

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
POLO DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**Analisi, modellizzazione e calibrazione di un
dispositivo, impiantabile su catetere, per la misura
di flusso all'interno di vasi sanguigni.**

Tesi di Laurea in Biomeccanica

Relatore:

Dott. Rita Stagni

Correlatore:

Dott. Mauro Sette

Laureando:

Andrea Perissinotto

**Seconda sessione
Anno Accademico 2012-2013**

Sommario

Progetto SCATh

Le statistiche ufficiali dell'Unione Europea indicano che oltre 1.9 milioni di decessi all'anno, ossia il 40% della totalità, sono causati dalle malattie cardiovascolari (CVD). L'elevata incidenza di questo genere di patologie ha ripercussioni sia in campo economico che in campo sociale ed è per questo che risulta di fondamentale importanza la ricerca e lo sviluppo di tecnologie mediche, che permettano di ridurre sia i rischi chirurgici, che le complicazioni nel post-operatorio. La gran parte degli interventi riguardanti patologie cardiovascolari sono associati all'utilizzo di cateteri che permettono sia di acquisire conoscenza sul paziente mediante sensori sia di intervenire mediante, ad esempio, il rilascio di sostanze nel sangue.

Il progetto **SCATh** (Smart Catheterization) è un progetto Europeo che si propone di creare dei nuovi strumenti per facilitare il posizionamento del catetere per mezzo di informazioni anatomiche sul paziente e dati forniti da sensori situati in loco. L'utilizzo di queste conoscenze associate alle capacità del chirurgo porteranno ad una conoscenza *real time*, che ridurrà in modo drastico i rischi causati da immagini ottenute per mezzo di raggi X o liquidi di contrasto, ma permetterà ugualmente la conoscenza completa dell'ambiente chirurgico.

Progetto SCATh allo ZHAW

Il dipartimento di mecatronica (IMS) dell'Università di scienze applicate di Winterthur (ZHAW), ha partecipato attivamente al progetto SCATh concentrandosi principalmente sullo sviluppo, il condizionamento, e la modellizzazione di un sensore di flusso che fosse

facilmente applicabile e di piccole dimensioni in modo da poter essere applicato su catetere e permettere la misura diretta della grandezza fisica sopracitata. All'interno della struttura universitaria è stato possibile inizialmente analizzare il fenomeno che sta alla base del sensore, utilizzando conoscenze già presenti in dispositivi quali l'anemometria a filo caldo, che sfruttano lo scambio di calore tra sensore (riscaldato) e fluido sanguigno. La realizzazione del circuito di condizionamento è stato il passo successivo, necessario sia per mantenere il sensore ad una temperatura voluta e sia per leggere i dati di flusso mediante una tensione in uscita. Una volta effettuato ciò si è proceduto alla calibrazione del sensore (relazione tra flusso e tensione) ed infine alla trasposizione del circuito su LTspice.

Nell' Introduzione (Capitolo 1) verranno presentati tutti i concetti preliminari, ossia i principi fisici, necessari a comprendere il funzionamento del sensore. Dunque dopo una breve definizione di flusso (riferito a liquidi) saranno presentati i principi di trasmissione del calore con particolare attenzione riservata alla convezione. Infine, parte dello stesso capitolo sarà dedicata ad una descrizione anatomica dell'aorta e dei rami collaterali.

Successivamente nel secondo capitolo verrà analizzato, sia dal punto di vista statico che dal punto di vista dinamico, il circuito di condizionamento, ossia la circuiteria che sta a valle del sensore. Questo circuito permette al sensore di acquisire talune caratteristiche fondamentali per la misura di velocità ed inoltre consente la trasduzione da variabile fisica (velocità del flusso) a variabile elettrica (Tensione). In questo capitolo verrà inoltre fornita una descrizione delle relazioni matematiche fondamentali che legano la temperatura del sensore, la velocità del flusso e la tensione in uscita. Una descrizione del set sperimentale utilizzato per raccogliere dati sarà presente nel terzo capitolo. Qui si troverà una descrizione di tutte le attrezzature utilizzate al fine di poter testare il funzionamento del sensore. Nel quarto capitolo verranno visualizzati i risultati ottenuti facendo riferimento ai test effettuati prima su acqua e successivamente su sangue (suino). Verrà inoltre trovata la curva di calibrazione che permetterà di trovare una relazione biunivoca tra velocità del flusso e tensione in uscita. Infine, nel quinto capitolo verrà proposto un modello del circuito di condizionamento ottenuto mediante LTspice. Mediante il modello sarà possibile simulare

un flusso di una velocità voluta e seguire l'andamento della tensione e della temperatura del sensore.

Abstract

The official statistics of UE shows that over 1.9 million deaths in a year, the 40% of the total, are caused by cardiovascular disease (CVD). The high incidence of this kind of pathologies have effect both in social and economic field, and for that is very important research and development of medic technologies able to reduce the surgical risks, and the complications after the intervention. Most of the cardiovascular disease are treated using catheter, used both to getting information on patient and to release therapetic drugs on the blood vessels.

The **SCATH** (Smart Catheterization) project is an european project aimed to create new tool to simplify the operation of mouving the catheter by means of anatomic information of the patient and data collected by sensors situated in loco. This new knowledge will help the surgeon to describe real time the surgical environment.

SCATH project at ZHAW

The Institute of Mechatronic Systems at Zurich University of Applied Sciences (ZHAW) has actively join the SCATH project mainly on the research, the conditioning and the modelization of a flow sensor that, as main requirement, should have small dimension in order to apply it on a catheter surface, to measure directly the physical quantity. At the ZHAW was possible studying the phenomenon that underlays the sensor's functionality with the develop of a circuit, necessary to keep the sensor at a fixed temperature and to read the flow data by mean of the output voltage data. The last issues was the calibration of the sensor to find a univocal relation between velocity flow and output voltage.

In the Introduction will be shown all the preliminar concepts and the phisical principles that should be known in order to understand the operating principles of the sensor. After a short definition of flow, will be explained the principles of heat transimission with a particular attention to convection. A short description of cardiovascular sistem will be found at the end of the section.

In the first chapter will be analyzed the conditioning circuit in static and dinamic way. In other word will be explain the fundamental mathematical relations between temperatur, flow and tension. In the second and third section will be found a description of experimental setup necessary to acquire data, used to compare with the theoretical model. In the end will be proposed a model realized with LTSpice with an analysis of the acquired data.

Indice

1	Introduzione	11
1.1	Flusso: definizione	11
1.2	Principi di Emodinamica	12
1.3	Cenni di anatomia	15
1.3.1	L'aorta	15
1.4	La convezione termica	19
2	Sensore di flusso e circuito di condizionamento	21
2.1	Il sensore di flusso	21
2.2	Il circuito di condizionamento	27
2.3	Il circuito di condizionamento: feedback	37
3	Il setup sperimentale	41
3.1	Il circuito idraulico	42
4	Caratterizzazione e calibrazione del sistema	45
4.1	Sollecitazione con un gradino di flusso	46
4.2	Sollecitazione a velocità gradualmente crescente	51
4.3	Sollecitazione a flusso decrescente a gradino ed a variazione graduale	59
4.4	Sperimentazione su fluido sanguigno	66
5	Realizzazione in LTspice del circuito	69
5.1	Il modello in SPICE: analisi del circuito e dei risultati.	77

6	Conclusioni e sviluppi futuri	83
A	Codice MATLAB	85
	Bibliografia	92

Elenco delle figure

1.1	Effetti della velocità dovuti ad una riduzione della sezione trasversale	13
1.2	Suddivisione di un vaso principale in vasi di minori dimensioni	13
1.3	Riduzione del diametro con conseguente aumento della velocità del flusso. . .	14
1.4	Parte toracica dell'aorta	15
1.5	Rami collaterali dell'aorta toracica	16
1.6	Vasi generati ai lati dell'aorta	17
1.7	Rami collaterali dell'aorta	18
2.1	Sonda per l'anemometria a filo caldo	22
2.2	Scambio termico nell'anemometria a filo caldo.	24
2.3	Termoresistenza utilizzata come sensore di flusso	26
2.4	Circuito elettrico del ponte di Wheatstone	27
2.5	Circuito di condizionamento per anemometria a temperatura costante	29
2.6	Il sensore di flusso e il riferimento di temperatura	30
2.7	Circuito di condizionamento per il sensore di flusso	31
2.8	Relazione tra temperatura del sensore e temperatura del fluido	35
2.9	T_s in funzione di R_{trim} per $T_f = 37^\circ\text{C}$	36
2.10	Circuito di condizionamento utilizzato	37
2.11	Schema a blocchi del Microcontrollore	38
2.12	Circuito di condizionamento utilizzato	40
3.1	Il circuito idraulico	41

3.2	Il circuito idraulico	42
3.3	Il sensore di flusso	43
4.1	Andamento nel tempo di velocità e tensione del dispositivo in acqua	47
4.2	Diagramma asintotico di Bode: ampiezza e fase	50
4.3	Risposta al gradino del modello	51
4.4	Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione del dispositivo in acqua	53
4.5	Andamento nel tempo di flusso e tensione del dispositivo in acqua	56
4.6	Curve di calibrazione	57
4.7	Errore generato sulla curva di calibrazione	58
4.8	Grafico della variazione istantanea nel tempo di tensione e velocità di flusso	60
4.9	Andamento decrescente nel tempo di tensione e velocità di flusso	61
4.10	Curve di calibrazione	63
4.11	Curve di calibrazione	64
4.12	Errore generato sulla curva di calibrazione	65
4.13	Curve di calibrazione	65
4.14	Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione del dispositivo testato su fluido sanguigno	67
4.15	Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione del dispositivo testato su fluido sanguigno	68
5.1	Circuito utilizzato per l'analisi della risposta al gradino di temperatura.	70
5.2	Comportamento della resistenza di sensore in seguito all'applicazione di gradini di temperatura	72
5.3	Schema a blocchi del modello del sensore in LTspice	73
5.4	Modello in Spice del microcontrollore	75
5.5	Risultato del processing del microcontrollore	76
5.6	Risposta ad ingresso a gradino di flusso	78
5.7	Risposta del modello ad ingresso lineare crescente di flusso	79
5.8	Risposta ad ingresso a gradino di flusso	80

5.9 Modello del circuito di condizionamento realizzato in LTSpice 82

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Flusso: definizione

In fisica, con il termine flusso, ci si riferisce alla variazione di un campo vettoriale che transita attraverso una superficie infinitesima ds .

Quando un campo scalare Φ e un campo vettoriale ϕ stanno fra loro nella relazione:

$$\Phi = \int_S \phi \cdot ds \quad \forall S \subset \mathbb{R}^3, \quad (1.1)$$

Φ viene definito flusso di ϕ .

Il concetto di flusso viene utilizzato in diversi campi della fisica, quali termodinamica, idrodinamica ed elettrodinamica. Facendo riferimento all'idrodinamica, argomento principale di questo elaborato, il campo vettoriale è costituito dalla velocità del fluido che transita attraverso una superficie ed è possibile scriverlo nella forma:

$$\dot{V} = \int_S \mathbf{v} \cdot ds \quad (1.2)$$

dove:

\dot{V} è la variazione del volume rispetto al tempo $\frac{dv}{dt}$;

\mathbf{v} è la velocità del fluido;

S è la superficie attraversata dal fluido

Il flusso del campo di velocità di un fluido attraverso una superficie prende il nome di portata la cui unità di misura è $[\frac{m^3}{s}]$.

Nei capitoli seguenti verranno applicate queste definizioni al fluido sanguigno; in particolare verrà proposto un metodo per la misura dell'intensità del campo di velocità, da cui, se aggiunta la conoscenza della superficie su cui transita sarà possibile risalire alla portata cardiaca.

Nel paragrafo successivo si potrà trovare una breve spiegazione della dinamica del fluido sanguigno all'interno del sistema circolatorio, che prende il nome di emodinamica.

1.2 Principi di Emodinamica

Le caratteristiche del sistema cardio-circolatorio ne impediscono una descrizione dettagliata dal punto di vista meccanico. La modellizzazione della dinamiche dei fluidi ematici può risultare infatti differente dalla realtà a causa di:

- elasticità dei capillari che porta alla variazione di sezione in seguito a variazioni di pressioni esterne;
- permeabilità dei capillari con conseguente ingresso o uscita di liquidi;
- pulsatilità del battito cardiaco
- la caratteristica del sangue di essere un fluido non Newtoniano ossia con viscosità variabile in funzione della velocità del fluido

Come si è visto nel paragrafo 1.1 il flusso dipende dalla velocità del fluido e dalla sezione su cui transita. Per il principio della **conservazione della massa** il flusso di un fluido, attraverso successive sezioni trasverse di un condotto, è costante. Di conseguenza la **velocità** del fluido, varia in modo inversamente proporzionale con l'area della sezione trasversa complessiva attraversata dal flusso. Si supponga che ad esempio un vaso sanguigno subisca un restringimento del 50%.

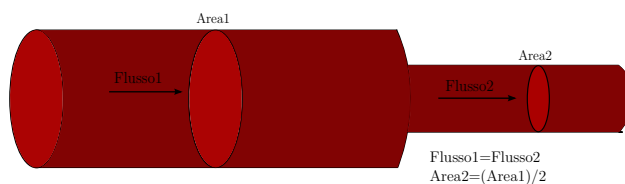


Figura 1.1. Effetti della velocità dovuti ad una riduzione della sezione trasversale

Per il principio di conservazione appena visto il flusso rimane costante. Dunque poichè la sezione si restringe della metà si avrà un raddoppiamento della velocità. Ora si supponga che il vaso sanguigno subisca una suddivisione in quattro vasi di minori dimensioni come può avvenire, ad esempio, nel passaggio tra arterie e capillari.

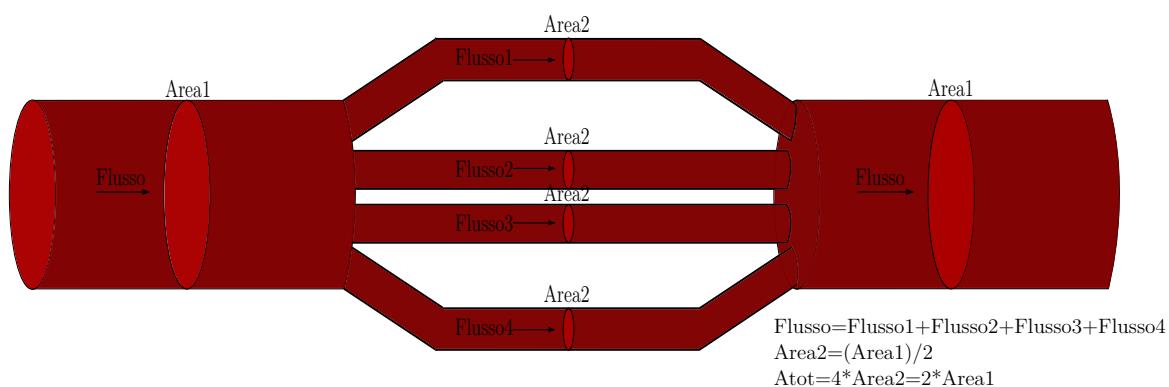


Figura 1.2. Suddivisione di un vaso principale in vasi di minori dimensioni

In questo caso la sezione totale dei vasi di più piccole dimensioni è maggiore rispetto alla sezione che presenta il lume inizialmente. Inoltre poichè questi vasi presentano la stessa sezione il flusso si suddividerà uniformemente nei quattro vasi. Dunque su ciascuno dei quattro vasi di piccole dimensioni $F_1 = F_2 = F_3 = F_4 = F/4$ e $A_2 = A_1/2$ e la velocità risulterà quindi dimezzata. Questo fenomeno si presenta ad esempio quando l'aorta si suddivide in rami di dimensioni più piccoli da cui si originano capillari, a livello dei quali avvengono gli scambi, ed è proprio grazie alla velocità ridotta del sangue che questi scambi sono resi possibili.

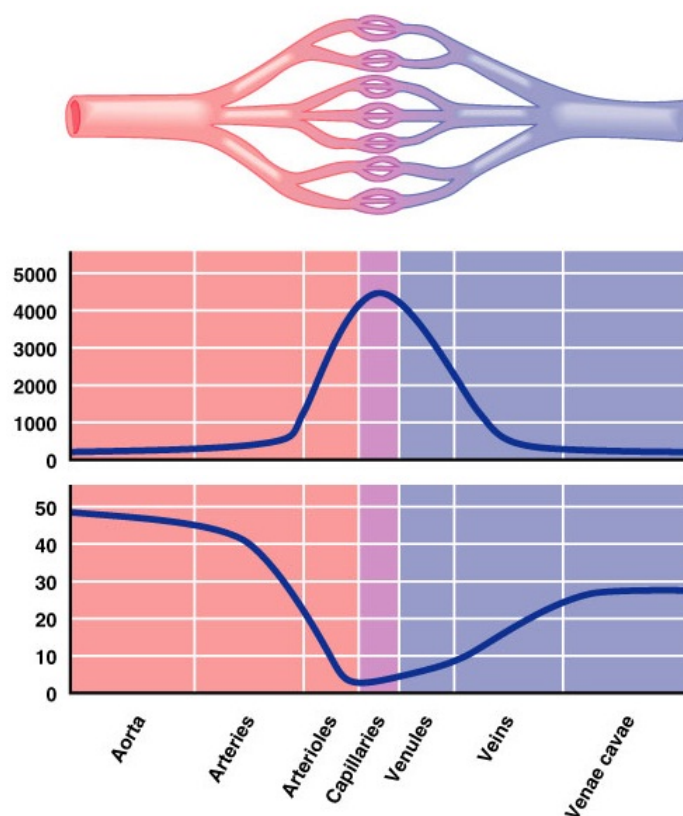


Figura 1.3. Riduzione del diametro di vasi sanguigni con conseguente aumento della velocità del flusso. In alto rappresentazione del sistema circolatorio nella successione arterie–capillari–vene. Nella figura in mezzo e in basso vi sono dei grafici quantitativi contenenti rispettivamente la dimensione della superficie trasversa [cm^2] e l'andamento conseguente della velocità sanguigna [$\frac{cm}{s}$] per ognuno dei tratti evidenziati dalla figura in alto

In conclusione al variare della sezione trasversale si ha variazione della velocità e dunque di flusso. Questa variazione si ritrova per esempio quando da un ramo principale si originano rami collaterali.

Risulta di notevole interesse l'identificazione di queste zone di suddivisione, soprattutto in ambito biomedico. Un esempio può essere fornito dagli stent aortici che devono essere posizionati in prossimità di suddivisione del lume; questi dispositivi presentano delle aperture che devono combaciare con le diramazioni del vaso, e dunque risulta molto importante individuare tali zone in modo da poter orientare in modo corretto lo stent.

1.3 Cenni di anatomia

In questo capitolo verrà trattato l'ambiente su cui dovrà essere utilizzato prevalentemente il sensore ossia il lume aortico.

1.3.1 L'aorta

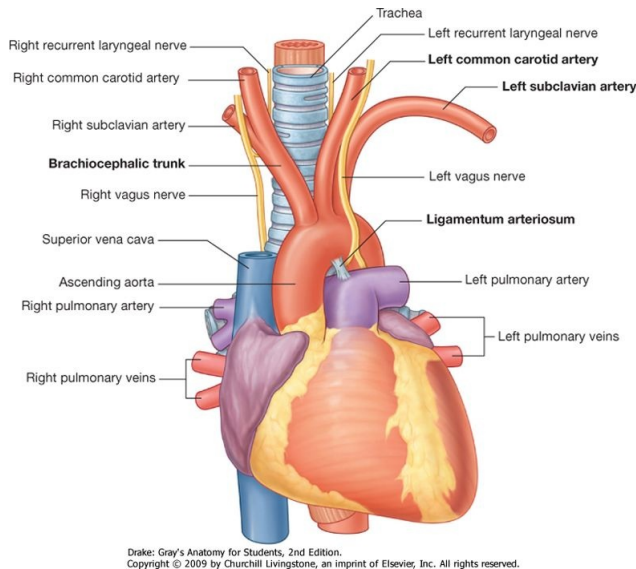


Figura 1.4. Parte toracica dell'aorta

Con aorta ci si riferisce alla più grande arteria del sistema circolatorio. Essa si origina dal ventricolo sinistro e porta il sangue ossigenato a tutti i distretti corporei. Si può suddividere la porzione toracica dell'aorta in tre zone principali:

- aorta ascendente;
- arco aortico;
- aorta discendente che inizialmente si trova nella zona toracica e poi prosegue in zona addominale.

Infatti com'è possibile vedere in figura 1.4 l'aorta inizialmente si pone anteriormente rispetto alla trachea e successivamente, quando inizia a discendere, si sposta a lato di

quest'ultima.

Dall'arco aortico dipartono tre rami:

- **il tronco brachiocefalico**. Questo è il ramo di maggiore dimensione e a sua volta si suddivide in **arteria carotide comune destra** e **arteria succlavia destra**;
- **arteria carotide comune sinistra**
- **arteria succlavia sinistra**;

Le arterie carotide comuni portano il sangue alla testa e al collo, mentre le arterie succlavie portano sangue agli arti superiori. L'aorta discendente dopo aver superato il diaframma viene chiamata aorta addominale. L'aorta addominale si posiziona anteriormente alle vertebra, presenta numerosi rami collaterali e termina con la suddivisione nelle due **arterie iliache comuni** che irrorano gli arti inferiori. I rami che si originano dall'aorta si possono suddividere in anteriori laterali e posteriori.

RAMI ANTERIORI DELL'AORTA ADDOMINALE

I rami principali che si possono notare nella parte anteriore dell'aorta sono il **tronco celiaco**, l'**arteria mesenterica superiore** e l'**arteria mesenterica inferiore**.

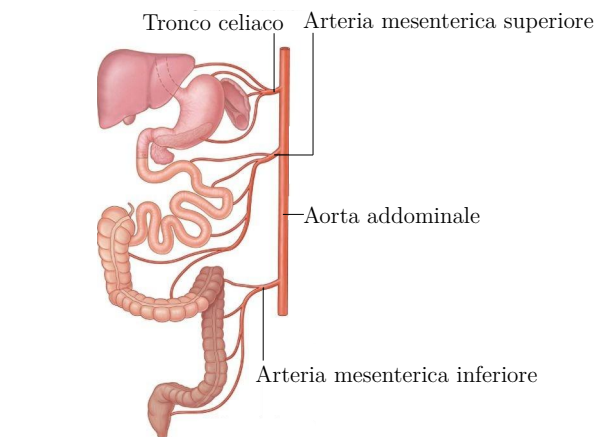


Figura 1.5. Rami collaterali dell'aorta toracica. In ordine partendo dall'alto: tronco celiaco, l'arteria mesenterica inferiore e l'arteria mesenterica superiore

Come messo in evidenza dalla figura 1.5, si può notare che dal tronco celiaco si originano **l'arteria gastrica destra e sinistra** che irrorano lo stomaco, **l'arteria epatica destra e sinistra** che irrorano il fegato e **l'arteria splenica** che irroro la milza. L'arteria mesenterica superiore e inferiore hanno invece il compito di irrorare la parte del sistema digerente che parte dallo stomaco ossia l'intestio tenue, l'intestino crasso e il retto. Tra l'arteria mesenterica superiore e l'arteria mesenterica inferiore si generano le **arterie genitali** di più piccole dimensioni rispetto alle precedenti, che irrorano le gonadi.

RAMI POSTERIORI DELL'AORTA ADDOMINALE

Questi rami hanno il compito principale di irrorare la colonna vertebrale. Infatti tra le diramazioni posteriori si ritrova **l'arteria lombare** e **l'arteria sacrale media** che irrorano le rispettive vertebre. In questa zona si generano inoltre le **arterie freniche inferiori** che portano nutrimento e ossigeno al cellule del diaframma e della porzione inferiore dell'esofago.

RAMI LATERALI DELL'AORTA ADDOMINALE

Dall'aorta addominale si originano lateralmente coppie di vasi che si dirigono in direzioni opposte; ad ognuno di questi spetta il compito di irrorare il componente destro o sinistro di una coppia di organi. I rami che si originano in questo modo, come mostrato in figura 1.6, sono:

- le **arterie renali** che portano afflusso sanguigno ai reni
- le **arterie surrenali** che si generano poco al di sopra delle arterie renali e irrorano le ghiandole surrenali;

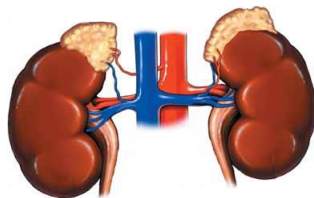


Figura 1.6. Rami principali che si generano a lato dell'aorta

Il flusso sanguigno nell'aorta subisce quindi una riduzione della velocità man mano che si allontana dal cuore. Questo rallentamento è sia dovuto principalmente ai numerosi vasi collaterali appena descritti che sottraggono parte del sangue al lume aortico principale (fig 1.7). Dunque ipotizzando di essere in possesso di un sensore di flusso sarebbe possibile rilevare dove si originano i rami collaterali, informazione molto utile, ad esempio nel posizionamento di cateteri in cui la posizione è di fondamentale importanza.

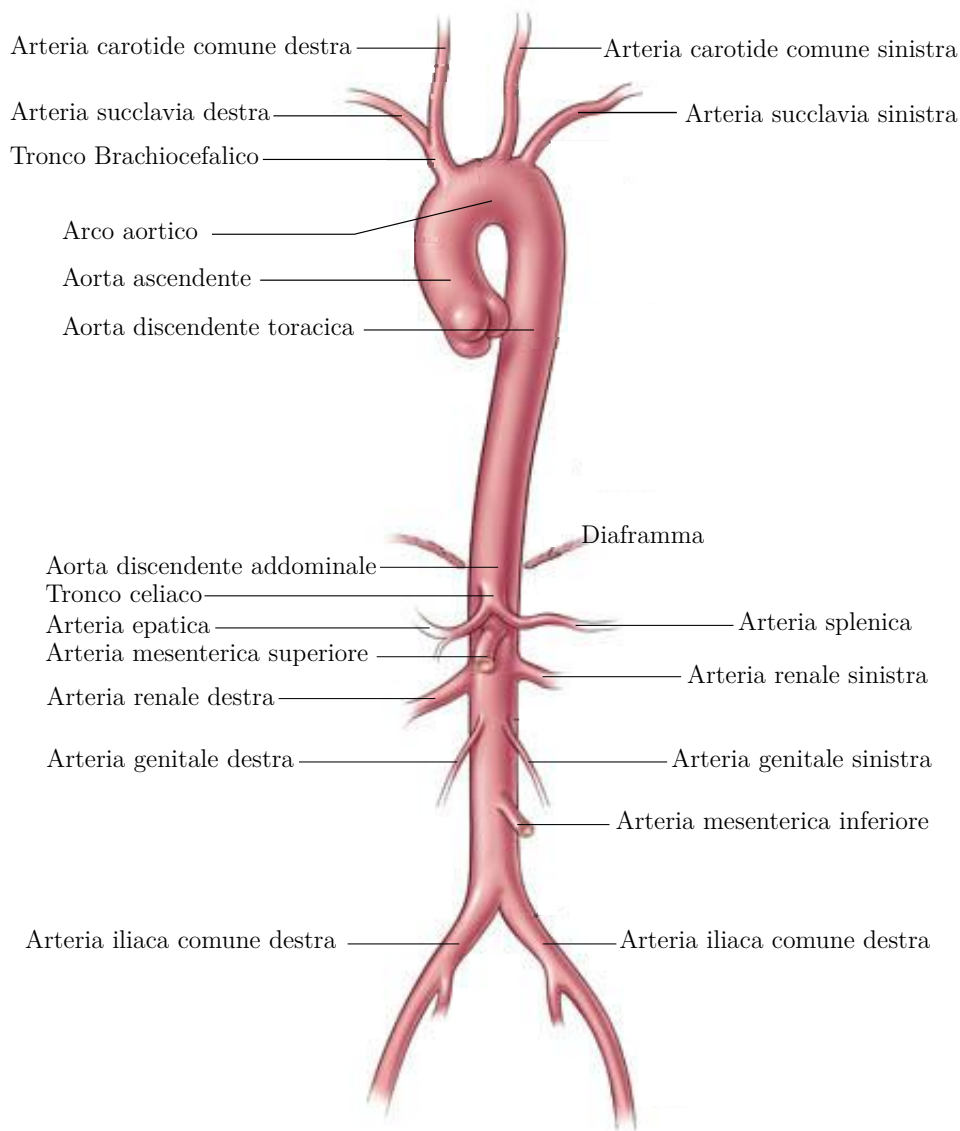


Figura 1.7. L'aorta e le sue diramazioni

La misura di flusso può essere fatta sfruttando numerosi principi fisici, ma essendo un sensore destinato ad un dispositivo biomedicale vi sono restrizioni dovute principalmente alle dimensioni e alle emissioni elettromagnetiche. Per questo si è scelto di sfruttare il principio della convezione termica illustrata nel paragrafo successivo.

1.4 La convezione termica

Con convezione ci si riferisce ad uno dei meccanismi di trasferimento del calore che consiste in uno scambio termico tra un fluido ed un corpo che si trovano a differenti temperature. Vi sono due meccanismi che, combinati, determinano il trasferimento di calore per convezione e sono i processi diffusione e advezione.

La **diffusione** determina lo scambio energetico che avviene tra il corpo ed il fluido anche in assenza di movimento di quest'ultimo, è dovuto ai movimenti Browniani molecolari e si attua mediante uno scambio energetico per conduzione tra fluido e corpo.

L'**advezione** consiste in uno scambio di calore dovuto al movimento del fluido che muovendosi causa il trasferimento energetico all'interno del corpo del fluido.

Si parla di **convezione naturale** quando il fluido, dopo essere entrato in contatto con il corpo, acquisisce energia termica per conduzione. Il fluido che si trova in vicinanza del corpo, aumentando la temperatura, si espande, diminuisce di densità e tende a salire verso la superficie. Questo genera dei **moti convettivi** dovuti alla minor densità del fluido caldo rispetto a quello freddo.

Il termine **convezione forzata** viene invece utilizzato quando, nel sistema, il fluido non è messo in movimento dalla differenza di densità ma da fattori esterni.

Appare dunque evidente che i fenomeni fluidodinamici non sono indipendenti da quelli termici ossia il campo della velocità e quello della temperatura nel fluido sono strettamente connessi. Ne consegue che nello studio della convezione i processi termici e dinamici devono essere affrontati simultaneamente. Il campo termo-fluidodinamico è noto quando in ogni punto sono noti (eventualmente anche in funzione del tempo) i valori di tutte le variabili che definiscono lo stato cinematico e termodinamico del fluido. In generale conoscere il campo termo-fluidodinamico, anche utilizzando metodi numerici, è molto complicato si

ricorre spesso a modelli fisici. La convezione può essere descritta mediante la legge di Newton del raffreddamento:

$$q'' = hA(T_s - T_f) \quad (1.3)$$

dove:

q'' rappresenta il flusso di calore [W]

h rappresenta il coefficiente di trasferimento del calore per convezione [$\frac{W}{m^2 \cdot K}$];

A L'area del corpo in contatto con il flusso [m^2];

T_s la temperatura del corpo;

T_f la temperatura del fluido.

Il coefficiente convettivo (h) dipende da svariati fattori, quali, lo stato fisico del fluido, la forma geometrica del corpo, il tipo di moto del fluido (laminare o turbolento) e la velocità del fluido. Vi sono diverse formulazioni matematiche di h che richiedono la conoscenza di diverse grandezze quali il **Numero di Reynolds**, il **Numero di Prandtl** ed il **numero di Nusselt**. Una volta caratterizzato il sistema sarà possibile ottenere h e da esso la velocità del fluido rispetto al corpo.

La conoscenza del coefficiente convettivo risulta necessaria per applicazioni in ambito bio-medico riguardanti il sistema cardio-circolatorio. Ad esempio nell'ablazione transcateretere, tecnica utilizzata per la cura di aritmie, viene creata una lesione termica nel miocardio per mezzo di un elettrodo, riscaldato attraverso una corrente alternata a radio frequenza. Il calore generato dal catetere viene dunque prelevato per convenzione dal flusso sanguigno e la conoscenza di h è essenziale per la simulazione della perdita di calore nelle camere cardiache.

Capitolo 2

Sensore di flusso e circuito di condizionamento

2.1 Il sensore di flusso

Per realizzare il sensore di velocità descritto nel capitolo precedente, si sono sfruttati i principi su cui si basa **l'anemometria a filo caldo**, una tecnica che consente la misura di velocità di fluidi in movimento. [1]

L'anemometria a filo caldo L'anemometro a filo caldo è uno strumento utilizzato per la misura di velocità di flusso nei fluidi e si basa principalmente sullo scambio di calore tra la sonda, ossia la componente sensibile, ed il fluido in movimento. La sonda è costituita da un filo metallico molto sottile costituito di un materiale con elevato coefficiente termico di resistenza elettrica quali tungsteno o platino ed è sostenuto mediante due supporti che consentono inoltre il passaggio di corrente (Figura 2.1).

Il principio di funzionamento si basa sul fatto che un corpo riscaldato investito da un fluido in movimento più freddo cede calore in funzione della velocità del fluido stesso, e ciò si applica a qualsiasi corpo immerso in un fluido, purché il fluido sia a temperatura inferiore rispetto al corpo. La temperatura della sonda è determinata dal risultato di un bilancio termico che tiene conto sia della potenza fornita al filo mediante effetto Joule, che determina

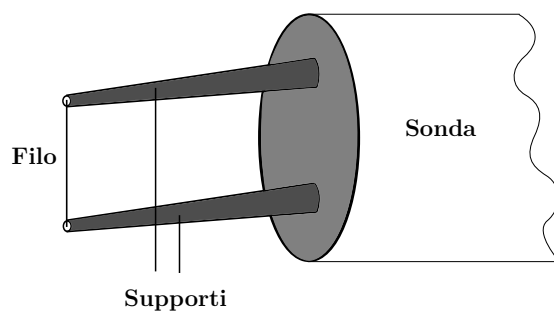


Figura 2.1. Sonda per l'anemometria a filo caldo

un aumento della temperatura, sia dallo scambio termico con l'ambiente esterno che ne causa una riduzione.[2][3] L'analisi di questi fattori porterà alla formulazione dell'equazione termica caratteristica del filo.

$$P = Q + \frac{dQ_i}{dt} \quad (2.1)$$

P : potenza generata per effetto Joule dalla corrente che scorre sul filo;

$\frac{dQ_i}{dt}$: tasso di immagazzinamento di energia termica nel filo;

Q : trasferimento di calore nell'ambiente circostante

L'effetto Joule è il fenomeno mediante il quale un conduttore disperde calore in funzione dell'intensità di corrente che lo attraversa, secondo la relazione:

$$J = R_w I_w^2 \quad (2.2)$$

dove:

J: potenza generata per effetto Joule [W];

R_w: resistenza del filo [Ω];

I_w: corrente che scorre sul filo [A].

Il trasferimento di calore nell'ambiente circostante è dovuto dalla conduzione con i supporti, la convezione con l'ambiente circostante (fluido in cui è posta la sonda) e la radiazione ed è esprimibile mediante:

$$Q = Q_{fc} + Q_{nc} + Q_r + Q_c \quad (2.3)$$

dove Q_{fc} rappresenta la convezione forzata, Q_{nc} la convezione libera, Q_r la radiazione e Q_c la conduzione.

Approssimando il filo con un cilindro di dimensioni infinitesime è possibile individuare la formulazione di ciascuna delle modalità di trasferimento del calore e da qui fare il bilancio.

Si indica con:

h il coefficiente di trasferimento del calore per convezione ;

ρ la densità del materiale che costituisce la sonda ;

cil calore specifico [$\frac{J}{kgK}$];

k_s il coefficiente di conduzione del materiale della sonda;

ε l'emissività del sensore;

σ la costante di Stefan- Boltzmann: $5,670400 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 \cdot K^4}$;

A_w la sezione del cilindro;

T_s la temperatura della sonda;

T_f la temperatura del fluido;

T_{est} la temperatura della superficie attorno la sonda.

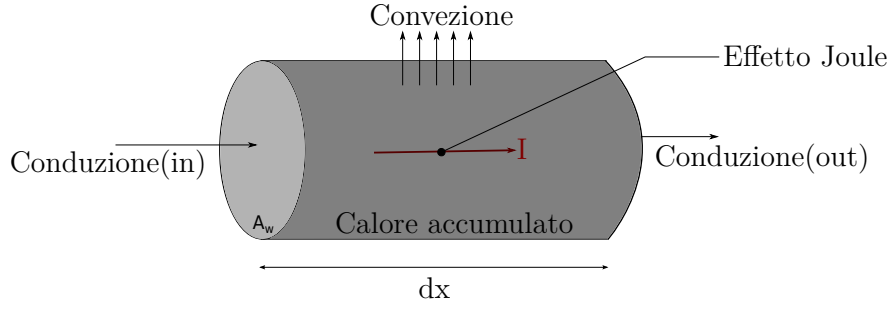


Figura 2.2. Scambio termico nell'anemometria a filo caldo.

Trasferimento di calore acquisito per conduzione nel lato sinistro:

$$-k_s A_w \frac{\partial T_s}{\partial x} \Big|_x$$

Trasferimento di calore ceduto per conduzione nel lato destro:

$$-k_s A_w \frac{\partial T_s}{\partial x} \Big|_{x+dx}$$

che sviluppando in serie di Taylor risulta:

$$-k_s A_w \frac{\partial T_s}{\partial x} \Big|_{x+dx} = -k_s A_w \frac{\partial T_s}{\partial x} \Big|_x - A_w \frac{\partial}{\partial x} \left(k_s \frac{\partial T_s}{\partial x} \right)$$

Trasferimento di calore ceduto per convezione:

$$A_w h (T_s - T_f) dx$$

Trasferimento di calore ceduto per radiazione:

$$A_w \sigma \varepsilon (T_s^4 - T_{est}^4)$$

Tasso di immagazzinamento di energia termica nel filo:

$$\rho c A_w \frac{\partial T_s}{\partial t} dx$$

Dunque sostituendo all'equazione 2.1 ed eliminando il termine $k_s A_w \frac{\partial T_s}{\partial x} \Big|_x$ poiché si annulla risulta:

$$I^2 R = \rho c A_w \frac{\partial T_s}{\partial t} dx + A_w h (T_s - T_f) dx + A_w \sigma \varepsilon (T_s^4 - T_{est}^4) - A_w \frac{\partial}{\partial x} \left(k_s \frac{\partial T_s}{\partial x} \right) \quad (2.4)$$

Osservando il valore molto basso della costante di Boltzmann si può considerare trascurabile il termine corrispondente alla radiazione. Inoltre poichè il calore trasferito ai segmenti successivi di filo è trascurabile (essendo approssimativamente alla stessa temperatura) si può considerare trascurabile anche il termine associato alla conduzione. Risulta dunque:

$$I^2 R = A_w h (T_s - T_f) dx + \rho c A_w \frac{\partial T_s}{\partial t} dx \quad (2.5)$$

Immettendo dunque il dispositivo all'interno di un fluido in movimento la temperatura della sonda sarà determinata da tre fattori:

- la temperatura del fluido in cui è immersa;
- dalla velocità del fluido. Maggiore la velocità maggiore sarà la quantità di calore sottratta al dispositivo
- dall'effetto Joule;

Si è dunque pensato di applicare l'anemometria a filo caldo in ambito biomedico.

L'anemometria a filo caldo permette di conoscere la velocità del fluido a contatto con il sensore e dunque può essere applicato per la misura della velocità di flusso del sangue. In questo modo come spiegato nel capitolo 1.2 è possibile individuare possibili diramazioni del vaso principale e avere informazioni sulla morfologia del vaso.

Il primo passo è stato quello di sostituire il filo caldo con un sensore di più piccole dimensioni in modo da poter essere situato su catetere e biocompatibile.[4] Le termoresistenze in platino presentano tutte queste caratteristiche ed è per questo che si è scelto di utilizzarle. In questi dispositivi la resistenza non è costante ma dipende linearmente con la temperatura secondo la formula:

$$R_w = R_0(1 + \alpha \Delta T) \quad (2.6)$$

R_0 è la resistenza ad una temperatura di riferimento T_0 .[Ω]. Solitamente il riferimento scelto è $T = 0^\circ C$;

α è il coefficiente termico di resistenza [$\frac{1}{C}$];

ΔT è la differenza tra la temperatura di riferimento (T_0) e la temperatura a cui si trova il sensore (T_w) [$^{\circ}C$].

In questo caso trattandosi di platino il parametro alfa vale $\alpha = 0.00385 \frac{1}{K}$. Il bilancio del calore può anche in questo caso essere fatto in modo analogo mediante l'utilizzo di un'equazione elettrotermica che tiene conto dei tre fattori enunciati precedentemente (effetto Joule, temperatura ambiente e velocità del fluido). Dunque analogamente risulta che:

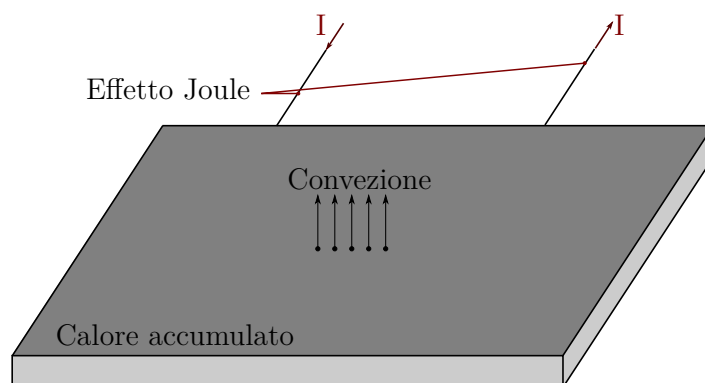


Figura 2.3. Termoresistenza utilizzata come sensore di flusso

$$I^2 R = \rho c A_e \frac{\partial T_s}{\partial t} + A_e h (T_s - T_f) \quad (2.7)$$

Dove A_e è la superficie di scambio tra sensore e fluido. Ipotizzando di poter mantenere la temperatura della sonda costante nel tempo risulta ($\frac{\partial T_s}{\partial t} = 0$) e dunque

$$I^2 R = A_e h (T_s - T_f) \quad (2.8)$$

Vi è quindi una relazione tra temperatura del sensore e resistenza, fenomeno che può essere utilizzato per la misura della velocità del fluido. Dall'ultima equazione essendo a conoscenza della temperatura del sensore (mantenuta, come si vedrà costante), della temperatura del fluido, della corrente e della Resistenza sarà possibile risalire ad h e dunque alla velocità.

2.2 Il circuito di condizionamento

Il circuito di condizionamento utilizzato prevede l'utilizzo del ponte di Wheatstone che verrà brevemente descritto. Successivamente verranno introdotti i componenti per arrivare, al termine, al circuito finale utilizzato per le acquisizioni.

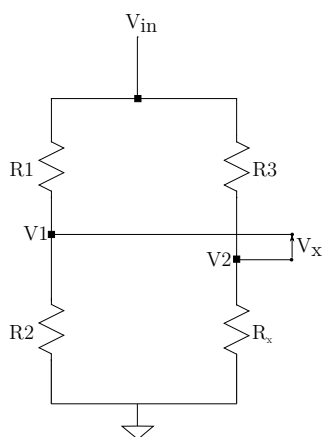


Figura 2.4. Circuito elettrico del ponte di Wheatstone

Il ponte di Wheatstone Il ponte di Wheatstone è uno strumento utilizzato per determinare il valore di una resistenza elettrica. L'uscita in tensione, ossia la differenza di potenziale tra $V1$ e $V2$ mostrati in figura 2.4, dipende dalla relazione tra le resistenze situate sui rami del ponte. Utilizzando i riferimenti della figura si ha che:

$$V_x = V1 - V2 \quad (2.9)$$

$$\begin{aligned} V1 &= V_{in} \frac{R2}{R1 + R2} \\ V2 &= V_{in} \frac{R_x}{R3 + R_x} \end{aligned} \quad (2.10)$$

Il bilanciamento del ponte.

L'uscita nulla, ossia $V_x = 0$, si ottiene quando le resistenze sono in un particolare rapporto.

Infatti:

$$\begin{aligned}V_1 - V_2 &= 0 \\V_{in} \frac{R_2}{R_1 + R_2} - V_{in} \frac{R_x}{R_3 + R_x} &= 0 \\R_2(R_3 + R_x) &= R_x(R_1 + R_2) \\R_2R_3 &= R_1R_x\end{aligned}\tag{2.11}$$

Il circuito di condizionamento: descrizione

Secondo letteratura tecnica [5] l'anemometria a filo caldo presenta due configurazioni di utilizzo : a **temperatura costante** oppure a **corrente costante**. Come dice il nome stesso, nell'anemometro a temperatura costante il filo è mantenuto ad una temperatura fissa elargendo più o meno corrente alla sonda a seconda della velocità del fluido. Questo è reso possibile da un ponte di Wheatstone in retroazione, ossia, la cui uscita (V_x) è connessa all'alimentazione (V_{in}). Se dunque il fluido in movimento sottrarrebbe calore al filo, la corrente lo restituisce, mantenendo l'equilibrio termico. Le resistenze del ponte vengono scelte in modo tale che per un certo valore di resistenza del sensore (che corrisponde ad un determinato valore di temperatura/velocità del fluido), il ponte è in equilibrio, ossia l'uscita in tensione è nulla: più la temperatura del sensore si discosta da quella scelta, più l'uscita si discosta dallo zero, più corrente scorre nel sensore per ripristinare le condizioni desiderate. In questo modo è possibile mettere in relazione l'influenza del fluido sulla resistenza con la corrente necessaria alla sonda per mantenere la temperatura. Nell'anemometria a corrente costante invece la corrente elargita al sensore non varia mai. La variazione di velocità determina dunque una variazione di resistenza del sensore e dunque si cerca la relazione tra velocità del fluido e variazione di resistenza, o tra velocità del fluido e caduta di tensione ai capi del filo.[1][6]

Si è optato per la configurazione a temperatura costante (Figura 2.5); la motivazione di questa scelta risiede nel fatto che nei dispositivi biomedicali a diretto contatto col sangue non è possibile far variare in modo indiscriminato la temperatura poiché si rischierebbe di danneggiare le componenti cellulari. Mantenere la temperatura costante in modo assoluto

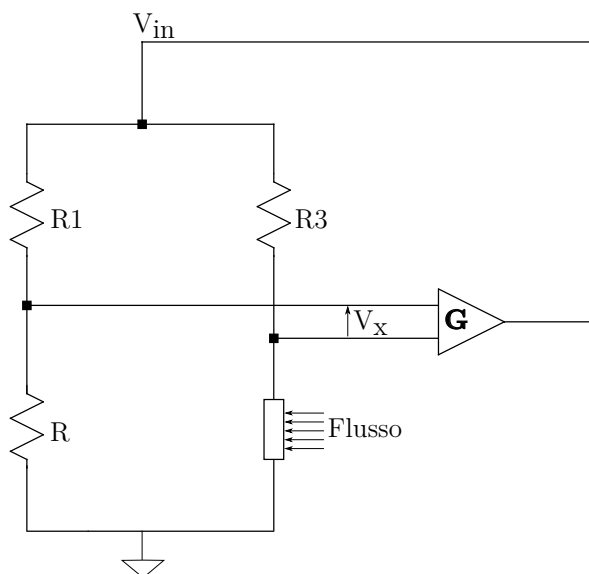


Figura 2.5. Circuito di condizionamento per anemometria a temperatura costante

tuttavia non è adatto ai fini dell'applicazione. Si supponga, infatti, che il sensore venga posto in due fluidi a temperatura diversa ma caratterizzati dalla stessa velocità: si avrebbero due valori di resistenza differenti e dunque due uscite del sistema di misura differenti. Per risolvere questo inconveniente è necessario creare un riferimento di temperatura in modo da mantenere la temperatura del sensore, non più a un valore assoluto, ma ad un valore che differisca in modo costante dal riferimento; in questo modo variazioni dell'uscita saranno associate solamente a variazioni della velocità del fluido e non a variazioni di temperatura del fluido. [7] Si definisce *overheat* la differenza di temperatura tra sonda e fluido ed è la grandezza che deve essere mantenuta costante da questo circuito di condizionamento. Il riferimento è costituito anch'esso da un termistore a contatto con il fluido, ma che non risenta né dell'effetto Joule, poichè ha una resistenza nominale molto alta e dunque su di esso non scorre corrente (come mostrato in figura 2.6), né delle variazioni di velocità del fluido. Quest'ultima specifica è resa possibile dal fatto che il sensore è posto alla stessa temperatura del fluido, e dunque non risentirà o, risentirà in modo trascurabile, della variazione di velocità.

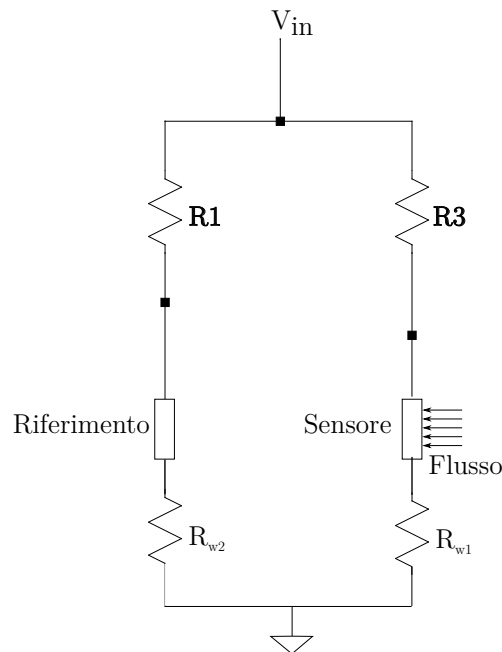


Figura 2.6. Il sensore di flusso e il riferimento di temperatura. R_{w1} e R_{w2} rappresentano le resistenze introdotte dai collegamenti che uniscono rispettivamente il sensore ed il riferimento al circuito

Funzionamento e analisi dell'uscita del ponte

Come visto in precedenza il circuito di condizionamento del sensore è costituito da un ponte di Wheatstone retroazionato, ossia, in cui l'uscita (V_x) è collegata con la tensione in ingresso (V_{in}). Questo significa che quando il ponte sarà bilanciato per un certo valore di resistenza, e dunque di temperatura, del sensore e del riferimento. Il circuito finale scelto è quello in figura 2.7

Il funzionamento del circuito può essere così spiegato:

- sono presenti due termistori: il primo Pt_2 , con elevata resistenza nominale, posizionato sul ramo sinistro del ponte fungerà da sensore di temperatura, il secondo Pt_1 , con bassa resistenza nominale, situato sul ramo destro sarà il sensore di flusso. Entrambi questi termistori sono messi in contatto con il fluido di cui si vuole conoscere il flusso.

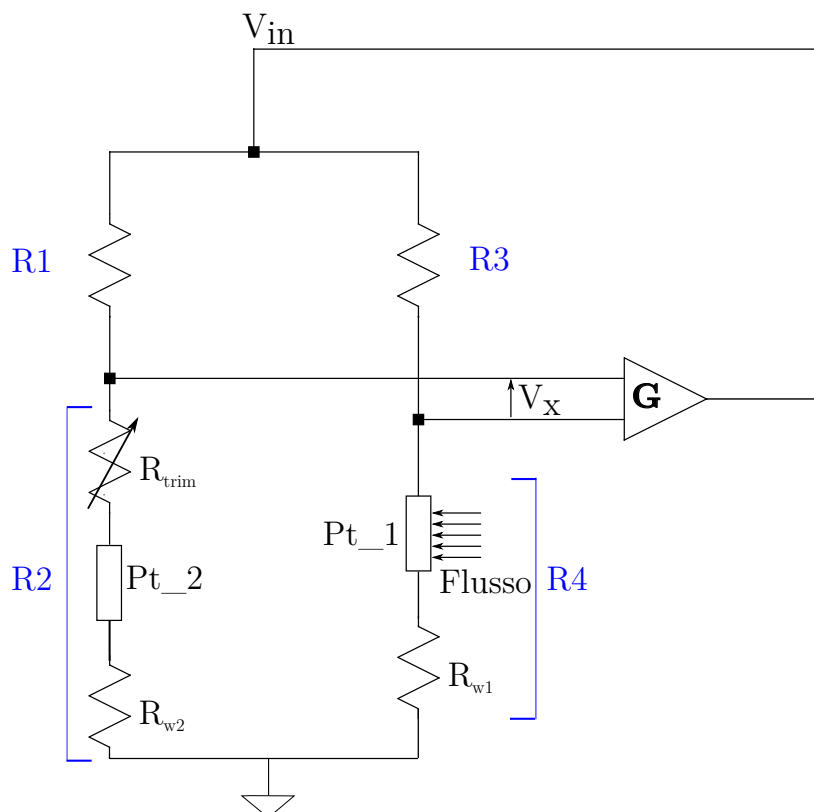


Figura 2.7. Circuito di condizionamento per il sensore di flusso. R_{trim} Rappresenta un trimmer necessario per determinare la differenza di temperatura tra il fluido (e dunque il riferimento) e il sensore.

- I rami del ponte sono inoltre stati dimensionati affinché la maggior parte della corrente scorra sul ramo destro. Ciò significa che il termistore Pt_2 risentirà minimamente dell'effetto Joule e la resistenza di quest'ultimo dipenderà solamente dalla temperatura del fluido, diventando un riferimento di temperatura.

Un ponte di Wheatstone la cui alimentazione dipende direttamente dall'uscita del ponte fa in modo che l'uscita si stabilizzi in prossimità dello zero. Infatti se l'uscita non risulta nulla il ponte viene alimentato, scorre corrente sul ponte e dunque sul sensore Pt_1 , aumentandone la temperatura; aumenta quindi la resistenza del ramo destro fino a che il ponte raggiunge nuovamente l'equilibrio. Ora si supponga che il ponte sia in equilibrio per una determinata temperatura del sensore. E si supponga che il fluido in contatto con il

sensoresubisca un'accelerazione. Quando l'aumento di velocità del fluido determina l'abbassamento della temperatura del sensore, questo causa uno sbilanciamento del ponte con conseguente aumento della tensione in uscita; quest'ultima amplificata, alimenta il ponte. La conseguenza è un maggiore scorrimento di corrente nel termistore con successivo ripristino della temperatura di equilibrio. Si aggiunge, inoltre, un trimmer in serie al riferimento; il trimmer permette di regolare in modo fine la quantità di corrente che scorre sul sensore, regolando di conseguenza la temperatura (*adjust of overheat*). Le resistenze R1 e R3 nei rami in alto del ponte sono dimensionate in modo da permettere il passaggio della corrente sul Pt_1 , ed in modo da determinare il bilanciamento del ponte per una determinata differenza di temperatura tra sensore e riferimento.

Dimensionamento delle resistenze presenti sul ponte

Come enunciato nel capitolo precedente non è possibile aumentare la temperatura del sensore in modo indiscriminato poiché si rischierebbe di danneggiare la parte corpuscolare del sangue. Per questo si è scelto che la temperatura del sensore sia sempre 4°C maggiore rispetto alla temperatura del fluido. In questo modo essendo la temperatura del sangue intorno ai 37°C si avrà che all'equilibrio la temperatura del sensore si stabilizzerà intorno ai 41°C. Di seguito l'analisi a regime, ossia i valori assunti dalle variabili una volta che l'uscita del ponte è nulla che permette il dimensionamento corretto del circuito. Si ricorda che:

$$\begin{aligned}Pt_1 &= Pt_{10}(1 + \alpha T_s) \\Pt_2 &= Pt_{20}(1 + \alpha T_f) \\R_2 &= Pt_2 + R_{trim} + R_{w2} \\R_4 &= Pt_1 + R_{w1}\end{aligned}\tag{2.12}$$

dove T_s è la temperatura del sensore e T_f è la temperatura del fluido.

Ciò sta ad indicare che il riferimento si manterrà alla temperatura del fluido, mentre il sensore sarà ad una temperatura maggiore. Al fine di dimensionare il circuito in modo corretto si impone $T_s = T_f + x$ dove x è la differenza di temperatura voluta tra sensore e fluido. All'equilibrio:

$$\begin{aligned} \frac{R2}{R1 + R2}V_{in} - \frac{R4}{R3 + R4}V_{in} &= 0 \\ \frac{R2}{R1 + R2} &= \frac{R4}{R3 + R4} \\ R2(R3 + R4) &= R4(R1 + R2) \\ R1R4 &= R2R3 \end{aligned} \tag{2.13}$$

$$\begin{aligned} R4 &= \frac{R2R3}{R1} \\ Pt_1 + R_{w1} &= \frac{R3}{R1}(Pt_2 + R_{trim} + R_{w2}) \\ Pt_{10}(1 + \alpha T_s) + R_{w1} &= \frac{R3}{R1}(R_{trim} + R_{w2} + Pt_{20}(1 + \alpha T_f)) \\ Pt_{10}(1 + \alpha(T_f + x)) &= \frac{R3}{R1}(R_{trim} + R_{w2}) + \frac{R3}{R1}Pt_{20}(1 + \alpha T_f) - R_{w1} \\ Pt_{10}\alpha x &= \frac{R3}{R1}(R_{trim} + R_{w2}) + \frac{R3}{R1}Pt_{20}(1 + \alpha T_f) - R_{w1} - Pt_{10}(1 + \alpha T_f) \\ Pt_{10}\alpha x &= \frac{R3}{R1}(R_{trim} + R_{w2}) - R_{w1} + (1 + \alpha T_f)\left(\frac{R3}{R1}Pt_{20} - Pt_{10}\right) \\ x &= \frac{\frac{R3}{R1}(R_{trim} + R_{w2}) - R_{w1}}{Pt_{10}\alpha} + (1 + \alpha T_f)\frac{\left(\frac{R3}{R1}Pt_{20} - Pt_{10}\right)}{Pt_{10}\alpha} \end{aligned} \tag{2.14}$$

che può essere scritta come

$$x = x_0 + f(T_f) \tag{2.15}$$

con x_0 dipendente da R_{trim} .

Ora il dimensionamento deve fare in modo che x sia costante in seguito a variazioni di temperatura del fluido (T_f) in modo da poter percepire solo variazioni di velocità del fluido. Affinchè ciò sia verificato, $\frac{dx}{dT_f}$ deve essere nulla:

$$\begin{aligned} \frac{dx}{dT_f} &= 0 \\ \frac{dx}{dT_f} &= \frac{\alpha\left(\frac{R3}{R1}Pt_{20} - Pt_{10}\right)}{Pt_{10}\alpha} = 0 \\ \frac{R3}{R1}Pt_{20} - Pt_{10} &= 0 \end{aligned} \tag{2.16}$$

Dunque affinché la temperatura del sensore sia sempre x gradi superiore alla temperatura del fluido si impone:

$$Pt_{10} = \frac{R3}{R1} Pt_{20}$$

Dopo aver fatto queste considerazioni si sono scelti i valori delle resistenze ricordando che il valore di Pt_{10} dev'essere molto più piccolo di Pt_{20} e che nella parte del ponte in cui c'è il riferimento non deve scorrere corrente (dunque deve avere una resistenza maggiore). Si sono scelti come valori :

$$\begin{aligned} R1 &= 32700\Omega \\ R3 &= 220\Omega \\ Pt_{10} &= 67\Omega \\ Pt_{20} &= 10000\Omega \end{aligned} \tag{2.17}$$

La scelta di Pt_{10} è stata fatta dopo aver scelto le prime tre resistenze utilizzando l'equazione prima ottenuta. Si è proceduto inoltre alla misura di resistenza del collegamento tra sensore/riferimento e circuito ossia R_{w1} e R_{w2} misurando la resistenza, mediante tester digitale, del sensore e del riferimento, attraverso i cavi che li collegavano al circuito, ad una temperatura nota. La differenza tra il valore misurato ed il valore teorico rappresenta la resistenza del collegamento.

$$\begin{aligned} R_{w1} &= 1.2\Omega \\ R_{w2} &= 1.2\Omega \end{aligned} \tag{2.18}$$

La scelta di queste resistenze annulla $\frac{dx}{dT_s}$ e dunque x è costante per qualsiasi valore di T_s . Di conseguenza variando il valore di resistenza del trimmer è possibile definire il valore di x . Per trovare l'andamento di temperatura del sensore (T_s) in funzione della temperatura del fluido (T_f) e del valore del trimmer (R_{trim}) si è utilizzato MATLAB[®]. Di seguito in figura 2.8, sono riportati i grafici ottenuti per i diversi valori di T_s, T_f, R_{trim} . L'analisi è fatta all'equilibrio ossia quando l'uscita del ponte è nulla e dunque permette la conoscenza delle grandezze a regime.

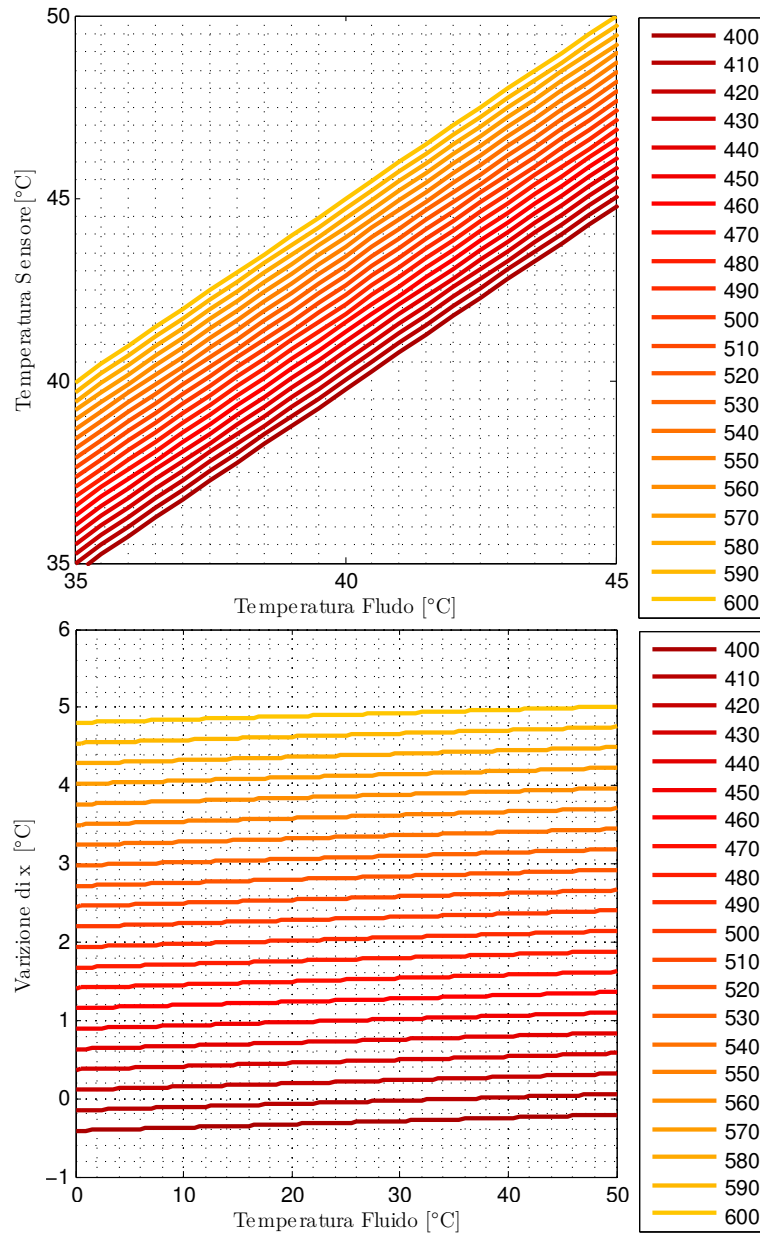


Figura 2.8. Nel grafico in alto è riportato l'andamento della temperatura del sensore (T_s) in relazione alla temperatura del fluido (T_f) per diversi valori della resistenza di trimmer (R_{trim}), con valori in Ω espressi in leggenda. Nel grafico in basso è visualizzata la differenza tra T_s e T_f . Si può notare un andamento che x non varia di molto con l'aumentare di T_f . Ciò è dovuto alla scelta delle resistenze nel circuito

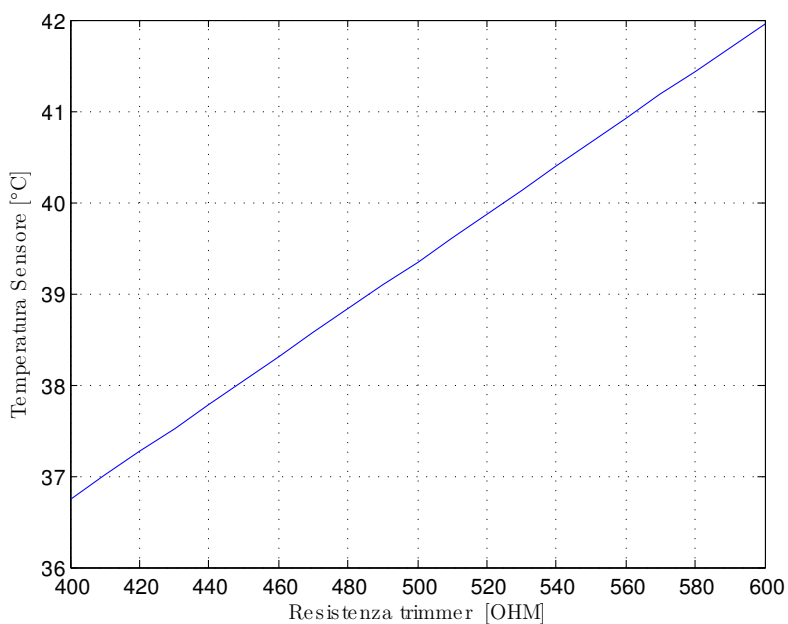


Figura 2.9. Andamento della temperatura del sensore per diversi valori della resistenza di trimmer e temperatura del fluido a 37°C (sangue).

La temperatura del sensore deve raggiungere circa i 41°C, valore dunque non dannoso; inoltre è necessario massimizzare la relazione $q'' = hA(T_s - T_f)$ migliorando dunque la sensibilità del sensore. Infatti maggiore è la differenza di temperatura tra sensore e fluido maggiore è l'energia scambiata e dunque maggiore è la variazione di resistenza del sensore. Com'è possibile vedere in figura 2.9 il valore migliore da assegnare alla resistenza di trimmer è 510Ω. Il circuito dimensionato diventa dunque quello in figura 2.10.

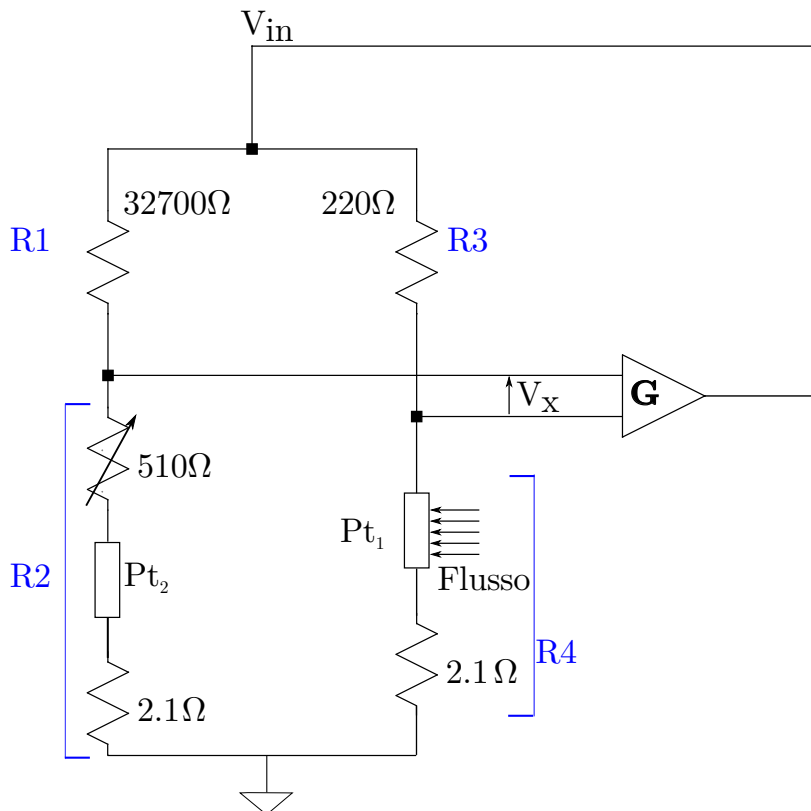


Figura 2.10. Circuito di condizionamento utilizzato per mantenere la temperatura costante del sensore a 41°C

2.3 Il circuito di condizionamento: feedback

Il segnale proveniente dal ponte viene acquisito, amplificato e successivamente portato mediante retroazione come ingresso del ponte V_{in} .

Il circuito di condizionamento è costituito da:

Microcontrollore Atmel Xmega 128 AI [8]

Un microcontrollore a 12 bit è stato connesso ai morsetti di uscita del ponte. Nel dispositivo si è implementato un controllore PID (proporzionale-integrativo-derivativo) in modo da poter assegnare un guadagno alla differenza di tensione presente ai due morsetti di uscita del ponte, e un guadagno alla derivata e all'integrale nel tempo della differenza di tensione. I nomi assegnati alle tensioni in uscita dal ponte sono $x_1(t)$ e $x_2(t)$. In ingresso

il μC è in grado di sostenere tensioni da -1V a 1V. Si può riassumere il funzionamento del μC con la figura 2.11

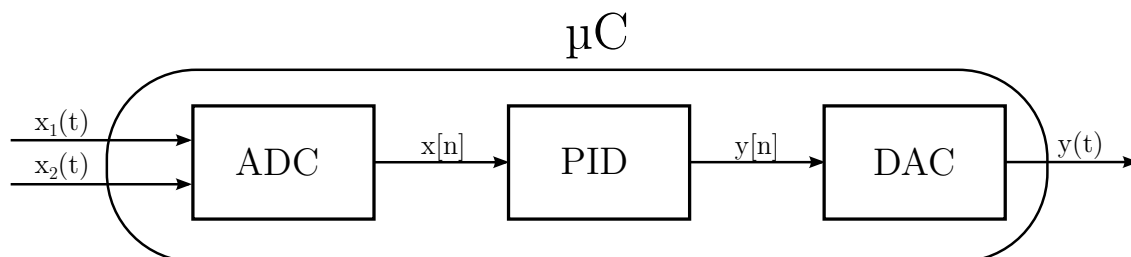


Figura 2.11. Schema a blocchi Microcontrollore

Inizialmente mediante un ADC (Analogic-Digital Converter) vi è una conversione dei dati da analogici a digitali. Essendo il dispositivo a 12 bit si avranno a disposizione $2^{12} = 4096$ valori. Dunque si è scelto di codificare con 2047 valori gli ingressi positivi $[-1,0[$, con 2048 valori gli ingressi negativi $]0,1]$ e con l'unico valore ancora disponibile lo zero. Dunque si converte $V_x(t) = x_1(t) - x_2(t)$ in digitale $x[n]$. La frequenza di campionamento scelta è $f_c = 100Hz$ e dunque il periodo di campionamento è $dt = 0.01s$. Dopo la conversione si procede con il controllo digitale mediante PID. Si ha che:

$$y[n] = Px[n] + Ix_{sum}[n] + Dx_{der}[n] \quad (2.19)$$

$$x_{sum}[n] = x_{sum}[n-1] + x[n]dt; \quad (2.20)$$

$$x_{der} = \frac{x[n] - x[n-1]}{dt} \quad (2.21)$$

$$x_{sum}[0] = 10 \quad (2.22)$$

Si indicano con P, I, D rispettivamente i guadagni dell'elemento Proporzionale, Integrativo e Derivativo. Le condizioni iniziali di x_{sum} forniscono al μC un *kick* iniziale che è necessario per uscire dalla situazione di stallo determinata da V_{in} quindi V_x nullo; in questo modo è possibile alimentare inizialmente il circuito che altrimenti sarebbe destinato a non avviarsi. Infine vi è il ritorno all'analogico mediante un DAC (Digital-Analogic Converter) L'uscita del μC è limitata tra 0V e 3.3V; ciascun valore in bit assumerà dunque un valore compreso in questo intervallo.

l'amplificatore INA118 [9]

Questo dispositivo viene posto all'uscita del μC e permette un ulteriore aumento proporzionale del segnale in ingresso. Viene alimentato con una tensione di $+/- 15V$; ciò significa che per segnali in uscita maggiori di $15V$ l'amplificatore saturerà mantenendosi a $15V$. Poichè l'uscita del μC è compresa tra $0V$ e $3.3V$ il guadagno dovrà essere inferiore a 5 in modo da evitare accuratamente la saturazione. Il guadagno è determinato dalla relazione $G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g}$ dove R_g è una resistenza connessa all'amplificatore scelta in base al guadagno necessario. Poichè si vuole utilizzare tutto il range a disposizione si imposta $G = 4.8$ ossia $R_g = 13000$.

Il transistoro BD239 [10]

Questo componente è stato introdotto per garantire che una quantità sufficiente di corrente venga erogata al ponte in modo da determinarne il corretto funzionamento. La corrente che giunge in base è in grado di pilotare la corrente che scorre dal collettore all'emettitore che andrà ad alimentare il ponte. Per generare la corrente necessaria si collega un generatore da $20V$ al collettore. Di seguito si riporta il circuito completo in tutte le sue parti.

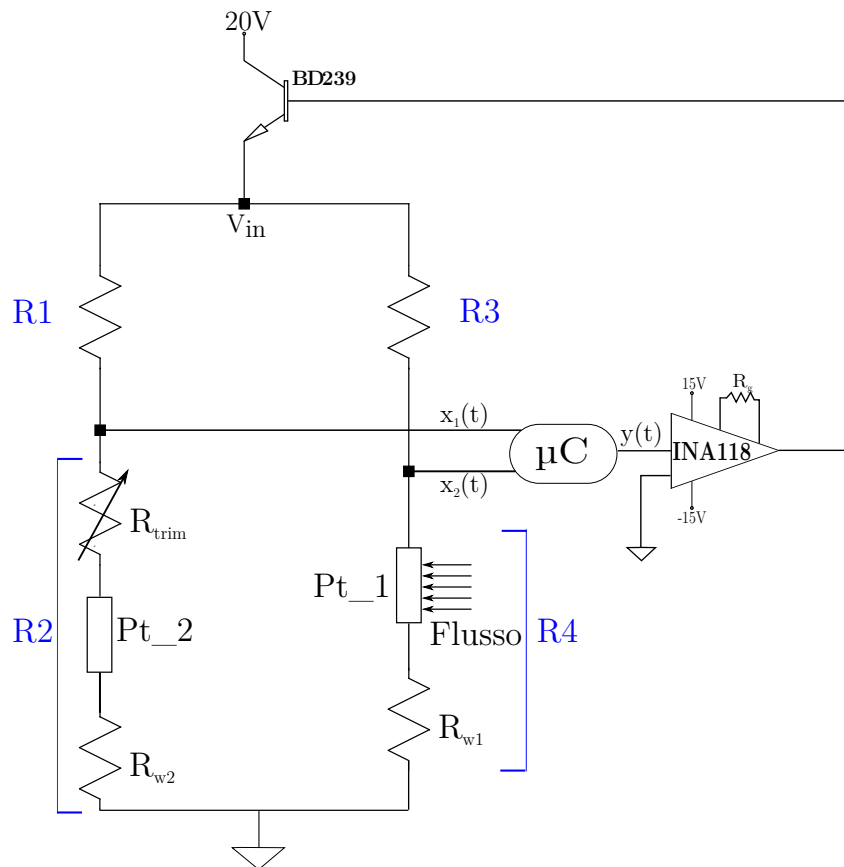


Figura 2.12. Circuito di condizionamento completo

Capitolo 3

Il setup sperimentale

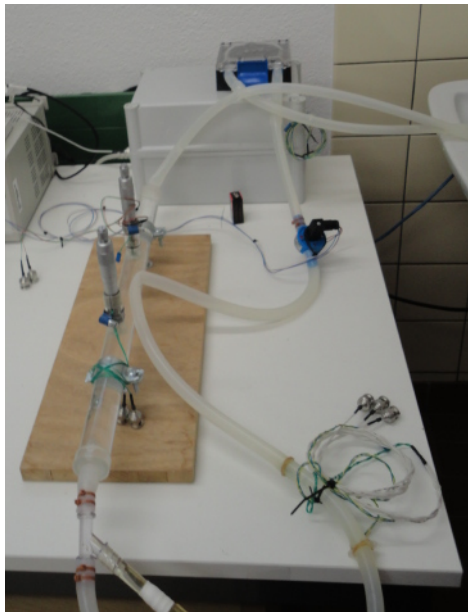


Figura 3.1. Un immagine del circuito idraulico allestito nel laboratorio allo ZHAW

Dopo aver caratterizzato il circuito di condizionamento con le resistenze viste nel Capitolo 2 è necessario valutare il funzionamento del dispositivo. Trattandosi di un sensore di flusso sarà necessario fare dei test su un liquido in movimento di cui si hanno complete informazioni riguardo velocità e temperatura. Valutare con efficacia il sensore è stato possibile mediante sperimentazioni su liquidi differenti. Infatti essendo il sensore basato su scambi

termici la variazione di densità può determinare una variazione dei risultati della misura. I fluidi scelti per la sperimentazione sono stati acqua e sangue di suino. Il primo è stato scelto ovviamente per la facile reperibilità e per la possibilità di portarlo a temperature desiderate senza incappare in inconvenienti; la scelta del secondo è stata invece effettuata al fine di verificare l'applicabilità del sensore in fluidi biologici. Si è quindi pensato di realizzare un circuito idraulico in cui fosse possibile una conoscenza real-time del flusso circolante e in cui fosse possibile inserire i sensori di flusso per confrontare i risultati delle due misure.[11] [12] Un tubo di plastica (PVC) con due fori (necessari per inserire i sensori di flusso) è stato collegato in serie ad un flussimetro meccanico come mostrato in Figura 3.2.

3.1 Il circuito idraulico

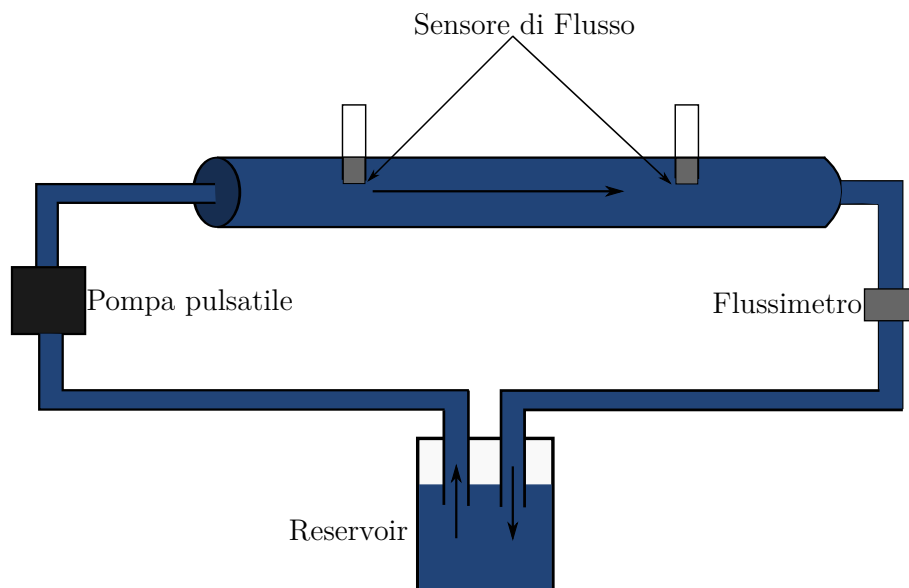


Figura 3.2. Il circuito idraulico

Il circuito idraulico come mostrato in figura 3.2 è costituito da:

- un cilindro in PVC su cui scorre il fluido. Qui viene posizionato il sensore di flusso.
- una pompa pulsatile che permette il circolo del fluido;

- un flussimetro meccanico che permette una misura precisa di flusso;
- un contenitore di plastica che permette il ricircolo del fluido.

Il cilindro in PVC è lungo 50 cm e di diametro esterno 29.6 mm e di diametro interno 25.5 mm su cui viene fatto scorrere il fluido. L'acqua viene portata mediante altri tubi di diametro inferiore ($d_e = 15\text{mm}, d_i = 13\text{mm}$) di plastica. Sono presenti inoltre due fori, il cui vettore normale alla sezione è trasversale rispetto alla direzione del flusso. Mediante questi fori è possibile inserire i sensori ad una distanza di 20 cm dalle estremità affinché non vi siano turbolenze che modificano in modo inappropriato la misura. Il sensore è incollato su un supporto di plastica opaca ed è posto con la normale alla superficie sensibile trasversale alla direzione di propagazione del fluido. Il riferimento temperatura, anch'esso un termistore, è posizionato anch'esso sul supporto plastico a debita distanza dal sensore. Il motivo di questa scelta è che il sensore riscaldandosi potrebbe inficiare la misura del secondo sensore il cui unico compito è acquisire la temperatura del fluido. I supporti

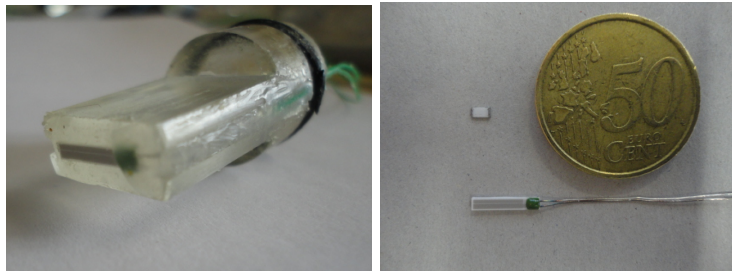


Figura 3.3. A sinistra: il sensore di flusso adeso al supporto plastico. A destra: il pt67 ed il pt10000 rispettivamente a sinistra ed in basso rispetto alla moneta

plastici sono connessi ad un micrometro che permette di muovere il supporto lungo la sezione. Si è scelto di posizionare il sensore esattamente a metà della sezione. Dopo aver inserito i micrometri, connessi ai supporti plastici su cui sono incollati il sensore ed il riferimento, nelle fessure posizionate nel cilindro di PVC è stato necessario sigillare con attenzione, in modo che non vi siano perdite, mediante delle fasciette metalliche a vite.

La pompa pulsatile è costituita da un tubo in silicone che viene compresso a tratti successivi, per mezzo di un componente rotante, determinando la spinta del fluido. La

pompa riceve in ingresso una tensione variabile da -10V a 10 V da cui dipende la frequenza di rotazione del componente mobile. Se la tensione è positiva (da 0 a 10V) si avrà una rotazione in senso orario e dunque la circolazione del fluido in una direzione del circuito, altrimenti (da 0 a -10V) una rotazione in senso antiorario con conseguente cambio di direzione del fluido. In questo modo è possibile generare un flusso da -0.1 a 0.1 m/s.

Il flussimetro permette un'accurata misurazione di flusso sfruttando dispositivi già esistenti. In particolare si è scelto di utilizzare un flussimetro meccanico con tecnologia in-line che significa che tale dispositivo dotato di un'ingresso e di un'uscita dev'essere inserito in un punto del circuito idraulico. Questo dispositivo, connesso mediante ad una scheda di acquisizione National Instrument ad un computer, consente di registrare i dati di flusso in tempo reale per poterli confrontare con i dati provenienti dal sensore progettato.

Questo circuito è stato utilizzato per entrambe le misure di acqua e sangue.

Capitolo 4

Caratterizzazione e calibrazione del sistema

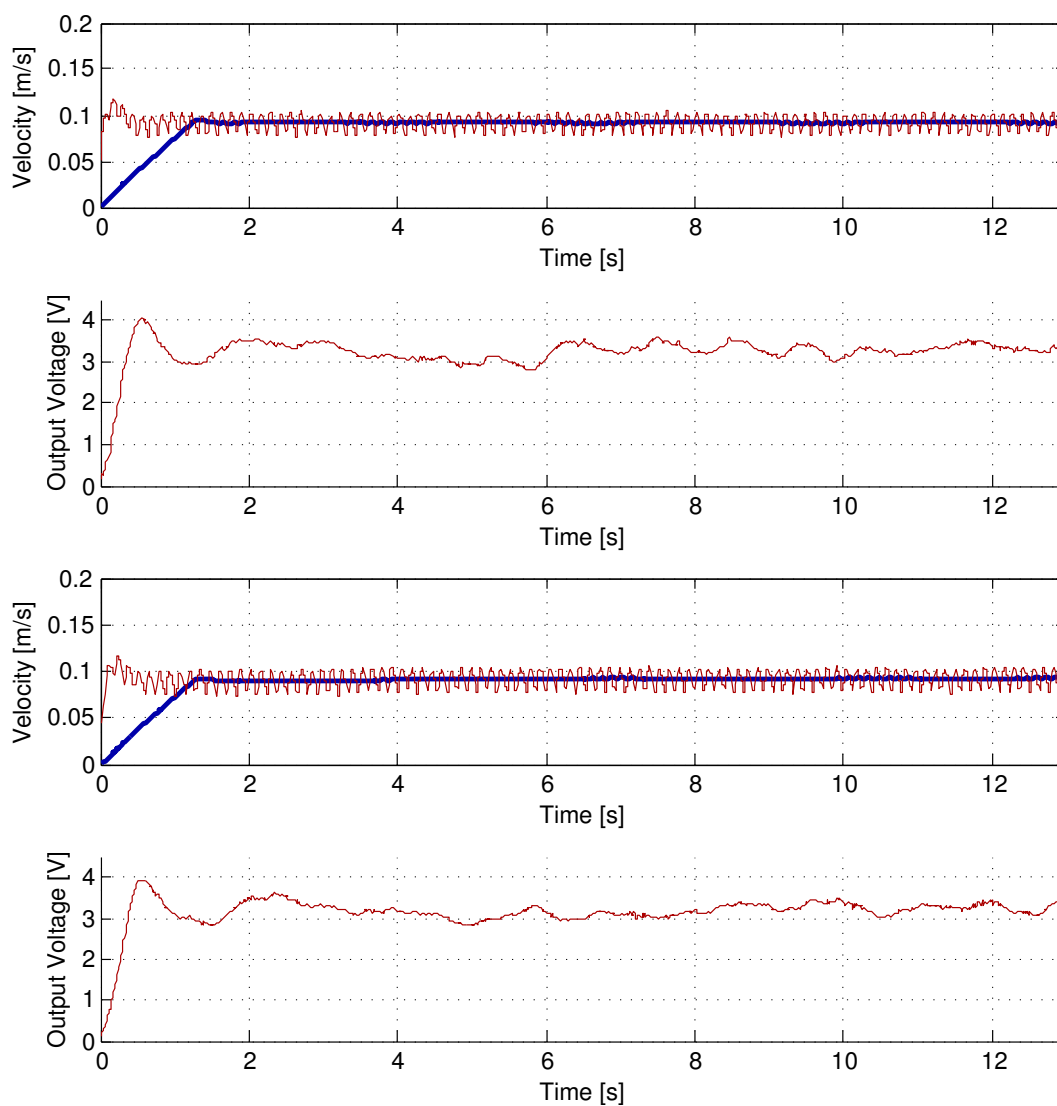
Il setup sperimentale visto nel capitolo precedente consente di acquisire simultaneamente le misure di velocità provenienti dal flussimetro meccanico e provenienti dal sensore. Il flussimetro meccanico fornisce in uscita una misura di velocità in $[m/s]$ mentre dal sensore di flusso si può leggere una misura di tensione in $[V]$, applicata ai capi del ponte, necessaria per mantenere il sensore alla temperatura desiderata. Dunque la raccolta dati è necessaria sia al fine di conoscere la relazione tra tensione e velocità sia per vedere la risposta dinamica del sistema progettato. Il sistema è stato sollecitato in due modi

- ingresso a gradino (ossia passare da flusso nullo a flusso massimo istantaneamente) per determinare la risposta al gradino
- ingresso lineare in cui si passa in modo graduale da flusso nullo a flusso massimo per poter calibrare il sensore

Al fine di visualizzare in modo apprezzabile i dati acquisiti è stato necessario ricorrere ad uno script di Matlab riportato in appendice. L'andamento in tensione del sensore e l'andamento della velocità del fluido (acqua inizialmente) nel tempo vengono campionati ad una frequenza di $100Hz$. Partendo dalla risposta al gradino sarà possibile ricavare la risposta in frequenza del sistema di misura.

4.1 Sollecitazione con un gradino di flusso

Si riportano i dati relativi alla risposta in tensione del sistema sollecitato mediante un gradino di velocità di ampiezza 0.1m/s . La risposta consentirà di fare un'analisi della risposta dinamica del sistema.



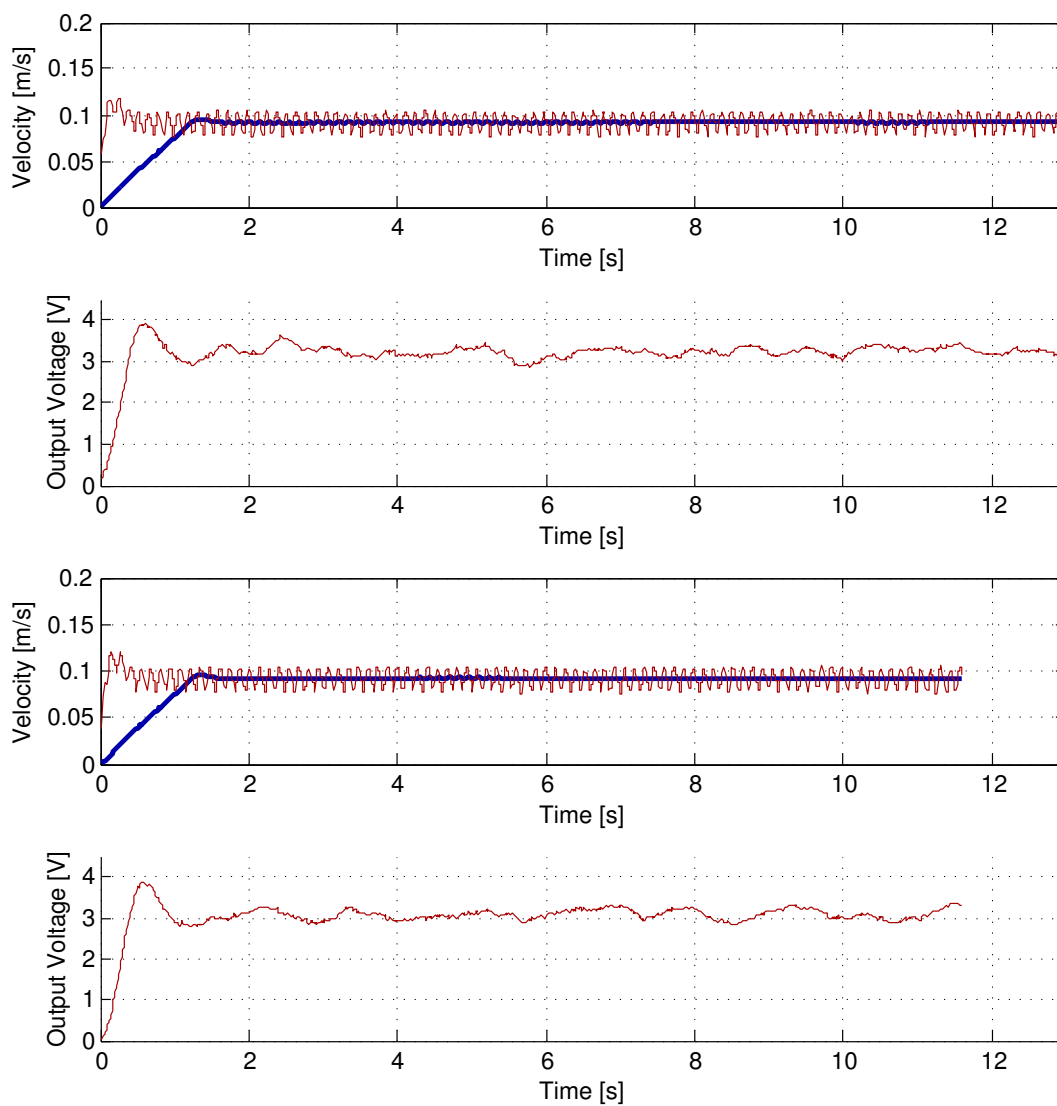


Figura 4.1. Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione di quattro test. In alto è riportato in rosso l'andamento della velocità misurata mediante il flussimetro. In blu è riportato il segnale di velocità filtrato mediante un filtro a media mobile di finestra 64 campioni. In basso è riportato l'andamento della tensione ai capi del ponte del circuito.

Una prima analisi mostra che il sistema è tempo-invariante e causale. Tempo-invarianza significa che l'uscita $y[n]$ dipende dai valori istantanei dell'ingresso $x[n]$.

$$y[n - n_0] = H(x[n - n_0]) \quad (4.1)$$

Causalità si ha quando l'uscita (l'effetto) si manifesta solo in seguito all'applicazione dell'ingresso (causa). Un altro aspetto interessante, evincibile da questo grafico, è che la tensione, per ingressi oscillanti intorno ad un valore, risulta avere un andamento non stabile. Ciò può essere spiegato col fatto che lo stato del sistema è definito da una relazione dinamica tra effetto Joule e ambiente esterno. Per mantenere la temperatura del sensore alla temperatura scelta queste due forze si compensano reciprocamente. A tutto ciò si aggiunge la pulsatilità della pompa che non permette al sistema di stabilizzarsi ad un valore costante.

Poichè dunque si ha questo andamento oscillatorio intorno al valore raggiunto a regime si può supporre che la funzione di trasferimento contenga dei poli complessi coniugati e dunque avrà funzione di trasferimento:

$$P(s) = \frac{KW_n^2}{s^2 + 2\xi W_n s + W_n^2} \quad (4.2)$$

dove

K è il guadagno statico;

ξ è il coefficiente di smorzamento;

w_n è la pulsazione naturale;

Si definisce sovraelongazione massima

$$S = \frac{M_y - y_m}{y_m}; \quad (4.3)$$

dove

M_y è il valore di tensione del primo minimo relativo;

y_m è il valore a regime in tensione.

Si definisce variabile ausiliaria:

$$eta = \frac{|\log S|}{\pi}; \quad (4.4)$$

Per calcolare ξ , W_n e K si utilizzano le seguenti formule:

$$\xi = \frac{eta}{\text{sqrt}(1 + eta^2)}; \quad (4.5)$$

$$W_n = \frac{\pi\sqrt{1 + eta^2}}{M_x}; \quad (4.6)$$

$$K = \frac{y_m}{u_m}; \quad (4.7)$$

dove M_x è l'istante temporale del primo minimo relativo;

u_m è l'ampiezza del gradino.

Ora dopo aver analizzato la curva riguardante la risposta in tensione è stato possibile calcolare i coefficienti della funzione di trasferimento riportati nella tabella sottostante:

Una volta ottenuti i coefficienti è possibile scrivere la funzione di trasferimento da cui è

W_n	6.0867
ξ	0.4407
K	36.11

possibile disegnare il diagramma di Bode mostrato in Figura 4.1:

$$H(s) = \frac{1338}{s^2 + 5.365s + 37.05} \quad (4.8)$$

La funzione di trasferimento contiene due poli complessi coniugati (causa delle oscillazioni) di valore:

$$- 2.6825 + j5.4639 \quad (4.9)$$

$$- 2.6825 - j5.4639. \quad (4.10)$$

Come si può vedere la parte reale dei poli è minore di zero, e ciò determina una riduzione dell' ampiezza di 40 Db/decade, come mostrato nel diagramma di Bode. I poli a parte reale negativa sono inoltre conferma che il sistema progettato è un sistema **stabile**.

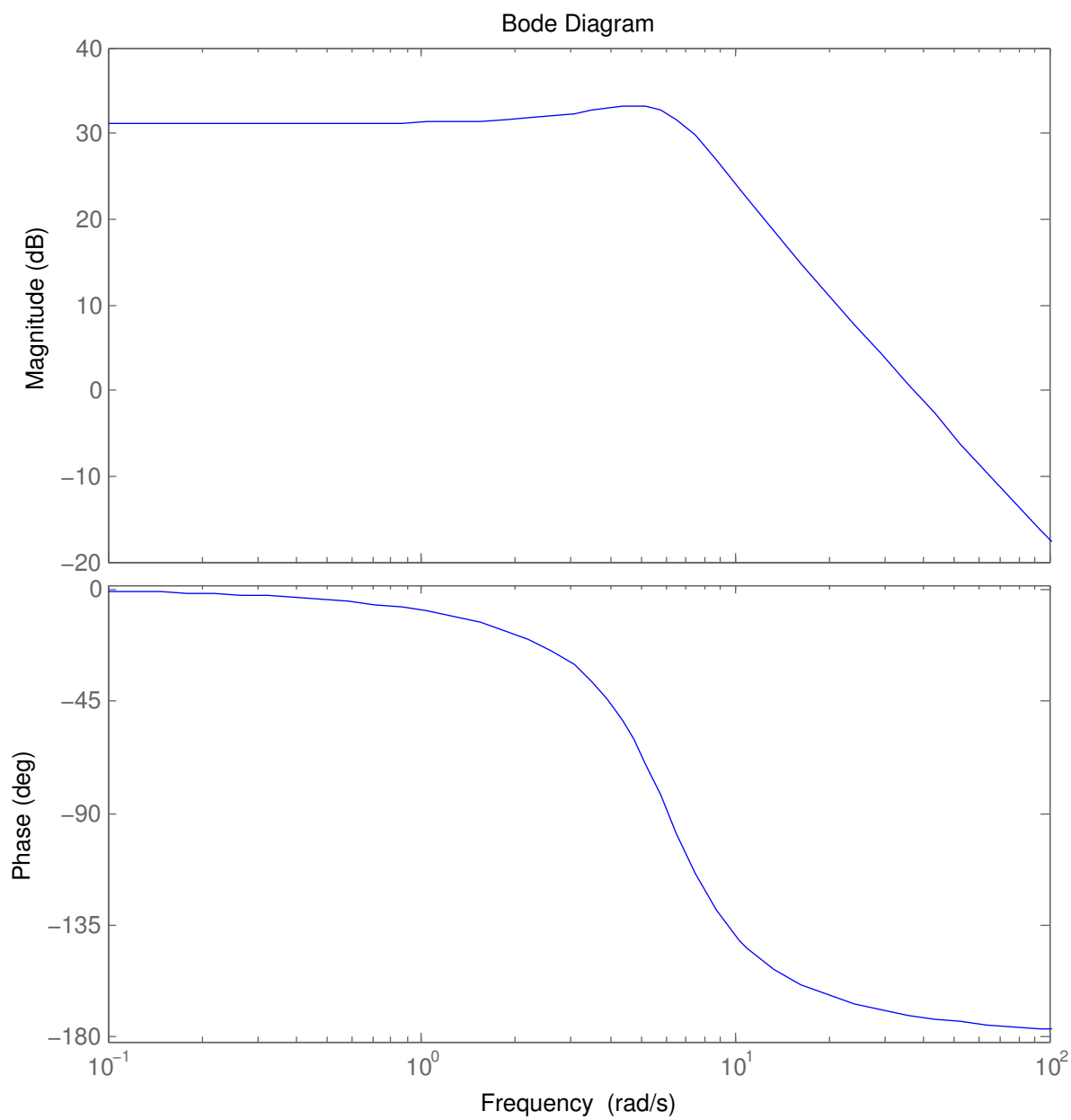


Figura 4.2. Diagramma asintotico di Bode: ampiezza e fase. Il grafico dell'ampiezza scende di 40 Db/decade a causa della presenza di poli complessi coniugati con parte reale minore di zero

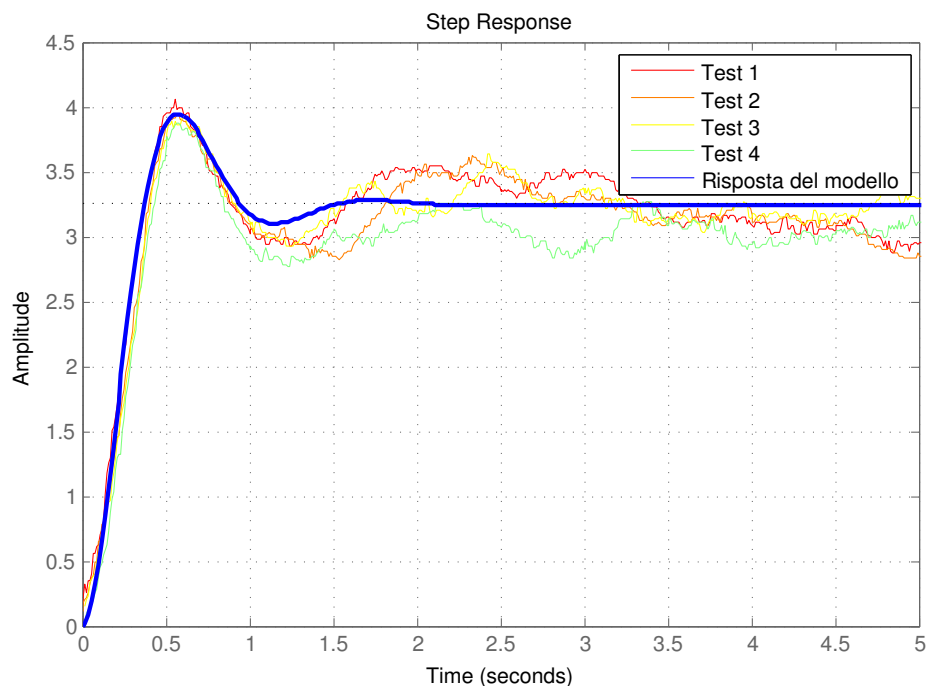


Figura 4.3. Risposta al gradino del modello. Sono inoltre sovrapposte le risposte al gradino ottenute sperimentalmente

4.2 Sollecitazione a velocità gradualmente crescente

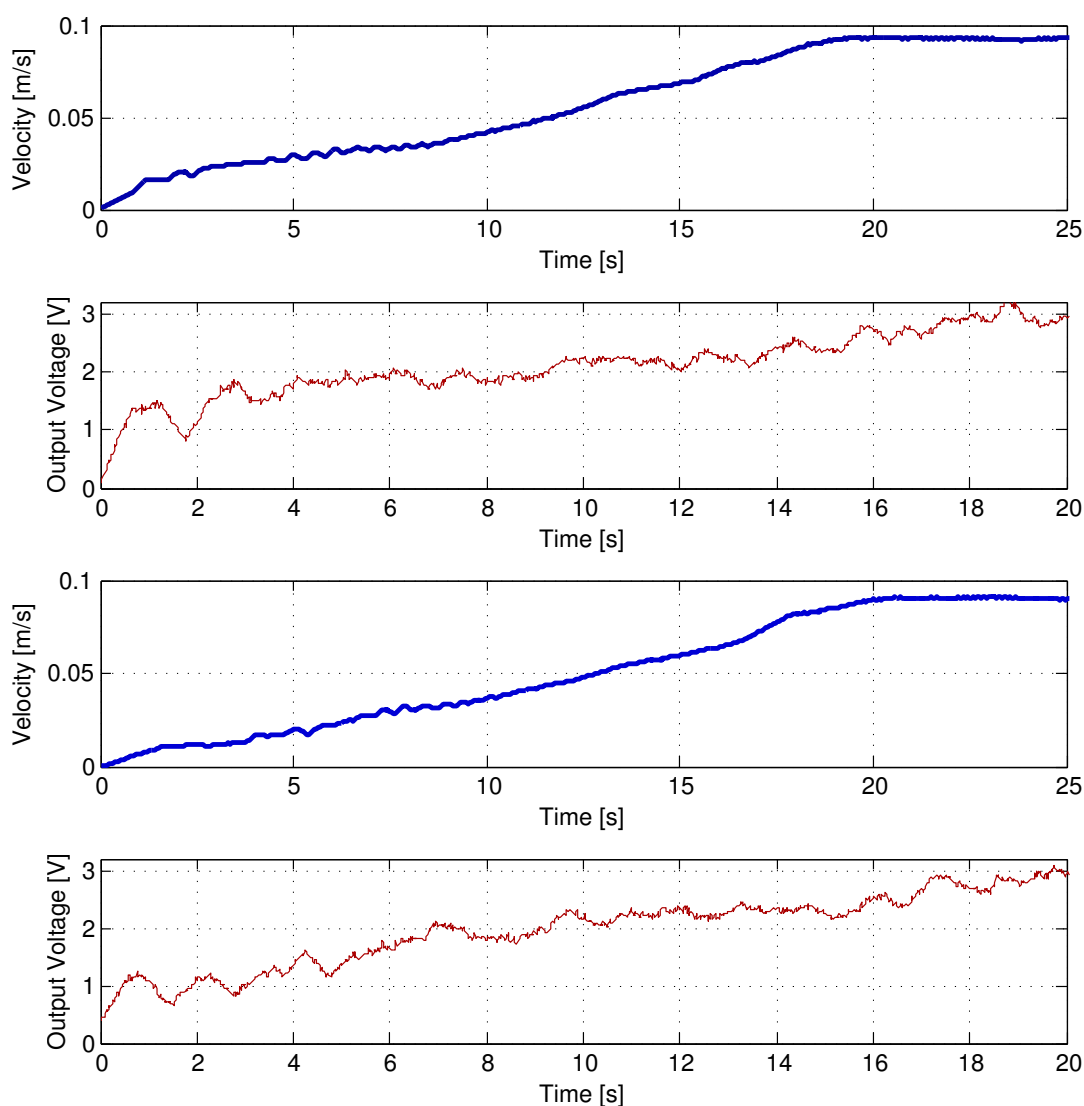
Per ottenere maggiori informazioni dal sistema di misura si è proceduto all'applicazione di altri tipi di ingresso. Un'informazione che risulta necessaria per attribuire valore all'uscita del sensore, è la relazione biunivoca tra velocità del flusso e tensione in uscita. Per venire a conoscenza di questa relazione è necessario calibrare il sensore ossia:

- sollecitare il sensore con diversi valori di velocità del flusso e misurare le tensioni in uscita generate;
- rappresentare questi dati in un grafico velocità - tensione;
- cercare la curva che approssima meglio i dati, ossia minimizzare l'errore sui dati.

Per fare una calibrazione in modo corretto e completo è necessario conoscere il valore di tensione in uscita per un ampio range di valori di velocità e ,dunque, un ingresso a gradino non è indicato poichè fornisce indicazioni solo su due valori (velocità= 0 e

velocità = 0.1 m/s) lasciando scoperti tutti i valori compresi tra questi. Al contrario applicando un ingresso crescente in modo molto lento nel tempo, che parte da 0 ed arrivi al valore massimo (0.1 m/s) si possono conoscere tutti i valori di tensione corrispondenti ad i valori di velocità, compresi tra questi due valori. La curva tensione-velocità, in questo modo, risulterà essere più definita e dunque risulterà più facile applicare dei metodi numerici di approssimazione. L'operazione di calibrazione su 4 set di dati porterà alla formazione di 4 curve di calibrazione. Di queste verrà scelta la curva media.

Si è proceduto dunque all'acquisizione nel tempo di cui si riportano i risultati:



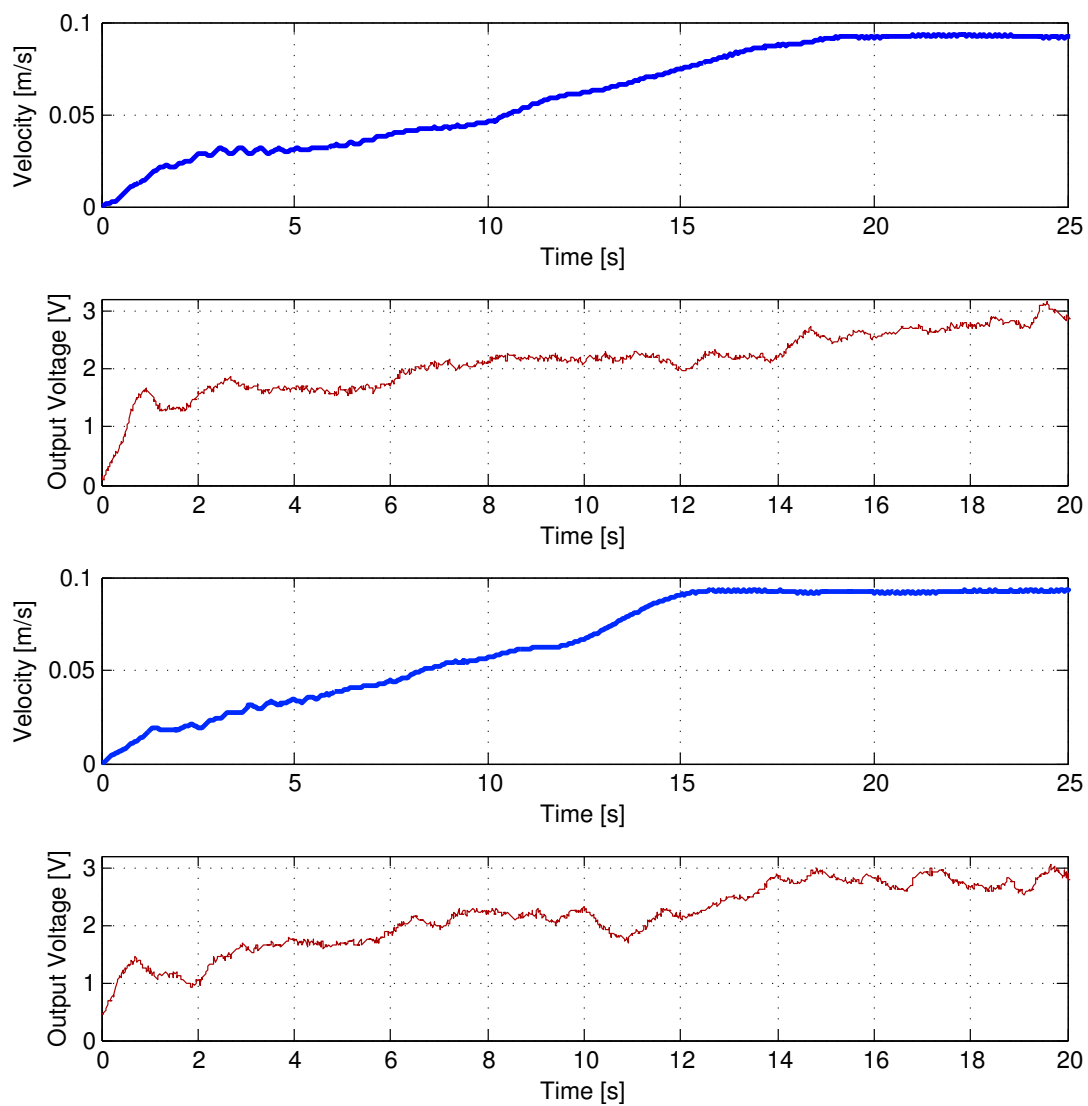


Figura 4.4. Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione. Valgono le stesse informazioni riguardanti il grafico presente ne paragrafo precedente

Utilizzando questi dati si sono costruiti i grafici velocità-tensione. La relazione tra queste due grandezze risulta non essere lineare e dunque è necessario utilizzare un metodo che consenta di approssimare la curva di calibrazione. Secondo bibliografia la velocità di un fluido e la tensione ai capi di un circuito di condizionamento per anemometria a temperatura costante dovrebbero relazionarsi mediante la **legge di King**:

$$E^2 = A + BU^n + CU^{2n} \quad (4.11)$$

dove:

E è la tensione in uscita;

U il flusso in ingresso (proporzionale alla velocità);

A, B e C tre parametri ottenibili sperimentalmente;

n un esponente variabile secondo letteratura da 0.5 a 0.7.

I parametri A, B e C sono stati ottenuti mediante un'approssimazione a minimi quadrati (Least Square) dei dati raccolti, che consente di trovare la coppia di parametri (A, B e C) che minimizzano l'errore sui dati. In particolare la funzione di Matlab 'lsqnonlin' prende in ingresso una generica funzione non lineare (in questo caso la formula di King) e partendo da dei valori iniziali di A e B forniti dall'utente ricerca il valore di questi parametri che minimizzano la somma dei quadrati delle distanze tra i dati osservati e quelli della curva che rappresenta la funzione stessa, ossia:

$$\min_x \|y - f(x)\|_2^2 = \min_x ((y_1 - f(x_1))^2 + (y_2 - f(x_2))^2 + \dots + (y_n - f(x_n))^2) \quad (4.12)$$

dove:

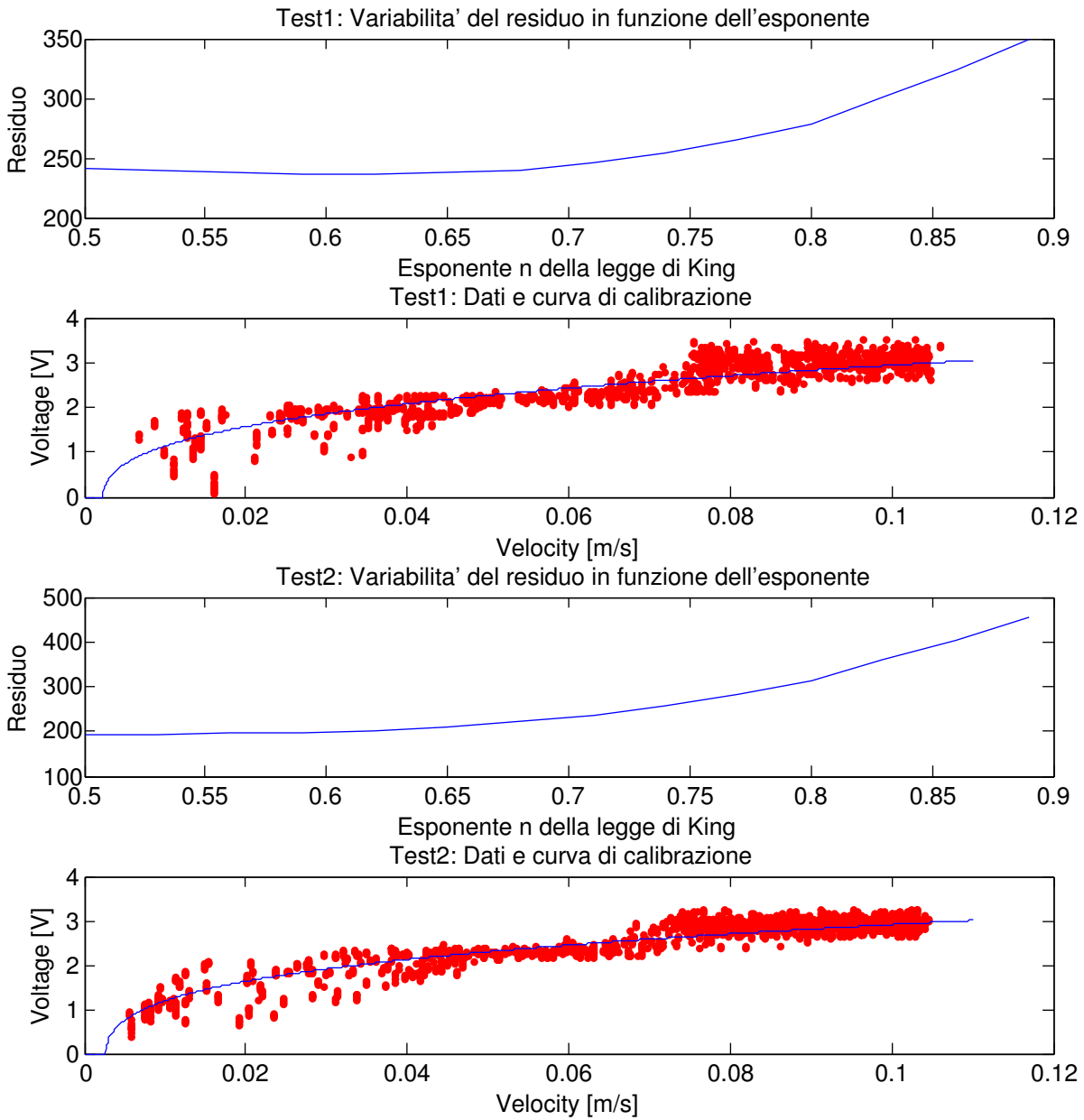
y sono i dati raccolti;

$f(x)$ è l'ascissa della curva stimata;

Questa approssimazione viene fatta sullo stesso set di dati diverse volte facendo variare per ogni iterazione l'esponente n della legge di King tra 0.3 e 0.7. Di tutte queste approssimazioni viene scelta quella che minimizza il residuo ossia la somma delle differenze tra i

punti della curva e i dati raccolti, scrivibile come:

$$\sum_k (y_k - f(x_k))^2 \quad (4.13)$$



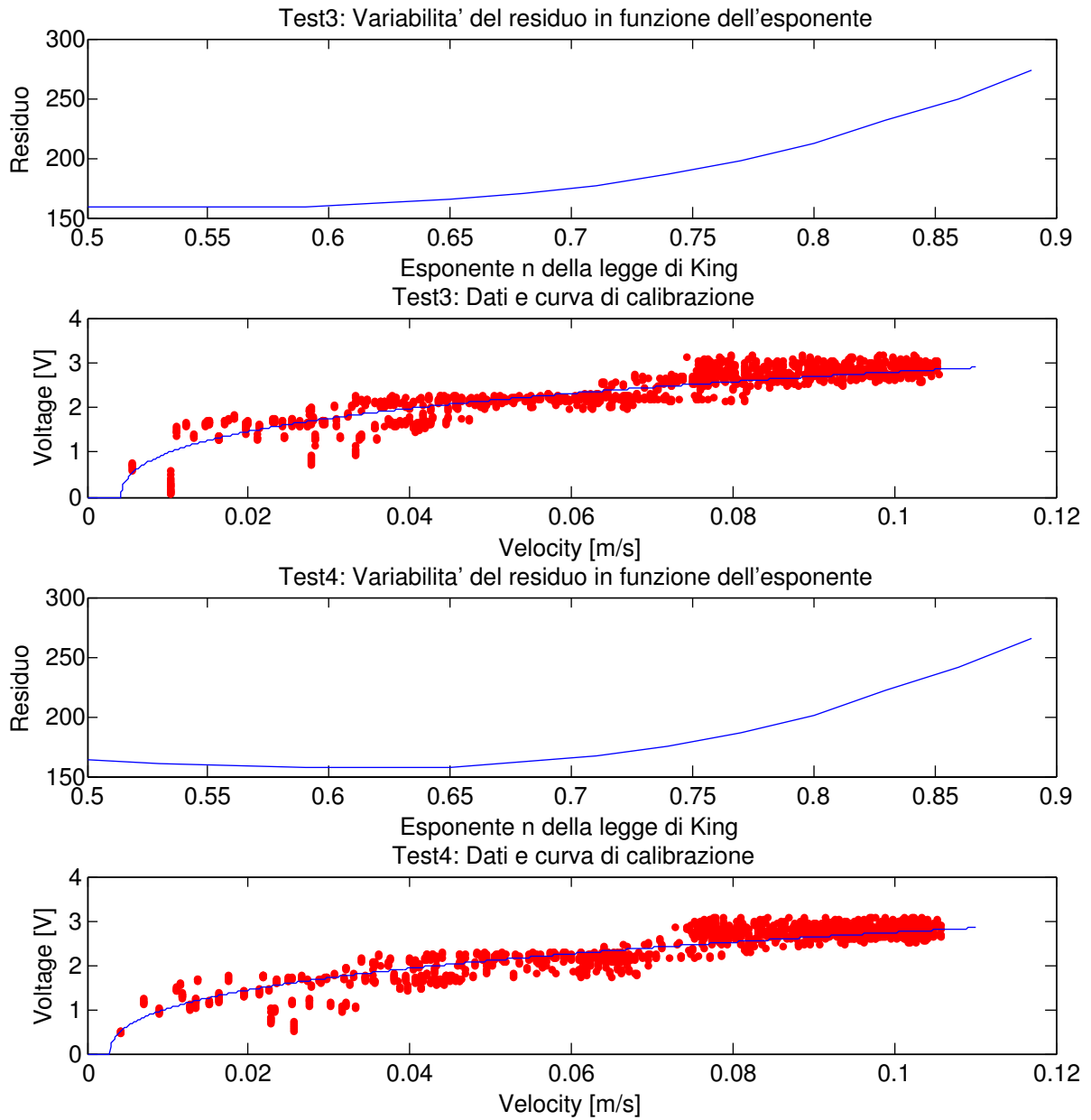


Figura 4.5. Andamento nel tempo di flusso e tensione. Valgono le stesse informazioni riguardanti il grafico presente ne paragrafo precedente

Poichè è necessario avere una sola curva di calibrazione si valuta la media dei diversi parametri A, B, C e n delle curve ottenute a partire da diversi set di dati.

	A	B	C	n
Test 1	-0,18447	41,87085	14,0788	0,7
Test 2	-0,02948	34,49812	12,78822	0,65
Test 3	-0,19996	33,2322	12,88524	0,65
Test 4	0,03963	35,04876	12,52567	0,7
Media	-0,09357	36,16248	13,069486	0,675

In figura 4.6 è possibile vedere le curve di calibrazione provenienti da diversi set di dati e la curva di calibrazione ottenuta dopo le operazioni di media che segue la relazione:

$$E^2 = -0,09357 + 36,16248U^{0,675} + 13,069486U^{1,35} \quad (4.14)$$

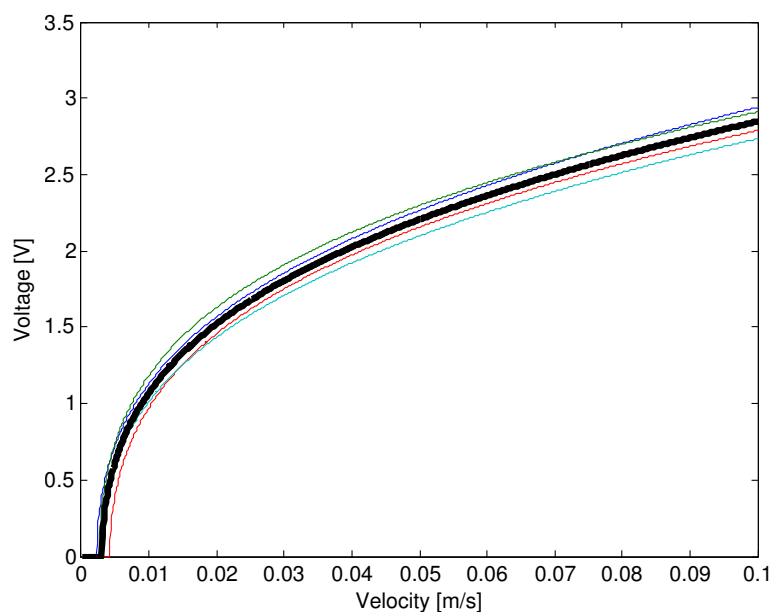


Figura 4.6. Curve di calibrazione dei diversi set di dati. In nero la curva di calibrazione ottenuta dopo le operazioni di media

Di seguito si riporta la curva di errore sulla curva ottenuta dalla media, calcolata come:

$$err(x) = (y - f(x))^2 \quad (4.15)$$

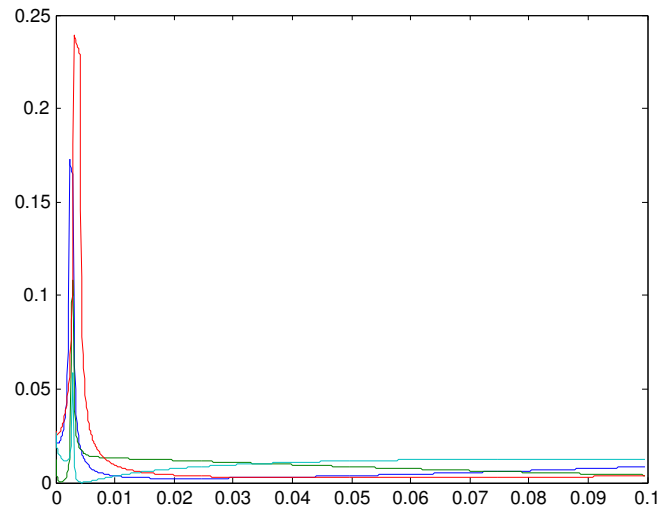


Figura 4.7. Errore generato sulla curva di calibrazione dopo le operazioni di media

Questa curva rappresenta una relazione biunivoca tra flusso e tensione, ed inoltre rende funzionale il sensore progettato.

4.3 Sollecitazione a flusso decrescente a gradino ed a variazione graduale

Dopo aver analizzato il sistema sottoposto ad ingressi crescenti (a gradino e in modo graduale) si è pensato di sottoporre lo stesso sistema agli stessi ingressi ma in forma decrescente. Analizzare le uscite del sistema facendo variare in questo modo gli ingressi permette di identificare la presenza o meno di *feature* quali isteresi ossia, cambiamenti della curva rispetto alla direzione di applicazione delle sollecitazioni. Per completezza, verranno dunque riportati i dati raccolti dopo l'applicazione di un gradino di flusso di un ingresso graduale decrescente. La raccolta dei dati avviene seguendo le stesse modalità esposte nel capitolo precedente e facendo solamente variare l'ingresso. Inizialmente verranno mostrate le risposte al gradino, per poi passare all'ingresso a variazione graduale decrescente. Applicare un gradino di velocità di flusso significa passare istantaneamente da un valore alto di flusso ad un valore nullo; Quando il flusso cessa improvvisamente, ossia viene a mancare la causa di riduzione della temperatura del sensore, la tensione applicata al sensore farà in modo che vi sia un sovrariscaldamento del sensore. Il sistema una volta percepito il cambiamento ridurrà la tensione di alimentazione del ponte, ma questo non farà raffreddare il sensore; questo poichè fornendo tensione il sensore si riscalda, ma riducendo la tensione il sensore non si raffredda; sarà dunque necessario molto più tempo per ritornare alle condizioni di temperatura iniziali. Questo è il motivo per cui la curva di salita è molto ripida, mentre la curva di discesa è più dolce. In Figura 4.8 la dinamica del sensore con gradino in discesa mentre in Figura 4.9 la risposta a variazione graduale.

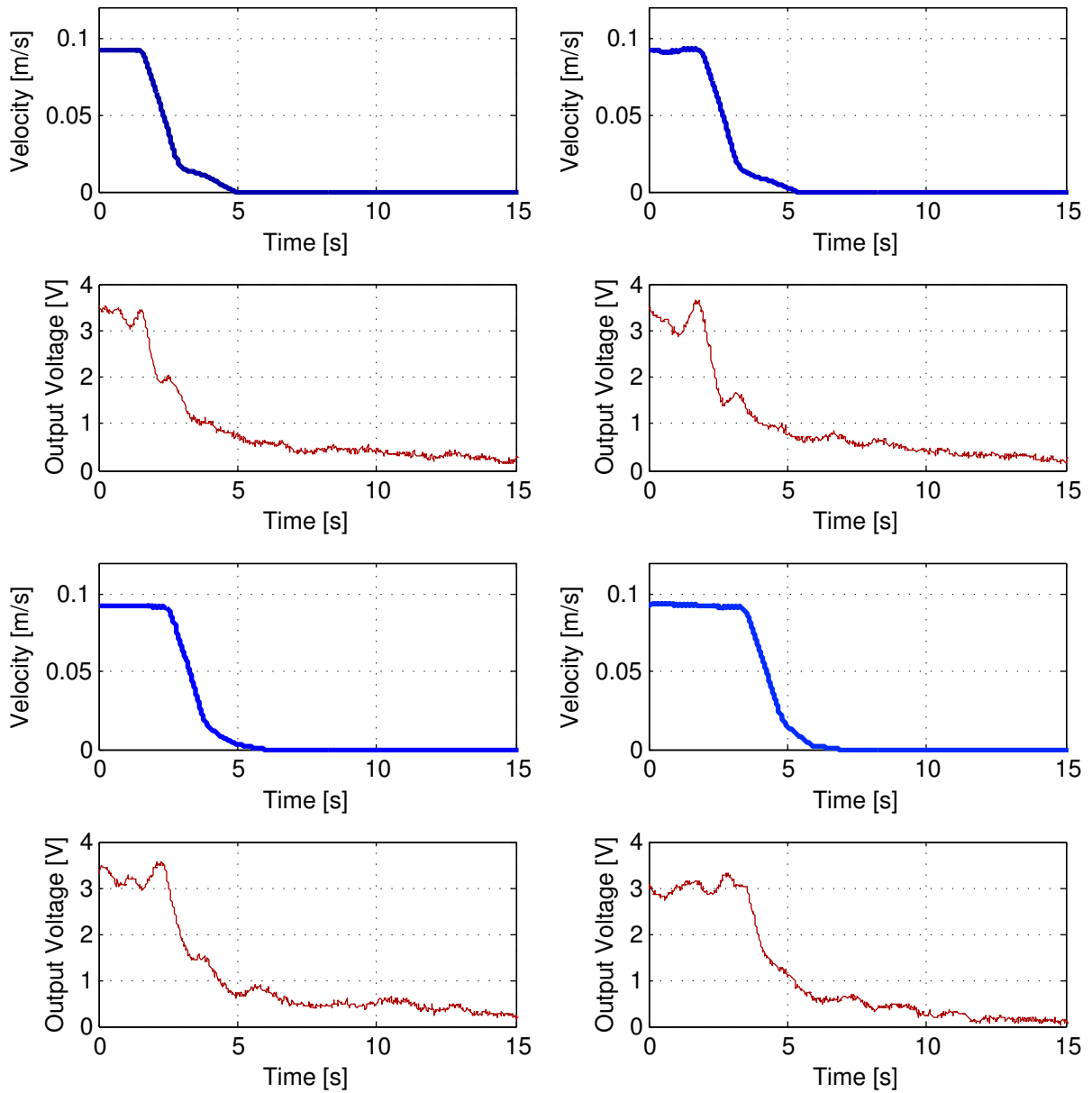


Figura 4.8. Grafico della variazione istantanea nel tempo di tensione e velocità di flusso

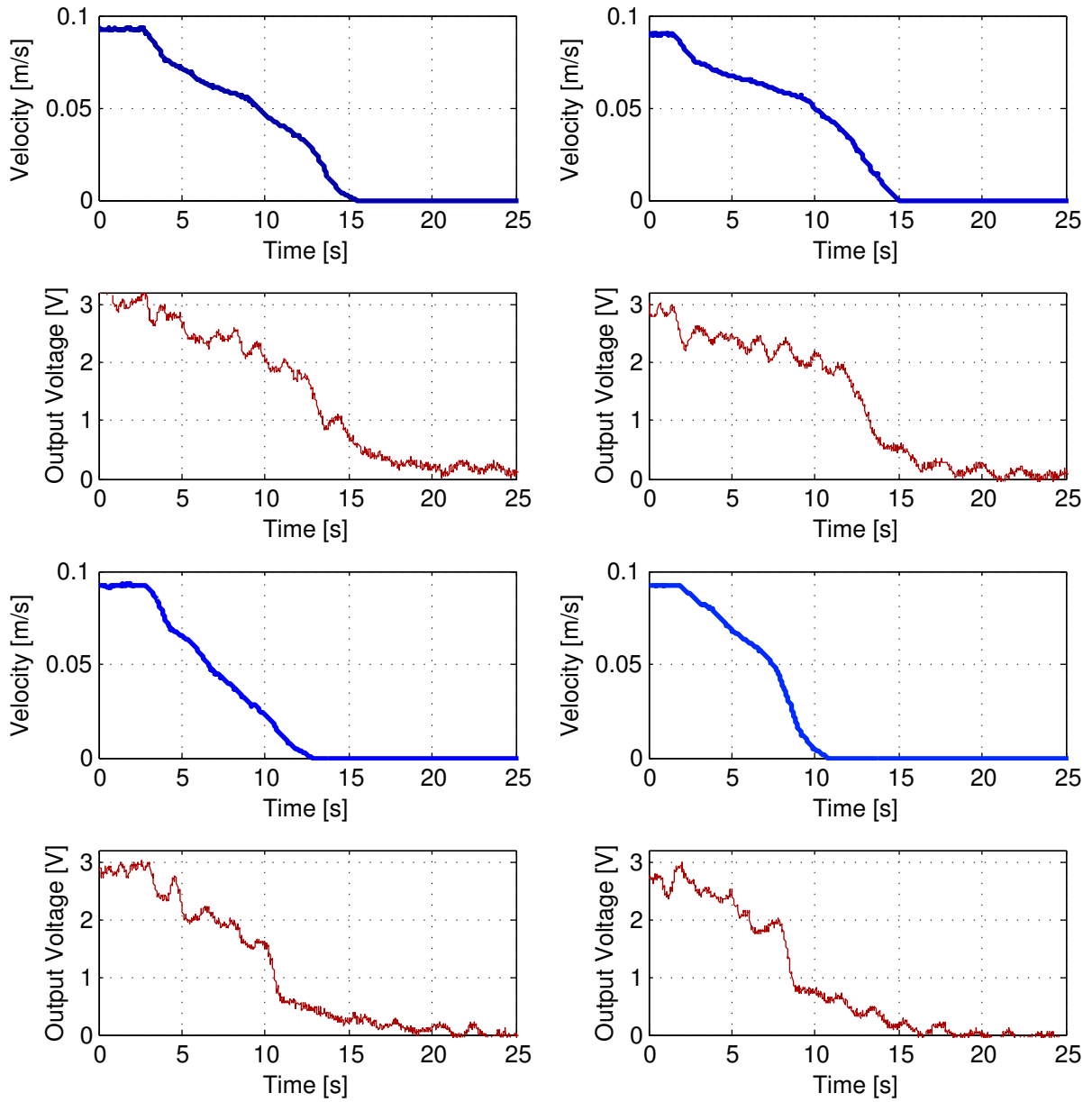
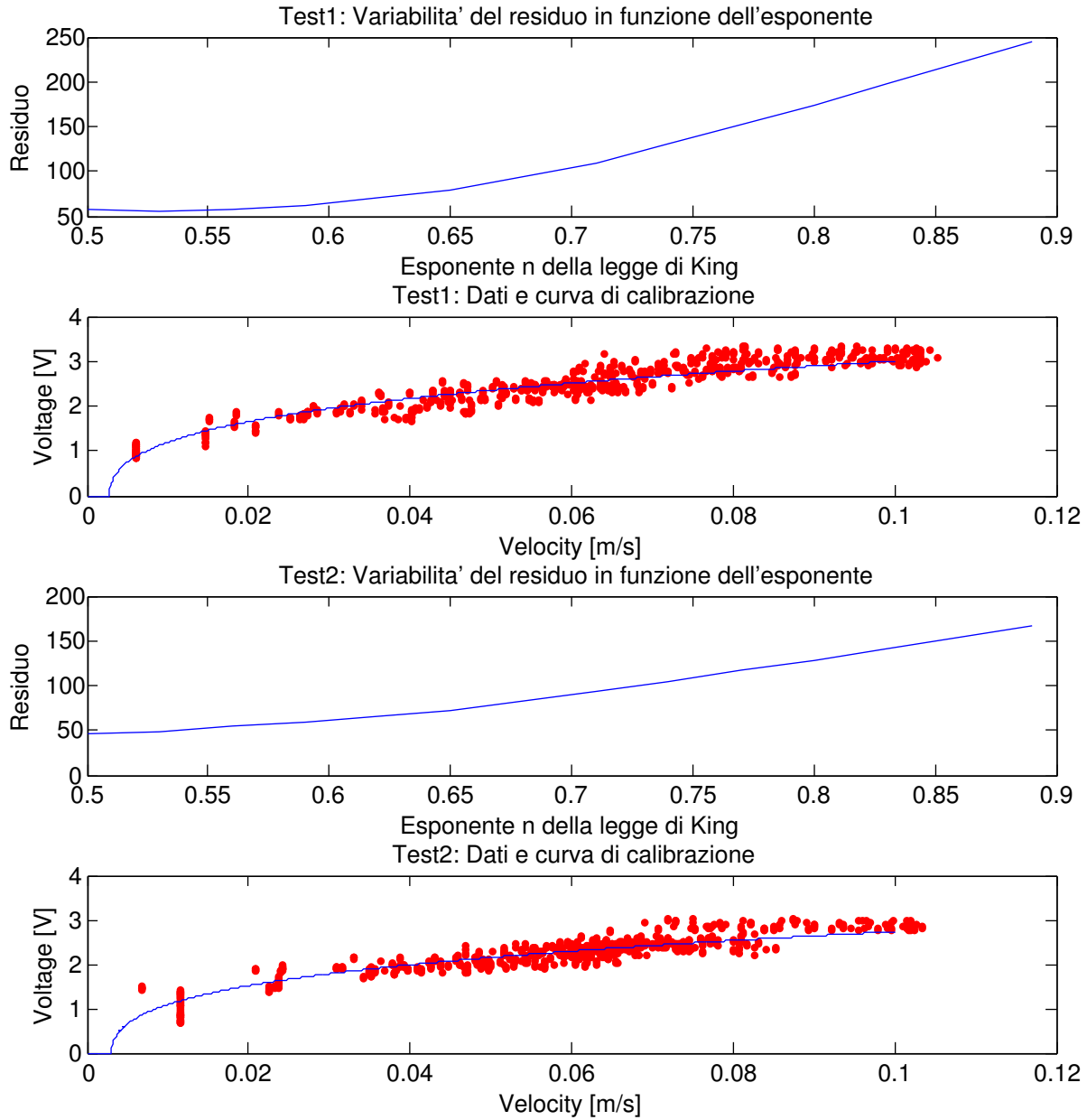


Figura 4.9. Andamento decrescente nel tempo di tensione e velocità di flusso

I dati raccolti su ingresso decrescente sono stati utilizzati per formare la curva di calibrazione allo stesso modo visto per dati crescenti.



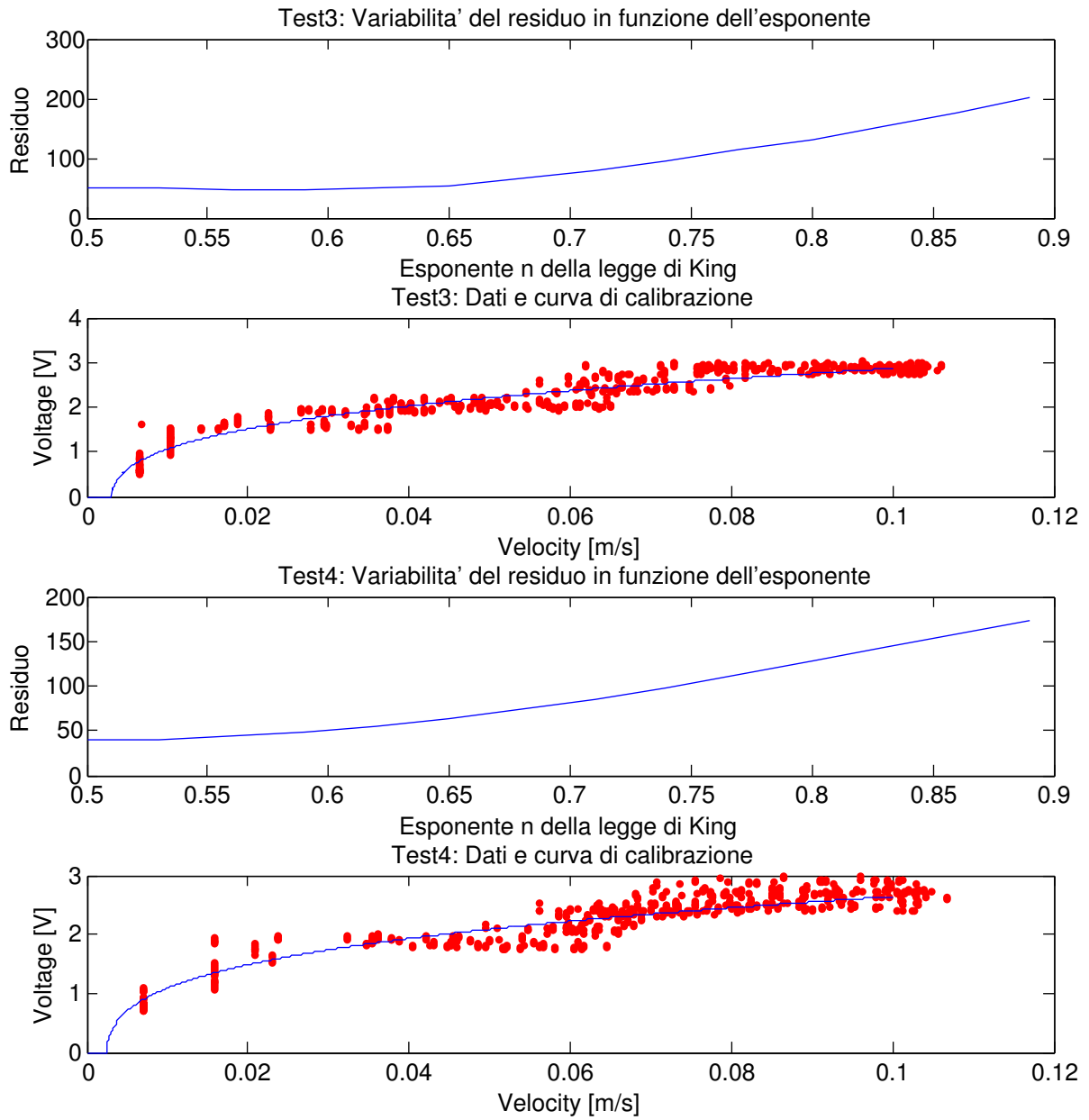


Figura 4.10. Curve di calibrazione ottenute dal rallentamento graduale della velocità del flusso

Si procede dunque al calcolo dei coefficienti e dell'esponente per le diverse curve che vengono rappresentate in un unico grafico. Dalle diverse calibrazioni si ottiene la curva finale mediante media.

	A	B	C	n
Test 1	-1,3641	30,5732	15,4662	0,53
Test 2	-1,3145	23,5510	13,3065	0,50
Test 3	-1,0992	32,6748	13,5118	0,59
Test 4	-1,1125	21,7285	12,1016	0,5
Media	-1,2226	27,1319	13,5965	0,53

La funzione risulta dunque essere:

$$E^2 = 1.2226 + 27.1319U^{0,53} + 13.5965U^{1,06} \quad (4.16)$$

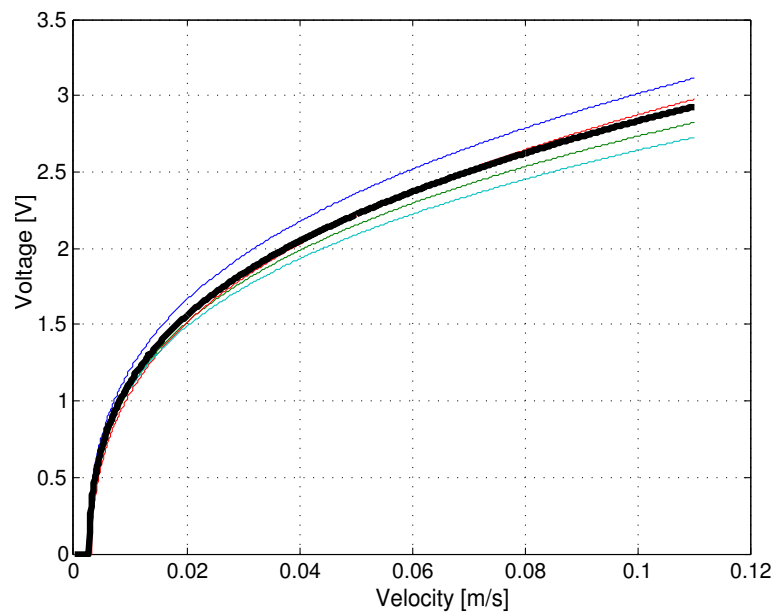


Figura 4.11. Curve di calibrazione dei diversi set di dati. In nero la curva di calibrazione ottenuta dopo le operazioni di media

Di seguito si riporta la curva di errore calcolato come:

$$err(x) = (y - f(x))^2 \quad (4.17)$$

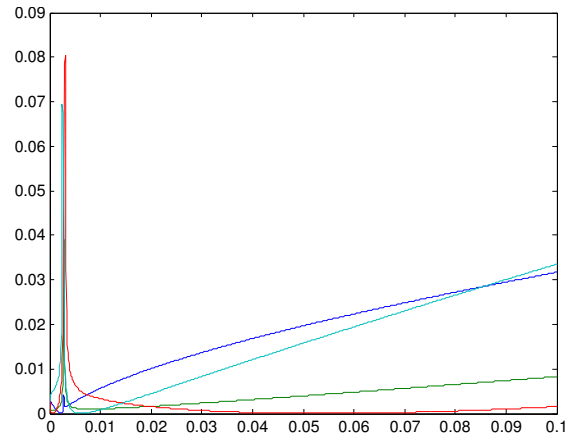


Figura 4.12. Errore generato sulla curva di calibrazione dopo le operazioni di media

Infine è possibile confrontare le due curve di calibrazione ottenute dai dati in salita e discesa per verificare la presenza di isteresi. In questo caso si può verificare la presenza di isteresi tra le due curve. Tuttavia si vede come le due curve abbiano la stessa forma ma la curva di discesa presenta un offset verso l'alto.

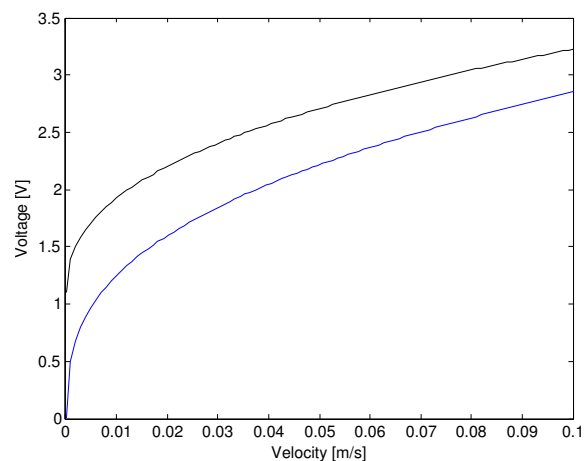


Figura 4.13. Curve di calibrazione ottenute a partire da ingressi crescenti (blu) e decrescenti (nero)

4.4 Sperimentazione su fluido sanguigno

Proseguendo con gli esperimenti si è deciso di testare il sensore su un'altro tipo di fluido: il sangue. Questa scelta, come scritto in precedenza, è dovuta principalmente per la destinazione d'impiego di questo dispositivo ossia cateteri aortici. Dunque si è creata la necessità di testare questo nuovo sensore su sangue di provenienza suina, sia per la più facile reperibilità, sia per la forte somiglianza con il sangue umano. Gli esperimenti sono fatti seguendo le modalità degli esperimenti precedenti ; le curve di salita e discesa verranno mostrate assieme. Come si può vedere dalle immagini è inizialmente presente un transitorio oscillante tipico dei sistemi caratterizzati da una funzione di trasferimento contenente dei poli complessi coniugati. Nel caso di fluido sanguigno, diversamente dai fluidi utilizzati precedentemente, le oscillazioni sono più marcate sia in ampiezza che in durata. Questo fenomeno, si ipotizza, sia dovuto alla maggiore densità del sangue rispetto all'acqua che determina una riduzione della velocità degli scambi termici. Un'altro aspetto molto importante si ha in prossimità del gradino negativo. Infatti come si può vedere in figura 4.14, quando la velocità del flusso si porta a zero non fa lo stesso la tensione che si riduce con un andamento esponenziale negativo. Come già spiegato precedentemente, ciò è dovuto all'impossibilità di raffreddare il sensore; infatti l'aumento di tensione fa aumentare la temperatura (effetto Joule), ma una riduzione non ne causa il raffreddamento.

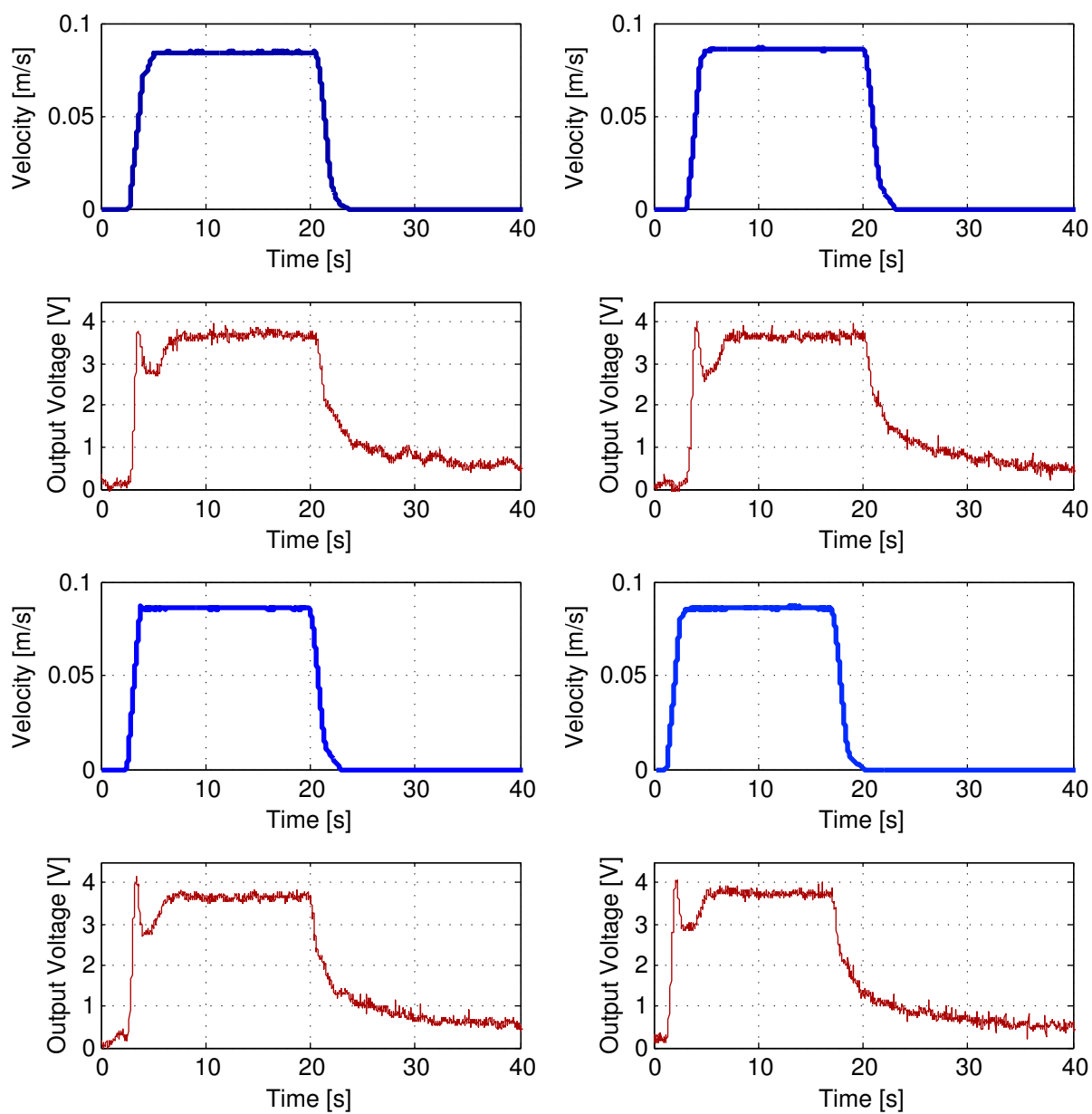


Figura 4.14. Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione del dispositivo testato su fluido sanguigno. Test con variazione a gradino

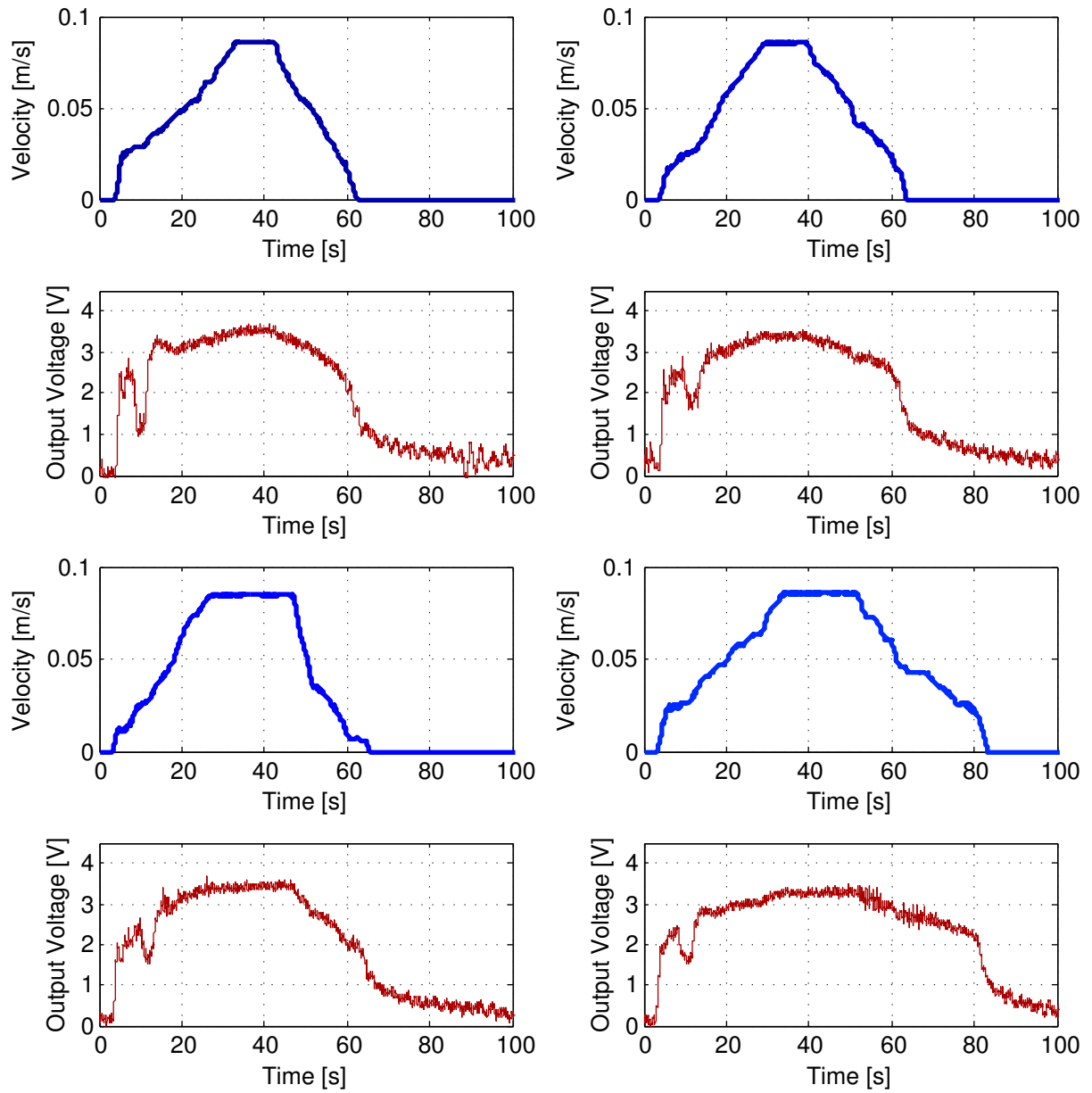


Figura 4.15. Andamento nel tempo di velocità del flusso e tensione del dispositivo testato su fluido sanguigno. Test con variazione a lineare

Capitolo 5

Realizzazione in LTspice del circuito

In questo capitolo verrà implementato il circuito in LTspiceIV un software della Linear Technology. Si è scelto di utilizzare LTspiceIV poichè permette sia l'analisi statica che l'analisi dinamica, possiede un'elevata efficienza di simulazione ed inoltre è un software free.

Mediante LTspice è possibile riprodurre il circuito ottenuto in precedenza per poi ottenere un'analisi dei transistori ed un'analisi in frequenza. Dunque è estremamente importante inserire nel circuito virtuale i modelli esatti di tutti componenti utilizzati. Fortunatamente nel web è presente un'estesa banca dati contenente un numero molto elevato di modelli di componentistica. Dunque il problema di modellare componenti quali il transistor BD239 o l'amplificatore INA118 non si pone. Al contrario, molte difficoltà si sono incontrate nel modellare il microprocessore poiché le operazioni qui eseguite sono digitali e non analogiche ed LTspice non contiene la possibilità di digitalizzare il segnale.

Il sensore di flusso Per la realizzazione del sensore di flusso ci si è rivolti al Dr. Heyd del Centre national de la recherche scientifique di Orléans. Il Dr. Heyd ha realizzato numerosi articoli riguardanti la modellizzazione in LTspice di sensori in particolari riguardanti l'anemometria a filo caldo anche nella configurazione a temperatura costante. Per questo gli è stato richiesto la realizzazione di un sensore di forma quadrata, come quello da noi scelto come sensore di flusso.[13] Inizialmente il Dr. Heyd ci ha fornito una prima versione di questo sensore che però necessitava di ulteriori cambiamenti che poteva fare

una volta che fossero stati fatti alcuni test riguardanti la dinamica del sensore al fine di poter trasferire questa nuova conoscenza sul modello. I test riguardavano il cambiamento di resistenza in seguito ad un cambiamento a gradino della temperatura del sensore. La realizzazione del gradino di temperatura è stata effettuata ponendo il sensore prima in acqua precedentemente riscaldata ad una temperatura desiderata e successivamente muovendo il sensore da tale ambiente in un recipiente contenente acqua a $0^{\circ}C$ (acqua mescolata con ghiaccio). L'acqua utilizzata per il gradino di temperatura è stata riscaldata a $24^{\circ}C$, a $37^{\circ}C$ e a $41^{\circ}C$. Applicando un gradino di temperatura è possibile seguire l'andamento dinamico del sensore. Il circuito utilizzato per realizzare tutto ciò è quello in 5.1.

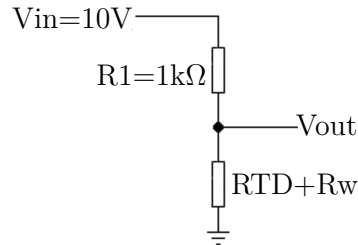


Figura 5.1. Circuito utilizzato per l'analisi della risposta al gradino di temperatura.

Come si può notare dalla configurazione vengono collegati in serie il sensore ed una resistenza da $1k\Omega$. Ai loro capi viene posta una tensione costante $V_{in} = 10V$. La scelta della resistenza da $1k\Omega$ è stata fatta poichè al variare della resistenza del sensore la corrente erogata rimane pressochè costante e pari a $I = 9.3mA$. La rilevazione di variazione di resistenza è stata effettuata per mezzo della rilevazione della tensione ai suoi capi.

$$V_{out} = V_{in} \frac{RTD}{RTD + R1} \quad (5.1)$$

$$(RTD + R1)V_{out} = V_{in}RTD \quad (5.2)$$

$$RTDV_{out} + R1V_{out} = V_{in}RTD \quad (5.3)$$

$$RTD = \frac{R1V_{out}}{V_{in} - V_{out}} \quad (5.4)$$

Questo valore di RTD è costituito dal vero valore di resistenza del sensore più una resistenza determinata dalle connessioni R_w . Una volta sottratto questo al risultato è possibile ricavare il valore della temperatura utilizzando la relazione

$$RTD = RTDN(1 + \alpha T) \quad (5.5)$$

dove:

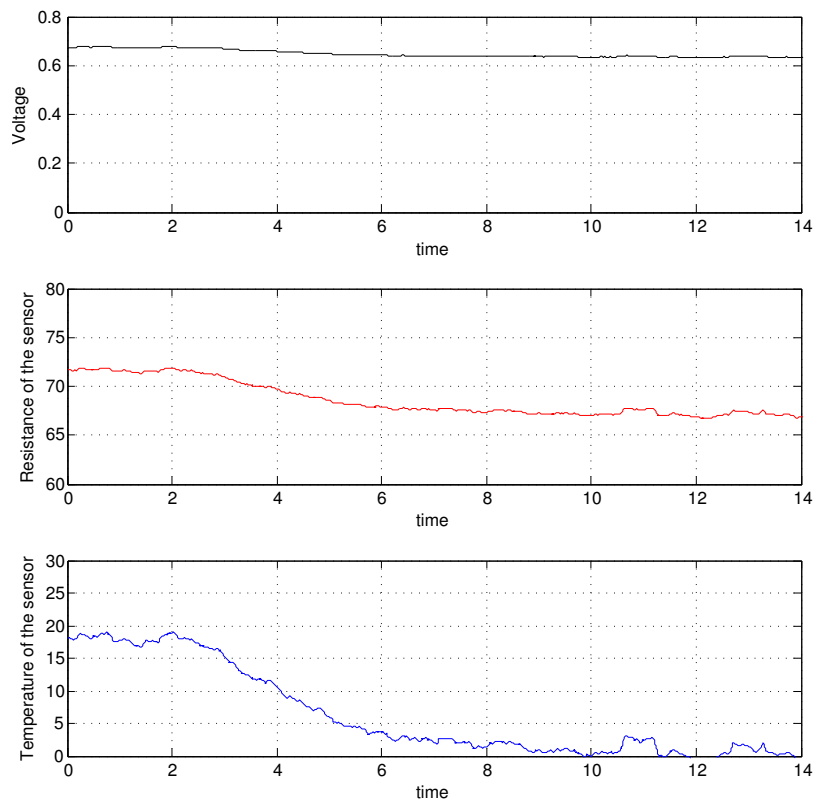
$RTDN$ è la resistenza nominale (67Ω)

T è la temperatura del sensore.

α è il coefficiente termico di resistenza [$\frac{1}{^\circ C}$];

Successivamente si è provveduto a filtrare i dati mediante un filtro a media mobile, con finestra di 64 campioni, per eliminare la alta frequenza.

Di seguito si riportano i risultati.



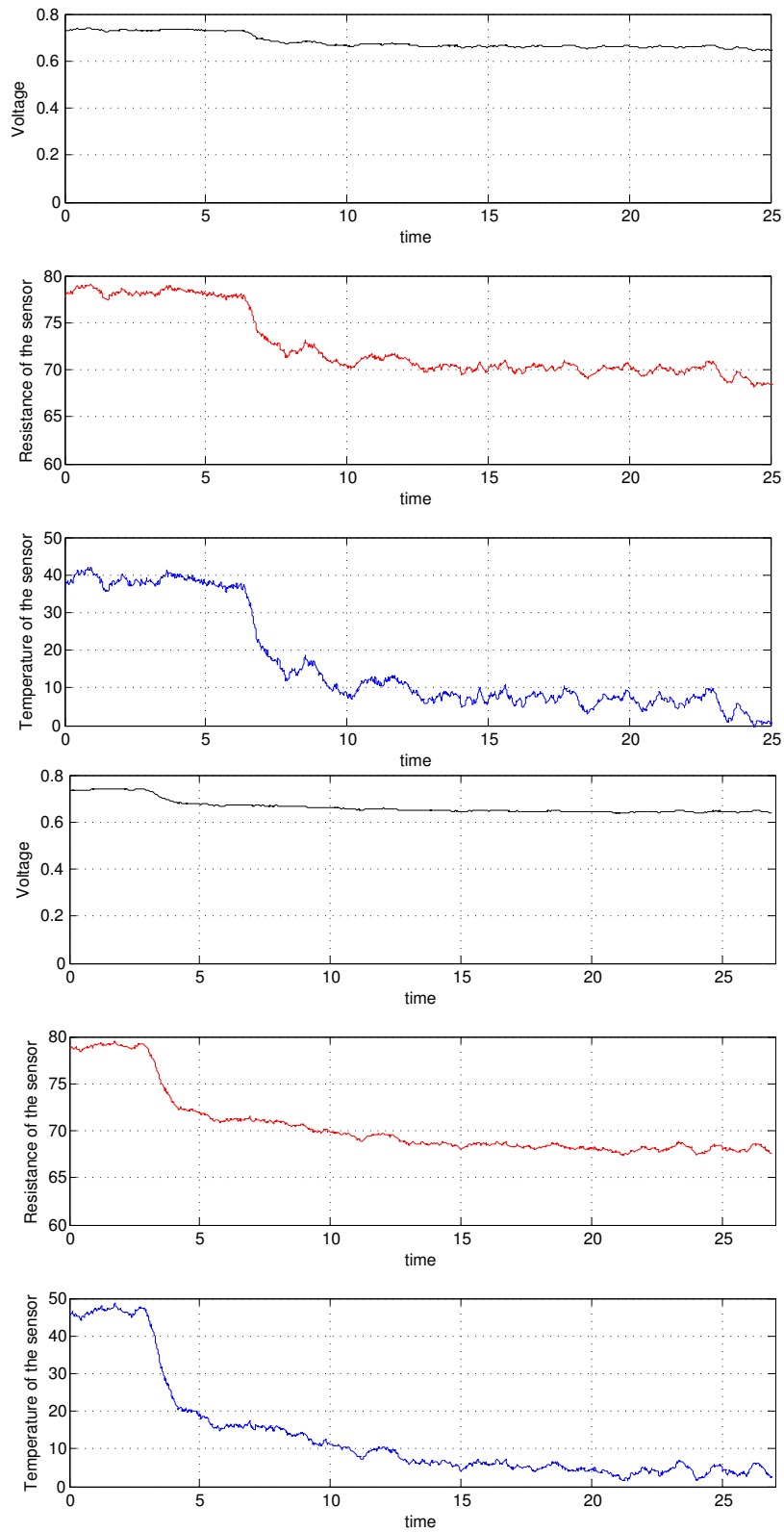


Figura 5.2. Comportamento della resistenza di sensore in seguito all'applicazione di gradini di temperatura. Partendo dall'alto si riportano i grafici di tensione, resistenza e temperatura della resistenza per sensori riscaldati a 24, 37 e 41 °C

Questi dati sono stati utilizzati per realizzare il modello del sensore in LTSpice; questo è caratterizzato dalla possibilità di impostare una velocità di flusso, ed la corrente in ingresso ed, in uscita, di misurare la temperatura in gradi Kelvin del sensore in funzione del tempo. LTspice dà la possibilità all'utente di trasformare il circuito in uno schema a blocchi di un circuito permettendone una più facile gestione. Per quanto riguarda gli input questi sono tre: le tensioni ai capi del sensore (da cui dipende la corrente) e la velocità del flusso del fluido. Una tensione di input risulta essere nulla proprio perchè il sensore è posto sul ramo basso di un ponte di Wheatstone che è collegato a massa. L'output è invece la temperatura in gradi Kelvin del sensore. In figura 5.3 è mostrato lo schema a blocchi del sensore.

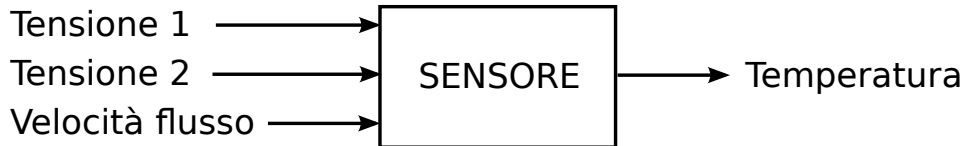


Figura 5.3. Schema a blocchi del modello del sensore in LTspice

Il modello è ancora nella versione sperimentale e dunque sarà necessario attendere la versione definitiva per avere una modellizzazione più corretta. In ogni caso l'analisi finale del circuito ha dato degli esiti positivi anche se sono ancora molti i fattori che possono essere introdotti. Ad esempio il range di utilizzo del sensore è più affidabile tra gli 0,1 e gli 0,2 $[m/s]$ di velocità del flusso e simula solamente l'acqua (e non il sangue) ad una determinata temperatura (37°). Il sensore, in ogni caso, è in grado di lavorare ad una velocità di flusso minore di 0,1 $[m/s]$ anche se la simulazione risulta meno accurata.

Il microprocessore Il microprocessore come visto in precedenza consiste di un ADC, di un PID e di un DAC. Per convertire un segnale analogico in un segnale digitale è necessario campionare e quantizzare il segnale continuo ossia suddividere in intervalli di eguali dimensioni sia l'asse dei tempi che l'asse della tensione. Prima di spiegare le tecniche utilizzate per rendere discreto un segnale continuo in LTspice, va fatta una precisazione: LTspice non prevede un'analisi discreta ma solamente continua. A ciò si aggiunge il fatto che il software è in grado di mostrare l'andamento di segnali in tensione (V) e corrente (I) e non in bit unità di misura dei segnali discreti. Dunque il problema della discretizzazione del segnale si è rivelato essere di difficile implementazione, anche se in conclusione ha portato a risultati apprezzabili. Il campionamento è stato effettuato per mezzo di un dispositivo Sample and Hold contenente due ingressi: uno per il segnale in ingresso (analogico) ed uno per il clock, un segnale a gradino la cui frequenza indica la frequenza di campionamento.

Successivamente il segnale è stato quantizzato. A causa delle motivazioni sopra enunciate, per quantizzare si utilizza lo stratagemma di assegnare ad un bit un valore intero di tensione (1V, 2V, ...). Il segnale in ingresso è limitato al range [-1V,1V]. Dunque moltiplicando il segnale di ingresso per 2047,5 il segnale sarà compreso nell'intervallo [2047.5, -2047.5]. Sottraendo a questo valore 0.5 il nuovo range sarà [2047, 2048] esattamente il numero di bit previsti da un dispositivo a 12 bit come il microcontrollore utilizzato. Infine mediante la funzione *ceil()* si mantiene la parte intera di ciascuno degli elementi dell'intervallo, poichè parlare di frazioni di bit non ha significato. In questo modo si ottiene la conversione analogico-digitale a 12 bit cercata. Nel circuito reale, al segnale discretizzato, viene applicato un controllo PID (Proporzionale Integrativo Derivativo) del tipo:

$$y[n] = Px[n] + Ix_{sum}[n] + Dx_{der}[n] \quad (5.6)$$

$$x_{sum}[n] = x_{sum}[n-1] + x[n]dt; \quad (5.7)$$

$$x_{der} = \frac{x[n] - x[n-1]}{dt} \quad (5.8)$$

$$x_{sum}[0] = 10 \quad (5.9)$$

Queste operazioni necessitano del comando LTspice *delay()* in grado di ritardare di un campione il segnale. In questo modo è possibile ottenere $x[n-1]$ e $x_{sum}[n-1]$ necessari per

ottenere una approssimazione numerica della derivata e dell'integrale. Dopo aver applicato il controllo PID si procede alla conversione digitale-analogica che porterà alla formazione del segnale di uscita. L'uscita del microcontrollore è limitata nell'intervallo $[0V, 3.3V]$ e dunque si ha che 4096 bit devono essere ridotti a $3.3V$ ossia divisi per un fattore 1240. In figura 5.4 è possibile vedere i diversi componenti appena descritti modellizzati in LTspice, mentre in figura 5.5 le varie forme d'onda in uscita dai vari step ossia come il segnale viene modificato dopo il *processing* che avviene ad ogni step del microcontrollore.

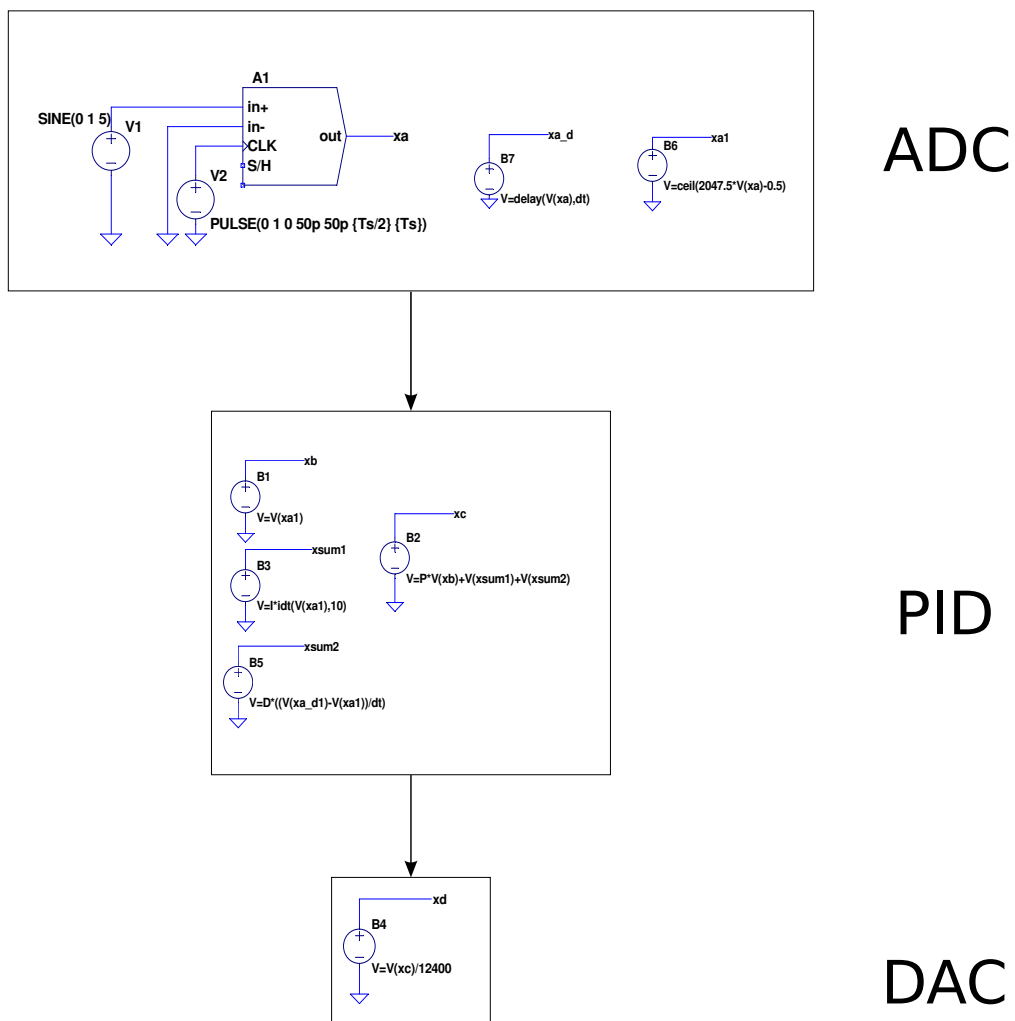


Figura 5.4. Modello in Spice del microcontrollore

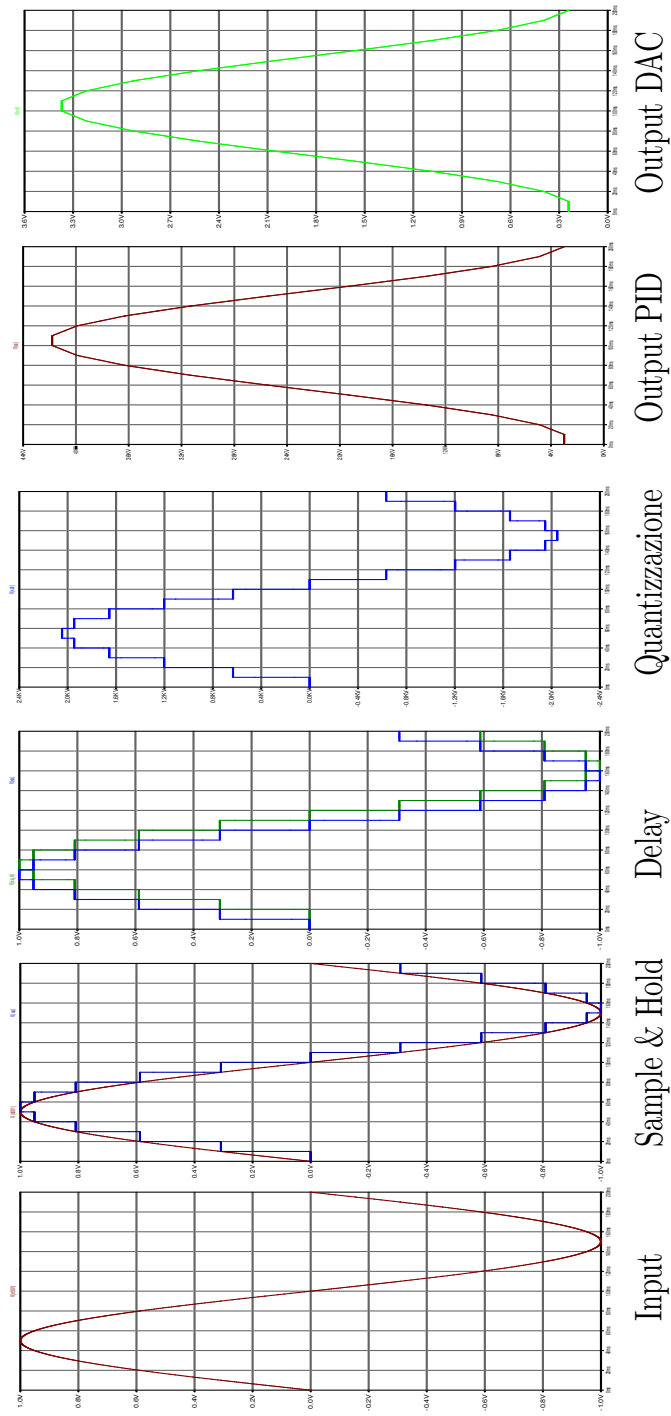


Figura 5.5. Risultato del processing del microcontrollore: forme d'onda ai vari step.

5.1 Il modello in SPICE: analisi del circuito e dei risultati.

La realizzazione del modello del microcontrollore, del transistor BD239, del sensore di flusso e dell'amplificatore INA118, ha permesso la realizzazione del circuito completo con successiva analisi delle uscite. Di seguito si riporta il circuito realizzato in LTSpice ed i risultati ottenuti in seguito all'applicazione di due tipi di input: il gradino, e l'ingresso lineare. Questi risultati saranno confrontati con le prove sperimentali ampiamente descritte nel capitolo 4. Com'è possibile vedere nel circuito sono presenti tutti componenti fin'ora descritti.

Il sensore situato nel ramo a destra del ponte, la cui uscita è l'ingresso del microcontrollore e successivamente dell'amplificatore, la cui uscita è la tensione di alimentazione ai capi del ponte stesso. Mediante l'analisi delle uscite sarà possibile sapere se il modello simula in modo soddisfacente la realtà e se inoltre il modello è simile alla realtà ed è in grado di permettere un mantenimento costante della temperatura del sensore. Sono presenti tra grafici:

- in alto, l'andamento della velocità del flusso d'acqua in $[m/s]$;
- in mezzo, l'andamento della tensione ai capi del ponte in $[V]$;
- in basso, l'andamento della temperatura del sensore in $[^{\circ}K]$

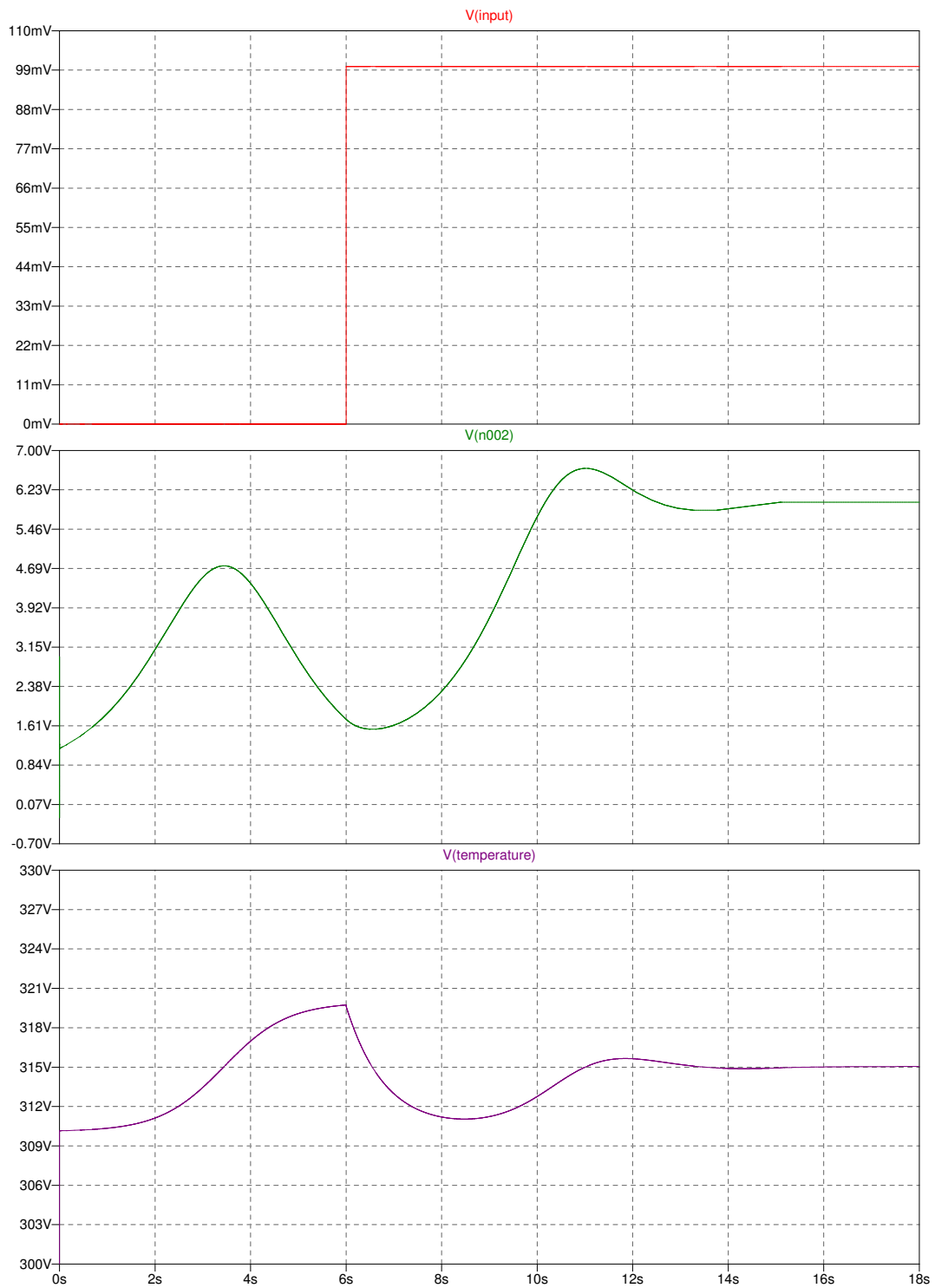


Figura 5.6. Risposta del modello (in temperatura e tensione) ad ingresso a gradino di flusso.



Figura 5.7. Risposta del modello (in temperatura e tensione) ad ingresso lineare crescente di flusso.

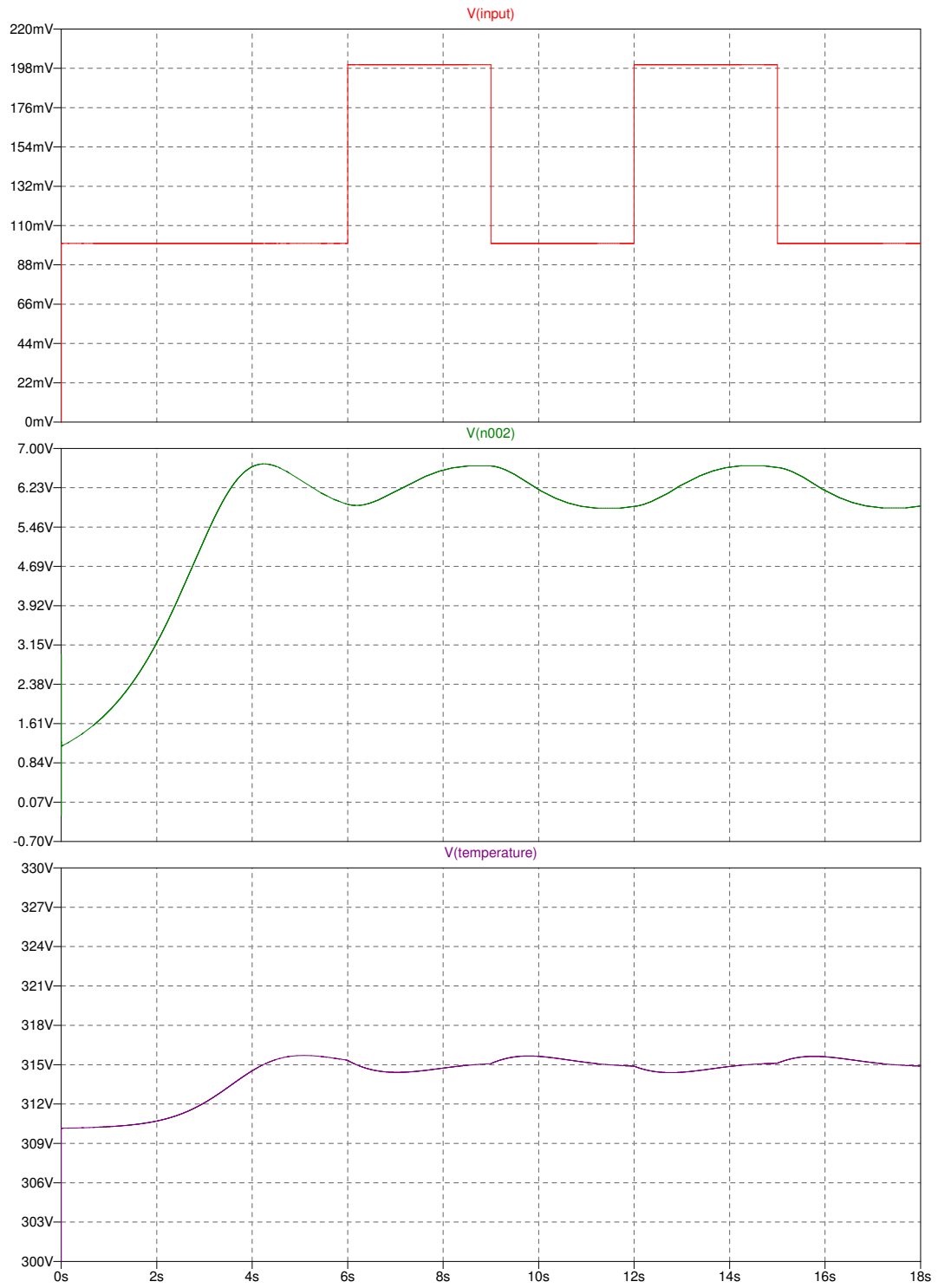


Figura 5.8. Risposta del modello (in temperatura e tensione) ad ingresso a gradino di flusso.

Analisi dei risultati Da un'analisi iniziale è evidente che la temperatura del sensore viene mantenuta. Infatti al cambiamento di flusso il circuito risponde con un cambiamento di tensione ripristinando la temperatura di $315^{\circ}K$ corrispondenti alla temperatura di $42,15^{\circ}C$. Dunque il modello in LTSpice risulta avere similitudine quantomeno qualitative con il sensore reale. Il modello tuttavia si dimostra fallace a livello quantitativo, come dimostrato nel secondo grafico. Infatti le tensioni ai capi del ponte del modello non corrispondono a quelle ottenute sperimentalmente risultando molto più elevate. Ciò può essere dovuto a svariate cause, presenti sia nell'analisi sperimentale che nella modellizzazione in LTSpice. Un'aspetto sicuramente positivo è l'andamento in frequenza della tensione. Infatti proprio come nel modello teorico vi sono delle oscillazioni dovute alla presenza nella funzione di trasferimento di poli complessi coniugati. Concludendo è possibile affermare che il modello pur avendo alcuni punti in comune con il circuito reale, deve essere ancora migliorato e rifinito per avvicinarsi ulteriormente ai valori sperimentali. Solamente dopo ulteriori migliorie sarà possibile simulare virtualmente il sensore per valutarne il comportamento.

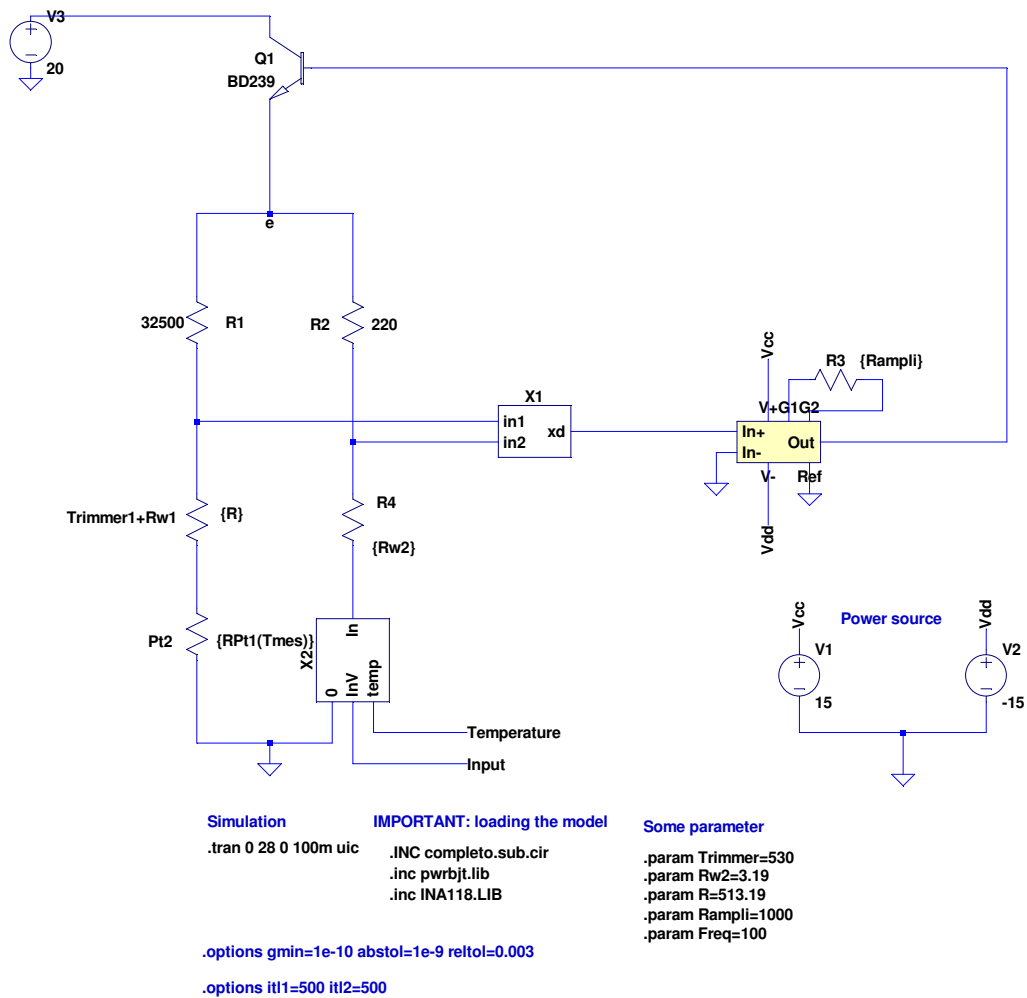


Figura 5.9. Modello del circuito di condizionamento realizzato in LTSpice.

Capitolo 6

Conclusioni e sviluppi futuri

Il sensore illustrato in questo progetto di tesi rappresenta la parte iniziale di un lavoro che sicuramente deve essere ancora molto sviluppato e perfezionato, sia nell'ambito della modellistica, che nell'ambito sperimentale. Il modello LTSpice risulta essere ancora molto grezzo e permette una limitata libertà nell'inizializzazione dei parametri. Inoltre il modello del sensore stesso è ancora in fase di sviluppo e per svilupparlo sarà necessario utilizzare una strumentazione, ed un setup sperimentale che consentano le misure sia di temperatura che di tensione istante per istante, feature che non erano state considerate durante l'acquisizione dei dati. A ciò si aggiungono gli errori dovuti a quelle operazioni eseguite manualmente come ad esempio il posizionamento del sensore posto sul supporto plastico. Ciò significa che nei diversi test il sensore poteva essere posizionato in posti differenti e orientato in modo diverso. Questo può aver ridotto sensibilmente la precisione determinando un'errore nei dati. Ciò non significa che i risultati di questo progetto, durato sei mesi, non siano significativi ed importanti. Infatti è stato possibile realizzare un circuito di condizionamento in grado di permettere una misura del profilo di velocità di un fluido in movimento facendo ricorso ad un sensore di piccole dimensioni e dunque impiantabile su catetere. Si è creato inoltre un modello che, pur scostandosi quantitativamente dalla realtà, ne riproponeva con buona fedeltà l'andamento qualitativo. In futuro il progetto potrà evolvere al fine di cercare di ridurre le imprecisioni fin qui esposte. Per quanto riguarda il setup sperimentale sarà necessario effettuare più test in liquidi a diversa temperatura e

diversa densità. Poi sarà fondamentale standardizzare alcune operazioni quali, appunto, il posizionamento del sensore. Uno sviluppo interessante sarà quello di identificare, non solo l'intensità, ma anche la direzione ed il verso, del campo di velocità. Questo potrebbe essere possibile mediante un array di sensori che acquisiscono simultaneamente i dati di velocità e mediante un post-processing permettere l'identificazione di direzione e verso.

Appendice A

Codice MATLAB

```
1 clear all
3 close all
4 clc
5
6 % Init
7
8 colori = jet(24);
9
10 testnr=4; %number of calibration
11
12 N=1:1:4; %variable value of file name
13
14 step=1; %rate of undersampling
15
16 pl=length(N);
17
18 % Choice of the fitting curve: polinomial or exponential
19
20 polin_on = 0;
21 exp_on = not(polin_on);
22
23 %choice of visualization
24
25 one_by_one=1;
26 all_togheter= not(one_by_one);
27
28 %Import text file
29
30 for n=1:testnr
31     filename=[num2str(N(n)) '_1.txt'];
32     data_exp(n)=importdata(filename);
33
34 end
35
36 %Data reading
```

```

39 %use of 3 index : n to scroll the matrix row (chosing test)
%           i to scroll the matrix column (chosing sample)
41 %           j1 to scroll the result vector (eliminate inf)

43
44 for n=1:pl
45     j1=1;

46     struct=data_exp(n); %
47     extract data from struct

48     X{n} = struct.data(:,11); %write x element
49     Y{n} = struct.data(:,4); %write y element
50
51 end
52
53 for n=1:pl
54     j1=1;

55     for i=1:length(X{n});
56         if 1 %
57             with this if the 'inf' terms will be erased.
58
59             if X{n}(i) == inf %
60                 X put 0 instead of Inf
61
62                 X{n}(i)=0;
63                 i=i+1;
64             else
65                 X2{n}(j1)=X{n}(i); %
66                 Y2{n}(j1)=Y{n}(i);
67                 j1=j1+1;
68             end
69         end
70     end
71 end
72
73 end
74
75 end
76
77 %%%%%%%%%%Plot of the data Flow - Output Voltage%%%%%%%%%
78
79 for i=1:pl
80     figure(3)
81     subplot(pl,1,i)
82
83     plot(X2{i},Y2{i},'.')
84     xlabel('Velocity [m/s]')
85     ylabel('Voltage [V]')
86

```

```

    title(['test' num2str(N(i))])
89  grid on
    %axis([0,0.4,2,8])
91
end
93 % grid on
% hold on
95
97 %%%%%%%%%Evaluation ofFitting curve%%%%%%%%
99 x0 = [1;1;4]; %initializzation of 2 var
exp=0.5:0.03:0.9; %value of exponent where to
    search the best
101
% evaluation of all possible curve  $E^2=A+BU^n+CU^{2n}$ .
103 if exp_on
    for i=1:p1 %for cycle to change the test
105
        for j=1:length(exp) %for cycle to change the
            exponent; row j exp j colomn i test i
107
                [x,resnorm] = lsqnonlin(@myfun,x0,[],[],[],X2{i},Y2{i},exp(j))
                    %fitting with function @myfun
109
%                options = optimset('Display','iter');
111 %                [x,resnorm] = lsqnonlin(@myfun,x0,[],[],options,nonzeros(xdata
(i,:),nonzeros(ydata(i,:)),exp(j)); %show the iteration
113
                    resnormtot(i,j)=resnorm; %
            residual=sum(fun(x).^2)
                end
115        end
end
117
%%%%%%%%Plot of residual dependency of the exponent%%%%%%%%
119
exp_min=zeros(p1,1); %
    init of exp_min
121 if exp_on
123
        for j=1:p1
125
            [min_resid, pos]=min(resnormtot(j,:)); %
            search the lowest residual
            exp_min(j)=exp(pos); %
            search of the exponent that makes residual the lowest
127
129
                [x1,resnorm1] = lsqnonlin(@myfun,x0,[],[],[],X2{j},Y2{j},exp_min(j)
                    ); %coeff with best exp
131
                xtot(j,:)=x1;

```



```

133     ydata_f1{j} =sqrt(xtot(j,1) + (xtot(j,2)*(X2{j}).^exp_min(j)))+(
xtot(j,3)*(X2{j}).^(2*exp_min(j)));
135
136     alfa=linspace(0,0.1,1000);
137     %expanding the plotting range
ydata_fz{j} =sqrt(xtot(j,1) + (xtot(j,2)*(alfa).^exp_min(j)))+(xtot
(j,3)*(alfa).^(2*exp_min(j)));
139     end
140
141     for j=1:pl
142         if j<=9
143
144             figure (4)
145
146             plot(alfa,ydata_fz{j},'Color',colori(3*j,:), 'LineWidth',1)
147             plot(alfa,ydata_fz(),'Color',colori(j,:))
148             %plotting with new range all the fitting curve
149             xlabel('Velocity [m/s]')
150             ylabel('Voltage [V]')
151             title('Repeatability')
152             hold on
153
154         else
155     for j=1:pl
156
157         if one_by_one %
158     show the result one by one
159
160             figure(4)
161             subplot(4,1,p)
162             plot(exp, resnormtot(j,:)) %
163     plotting of the residual function of exponent
164             xlabel('Esponente n della legge di King')
165             ylabel('Residuo')
166             title(['Test' num2str(N(j)) ': Variabilita'' del residuo in
funzione dell''esponente'])
167             p=p+2;
168
169             figure(4)
170
171             fprintf('minimal residuel is %f with exponent %f \n\n',
min_resid,exp_min(j))
172             subplot(4,1,n)
173             plot(X2{j},Y2{j}, 'r.', alfa, ydata_fz{j}, 'b')
174             %plotting of data acquired with fitting curve found
175
176             xlabel('Velocity [m/s]')
177             ylabel('Voltage [V]')
178             title(['Test' num2str(N(j)) ': Dati e curva di calibrazione'])
179             pause %
180     wait until user's command
181             n=n+2;

```

```

177         end
179         if all_togheter %
show the result all togheter
181         figure (13)
183         subplot(2,1,11(j))
plotting all tha data acquired
185         plot(alfa ,ydata_fz{j}, 'Color',colori(3*j,:), 'LineWidth',2) %
187         xlabel('Velocity [m/s]')
ylabel('Voltage [V]')
hold on
189         %plotting all the fitting curve
plot(X1{j},Y{j},'.r')
hold on

191         end

193     end

195 end

197 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Polinomial fitting%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

199 j4=1;
%x00 = [0; -0.5;2];

201 if polin_on
203     for i=1:pl

205
207 %         c(1,1)=sum(Y{i}.^6); %Find
the point where to start the search
%         c(1,2)=sum(Y{i}.^5);
209 %         c(1,3)=sum(Y{i}.^4);
%         c(1,4)=sum(Y{i}.^3);
211 %
%         c(2,1)=sum(Y{i}.^5);
213 %         c(2,2)=sum(Y{i}.^4);
%         c(2,3)=sum(Y{i}.^3);
215 %         c(2,4)=sum(Y{i}.^2);
%
%         c(3,1)=sum(Y{i}.^4);
%         c(3,2)=sum(Y{i}.^3);
219 %         c(3,3)=sum(Y{i}.^2);
%         c(3,4)=sum(Y{i}.^1);
221 %
%         c(4,1)=sum(Y{i}.^3);
223 %         c(4,2)=sum(Y{i}.^2);
%         c(4,3)=sum(Y{i}.^1);
225 %         c(4,4)=length(Y{1});
%

```

```

227 %         d(1,1)=sum((Y{i}).^3.*(X{i}));
228 %         d(2,1)=sum((Y{i}).^2.*(X{i}));
229 %         d(3,1)=sum((Y{i}).^1.*(X{i}));
230 %         d(4,1)=sum(X{i});
231
232
233 % in case of 3 coeff
234
235 c(1,1)=sum(ydata(i,:).^4);
236 c(1,2)=sum(Y{i}.^3);
237 c(1,3)=sum(Y{i}.^2);
238 c(2,1)=sum(Y{i}.^3);
239 c(2,2)=sum(Y{i}.^2);
240 c(2,3)=sum(Y{i}.^1);
241 c(3,1)=sum(Y{i}.^2);
242 c(3,2)=sum(Y{i}.^1);
243 c(3,3)=length(Y{1});
244
245 d(1,1)=sum((Y{i}).^2.*(X{i}));
246 d(2,1)=sum((Y{i}).^1.*(X{i}));
247 d(3,1)=sum(X{i});
248
249 c;
250 d;
251 x00=c\d;
252 x00=x00(length(x00):-1:1);
253
254 [x3,resnorm3] = lsqnonlin(@poli3,x00,[],[],[],X{i},Y{i}); %
255 search of polinom's coefficient
256 xdata_f=x3(1)+(x3(2).*(Y{i}))+(x3(3).*Y{i}.^2);
257 %         +(x3(4).*nonzeros(ydata(i,:)).^3);
258
259 xtot(j4,:)=x3; %
260 store the coeff
261 resnormtot3(j4)=resnorm3; %
262 residual=sum(fun(x).^2)
263
264 figure(2)
265 subplot(1,pl,j4)
266
267 plot(X1{i},Y{i},'r',xdata_f,Y{i},'b')
268 title(['Test' num2str(N(i)) '[Ohm]'])
269 xlabel('Velocity [m/s]')
270 ylabel('Voltage [V]')
271
272 figure(3)
273 alfa=linspace(0,10,1000);
274 xdata_prova=xtot(j4,1)+(xtot(j4,2).*alfa)+(xtot(j4,3).*(alfa.^2));
275 %         +(xtot(j4,4).*(alfa.^3));
276
277 plot(X{i},Y{i},'r',xdata_prova,alfa,'b') %plotting with new range
278 all the fitting curve
279 xlim([-0.5 0.5])

```

```

277     xlabel(' Velocity [m/s] ')
278     ylabel(' Voltage [V] ')
279     Title(' Repeatability ')
280     hold on
281
282
283
284     pause
285
286     j4=j4+1;
287
288
289     end
290 end
291 %%%%%%%%%All the calibration curves in one plot%%%%%%%%
292
293 xdef(1)=mean(xtot(:,1));
294 xdef(2)=mean(xtot(:,2));
295 xdef(3)=mean(xtot(:,3));
296 exp_min_def=mean(exp_min);
297 ydata_def=sqrt(xdef(1) + (xdef(2).*(alfa).^exp_min_def)+(xdef(3).*(alfa)
298     .^(2*exp_min_def)));
299
300
301 for i=1:length(ydata_fz{1})
302     ydata_fm(i)=(ydata_fz{1}(i)+ydata_fz{2}(i)+ydata_fz{3}(i)+ydata_fz{4}(i)
303     )./4;
304
305 end
306
307 figure(14)
308 plot(alfa,ydata_fz{1},alfa,ydata_fz{2},alfa,ydata_fz{3},alfa,ydata_fz{4})
309 % hold on
310 % plot(alfa,ydata_fm,'k','LineWidth',1)
311 % grid on
312 hold on
313 plot(alfa,ydata_def,'k','LineWidth',3)
314 ylim([0 3.5])
315 xlabel(' Velocity [m/s] ')
316 ylabel(' Voltage [V] ')
317
318 %%%%%%%%%Error plot%%%%%%%%
319
320 err1=abs((ydata_def-ydata_fz{1}).^2);
321 err2=abs((ydata_def-ydata_fz{2}).^2);
322 err3=abs((ydata_def-ydata_fz{3}).^2);
323 err4=abs((ydata_def-ydata_fz{4}).^2);
324 figure(15)
325 plot(alfa,err1,alfa,err2,alfa,err3,alfa,err4)

```

Bibliografia

- [1] P. D. Weidman and F. K. Browand, “Analysis of a simple circuit for constant temperature anemometry,” *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, vol. 8, no. 7, p. 553, 1975. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0022-3735/8/i=7/a=007>
- [2] P. Stainback and K. Nagabushana, “Review of hot-wire anemometry techniques and the range of their applicability for various flows,” *a a*, vol. 1, p. 4, 1993.
- [3] Charles G. Lomas, *Fundamentals of Hot Wire Anemometry*, Cambridge University Press, Ed. Cambridge University Press; Reissue edition (June 9, 2011).
- [4] H. H. Bruun, “Hot-film anemometry in liquid flows,” *Measurement Science and Technology*, vol. 7, no. 10, p. 1301, 1996. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0957-0233/7/i=10/a=003>
- [5] M. A. Kegerise and E. F. Spina, “A comparative study of constant-voltage and constant-temperature hot-wire anemometers . Part I: The static response,” *Experiments in Fluids*, vol. 29, pp. 154–164, Dec. 2000.
- [6] J. F. Kreider, “A simple stable constant-temperature hot-wire anemometer,” *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 22, no. 2, pp. 190–191, 1973.
- [7] R. Ferreira, R. Freire, G. Deep, J. de Rocha Neto, and A. Oliveira, “Hot-wire anemometer with temperature compensation using only one sensor,” *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 50, no. 4, pp. 954–958, 2001.
- [8] “Atmel xmega 128 ai,” Atmel, 2012, datasheet. [Online]. Available: <http://www.atmel.com/Images/doc8077.pdf>

- [9] “Ina118 ,precision, low power instrumentation amplifier,” Burr-Brown Corporation, 1994, datasheet. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/sbos027/sbos027.pdf>
- [10] “Bd239 transistor,” Fairchild Semiconductor International, 2000, datasheet. [Online]. Available: <http://www.fairchildsemi.com/ds/BD/BD239C.pdf>
- [11] C. Tangwongsan, L. Chachati, J. Webster, and P. Farrell, “In vitro calibration of a system for measurement of in vivo convective heat transfer coefficient in animals,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 5, no. 1, p. 57, 2006. [Online]. Available: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/57>
- [12] C. Tangwongsan, J. Will, J. Webster, J. Meredith, K.L., and D. Mahvi, “In vivo measurement of swine endocardial convective heat transfer coefficient,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 8, pp. 1478–1486, 2004.
- [13] R. Heyd, A. Hadaoui, and M. Saboungi, “1d analog behavioral {SPICE} model for hot wire sensors in the continuum regime,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 174, no. 0, pp. 9 – 15, 2012. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092442471100656X>