettrica), e la sua lunghezza è pari al diametro D della tubazione.

Nella sua configurazione più tipica, il misuratore di portata ad induzione è costituito da un tubo in materiale non ferromagnetico, immerso in un campo magnetico di induzione B , e presenta due elettrodi all'interno, a contatto con il fluido. Il misuratore viene inserito in serie alla tubazione di cui si vuole misurare la portata.

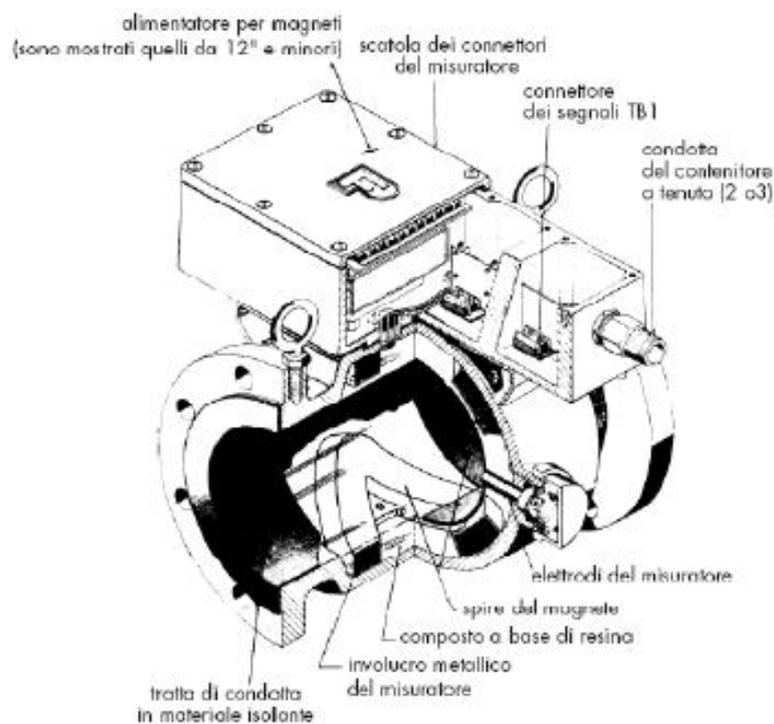


Figura 19: spaccato di un misuratore magnetico di portata.

Se con R si indica la resistenza elettrica del fluido, la tensione ai morsetti di uscita dello strumento vale teoricamente

$$B \cdot D \cdot V - R \cdot i$$

ed è quindi proporzionale alla velocità media del fluido nella sezione di misura. Lo strumento terminale dovrà avere una impedenza di ingresso adeguata, in dipendenza del valore di R , che può essere stimato teoricamente o misurato sperimentalmente.

Il campo magnetico può essere costante o variabile, dando luogo rispettivamente ad un segnale in uscita in continua o in alternata. Quest'ultimo consente di eliminare gli effetti indesiderati di polarizzazione agli elettrodi e consente una semplice amplificazione del segnale, esente da fenomeni di deriva, ma induce segnali spuri nel circuito di misura. Una alternativa è costituita dall'utilizzo di un campo continuo modulato in modo da assumere la forma di un'onda quadra, che consente una compensazione automatica dei disturbi, ottenuta sottraendo al segnale utile il segnale di zero più volte al secondo. La conducibilità minima richiesta al fluido è di circa $0.1 \mu\text{S/cm}$. Per la misura della portata di metalli liquidi (ad es. mercurio) il sistema di misura si semplifica notevolmente, a causa della elevata conducibilità del fluido, che consente di prelevare il segnale utile mediante elettrodi montati direttamente sulla tubazione metallica (all'esterno) e di utilizzare un campo magnetico costante. I principali vantaggi dei misuratori di portata ad induzione risiedono nell'assenza di ostruzioni al fluido, nella capacità di misurare correnti fluidi in entrambi i versi, nella insensibilità alla densità e viscosità del fluido ed ai disturbi del profilo delle velocità (purché esso presenti simmetrie assiale), nel vasto campo lineare, nella buona risposta in frequenza (pressoché "istantanea" nei sistemi DC, limitata dalla frequenza della portante nei sistemi AC e DC modulati).

2.6 Misuratori fluidodinamici a vortice

L'introduzione di un corpo di forma opportuna in una corrente fluida dà luogo ad una serie di vortici a valle del corpo stesso (scia vorticoso di Von Karman) per $R > 10.000$. La frequenza f di formazione dei vortici, in regime turbolento, risulta proporzionale alla velocità del fluido, secondo la relazione:

$$f = \frac{N_{st} V}{d}$$

Essendo d la dimensione caratteristica dell'ostruzione ed N_{st} (numero di Strouhal) un parametro dipendente da R e dalla geometria del corpo. Sagomando opportunamente quest'ultimo, si può rendere N_{st} costante per un ampio intervallo di R , ottenendo così una misura indiretta della portata e attraverso la misura della frequenza f di formazione dei vortici. La f può essere misurata in svariati modi (ad esempio collegando l'ostruzione ad un elemento ad un elemento elastico). La precisione ottenibile è dell'1% ed è possibile misurare la portata sia di liquidi che di fluidi comprimibili. Vi è inoltre il vantaggio di un'uscita intrinsecamente digitale.

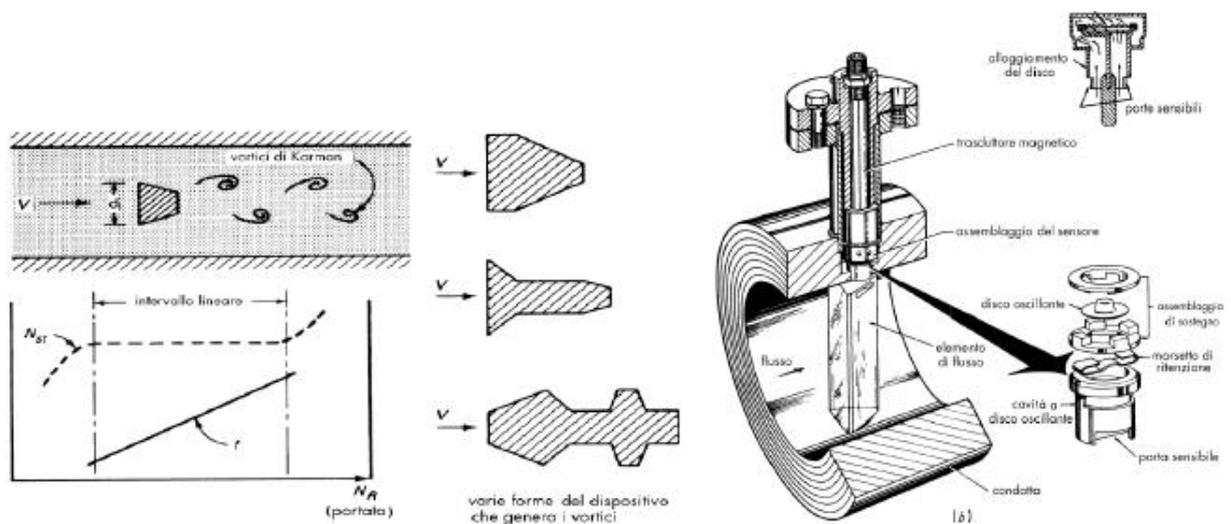


Figura 20: misuratore fluidodinamico a vortice inserito in una tubazione, sezione caratteristiche dei corpi di generatori di vortici e spaccato del misuratore.

2.7 Misuratori ad ultrasuoni

Sono basati sull'impiego di trasduttori, generalmente di tipo piezoelettrico, che svolgono la funzione di trasmettitori/ricevitori di onde ultrasoniche ($f = 1-10$ MHz), le quali si propagano nel fluido con velocità $c \pm V$, essendo c la velocità di propagazione del suono nel mezzo considerato e V la velocità del fluido. Tra le numerose configurazioni possibili una delle più utilizzate prevede l'impiego di una coppia di trasduttori posti all'esterno della tubazione, che trasmettono e ricevono alternativamente le onde ultrasonore nei due sensi, favorevole e contrario alla corrente fluida.

Indicando con L il tragitto percorso dalle onde, il tempo di transito (o la frequenza di ripetizione degli impulsi) nei due sensi vale, rispettivamente

$$\begin{cases} f_1 = \frac{c + V \cos \vartheta}{L} \\ f_2 = \frac{c - V \cos \vartheta}{L} \end{cases} \Rightarrow \Delta f = f_1 - f_2 = \frac{2V \cos \vartheta}{L}$$

$$\begin{cases} t_1 = \frac{L}{c + V \cos \vartheta} \\ t_2 = \frac{L}{c - V \cos \vartheta} \end{cases} \Rightarrow \Delta t = t_1 - t_2 = \frac{2 V L \cos \vartheta}{c^2}$$

Per cui, noti L e ϑ , dalla misura dell'intervallo di frequenza o dell'intervallo di tempo, si può determinare V . La misura del Δt anziché del Δf presenta l'inconveniente di dipendere dal valore di c : il valore Δt risulta molto piccolo essendo c elevato. Inoltre, poiché c dipende dalla temperatura, una variazione di questa introduce un errore nella misura non trascurabile, poiché c compare al quadrato.

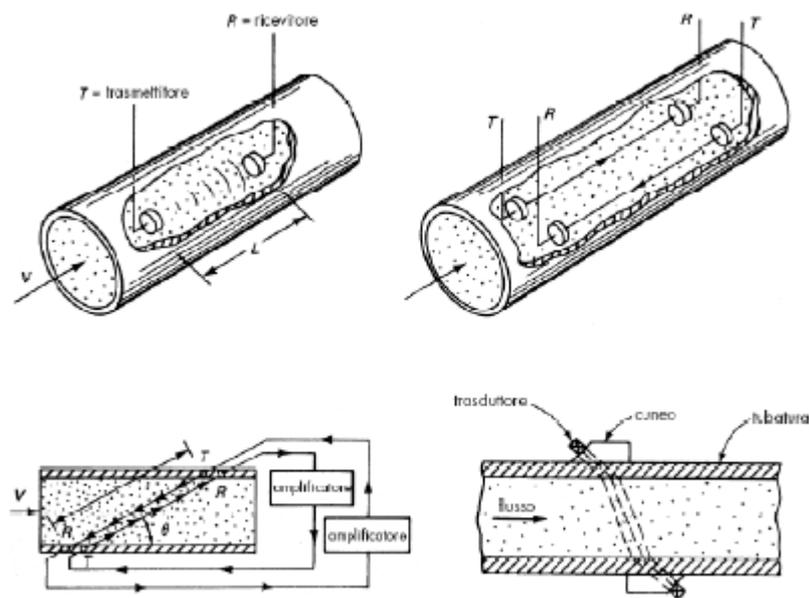


Figura 21: quattro tipologie di misuratori di portata ad ultrasuoni.

La velocità V misurata è in realtà l'integrale delle velocità del fluido lungo il percorso delle onde, per cui il suo valore dipende dal profilo delle velocità nella sezione di misura, e quindi dal numero di Reynolds. Un vantaggio non trascurabile del misuratore ad ultrasuoni deriva dall'assenza di ostruzioni alla corrente fluida. Gli svantaggi derivano dalla già citata sensibilità al profilo di velocità e dalla necessità che il fluido sia "pulito".

Un'altra tipologia di strumenti basati sull'impiego di onde ultrasonore è costituita dai misuratori doppler ad ultrasuoni. Essi, analogamente a quanto visto per l'anemometro laser doppler, richiedono la presenza di particelle riflettenti in seno al fluido. Il principio di funzionamento è basato sulla deviazione di un fascio di onde ultrasonore ad opera delle particelle trascinate con il fluido e sul conseguente spostamento della frequenza per effetto Doppler. Dalla misura della variazione di frequenza tra l'elemento trasmettitore e quello ricevitore, si ottiene una misura locale della velocità del fluido:

$$\Delta f = f_t - f_r = \frac{2f_t \cos \vartheta}{c} V$$

2.8 Misuratori di portata tramite forza e momento

è impiegato, tra l'altro, nelle misure di portata del carburante degli aeroplani, è fondato sulla legge del momento angolare delle turbomacchine:

$$T = G(V_{ti}r_i - V_{to}r_o)$$

G = portata in massa attraverso la girante, kg/s

T = coppia torcente, m N

V_{ti} = velocità tangenziale in ingresso (immissione), m/s

r_i = raggio sezione di ingresso, m

V_{to} = velocità tangenziale in uscita (scarico), m/s

r_o = raggio sezione di uscita, m

La portata da misurare viene indirizzata attraverso un elemento rotante, che viene azionato da un motore che lavora a velocità costante. Se la portata in ingresso non ha componenti di rotazione ($V_{ti} = 0$) e se la lunghezza assiale della girante è sufficiente per garantire $V_{to} = r$ allora la coppia motrice che è necessario fornire all'elemento rotante è:

$$T = r^2 \omega G$$

Dato che sia che r sono costanti allora la coppia T (che può essere misurata in vari modi) costituisce una misura diretta e lineare della portata in massa G . Un inconveniente di questa soluzione è che, a causa degli attriti e delle variazioni di viscosità del fluido, in condizioni di

portata nulla ($G = 0$) la coppia non si annulla perfettamente. Una variante di questo approccio è quella di comandare la girante con una coppia costante: in tal modo la velocità angolare della girante varia con G in accordo alla legge:

$$\omega = \frac{T}{Gr^2}$$

La velocità risulta ora non lineare con G ma può essere più semplice da misurare di quanto lo sia la coppia. Se viene utilizzato un trasduttore di prossimità magnetico per misure di velocità l'intervallo di tempo t tra due impulsi è inversamente proporzionale a ω ; in questo modo la misura di t risulta lineare con G

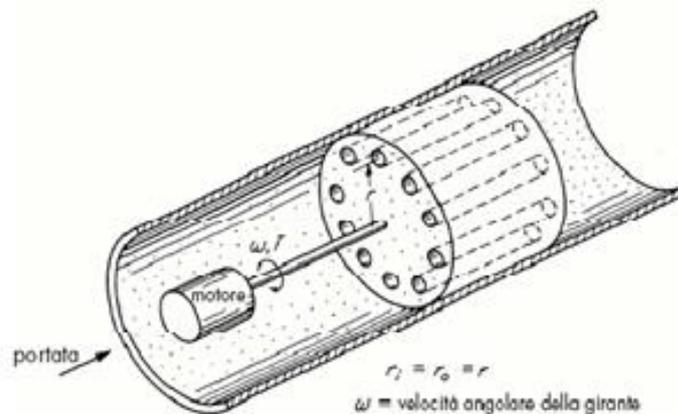


Figura 22: vista in sezione di un misuratore di portata a tamburo girante.

Un'ulteriore variante è mostrata in Figura 22 anche in questo caso una girante comandata da un motore a velocità costante comunica momento angolare al fluido; tuttavia nessuna misura di coppia o di velocità angolare viene effettuata su questa girante. Nelle vicinanze, a valle, una seconda girante (turbina) viene trattenuta dal girare, per mezzo di un vincolo elastico. Per la prima girante (pompa), $V_{to} = r$; inoltre questa velocità diventa V_{ti} per la turbina. Dato che la turbina non può ruotare, se quest'ultima è sufficientemente lunga in direzione assiale allora il momento angolare viene eliminato e V_{to} per la turbina risulta nulla.

Se il vincolo elastico è lineare la deformazione è una misura diretta e lineare di G e può essere trasdotta in un segnale elettrico in molti modi. Il disco di disaccoppiamento riduce l'accoppiamento viscoso tra la girante della pompa e la turbina così che sulla girante della

turbina agisca la coppia viscosa minima in corrispondenza di una portata nulla. Esistono numerose varianti basate sul principio di funzionamento sopra accennato.

Capitolo 3:

Studio del comportamento dei flussimetri in esame

Materiali e metodi

3.1 Obiettivo dello studio

L'obiettivo di questo studio è quello di valutare se i misuratori Series 800 e Oval Gears Flowmeter possono essere impiegati per la gestione del sistema di ultrafiltrazione del dispositivo in via di sviluppo. Valutare la loro accuratezza e se con tali misuratori si è in grado di apprezzare piccole variazioni di portata, aspetto fondamentale per la buona riuscita del trattamento dialitico.

3.2 Schema e calibrazione del circuito in esame

Al fine di studiare il comportamento dei misuratori di portata si è realizzato un circuito apposito, che cerca di ricalcare la situazione di lavoro reale in cui poi saranno impiegati tali sensori.

Il circuito è così composto:

- Generatore di tensione da banco (range 3V ÷ 30V);
- Pompa peristaltica;
- Rotametro;
- Flussimetri in esame;
- Serbatoi per il pescaggio del fluido;
- Bilancia.

Il generatore di tensione variabile è stato impiegato per l'alimentazione del motore DC della pompa peristaltica, in questo modo, essendo la pompa peristaltica una pompa volumetrica, è stato possibile avere il controllo diretto sul numero di giri e quindi sulla portata di quest'ultima. Si è perciò proceduto alla calibrazione della pompa tramite regressione lineare.

In Figura 23 il grafico risultante:

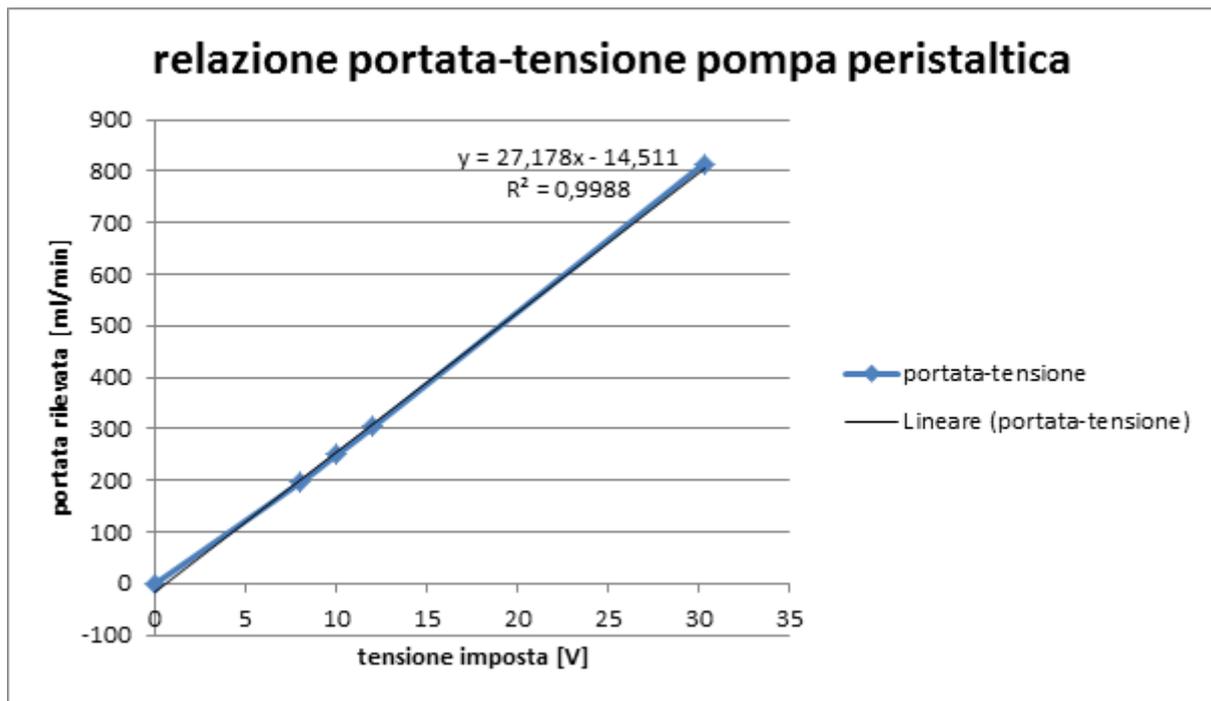


Figura 23: calibrazione pompa tramite regressione lineare.

I flussimetri presi in esame sono:

- FLOW SENSOR Series 800 di produzione Imsystem:

totalmente realizzato con materiali plastici, quindi privo di parti metalliche a contatto con il fluido di cui misura la portata, ciò permette di utilizzarlo anche per lo studio di prodotti aggressivi chimicamente, inclusa quindi l'acqua pura utilizzata nei trattamenti dialitici. E' un misuratore di portata a turbina ad effetto hall: la turbina di precisione è calettata su di un cuscinetto in zaffiro libera di ruotare attorno al proprio asse, contiene dei magneti ceramici (quindi anch'essi resistenti chimicamente) il cui passaggio viene rilevato da un detettore ad effetto Hall (rimando al paragrafo successivo: 3.1.1 per effetto Hall) presente nella parete della camera. Questi impulsi vengono trasmessi verso l'esterno sottoforma di onda quadra. Ha una precisione: $1 \div 2\%$ e ripetibilità: 0.1%.

Per il principio di funzionamento e caratteristiche tecnologiche del flussimetro a turbina si rimanda al capitolo 2 paragrafo 1 dei contatori volumetrici.

Di seguito in Figura 24 lo schema dei collegamenti elettrici esterni del sensore e la schematizzazione del detettore:

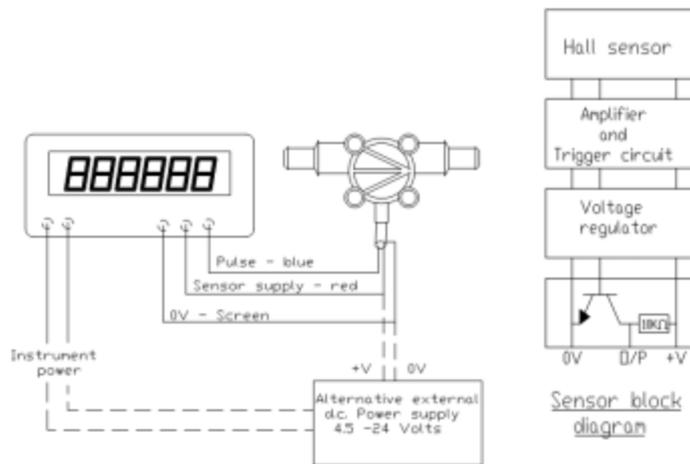


Figura 24: collegamenti esterni Flowsensor Series800 e diagramma a blocchi del sensore ad effetto Hall.

- Oval Gears Flowmeter di produzione Lean in Figura 25:

è un misuratore ad ingranaggi ovoidali, sfrutta anch'esso l'effetto Hall (rimando al paragrafo successivo: 3.1.1 per effetto Hall) ma, a differenza del sensore Series 800, il volume della camera attraverso cui passa il fluido è fisso. Quindi ogni impulso corrisponderà ad un passaggio di volume ben preciso; nel nostro caso risoluzione: $1,005 \frac{\text{ml}}{\text{impulso}}$.

Per il principio di funzionamento e caratteristiche tecnologiche del flussimetro a ingranaggi ovoidali si rimanda al capitolo 2 paragrafo 1 dei contatori volumetrici.



Figura 25: sensore Oval Gears Flowmeter.

Per la retta di calibrazione dei due flussimetri si è proceduto in modo parallelo a quello della calibrazione della pompa. Il flussimetro Oval Gears Flowmeter non necessiterebbe di calibrazione per quanto detto precedentemente ma, data l'esigenza di studiare variazioni di

portata molto basse ed ovviare all'effetto di trafilamento che si verifica per ragioni costruttive, si è proceduto in modo identico per entrambi i misuratori.

Mediante la calibrazione lineare dell' Oval Gears Flowmeter l'accuratezza della risoluzione dello strumento, stando alle specifiche di costruzione, dovrebbe arrivare a $\pm 1\%$.

Di seguito sono riportate in Figura 26 le rette di calibrazione per entrambi i flussimetri ottenute per regressione lineare:

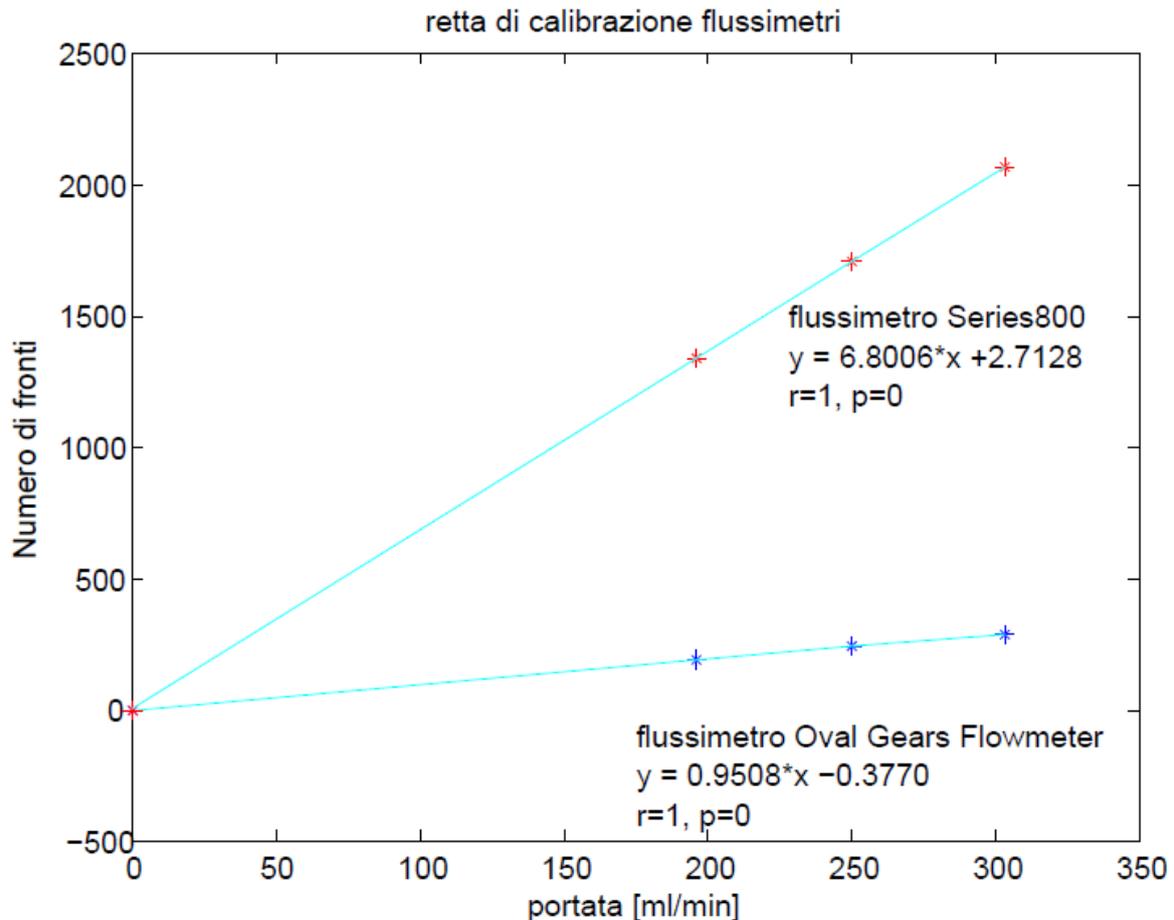


Figura 26: rette di calibrazione flussimetri a confronto.

Per ovviare al problema della pulsatilità della pompa peristaltica sono stati inseriti nel circuito degli smorzatori idraulici (o damper) in modo da "linearizzare" il più possibile il flusso entrante nei misuratori e minimizzare gli errori dovuti a tale fenomeno. I damper sono stati realizzati mediante degli innesti ciechi sulla linea principale del flusso. Questi spezzoni di tubo vengono fatti riempire di fluido fino a metà della loro altezza, lasciando aria nella

restante parte, in questo modo, sfruttando la compliance dell'aria, si riesce a ridurre la pulsilità del flusso.

Data l'esigenza di una regolazione molto fine della portata in ingresso ai flussimetri, a valle dei damper, è stato inserito un rotametro. Potendo modificare la sezione di uscita del dispositivo mediante una vite di regolazione si è potuto agire direttamente sulla portata.

Di seguito in Figura 27 una schematizzazione del circuito sopra descritto realizzata al CAD:

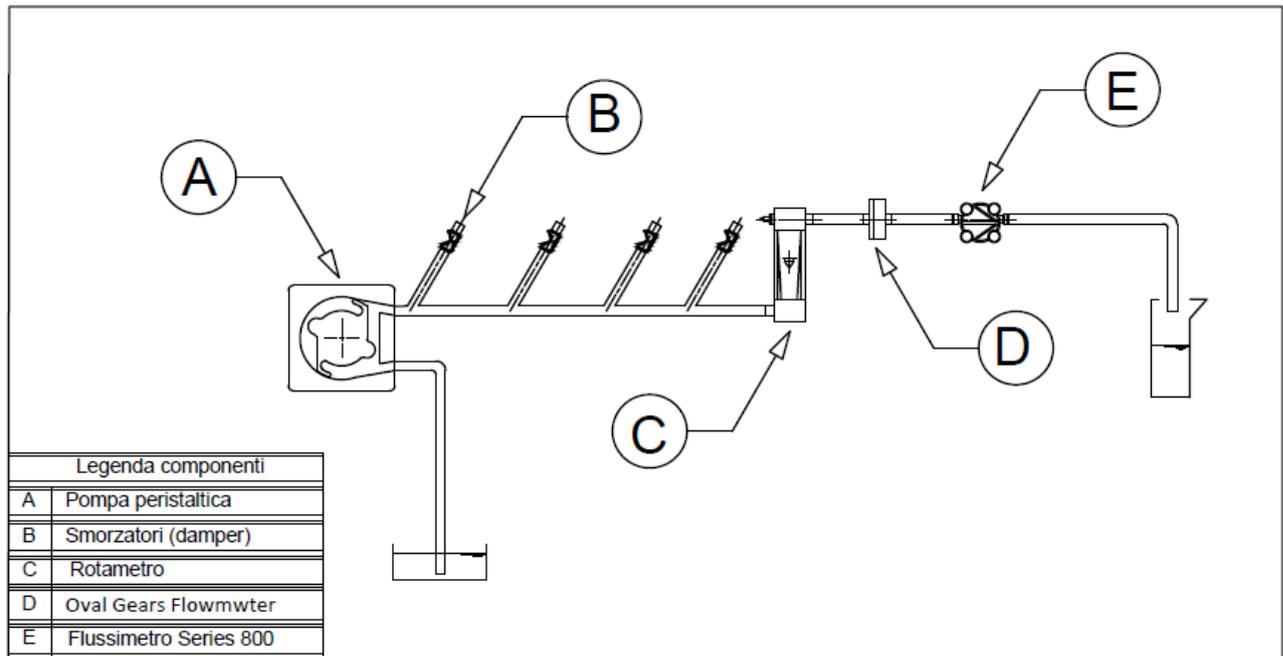


Figura 27: rappresentazione schematica del circuiti realizzata al CAD.

3.2.1 Effetto Hall

Entrambe le tipologie di misuratori sfruttano questo principio per identificare e comunicare verso l'esterno il passaggio del fluido al loro interno. Per poter sfruttare questo effetto il sensore deve essere alimentato dall'esterno (~5V).

Come detto in precedenza, tra la parete della camera in cui viene "conteggiato" il fluido (parte fissa) e il rotore/ingranaggio ovoidale (parte mobile) la distanza deve essere minima per evitare trafileamenti. Quindi sotto la spinta del liquido in esame la parte mobile e la parte fissa si sfiorano per brevi intervalli di tempo; viene perciò posizionata in uno specifico punto delle parete una placca di conduttore, o semiconduttore, percorsa da corrente (alimentazione esterna) e nella parte mobile viene inserito un magnate (nel caso del sensore Series 800 il magnete è il materiale di costruzione del rotore). Quando i due elementi si sfiorano, per la forza di Lorenz, si genera un accumulo di portatori di carica di segno opposto su due vertici

opposti della placca. La differenza di potenziale che si genera nell'intervallo tempo viene rilevata, amplificata e trasmessa.

Gli impulsi generati verso l'esterno dal flussimetro Series 800 sono dovuti al passaggio di ogni singola paletta del rotore, mentre per l' Oval Gears Flowmeter ogni impulso corrisponde ad una rotazione completa dell'ingranaggio su cui è posizionato il magnete: da qui la corrispondenza del passaggio di un volume di base ad ogni impulso generato.

3.3 Sistema di acquisizione dati: Arduino

I sensori di portata volumetrica ad effetto Hall: FLOW SENSOR Series 800 ed Oval Gears Flowmeter, inseriti nel circuito idraulico, rispondono al passaggio di liquido (nel nostro caso: liquido per dialisi) generando un onda quadra verso l'esterno. Mediante lo studio di quest'ultimo segnale sarà possibile: determinare la velocità del fluido, confrontare i sensori tra loro, o per un eventuale taratura con un misuratore di portata gold-standard inserito in serie ai misuratori, nel circuito.

Si vuole ottenere un conteggio dei fronti di salita del segnale ad onda quadra per avere una misura fruibile della portata da poter analizzare successivamente in ambiente Matlab. I fronti dovranno essere campionati in un intervallo/finestra di tempo, variabile, quindi memorizzati su un dispositivo fisico o su PC tramite porta seriale.

Vi è quindi la necessità di campionare i segnali elettrici provenienti dal circuito in modo tale da poterli rendere fruibili e di facile lettura, sia in tempo reale, sia in un secondo momento per uno studio e rielaborazione dei dati acquisiti. Nasce perciò l'esigenza di impiegare un dispositivo apposito, capace di raccogliere tali parametri e trasferirli su PC come file di testo. Per tale scopo si è deciso di impiegare Arduino.

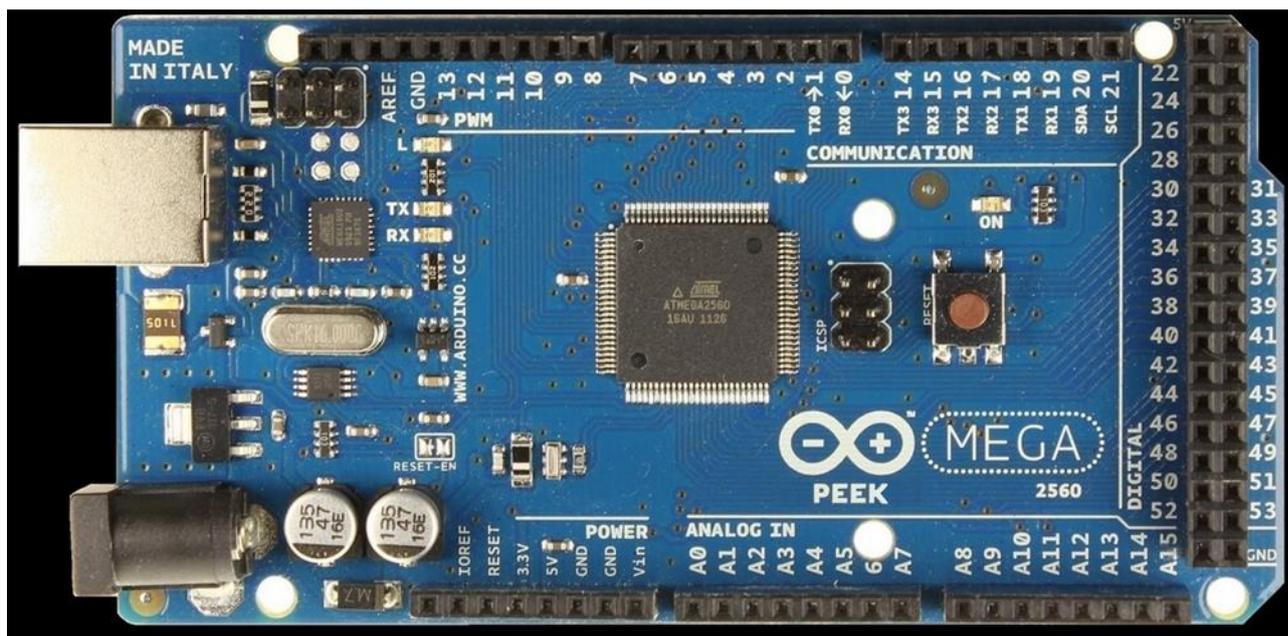


Figura 28: Arduino Mega 2560.

3.3.1 Arduino Mega 2560

Arduino è una piattaforma open-source basata su risorse hardware e software flessibili e di facile utilizzo. È pensata per gli utenti con poca esperienza nel mondo dei microcontrollori, infatti, grazie alla ricca documentazione, alla comunità molto attiva e alle numerose librerie permette di prendere confidenza con questi strumenti con estrema facilità; il tutto è reso ancora più agevole dal costo contenuto e dalla licenza open-source che permette di rendere pubblici tutti i dettagli dell'implementazione fisica. Per gli utenti più avanzati invece Arduino si rileva una buona piattaforma di prototipazione: infatti è possibile caricare il codice, fare i collegamenti necessari (spesso possibili tramite breadboard) per ottenere una rapida anteprima del risultato finale.

La scheda Arduino MEGA 2560 monta un microcontrollore (MCU – Micro Controller Unit) Atmel® ATMEGA2560, e rende accessibili tutti i pin del micro su degli header laterali. La scheda è fornita di un regolatore di tensione a 5 Volt che fornisce l'alimentazione adeguata alla MCU, ed è riportata ad uno degli header (POWER). È presente inoltre un secondo microcontrollore (un Atmel® MEGA 16U2) che gestisce la conversione “serial to USB”: grazie a questo chip è possibile collegare la presa USB della scheda ad un PC, e, dopo aver installato un driver apposito, Arduino viene visto come un dispositivo seriale con cui è possibile comunicare tramite protocollo RS-232 (standard su ogni PC identificabile con il nome di COM). All'hardware presente sulla scheda viene affiancato un ambiente di sviluppo

integrato (IDE - Integrated Development Environment) multiplatforma, che rende possibile la scrittura di programmi (più correttamente firmware) in maniera facilitata grazie all'uso di una vasta collezione di librerie. Il linguaggio di programmazione per questo ambiente di sviluppo viene chiamato Wiring, ed è una derivazione dei più famosi C e C++. La programmazione del microcontrollore avviene attraverso l'interfaccia USB e alla GUI (Graphical User Interface) sviluppata appositamente; l'interfaccia grafica permette inoltre di scrivere sul microcontrollore un programma, il bootloader, tramite il quale avviene l'upload del firmware sul micro.

3.3.1.1 Microcontrollore e Memorie di Arduino

Un microcontrollore è un sistema di elaborazione completo ottimizzato per il controllo dell'hardware, incapsula nello stesso pezzo di silicio un intero processore, la memoria necessaria (sia per la memorizzazione del programma che per l'acquisizione/elaborazione dei dati) e tutte le periferiche di I/O. Essendo i componenti presenti nello stesso chip, le prestazioni sono più alte di una configurazione che preveda gli stessi componenti sui rispettivi circuiti integrati; questo perché, con tale conformazione circuitale, le periferiche di I/O necessitano di tempi minori in lettura e scrittura².

Per quanto riguarda le memorie l' ATMEGA2560 ha a disposizione 8KB di SRAM e 4KB di EEPROM; il sistema adibisce automaticamente 256KB della memoria flash alla memorizzazione del codice (8KB dei quali per il solo bootloader).

3.3.1.2 Input & Output Arduino

Per l'interfacciamento del microcontrollore con l'ambiente esterno vi sono a disposizione 54 pin digitali di cui: 10 pin per i vari tipi di comunicazioni quali comunicazione seriale, SPI communication e I²C communication, 6 pin adibiti alla gestione degli interrupt esterni e altri 14 pin adibiti alla generazione di segnali PWM. Per i segnali analogici sono a disposizione 16 pin, ognuno dei quali con una risoluzione di 10 bits.

Oltre ai pin specifici per la comunicazione seriale (TX/RX) Arduino ha a disposizione un canale di comunicazione tramite USB gestito da un apposito chip integrato (ATmega8U2, USB-to-serial converter) che segnala il "flusso di dati" uscente ed entrante mediante l'accensione di un led.

² tratto da: Richard H. Barnett, Sarah Cox, Larry O'Cull, Embedded C Programming an the Atmel AVR, 2nd Edition, Thomson Delmar Learning, 2007.

3.3.2 Software Arduino

All'hardware presente sulla scheda viene affiancato un ambiente di sviluppo integrato (IDE – Integrated Development Environment) multiplatforma, che rende possibile la scrittura di programmi (più correttamente firmware) in maniera facilitata grazie all'uso di una vasta collezione di librerie. Il linguaggio di programmazione per questo ambiente di sviluppo viene chiamato Wiring, ed è una derivazione dei più famosi C e C++.

Da sottolineare che la gestione degli interrupt (di nostro particolare interesse) non avviene per via software ma per via hardware, infatti il sistema è di tipo interrupt vectored. Nello specifico, al verificarsi di un'interruzione ogni dispositivo provvede ad alzare il flag corrispondente; il micro, una volta stabilito quale dispositivo ha generato la chiamata di interruzione, colloca l'indirizzo presente nell'interrupt vector adeguato nel PC (Program Counter): tale operazione garantisce che la prima istruzione eseguita a seguito della chiamata sia proprio il gestore dell'interrupt che si è verificata.

3.3.2.1 Sviluppo del software di controllo

Riepilogando, le esigenze sono quelle di avere un conteggio dei fronti di salita di ogni flussimetro presente nel circuito idraulico per la determinazione della portata nei punti di interesse, ovvero in sezione di pre-filtro e post-filtro. In questo modo sarà possibile determinare qual è la portata di flusso proveniente dal filtro.

Si è perciò implementato il programma presente in appendice.

3.3.2.2 Commenti e specifiche di realizzazione del codice

- Le “define” sono delle costanti nella forma <NOME> <valore>, cioè delle assegnazioni. Prima che avvenga la compilazione viene effettuata una sorta di "trova e sostituisci" nel codice. Questo passaggio viene eseguito per semplificare le operazioni di lettura e scrittura del codice stesso.
- La scrittura “typedef” utilizzata per la definizione del “tipo di dato” tempo non è necessaria ma permette di utilizzare meno codice.
- Come già specificato anche all'interno del codice, è da sottolineare l'aspetto della gestione delle corse critiche. All'interno di tali sezioni il sistema esegue esclusivamente ciò che viene scritto all'interno delle stringhe: “startCritic();” , ” endCritic();” senza la possibilità di essere interrotto da altri eventuali interrupt. Ad una

prima considerazione si potrebbe pensare che tale gestione introduca la perdita di numerose informazioni non gestite durante queste corse, ma si è appurato che il conteggio non subisce significative perdite di prestazioni (viene perso un fronte ogni mille gestiti) e il conteggio del tempo rimane invariato. Si è infatti provveduto a studiare il sistema con appositi generatori d'onda quadra in ingresso ai pin specifici verificando appunto che, ad una frequenza di 1 KHz, il conteggio arriva a 999 fronti di salita al secondo.

- La memoria utilizzata per memorizzare i dati è di capacità limitata per i tempi di acquisizione necessari allo studio del sistema. Si è perciò si è provveduto a non memorizzare i dati acquisiti sulle memorie a disposizione del microcontrollore, ma ad inviare i dati sulla seriale del pc per poterli memorizzare in un file testo. La memoria del micro viene utilizzata solo come supporto temporaneo.
- Al fine di memorizzare i dati in un file testo (il visualizzatore di porte seriali di Arduino non permette il salvataggio dei dati) per la successiva rielaborazione, è stato necessario l'utilizzo, in parallelo all'acquisizione, di un programma apposito: CoolTerm.
- Il programma è stato predisposto in oltre per il controllo della tensione in ingresso alla pompa peristaltica tramite PWM. Questa parte non è poi stata impiegata durante l'acquisizione ma è riportata comunque commentata appositamente (parti comprese tra */ ed /*).

3.4 Protocollo di acquisizione dati

La necessità di stilare un protocollo per l'acquisizione dei dati in fase sperimentale ha essenzialmente due importanti finalità:

- ripetibilità dell'acquisizione: sarà quindi possibile ripetere con la stessa modalità le acquisizioni, in momenti diversi, in diverso luogo e con diverso operatore, minimizzando gli errori. Ma soprattutto rendendo confrontabili i dati acquisiti.
- Trovare eventuali errori a livello logico o operativo e apportare modifiche : sintetizzando i passi seguiti per l'acquisizione sarà più facile mettere in evidenza eventuali punti deboli della sperimentazione (ad esempio: mancati accorgimenti per

l'isolamento della strumentazione di acquisizione, mancata messa in sicurezza della strumentazione, ecc.) e prendere gli accorgimenti necessari.

Obiettivo dello studio

Obiettivo del presente studio è quello di analizzare e confrontare le prestazioni dei sensori:

- Flow Sensor Series 800, di produzione imsystem;
- Oval Gears Flowmeter, di produzione Lean;

I dati di portata acquisiti saranno successivamente confrontati tra di loro e con i valori reali di portata imposta durante le singole prove.

3.4.1 Protocollo

Fase 1

Realizzazione del circuito:

- parte di smorzamento e regolazione del flusso (smorzatori di flusso pulsatile e rotametro) a valle della pompa peristaltica;
- collegamento (a valle della parte di smorzamento e regolazione) dei sensori in esame, in serie tra loro per avere la stessa portata di ingresso.

Fase 2

Collegamento tra sensori e sistema di acquisizione:

- il cavo di terra del sistema di acquisizione e dei sensori vengono messi comune;
- isolamento dei cavi che trasportano il segnale utile di acquisizione dagli altri cavi del circuito, in modo da evitare “spike” o fenomeni elettromagnetici dovuti alla loro.

Fase 3

Verifica della totale possibilità di controllare il sistema:

- possibilità di manovrare la pompa tramite variazione di tensione;
- possibilità di acquisire i dati dal sistema di acquisizione tramite pc.

Fase 4

Portare a regime il circuito prima di cominciare con l'acquisizione dei dati:

- riempire il circuito;

- importare la tensione, e quindi la portata, alla quale si vuole indagare la risposta dei sensori.

Fase 5

Acquisizione dei dati:

i dati vengono acquisiti ogni 15 secondi (le misurazioni vengono poi moltiplicate per un fattore 4 per avere un'approssimazione della misura di portata al minuto). La prova viene condotta per un minimo di 5 minuti.

Fase 6

Raccolta ed elaborazione dei dati.

3.5 Elaborazione dei dati

Come detto in precedenza il visualizzatore di porta seriale di Arduino non permette il salvataggio dei dati, quindi si è impiegato il programma Cool Term che permette di visualizzare le porte seriali in uso e di salvare i dati direttamente sin formato file testo.

In Figura 29 un esempio del file generato:

```
portata500.txt - Blocco note
File Modifica Formato Visualizza ?
Starting
513.65 513.67 488 0
509.44 511.91 484 0
513.65 510.73 488 0
509.44 511.32 484 0
509.44 511.91 484 0
513.65 512.50 488 0
513.65 511.32 488 0
509.44 512.50 484 0
513.65 512.50 488 0
509.44 510.73 484 0
513.65 511.91 488 0
509.44 513.09 484 0
513.65 512.50 488 0
509.44 513.09 484 0
509.44 512.50 484 0
513.65 513.09 488 0
513.65 513.67 488 0
509.44 511.32 484 0
513.65 510.73 488 0
509.44 511.32 484 0
509.44 511.32 484 0
```

Figura 29: file testo (.txt) generato dal visualizzatore di porte seriali CoolTerm.

Come specificato nel protocollo l'acquisizione è avvenuta per circa 5 minuti generando ogni 15 secondi una stanga a video, contenete nell'ordine:

- portata in ml/min rilevata dal sensore Oval Gears Flowmwtter calibrato;
- portata in ml/min rilevata dal sensore Flow Sensor Series 800;
- il numero di fronti generati dal sensore Oval Gears Flowmwtter senza calibrazione.

Note:

L'ultima colonna è relativa ad un pin scollegato, il programma era stato pensato per gestire più misuratori contemporaneamente rispetto a quelli effettivamente utilizzati.

Nelle analisi dei dati che verranno trattate in seguito non si è fatto utilizzo dei fronti generati dal sensore Oval Gears Flowmwtter senza calibrazione: sono state prese in esame solo le prime due colonne.

Per ogni valore di portata (stazionaria) analizzata si hanno a disposizione circa 20 misure.

La portata imposta al liquido di dialisi durante la seduta è compresa tra 300 e 800 ml/min e di norma durante il trattamento dialitico vale 500 ml/min. Si è perciò indagata la risposta alle diverse portate spaziando su tutto il range ad intervalli di 50 ml tra un'acquisizione e la successiva. La differenza di portata tra le prove è stata ridotta a 10 ml nell'intorno della portata 500 ml/min. Questa riduzione di passo tra una portata e la successiva è stata utile anche per verificare quanto fosse la minima variazione di portata apprezzabile dai due strumenti.

Durante tutta l'esperienza il valore di portata preso come riferimento (gold-standard) è quello ottenuto dalla pesata del volume di acqua spostato in un minuto dalla pompa (densità dell'acqua: 1Kg/dm^3).

Di seguito in Figura 30 la tabella delle portate indagate e le rispettive tensioni di alimentazione della pompa volumetrica:

| portata imposta [ml/min] | tensione calcolata [V] | tensione reale [V] |
|-----------------------------|---------------------------|-----------------------|
| 300 | 11,57226433 | 12,41 |
| 350 | 13,41198764 | 14,01 |
| 400 | 15,25171094 | 15,94 |
| 450 | 17,09143425 | 17,37 |
| 460 | 17,82629598 | 18,14 |
| 470 | 18,19897142 | 18,35 |
| 480 | 18,57164685 | 18,94 |
| 490 | 18,94432229 | 19,32 |
| 500 | 19,31699773 | 19,57 |
| 510 | 19,68967316 | 20,01 |
| 520 | 20,0623486 | 20,28 |
| 530 | 20,43502404 | 20,59 |
| 540 | 20,80769947 | 20,97 |
| 600 | 22,61060417 | 22,61 |
| 650 | 24,45032747 | 24,3 |
| 700 | 26,29005078 | 26,03 |
| 750 | 28,12977408 | 27,72 |
| 800 | 29,96949739 | 29,68 |

Figura 30: tabella portata-tensione.

3.5.1 Elaborazione dei dati tramite Matlab

Tramite la rielaborazione in ambiente Matlab è stato possibile estrapolare dai dati diversi indici caratteristici per ognuno dei sensori, in modo da poter apprezzare in modo qualitativo e quantitativo la differenza con lo strumento di riferimento e indirettamente la differenza tra i due.

Gli indici ricavati dall'elaborazione ed i test statistici impiegati sono i seguenti:

- **Media e deviazione standard:**
la media è stata calcolata avendo a disposizione 20 campionamenti circa per ognuna delle diverse prove a portata costante. La deviazione standard è l'indice che quantifica la dispersione delle singole prove rispetto al valore medio stimato. Vengono indicate in letteratura con le lettere "m" e " σ " (o "std").
- **Coefficiente di correlazione:**
è un indice che esprime una eventuale correlazione lineare tra due misure, tale indice assume un valore compreso tra +1 e -1. Il valore +1 indica una correlazione positiva

mentre il valore -1 una correlazione negativa. Viene indicato in letteratura con la lettera “r”.

- **Indice di significatività statistica (o p-value):**
permette di determinare se la differenza che sussiste tra le misure è statisticamente rilevante, quindi se tale differenza è dovuta al caso o meno. Viene indicato in letteratura con la lettera “p”.
- **Errore medio (rispetto al valore atteso):**
indica di quanto il valore medio rilevato nella singola prova si discosta dalla misura reale. E’ stato indicato nel codice con “error_than_nom”.
- **T-test:**
è un test di tipo statistico che prova la veridicità o meno dell’ipotesi iniziale (ipotesi nulla, H_0) assunta a priori. Questo tipo di test permette di confrontare tra loro le medie di due serie di campioni, le due serie in ingresso al test possono essere della stessa lunghezza o meno. Nel nostro caso i dati sono appaiati, ogni serie di acquisizione ha lo stesso numero di rilevamenti per ognuno dei due flussimetri. E’ stato utilizzata perciò la funzione specifica $H=ttest()$ che prevede in ingresso:
 - la differenza tra coppie di dati delle due serie (da qui l’esigenza di avere dati appaiati);
 - serie di dati provenienti da una distribuzione normale con varianza sconosciuta.

Tale funzione restituisce in uscita il valore della variabile H_0 :

- se zero l’ipotesi iniziale non può essere scartata, quindi le due serie di dati non sono significativamente diverse tra loro;
- se uno non si può accettare l’ipotesi nulla, quindi le due serie di dati sono significativamente diverse.

Il livello di significatività, se non specificato, è di default 0.05 .

Dando in ingresso alla funzione $ttest()$ la serie di dati composta da tutti i valori di portata nominale e la serie di dati composta dalle medie dei conteggi alle diverse portate è stato possibile apprezzare che entrambi i flussimetri sono affetti da errore significativo ($H_0=1$).

- **F-test:**
 anch'esso è un test di tipo statistico che prova la veridicità o meno dell'ipotesi iniziale. In questo caso il test permette di verificare se le due serie di dati derivano da distribuzioni normali con la stessa varianza. Come per il `ttest()` le serie di dati possono non avere la stessa lunghezza e il valore restituito dalla funzione `H_vartest=vartest2()` può essere zero o uno.
 Se il risultato del test è zero l'ipotesi nulla di “varianze uguali” non può essere rifiutata con livello di significatività 0.05, se il risultato è uno l'ipotesi nulla non può essere accettata con livello di significatività 0.05 .
- **Regressione lineare:**
 permette di determinare i parametri di coefficiente angolare e intercetta della retta interpolante i dati sperimentali. Per ognuno dei due flussimetri è stata determinata la retta che meglio approssima la serie di dati. E' stata applicata la regressione lineare sia ai dati relativi alla portata media rispetto alla portata reale, sia ai dati relativi all'errore medio rispetto alla portata reale.
- **Bland-Altman plot:**
 è un diagramma di dispersione, in ordinata viene riportata la differenza tra le due misure e in ascissa la misura di riferimento ottenuta come media aritmetica tra valore nominale e valore rilevato dallo strumento di misura. Questo tipo di rappresentazione viene tipicamente utilizzato per confrontare due misure della stessa natura ottenute da diversi strumenti di misura. Nel nostro caso il plot è stato generato dalla serie di dati rilevati dai flussimetri in esame e la misura di portata effettuata dalla bilancia (utilizzata come gold-standard). La linea orizzontale centrale rappresenta la media delle differenze, essa permette di stimare se la metodica sottostima o sovrastima il valore reale. Le altre due righe costituiscono l'intervallo di confidenza e si ottengono sommando alla media delle differenze ± 1.95 per la deviazione standard. Se i punti plottati sono all'interno dell'intervallo di confidenza i risultati possono ritenersi attendibili. I punti fuori dalle due linee sono casi in cui le misure non sono da considerare attendibili. Per definizione se la distribuzione delle differenze è normale il 95% dei dati rimane nell'area compresa.

Il codice implementato per la determinazione degli indici e l'implementazione di test e grafici è presente in appendice interamente commentato.

Capitolo 4:

Presentazione ed analisi dei dati per via grafica

Risultati

Tramite gli strumenti elencati in precedenza, e implementati nel programma Matlab, sono stati generati i grafici riportati di seguito. Le due tipologie di grafico mostrano gli stessi risultati con diverse rappresentazioni: la correlazione mette in evidenza la distribuzione dei dati rilevati dai flussimetri rispetto alla retta reale; il grafico di Bland-Altman permette di focalizzare l'attenzione sulla differenza che tali dati sperimentali hanno rispetto al valore vero.

4.1 Correlazione

Il primo grafico generato (Figura 31 e Figura 32) permette di confrontare la correlazione tra la portata misurata dai flussimetri e la portata reale imposta dalla pompa peristaltica.

Il grafico è stato costruito ponendo in ordinata la portata rilevata dal misuratore in esame e in ascissa la portata reale; le coordinate dei singoli punti sono la media aritmetica dei rilevamenti durante la prova stazionaria in esame e la portata reale a cui sono stati sottoposti.

Ai singoli punti è stata aggiunta graficamente la deviazione standard della serie da cui sono stati ricavati (linee verdi).

Nel grafico vengono mostrate la retta di regressione lineare (linea di colore blu) e la bisettrice (linea di colore nero) :

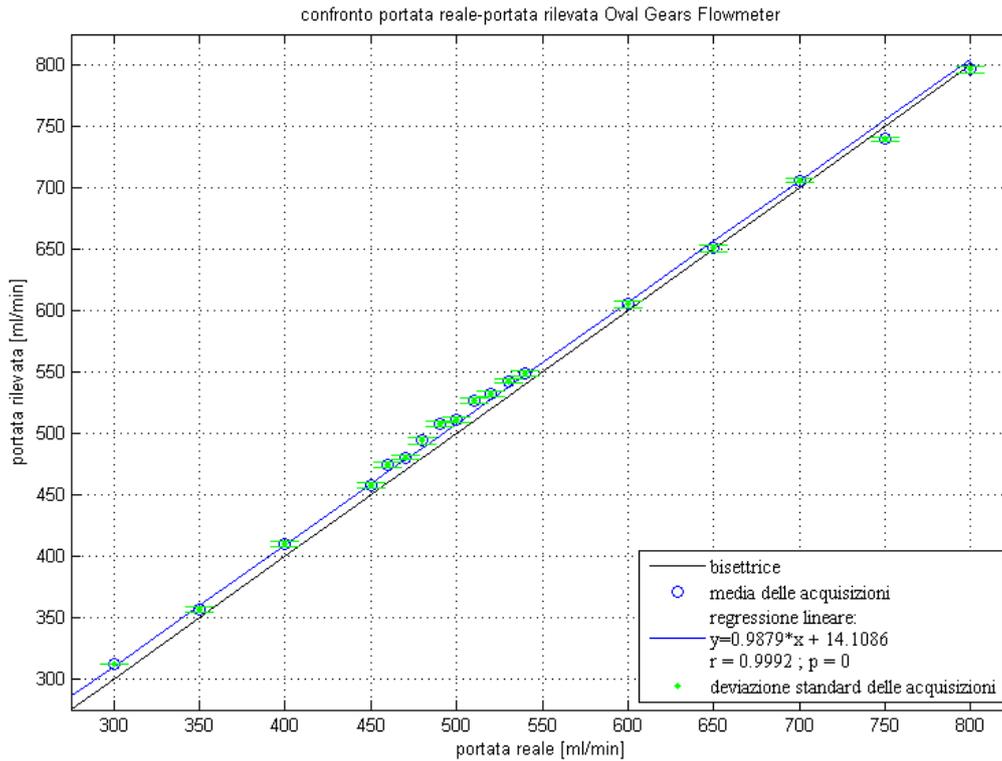


Figura 31: grafico di confronto fra portata reale e dati Oval Gears sperimentali.

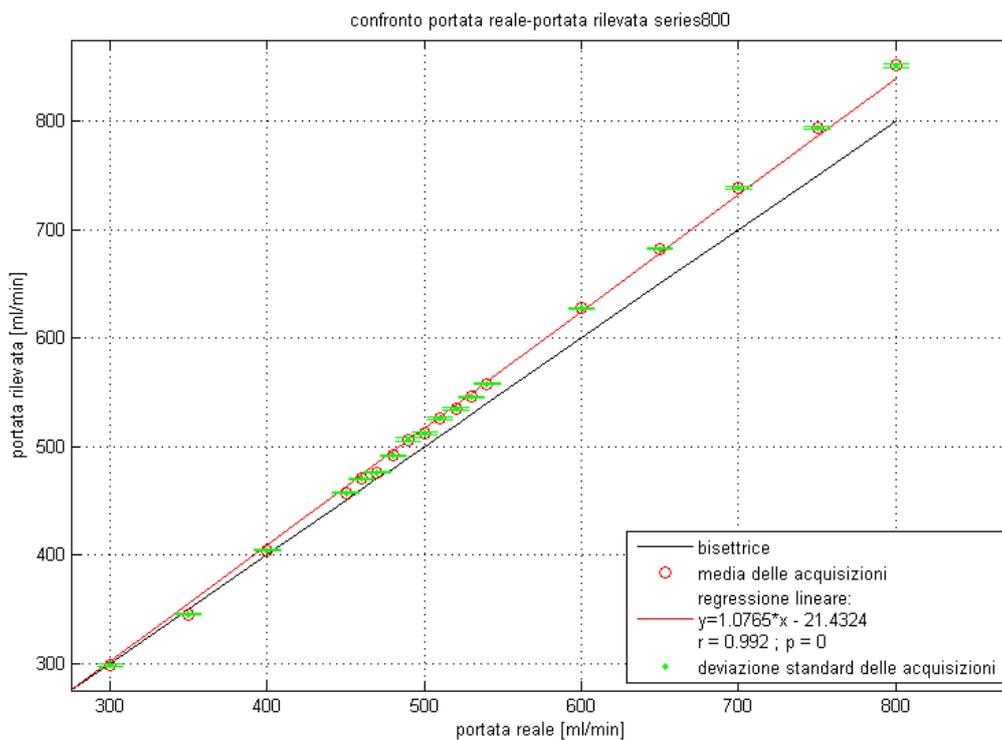


Figura 32: grafico di confronto fra portata reale e dati Series800 sperimentali.

- Coefficienti angolari:

Per la retta di regressione del flussimetro Oval Gears Flowmeters il coefficiente angolare è +0,9879 e l'intercetta +14,1086. Si può affermare che la retta attesa e quella ottenuta dalla regressione siano quasi parallele tra loro: coefficienti angolari simili (≈ 1) e shiftate di un offset. Ma dall'osservazione del grafico si nota che a basse portate si ha una sovrastima e ad alte portate si ha una sottostima del valore atteso; questa osservazione è più visibile nel grafico riguardante l'errore commesso dal misuratore.

Per la retta di regressione del flussimetro Series800 il coefficiente angolare è +1.0765 e l'intercetta -21.4324. Dall'osservazione del grafico si nota che quasi tutte le misure stanno sopra alla retta attesa, quindi la sovrastimano, e le due rette hanno una relazione di tipo polare.

- Coefficiente di correlazione e indice di significatività statistica:

il coefficiente di correlazione è per entrambe le rette di regressione lineare $r=0.9992$, il che indica una forte linearità tra i dati registrati dal flussimetro alle diverse portate imposte.

L'indice di significatività statistica risulta essere < 0.05 , quindi le due serie di dati sono correlate tra loro in modo significativo e, in termini statistici, le differenze tra le due serie sono dovute ad errori casuali.

- T-test e F-test:

Il T-test tra i dati relativi alle acquisizioni e i risultati reali attesi ha dato come esito "1" per entrambi i flussimetri. Questo risultato è indice che le due serie di dati appartengono a popolazioni diverse e quindi i risultati delle due misure non possono essere considerati interscambiabili tra loro.

Anche l' F-test ha portato allo stesso esito: le due serie di dati appartengono a popolazioni con varianza diversa.

Le Figure 33 e 34 riportano l'errore inteso come differenza tra la portata registrata dal flussimetro in esame e la portata reale, in funzione della portata reale stessa.

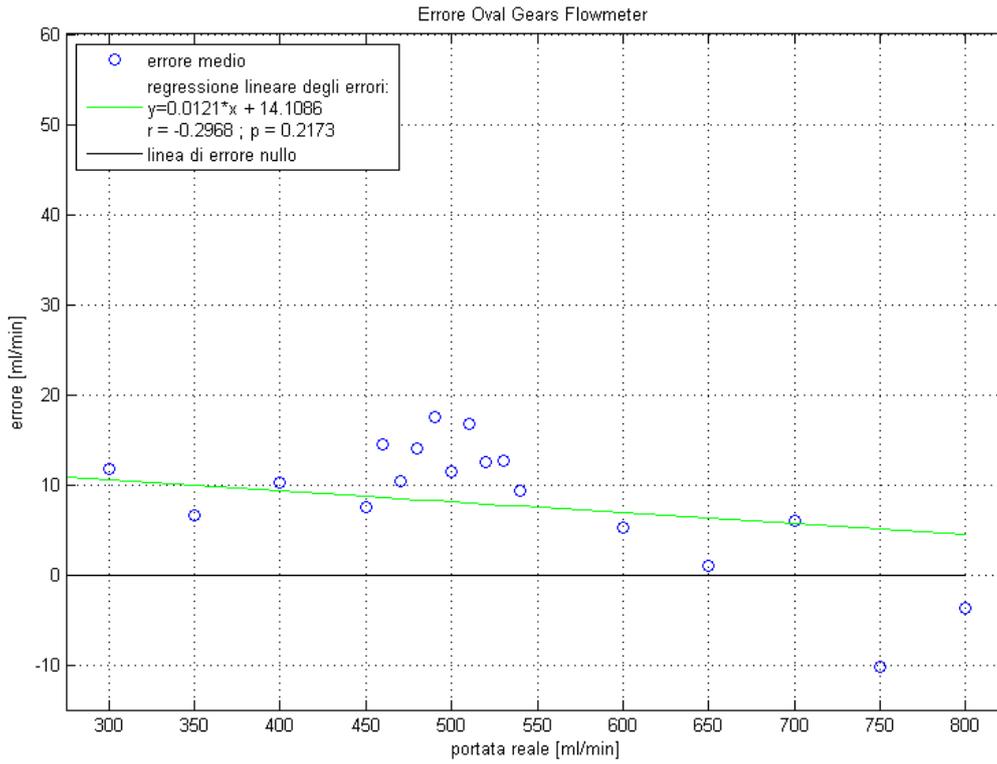


Figura 33: grafico relativo all'errore commesso dal sensore Oval Gears Flowmeters.

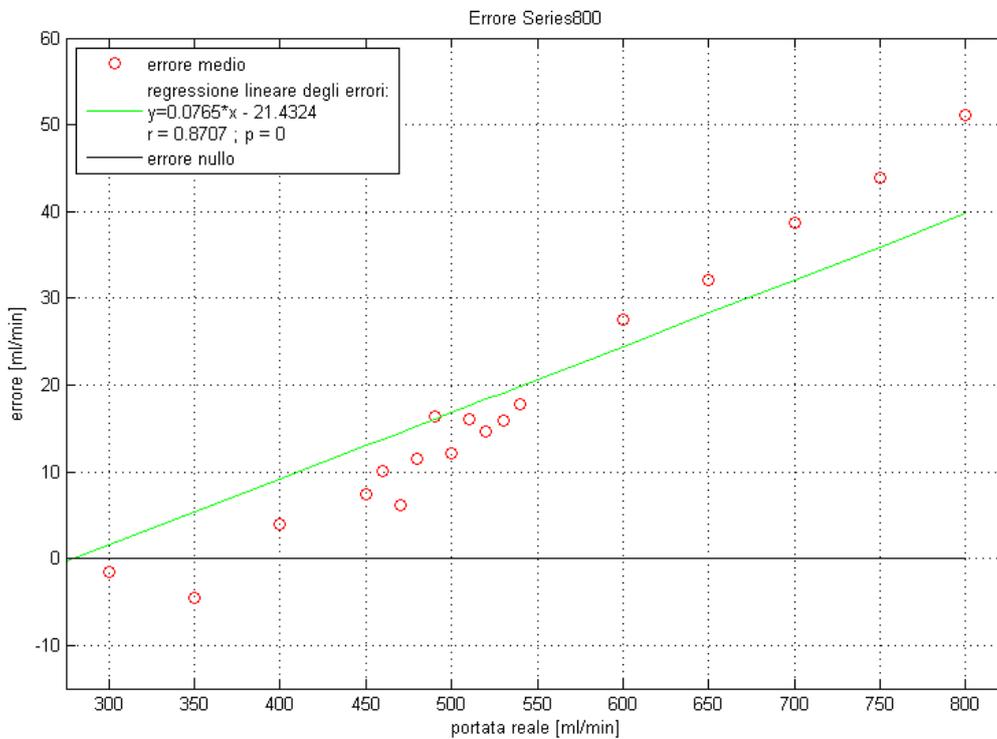


Figura 34: grafico relativo all'errore commesso dal sensore Series800.

La linea di zero in entrambi i grafici rappresenta il valore atteso attorno a cui ci si aspetterebbe la distribuzione dei punti, mentre i valori raffigurati indicano lo scostamento delle medie da tale valore.

Per il flussimetro Oval Gears Flowmeters l'errore tende a diminuire all'aumentare della portata (in particolare fino a 700 ml/min), infatti il coefficiente angolare della retta interpolante (ottenuta tramite regressione lineare) risulta essere negativo.

Il comportamento opposto è stato riscontrato sul flussimetro Series800 per il quale si osserva un errore tendenzialmente crescente all'aumentare della portata, con uno scostamento che arriva fino a 50ml/min rispetto al valore reale.

Il sensore Oval Gears Flowmeters commette mediamente un errore minore, del sensore Series 800, rispetto al valore di portata reale (8.1 ml/min rispetto ai 16.8 ml/min del Series800).

4.2 Bland-Altman plot

Le Figure 35 e 36 mostrano i grafici di Bland-Altman ottenuti mettendo in relazione i dati raccolti da ognuno dei due flussimetri e il valore reale delle portate. In ascissa è riportata la media tra le due misure a confronto (valore reale di portata e media delle acquisizioni del flussimetro) e in ordinata la differenza tra le due misure (per entrambi i grafici portata acquisita meno portata reale).

La linea orizzontale centrale rappresenta il valore medio delle differenze e le due più esterne rappresentano i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%.

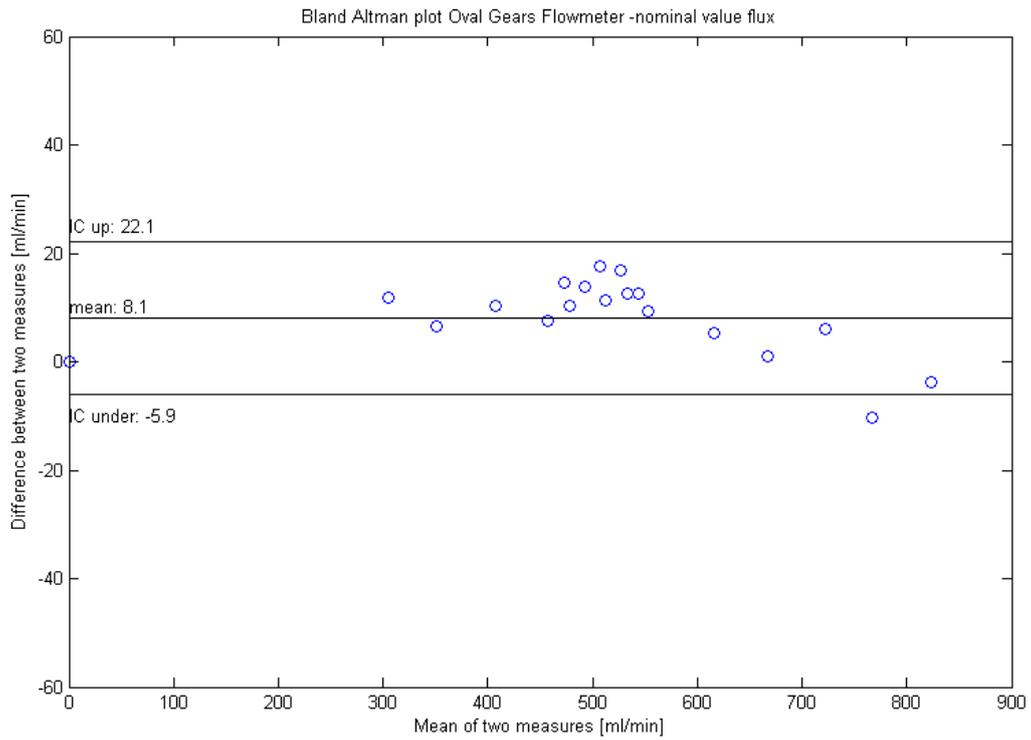


Figura 35: grafico di Bland Altman relativo al sensore Oval Gears Flowmeters

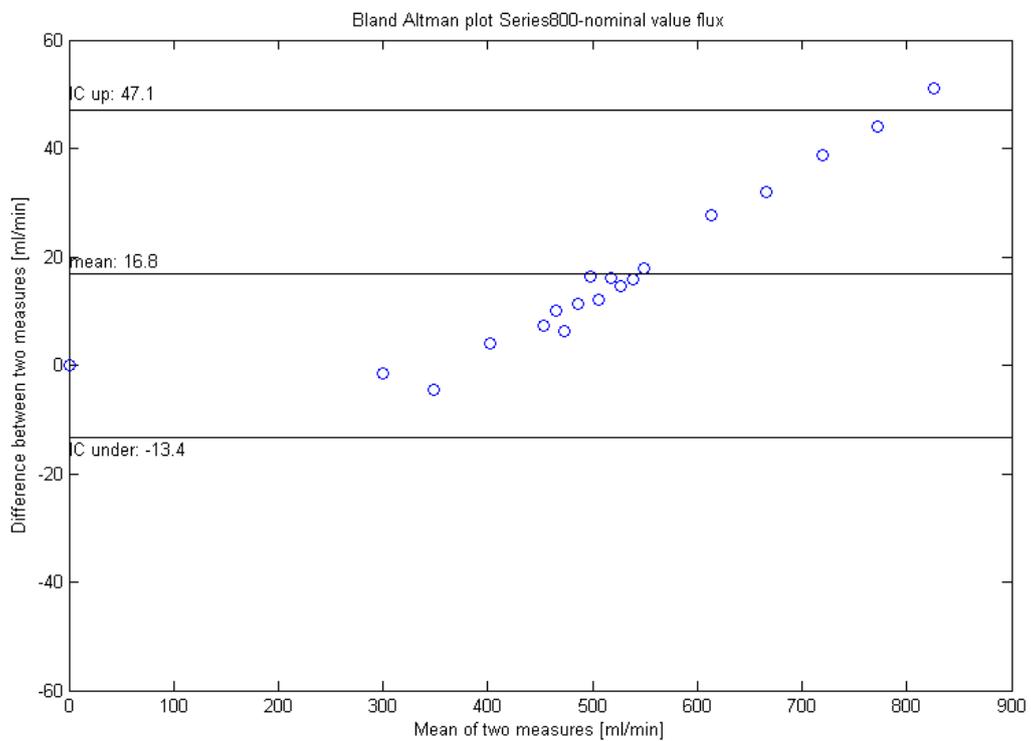


Figura 36: grafico di Bland Altman relativo al sensore Series800.

Come si può osservare in Figura 35 il flussimetro Oval Gears Flowmeters sovrastima il valore di portata reale fino a quando questo rimane sotto i $550 \div 600$ ml/min, nelle misurazioni a portata più alta, invece, tende a sottostimare il valore atteso. Per spiegare questo comportamento sono state avanzate due ipotesi:

- Il trafilamento di liquido attraverso i giochi creati ad hoc, per garantire il movimento delle ruote dentate, risulta maggiore a pressioni più basse e minore a pressioni più alte;
- Il volume dovuto al trafilamento a fine misurazione risulta trascurabile rispetto ad una portata elevata piuttosto che ad una portata minore.

Per quanto riguarda il flussimetro Series800 il valore misurato sovrastima sempre il valore atteso (a meno della portata di 350 ml/min) . L'errore aumenta linearmente con l'aumentare della portata (andamento polare).

Mettendo a confronto i due flussimetri tra loro, e non con il gold standard come fatto fino ad ora, si può certamente affermare che il flussimetro Oval Gears Flowmeters commette un errore medio più piccolo rispetto al Series 800 (8.1 ml/min rispetto a 16.8 ml/min). Questa deduzione è messa in evidenza anche dal fatto che l'intervallo di confidenza dell' Oval Gears Flowmeters , da -5.9 a +22.1 ml/min, è più ristretto e vicino allo zero rispetto a quello del Series 800, da -13.4 a +47.1 ml/min.

Conclusioni e Sviluppi futuri

L'obiettivo dello studio era quello di determinare se uno o entrambi i flussimetri in esame potessero essere utilizzati per determinare la quantità di liquido che entra ed esce dal filtro di emodialisi e dalla differenza di queste due misurazioni calcolare la portata di ultrafiltrazione. La misurazione dell'ultrafiltrato è estremamente importante in quanto si deve sia sapere quanto liquido si sta sottraendo al paziente sia essere certi di sottrarre liquido e non di cederne al paziente. Essendo la misura molto delicata non ci si può concedere un grosso margine di errore: la precisione dichiarata dalle principali case costruttrici rientra nei ± 50 ml/h.

Ponendoci nel caso in cui un paziente debba perdere 2 litri di fluidi in 4 ore, la differenza che dovrebbero rilevare tra loro i due flussimetri sarebbe di 8.3 ml/min. Ad una portata fissa imposta dalla pompa peristaltica del lato dialisato di 500 ml/min la risoluzione che ha il singolo flussimetro Oval Gears Flowmeters è di 1 pulse/ml ciò significa 500 pulse al minuto, quindi 8,3 pulse/secondo; poiché la lettura è una lettura in frequenza il flussimetro rileverà un valore di 8,33 pulse/secondo cioè 8,33 Hz. Se nel conteggio si registra un fronte in più, o in meno al secondo, la misura finale avrà 1 ml/sec in più o in meno che corrispondono a 60 ml/min in più, o in meno, rispetto alla misura reale.

Il protocollo seguito ha permesso di diminuire l'errore dovuto alla risoluzione del flussimetro di un quarto, effettuando un campionamento ogni 15 secondi, portando a un risultato comunque insoddisfacente. I risultati hanno determinato una buona correlazione tra la serie di dati acquisiti sperimentalmente e la portata nominale: $r=0.9992$ (con un p -value < 0.05) per entrambi i flussimetri. In termini di errore medio commesso, entrambi i flussimetri sovrastimano la misura reale, nello specifico: l'Oval Gears Flowmeters sovrastima di 8.1 ml/min (con deviazione standard: ± 7.1564 ml/min), il Series 800 sovrastima di 16.8 ml/min (con deviazione standard: ± 15.4395). I test statistici, in oltre, hanno riportato una significativa differenza tra le popolazioni di dati della portata reale e della portata rilevata per entrambi i flussimetri.

Dato il riscontro negativo sui misuratori, per l'impiego a cui erano destinati si è deciso di cambiare tecnologia per il controllo dell'ultrafiltrato e di utilizzare comunque il flussimetro Oval Gears Flowmeters come contatore volumetrico. Data l'impossibilità di avere un controllo istantaneo e continuo della portata, il flussimetro sarà impiegato per il conteggio del

volume su lunghi periodi di tempo. A questo scopo sono già state cominciate le prove per verificarne la possibilità di impiego in tal senso modificando i materiali impiegati per l'esperienza precedente.

Appendice

Programma software Arduino relativo alla sezione 3.2.2.1

```
//Numero massimo di campionamenti memorizzati per ogni
//sensore nella memoria interna del microcontrollore
#define SIZE 6
//Numero di millisecondi tra un campionamento ed il successivo
#define PERIOD_MS 15000 //milliseconds
//Numero associato al pin2 e usato per gestire le interruzioni
//generate dal primo sensore
#define S1_INT_NUMBER 0
//Numero associato al pin3 e usato per gestire le interruzioni
//generate dal secondo sensore
#define S2_INT_NUMBER 1
//Numero associato al pin21 e usato per gestire le interruzioni
//generate dal terzo sensore
#define S3_INT_NUMBER 2
//Numero associato al pin20 e usato per gestire le interruzioni
//generate dal quarto sensore
#define S4_INT_NUMBER 3
//Funzione che sancisce l'inizio di una sezione critica
#define startCritic noInterrupts
//Funzione che sancisce la fine di una sezione critica
#define endCritic interrupts

//tipo di dato per il singolo campionamento
//short senza segno [da 0 a 2^16 - 1]
typedef unsigned short round_t;
//tipo di dato per il tempo
typedef unsigned long time_t;

//indirizzo relativo all'array s*Rounds che si riferisce al
//campionamento corrente
volatile int index = 0;

//array di campionamenti per ogni sensore
round_t s1Rounds[SIZE];
round_t s2Rounds[SIZE];
round_t s3Rounds[SIZE];
round_t s4Rounds[SIZE];

//Funzione che assegna la lunghezza del vettore sensorRounds (4)
#define SENSOR_COUNT 4

round_t *sensorRounds[] = {
    s1Rounds,
    s2Rounds,
    s3Rounds,
    s4Rounds
}
```

```

};

round_t sNRounds[SIZE];

//variabile che contiene l'istante dell'ultimo campionamento
time_t last = 0;
//variabile che contiene il tempo trascorso dall'ultimo campionamento
time_t elapsed = 0;
//variabile che contiene l'istante attuale
time_t current = 0;

//setup
void setup() {
  Serial.begin(9600); //controllare numero
  Serial.println("Starting");

//codice per eventuale regolazione tramite PWM della pompa
//peristaltica:
/*
*pinMode(8,OUTPUT);
*/

  attachInterrupt(S1_INT_NUMBER, onS1Round, RISING);
  attachInterrupt(S2_INT_NUMBER, onS2Round, RISING);
  attachInterrupt(S3_INT_NUMBER, onS3Round, RISING);
  attachInterrupt(S4_INT_NUMBER, onS4Round, RISING);
}

//sezione di loop
void loop() {
  //assegnazione del valore di tensione in uscita sul pin 8 PWM
  //range [0 255]=[0V 5V]=[0%dc 100%dc]:
  /*
  *analogWrite(8,0);
  */

  int i;
  current = millis();
  elapsed = current - last;
  if (elapsed >= PERIOD_MS) {
    last = current;
    //inizio della sezione critica
    startCritic();

    if (index == SIZE - 1) {
      index = 0;
    }
    else {
      index++;
    }
  }
}

```

```

    for (i = 0; i < SENSOR_COUNT; i++) {
        sensorRounds[i][index] = 0;
    }
    //Fine corsa critica
    endCritic();

if (index > 0) { //non viene effettuata al primo step di acquisizione
    // Stampa del dato relative al sensore Honeywell
    Serial.print(((s1Rounds[getLastIndex()*4]+0.377)/0.9508);
    Serial.print(" ");
    //Stampa del dato relative al sensore Series800
    Serial.print(((s2Rounds[getLastIndex()*4]-2.7128)/6.8006);
    Serial.print(" ");
    //adibiti ad altri 2 eventuali sensori
    Serial.print(s1Rounds[getLastIndex()*4);
    Serial.print(" ");
    Serial.println(s4Rounds[getLastIndex()*4);
}
}

int getLastIndex(){
    if (index == 0) {
        return SIZE - 1;
    }
    else {
        return index - 1;
    }
}

void incRound(int sensorNumber) {
    sensorRounds[sensorNumber][index]++;
}

//Gestione degli interrupt di conteggio fronti
void onS1Round() {
    startCritic();
    incRound(0);
    endCritic();
}

void onS2Round() {
    startCritic();
    incRound(1);
    endCritic();
}

void onS3Round() {
    startCritic();
    incRound(2);
}

```



```

mean(I(:,1)) , mean(I(:,2)) , 500
mean(J(:,1)) , mean(J(:,2)) , 510
mean(K(:,1)) , mean(K(:,2)) , 520
mean(L(:,1)) , mean(L(:,2)) , 530
mean(N(:,1)) , mean(N(:,2)) , 540
mean(O(:,1)) , mean(O(:,2)) , 600
mean(P(:,1)) , mean(P(:,2)) , 650
mean(Q(:,1)) , mean(Q(:,2)) , 700
mean(R(:,1)) , mean(R(:,2)) , 750
mean(S(:,1)) , mean(S(:,2)) , 800];

```

```

St=[0 , 0 , 0
std(A(:,1)) , std(A(:,2)) , 300
std(B(:,1)) , std(B(:,2)) , 350
std(C(:,1)) , std(C(:,2)) , 400
std(D(:,1)) , std(D(:,2)) , 450
std(E(:,1)) , std(E(:,2)) , 460
std(F(:,1)) , std(F(:,2)) , 470
std(G(:,1)) , std(G(:,2)) , 480
std(H(:,1)) , std(H(:,2)) , 490
std(I(:,1)) , std(I(:,2)) , 500
std(J(:,1)) , std(J(:,2)) , 510
std(K(:,1)) , std(K(:,2)) , 520
std(L(:,1)) , std(L(:,2)) , 530
std(N(:,1)) , std(N(:,2)) , 540
std(O(:,1)) , std(O(:,2)) , 600
std(P(:,1)) , std(P(:,2)) , 650
std(Q(:,1)) , std(Q(:,2)) , 700
std(R(:,1)) , std(R(:,2)) , 750
std(S(:,1)) , std(S(:,2)) , 800]

```

```

error_up_Honeywell=St(:,1);
error_low_Honeywell=St(:,1);
error_up_Series800=St(:,2);
error_low_Series800=St(:,2);

```

```

error_than_mean_Honeywell=M(:,1)-M(:,3);
error_than_mean_Series800=M(:,2)-M(:,3);

```

```

Fluss_Honeywell=[M(:,1)];
Fluss_Series800=[M(:,2)];
portata=[M(:,3)];

```

%assegnazione variabili per Bland Haltman e T-test

```

x=Fluss_Honeywell;
y=Fluss_Series800;
z=portata;

```

%T-test tra i due flussimetri

```

[H_Honeywell_Series800,P,CI,STATS]=ttest(x,y)

```

```

%T-test tra fluss. Series800 e valore nominale
[H_Series800_valnominale,P,CI,STATS]=ttest(y,z)

%T-test tra fluss. Honeywell e valore nominale
[H_Honeywell_valnominale,P,CI,STATS]=ttest(x,z)

%F-test tra i due flussimetri
H_vartest=vartest2(x,y)

%F-test tra fluss. Honeywell e valore nominale
H_vartest_Honeywell=vartest2(x,z)

%F-test tra fluss. Series800 e valore nominale
H_vartest_Series800=vartest2(y,z)

%crea matr.B,contiene i coefficienti del polonomio
%di primo grado per generare la retta di regressione lineare
portata1=[ones(size(portata)) portata];

[B1,BINT1,R1,RINT1,STATS1]=regress(Fluss_Honeywell,portata1)
[B2,BINT2,R2,RINT2,STATS2]=regress(Fluss_Series800,portata1)
[B3,BINT3,R3,RINT3,STATS3]=regress(error_than_mean_Honeywell,portata1)
[B4,BINT4,R4,RINT4,STATS4]=regress(error_than_mean_Series800,portata1)

%retta di regressione lineare
Fluss_Honeywell1=B1(2)*portata+B1(1);
Fluss_Series8001=B2(2)*portata+B2(1);
error_than_mean_Honeywell1=B3(2)*portata+B3(1);
error_than_mean_Series8001=B4(2)*portata+B4(1);

%genera r è il coefficiente di correlazione
[r1,p1]=corrcoef(portata,Fluss_Honeywell)
[r2,p2]=corrcoef(portata,Fluss_Series800)
[r3,p3]=corrcoef(portata,error_than_mean_Honeywell)
[r4,p4]=corrcoef(portata,error_than_mean_Series800)

%retta di confronto portata nominale e portata rilevata
%cod per entrambi i flux. Aggiunto errore dev.std
figure(1)
subplot(1,2,1)
plot(M(:,3) , M(:,3) , 'k')
hold on
plot(M(:,3) , M(:,1) , 'ob')
hold on
plot(portata,Fluss_Honeywell1,'b-')
hold on
errorbar(M(:,3),M(:,1),error_up_Honeywell,error_low_Honeywell,'g')

title('confronto portata reale-portata rilevata Honeywell')

```

```

xlabel('portata reale')
ylabel('portata rilevata')

text(600 , 500,'flussimetro Honeywell ')
text(600 , 475,' y = 0.9879*x +14.1086')
text(600 , 450,' r=0.9992, p=0')

xlim([275 825])
ylim([275 825])
grid

subplot(1,2,2)
plot(M(:,3) , M(:,3) , 'k')
hold on
plot(M(:,3) , M(:,2) , 'or')
hold on
plot(portata,Fluss_Series8001,'r-')
hold on
errorbar(M(:,3),M(:,2),error_up_Series800,error_low_Series800,'g')

title('confronto portata reale-portata rilevata series800')
xlabel('portata reale')
ylabel('portata rilevata')

text(600 , 500,'flussimetro Series800 ')
text(600 , 475,' y = 1.0765*x -21.4324')
text(600 , 450,' r=0.9992, p=0')

xlim([275 875])
ylim([275 875])
grid

%plot errore-portata nominale
figure(2)
subplot(2,1,1)
plot(M(:,3),error_than_mean_Honeywell,'ob')
hold on
plot(portata,error_than_mean_Honeywell1,'g-')
hold on
plot(M(:,3),1*zeros(1,length(M)),'-k')
title('Errore Honeywell')
xlabel('portata reale [ml/min]')
ylabel('errore [ml/min]')

text(725 , 17,' y = -0.0121*x +14.1086')
text(725 , 12,' r= -0.2968, p=0.2173')

xlim([275 825])
ylim([-15 60])
grid

```

```

subplot(2,1,2)
plot(M(:,3),error_than_mean_Series800,'or')
hold on
plot(portata,error_than_mean_Series8001,'g-')
hold on
plot(M(:,3),1*zeros(1,length(M)),'-k')
title('Errore Series800')
xlabel('portata reale [ml/min]')
ylabel('errore [ml/min]')

text(725 , 17, 'y = 0.0765*x -21.4324')
text(725 , 12, 'r= 0.8707, p=0')

xlim([275 825])
ylim([-15 60])
grid

%Bland Altman tra valori dei due flussimetri
media= (x+y)/2;
diff= x-y;
m_media=mean(diff);
s=std(diff);
error_standard=s/(sqrt(length(media)));
IC_up=m_media+(1.96*s);
IC_under=m_media-(1.96*s);

figure(3)
% subplot(1,3,1)
% plot(media,diff,'ob')
% hold on
% plot(media,m_media*ones(1,length(media)),'-k')
% hold on
% plot(media,IC_up*ones(1,length(media)),'-k')
% hold on
% plot(media,IC_under*ones(1,length(media)),'-k')
% title('Bland Altman plot Honeywell-Series 800')
% xlabel('Mean of two measures')
% ylabel('Difference between two measures')
% xlim([0 1000])
% ylim([-60 60])
% text(1, 37, 'IC up: 31.2706')
% text(1, -5, 'mean: -8.7469')
% text(1, -52, 'IC under: -48.7645')

%Bland Altman tra valore nominale e flux. Series800
media= (y+z)/2;
diff= y-z;
m_media=mean(diff);
s=std(diff);

```



```

#define SIZE 2
#define PERIOD_MS 60000
#define S1_INT_NUMBER 0
#define S2_INT_NUMBER 1
#define startCritic noInterrupts
#define endCritic interrupts
#define SENSOR_COUNT 2

typedef unsigned short round_t;
typedef unsigned long time_t;

volatile int index = 1;

round_t s1Rounds[SIZE];
round_t s2Rounds[SIZE];

round_t *sensorRounds[] = {
    s1Rounds,
    s2Rounds
};

time_t last = 0;
time_t elapsed = 0;
time_t current = 0;

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("Starting");
    attachInterrupt(S1_INT_NUMBER, onS1Round, RISING);
    attachInterrupt(S2_INT_NUMBER, onS2Round, RISING);
}

void loop() {
    int i;

    current = millis();
    elapsed = current - last;

    if (elapsed >= PERIOD_MS) {
        last = current;

        if (index > 0) {
            Serial.print(s1Rounds[index]);

```

```

    Serial.print(" ");
    Serial.print(s2Rounds[index]);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(elapsed/1000);
    Serial.print(" ");
    Serial.println(millis()/60000);

}
}
}

int getLastIndex(){
    if (index == 0) {
        return SIZE - 1;
    }
    else {
        return index - 1;
    }
}

void incRound(int sensorNumber) {
    sensorRounds[sensorNumber][index]++;
}

void onS1Round() {
    startCritic();
    incRound(0);
    endCritic();
}

void onS2Round() {
    startCritic();
    incRound(1);
    endCritic();
}

```

Bibliografia

- [1] Barbara Pacini , Lucio Picci, *Introduzione alla statistica*, CLUEB, IIEdizione, Ottobre 2001.

- [2] Bland Altman plot and Runs Test:
<http://dionisio.centropiaggio.unipi.it/cdemaria/Shared%20Documents/Modelli%20Compartimentali%20e%20farmacocinetica/B-A%20Plot%20and%20Runs%20Test.pdf>.

- [3] Dispense Gestione degli interrupt con scheda Arduino I.I.S. Primo Levi.

- [4] Dispense misuratori di portata, Università di Roma:
www.uniroma2.it/didattica/MCDSE/deposito/mcdse_5a_agg_portata.pdf .

- [5] Dispense organi artificiali, Università di Bologna, Cesena.

- [6] Dispense strumenti di misura di portata, Università di Caserta:
www.docente.unicas.it/.../files/dispense_strumenti_misura_portata.pdf.

- [7] Ing. Marcello Bonfè, Tecnologie dei sistemi di controllo, Università di Ferrara.

- [8] Manuale d'uso Arduino Mega 2560.

- [9] R.Montanini, Appunti del corso di Misure Macchine e Termiche , Misure di portata e velocità dei fluidi.

- [10] Mauro Neri, Effetti di oscillazioni meccaniche nella rimozione di soluti in membrane per terapie dialitiche, A.A. 2011/2012.

- [11] Andrea Visotti, monitoraggio del calo volume ematico in emodialisi tramite sensori ottici, A.A. 2010/2011.