

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Sistema di amplificazione multicanale
per trasduttori di pressione**

Mauro Grigioni, Angelo Angeloni,
Antonello Delogu, Vincenzo Barbaro

Laboratorio di Ingegneria Biomedica

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

03/33

Istituto Superiore di Sanità

Sistema di amplificazione multicanale per trasduttori di pressione.

Mauro Grigioni, Angelo Angeloni, Antonello Delogu, Vincenzo Barbaro

2003, 22 p. Rapporti ISTISAN 03/33

È stato sviluppato un sistema di condizionamento multicanale di segnali provenienti dalle apparecchiature di verifica delle caratteristiche funzionali di protesi valvolari cardiache, composto da un gruppo di amplificatori appositamente progettati per l'interfacciamento con trasduttori di pressione allo stato solido. Tale sistema può essere usato per la misura di forme d'onda di pressione relative ad un banco di prova per protesi valvolari cardiache a battito fisiologico e accelerato.

Parole chiave: Amplificatori, Trasduttori di pressione, Valvole cardiache

Istituto Superiore di Sanità

Multichannel amplifier system for pressure transducers.

Mauro Grigioni, Angelo Angeloni, Antonello Delogu, Vincenzo Barbaro

2003, 22 p. Rapporti ISTISAN 03/33 (in Italian)

A signal conditioning system as a tool in the assessment of the functional characteristics of prosthetic heart valves has been developed; it consists of a group of amplifiers specifically designed to interface solid-state pressure transducers. It is used to measure pressure waveforms related to an evaluation set-up for prosthetic heart valves tested at physiological and accelerated beat rate.

Key words: Amplifiers, Cardiac valves, Pressure transducers

Per informazioni su questo documento scrivere a: grigioni@iss.it

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni.

INDICE

Introduzione.....	1
1. Sistema circolatorio e funzione delle valvole cardiache.....	2
1.1. Generalità.....	2
1.2. Le disfunzioni delle valvole cardiache.....	3
1.3. Interventi di correzione delle disfunzioni valvolari.....	3
1.4. Prove di fatica	5
2. Misura della pressione tramite trasduttori allo stato solido.....	6
3. Descrizione del sistema di amplificazione.....	8
3.1. Caratteristiche generali.....	8
3.2. Unità “Alimentatore”	9
3.3. Unità “Interfaccia Dati”	9
3.4. Unità “Amplificatore”	9
3.4.1. Circuito di polarizzazione	10
3.4.2. Circuito di amplificazione differenziale.....	12
3.4.3. Circuito di filtro	13
3.4.4. Circuito di regolazione.....	16
3.4.5. Circuito di monitor.....	17
4. Applicazioni e conclusioni.....	19
Glossario.....	21
Bibliografia.....	22

INTRODUZIONE

Negli anni Cinquanta lo sviluppo delle tecniche di *bypass* cardiopolmonare e la costruzione delle prime macchine cuore-polmone permise di effettuare interventi chirurgici su pazienti cardiopatici senza le stringenti limitazioni di tempo associate agli interventi a cuore battente; ciò consentì una rapida evoluzione delle tecniche di intervento cardiaco, fra cui si evidenziano gli interventi di sostituzione di valvole cardiache. Al giorno d'oggi, questo tipo di intervento viene ormai effettuato comunemente in moltissimi centri ospedalieri con un impatto sulla salute pubblica molto elevato. Basti pensare che sono decine di migliaia ogni anno gli interventi di questo tipo nella sola Italia, in Usa la *Food and Drug Administration* (FDA) stima in 200.000 gli impianti eseguiti per anno (1999), nel mondo si possono stimare in alcuni milioni i pazienti operati di sostituzione valvolare fino ad oggi.

Parallelamente, lo sviluppo tecnologico ha consentito la costruzione di protesi valvolari sempre più progredite, cercando di migliorare, fra le altre, le caratteristiche di funzionalità, biocompatibilità e durata nel tempo.

In particolare, la verifica delle prestazioni funzionali a lungo termine, in condizioni di carico, risulta essere di primaria importanza nell'ambito delle prove di laboratorio necessarie ai fini di una valutazione completa di una protesi valvolare; a tal fine, è stato realizzato presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica dell'Istituto Superiore di Sanità un sistema di condizionamento dei segnali provenienti da trasduttori di pressione, che consente, unitamente ad un banco di prova idraulico sui quali questi trasduttori sono montati, l'effettuazione di tali prove.

1. SISTEMA CIRCOLATORIO E FUNZIONE DELLE VALVOLE CARDIACHE

1.1. Generalità

Il sistema cardiocircolatorio è composto da una rete di vasi sanguigni e dal cuore. Il cuore è un organo cavo (Figura 1) costituito prevalentemente da un tessuto muscolare striato, detto miocardio, la cui funzione è quella di pompare il sangue nel sistema circolatorio.

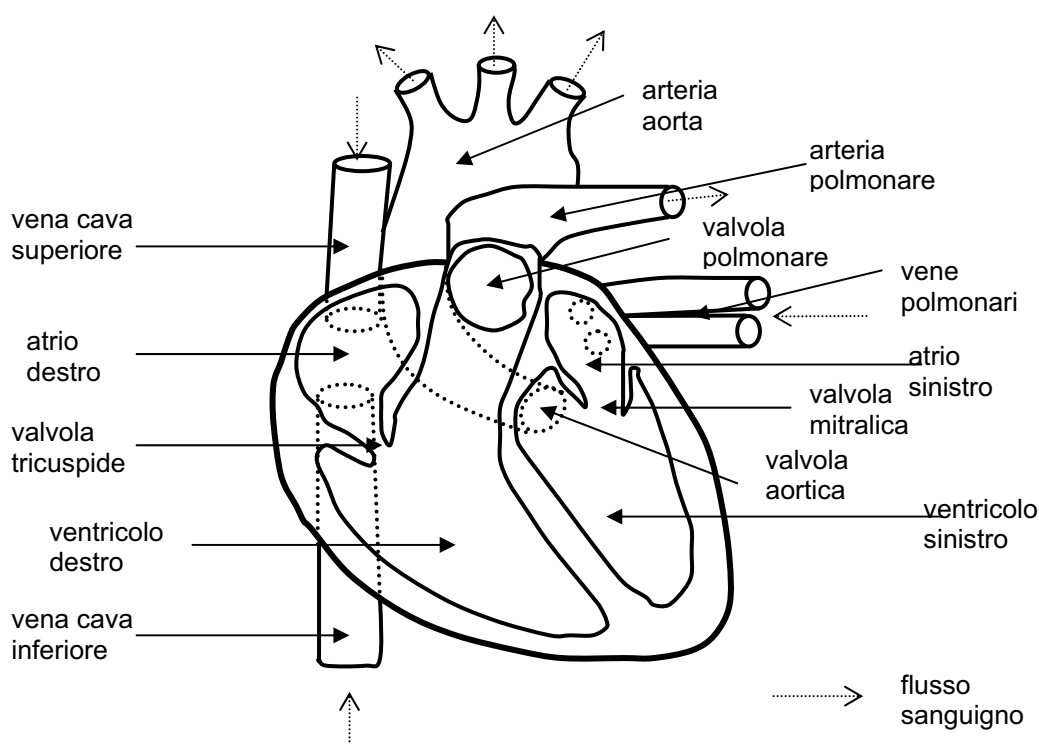


Figura 1. Il cuore (vista in sezione anteriore)

Il cuore è suddiviso in quattro camere: due camere superiori, chiamate atrio destro ed atrio sinistro, e due camere inferiori, chiamate ventricolo destro e ventricolo sinistro; la ritmica alternanza di contrazioni (sistole) e dilatazioni (diastole) delle camere cardiache consente la circolazione del sangue.

Nel cuore ci sono quattro valvole, il cui compito è quello di far sì che il sangue proceda in un'unica direzione durante la contrazione ed il rilasciamento delle camere cardiache.

Le quattro valvole cardiache sono:

- *valvola mitralica, o bicuspid*
che mette in comunicazione l'atrio sinistro con il corrispondente ventricolo;
- *valvola aortica*
che mette in comunicazione il ventricolo sinistro con l'arteria aorta;

- *valvola tricuspidale*
che mette in comunicazione l'atrio destro con il corrispondente ventricolo;
- *valvola polmonare*
che mette in comunicazione il ventricolo destro con l'arteria polmonare.

Il sangue venoso, avendo ceduto ossigeno dopo aver perfuso gli organi del corpo, caricandosi di anidride carbonica, percorre le vene cave ed entra nell'atrio destro; questo percorso è un circuito a bassa pressione. Quindi, attraverso la valvola tricuspidale, passa nel ventricolo destro che provvede a pomparlo nell'arteria polmonare (attraverso la valvola polmonare); l'arteria polmonare mette in comunicazione il ventricolo destro con i polmoni.

Nei polmoni il sangue si purifica, liberandosi dell'anidride carbonica e riossigenandosi; una volta purificato, giunge nell'atrio sinistro tramite le vene polmonari; quindi il sangue attraversa la valvola mitralica, raggiungendo il circuito ad alta pressione, e passa nel ventricolo sinistro che provvede a pomparlo nell'arteria aorta (attraverso la valvola aortica). L'arteria aorta collega il ventricolo sinistro con le diverse parti del corpo (distretti ed organi) ai cui tessuti viene ceduto l'ossigeno.

La circolazione del sangue fra il cuore ed i polmoni viene denominata *circolazione polmonare*, o *piccola circolazione*; la circolazione del sangue fra il cuore e tutto il resto del corpo viene denominata *circolazione sistemica*, o *grande circolazione*, e costituisce il circolo con le pressioni sviluppate maggiori: quindi il carico maggiore è sostenuto dalle valvole mitralica e aortica.

1.2. Le disfunzioni delle valvole cardiache

Le disfunzioni delle valvole cardiache (1, 2) possono avere diverse cause.

Può essere presente una anomalia strutturale congenita. In caso di anomalia grave può risultare necessario un intervento precoce; difetti di lieve entità possono invece passare inosservati per lungo tempo (asintomatici), con possibilità di indebolimento progressivo della valvola fino al punto da richiedere un intervento in età avanzata.

Si possono avere valvulopatie a seguito di alcune malattie (infezioni batteriche, febbri reumatiche).

Patologie a carico delle valvole cardiache possono presentarsi anche a causa di un processo di invecchiamento nel caso in cui, per problemi costituzionali, gli apparati valvolari siano maggiormente predisposti alla possibilità di degenerazione; conseguentemente si possono avere fenomeni di stenosi (in caso di ispessimento dei foglietti valvolari con conseguente imperfezione del meccanismo di apertura) o rigurgito (in caso di indebolimento od allungamento dei foglietti valvolari con conseguente imperfezione del meccanismo di chiusura). I processi degenerativi colpiscono più frequentemente le valvole aortica e mitralica.

Tutti i tipi di disfunzione valvolare hanno come conseguenza un aumento della quantità di lavoro del cuore che deve garantire la perfusione degli organi nonostante le basse prestazioni delle valvole malate; in genere il ventricolo tende a dilatarsi per compensare lo stato patologico e si rimodella (ispessimenti parietali); nel tempo la situazione può peggiorare, evolvendo verso lo scompenso cardiaco.

1.3. Interventi di correzione delle disfunzioni valvolari

Alcune persone con valvole malate possono vivere una vita quasi normale, sotto attenta supervisione medica; altre, con disfunzioni più gravi, necessitano di intervento chirurgico. L'intervento può consistere nella riparazione oppure nella sostituzione della valvola danneggiata.

In caso di stenosi valvolare, l'intervento di riparazione consiste nella separazione dei punti di fusione delle cuspidi (commissurotomia). La stenosi valvolare si determina quando le cuspidi o foglietti valvolari si inspessiscono e si fondono tra loro negli angoli in cui si toccano (commissure); per ridurre la stenosi si separano col bisturi le parti fuse tra di loro.

L'insufficienza (o rigurgito) valvolare può avere come causa un indebolimento o allungamento dei foglietti valvolari o delle corde tendinee. Al fine di restaurare chirurgicamente i corretti rapporti tra le diverse componenti della valvola, può essere necessario asportare il tessuto in eccesso, oppure accorciare le corde tendinee, oppure ancora stringere l'anello valvolare rinforzandolo con anelli di supporto.

Quando una valvola è danneggiata in misura tale da renderne inopportuna la riparazione si rende necessaria la sostituzione; in tal caso, dopo aver rimosso la vecchia valvola, la nuova valvola artificiale viene ancorata al suo posto tramite appositi punti di sutura. In Figura 2 sono visibili due modelli di valvola artificiale.

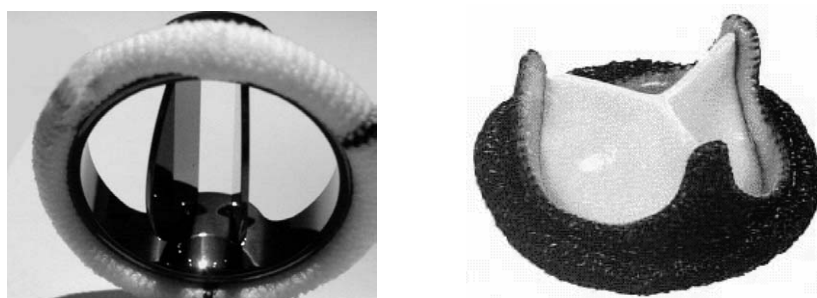


Figura 2. Esempi di valvole artificiali

Le valvole disponibili per gli interventi di sostituzione possono essere classificate in due categorie:

- valvole meccaniche;
- valvole biologiche.

Le valvole meccaniche sono fatte con materiali artificiali; vengono impiegati materiali particolari, principalmente leghe metalliche e carbonio. La sutura ai tessuti del paziente viene effettuata utilizzando un apposito anello che circonda la valvola.

L'evoluzione tecnologica ha permesso la costruzione, col passare degli anni, di numerosi modelli di valvole meccaniche:

- valvole a palla ingabbiata;
- valvole a disco oscillante;
- valvole a doppio emidisco (denominate *bi-leaflet*).

Le valvole meccaniche hanno una durata praticamente illimitata, grazie alle particolarità dei materiali componenti; il loro impiego però implica la necessità di una terapia anticoagulante per il paziente, dal momento che i materiali impiegati causano la tendenza del sangue a formare dei coaguli che potrebbero portare al blocco della valvola.

Le valvole biologiche sono fatte di tessuti naturali; possono essere suddivise in:

- valvole *heterograft*
di origine animale; sono confezionate a partire da valvole prelevate da animale (generalmente maiali), oppure costruite usando come materiale di partenza il tessuto pericardico;

- valvole *homograft*
- prelevate da cadavere umano e conservate a temperatura bassissima.

Le valvole biologiche hanno il vantaggio di essere ben tollerate dal corpo umano, senza la necessità di particolari terapie anticoagulanti di lunga durata; trattandosi però di tessuti biologici non viventi, sono soggette a fenomeni di invecchiamento che ne limitano la durata nel tempo, creando la necessità di un successivo intervento di nuova sostituzione.

1.4. Prove di fatica

Un parametro cruciale nella valutazione delle caratteristiche operative di una valvola cardiaca artificiale consiste nella misura delle prestazioni funzionali (in condizioni di carico) a lungo termine, ossia nella effettuazione delle cosiddette *prove a fatica*. Considerando che una valvola effettua decine di milioni di cicli di funzionamento per ogni anno di vita operativa, risulta evidente che la capacità di mantenere inalterate nel tempo le prestazioni funzionali ed emodinamiche risulta essere una caratteristica fondamentale per una valvola artificiale.

Per effettuare questo tipo di valutazioni, le valvole in prova vengono inserite in un circuito idraulico che simula il sistema circolatorio; alcuni sensori di pressione, inseriti sia a monte che a valle del punto di inserzione della valvola, sono collegati con un sistema di acquisizione dati grazie al quale è possibile osservare l'andamento temporale dei valori pressori all'interno del circuito idraulico. Analizzando tali valori si può valutare l'efficacia del meccanismo di apertura e chiusura delle valvole in prova.

Il segnale proveniente dai sensori di pressione necessita di un particolare tipo di condizionamento elettrico, prima di poter essere gestito dal sistema di acquisizione dati; a tale scopo è stato realizzato un sistema dedicato, progettato e costruito nel Laboratorio di Ingegneria Biomedica, che consente il trattamento dei segnali provenienti da 12 sensori di pressione. Tale sistema svolge le seguenti funzioni:

- effettua la necessaria amplificazione dei segnali pressori (va tenuto presente che il segnale elettrico proveniente dai sensori è del valore di pochi millivolt);
- effettua il filtraggio del segnale per eliminare il rumore in alta frequenza associato con il banco di prova sperimentale;
- permette di effettuare la regolazione di bilanciamento e guadagno del segnale, in modo da renderlo compatibile con il sistema di acquisizione;
- offre la visualizzazione in tempo reale dell'eventuale stato di superamento di valori soglia di pressione impostati per il monitoraggio dei livelli di carico.

2. MISURA DELLA PRESSIONE TRAMITE TRASDUTTORI ALLO STATO SOLIDO

Da un punto di vista fisico, la forza è una grandezza la quale, applicata ad un corpo, è in grado di modificarne la forma, la dimensione o il moto. Essendo una grandezza vettoriale, viene definita in direzione e ampiezza; nel Sistema Internazionale l'unità di misura della forza è il *newton*.

La pressione (P) è definita come il rapporto fra la forza (F) agente su di una superficie e l'area (S) della superficie stessa; viene misurata in newton/m², o *pascal*:

$$P = \frac{F}{S}$$

L'applicazione di una forza su di un gas ne determina una riduzione di volume, dando luogo ad una *compressione*. Le materie solide e liquide, essendo praticamente incompressibili, determinano, sotto l'azione di forze esterne, le cosiddette reazioni di *sforzo* (σ) e *deformazione* (ϵ); indicando con L la lunghezza iniziale dell'oggetto in esame, e con ΔL la sua variazione, queste grandezze sono esprimibili con le relazioni seguenti:

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

La deformazione può avere origine sia da forze di trazione che da forze di compressione; la misura della deformazione può essere ottenuta tramite appositi sensori che sono progettati per convertire i movimenti meccanici dell'oggetto in esame in segnali elettrici.

I sensori sono costituiti da strutture deformabili, sulle quali sono montati elementi sensibili per rilevare le deformazioni subite nelle varie zone e risalire quindi allo sforzo applicato. Quali elementi sensibili sono utilizzati trasduttori piezoelettrici o, più comunemente, estensimetri (*strain gage*).

Uno *strain gage*, nella sua forma più semplice è costituito da una griglia metallica riportata per fotoincisione su un supporto isolante; alle estremità di questa griglia sono connessi i terminali di collegamento al circuito di misura.

La caratteristica fondamentale di un estensimetro è quella di variare la propria resistenza elettrica in funzione della deformazione cui esso è sottoposto secondo la seguente relazione:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta L}{L}$$

dove: ΔR è la variazione di resistenza della griglia;
R è la resistenza iniziale della griglia;
K è una costante dipendente dal tipo di *strain gage*;
L è la lunghezza iniziale dell'estensimetro;
 ΔL è la variazione di lunghezza dell'estensimetro.

Il supporto isolante viene incollato sulla superficie dell'oggetto luogo delle deformazioni create a seguito dell'applicazione di un carico esterno. L'estensimetro, reso solidale a detta superficie, viene così sottoposto alla stessa deformazione a cui essa è soggetta consentendo di misurare tale deformazione tramite la variazione della sua resistenza elettrica.

La misura avviene inserendo lo *strain gage* in un ponte di misura (Figura 3). In questo caso, alimentando il ponte con una tensione V_{CD} costante e completando gli altri rami del ponte con elementi (R_1, R_2, R_3) aventi resistenza uguale a quella dell'estensimetro (R_E), la variazione ΔR_E provoca uno squilibrio del ponte e quindi una tensione V_{AB} diversa da zero.

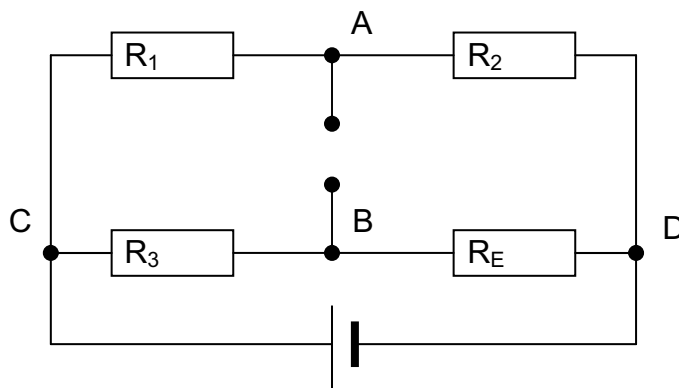


Figura 3. Ponte di misura tipo "Wheatstone"

Dalla lettura di questa tensione è possibile risalire alla misura della deformazione.

Il valore di tensione ottenibile da un trasduttore di pressione è molto basso; comunemente, impiegando tensioni di alimentazione del ponte di misura pari a 10 V, si ottengono tensioni di uscita di pochi μV . Conseguentemente si ravvisa la necessità di effettuare una opportuna amplificazione del segnale uscente dal ponte di misura.

Gli estensimetri sono sensibili anche alle variazioni di temperatura; per compensare questo effetto, possono essere montati nella zona di misura due estensimetri identici con gli assi principali disposti in modo tale che un estensimetro sia montato nella stessa direzione delle deformazioni da misurare, mentre l'altro sia montato in direzione ortogonale (in modo da risultare insensibile alle deformazioni da misurare). Collegando opportunamente i due estensimetri al ponte di misura è possibile annullare gli effetti dovuti alla sensibilità alle variazioni di temperatura.

3. DESCRIZIONE DEL SISTEMA DI AMPLIFICAZIONE

3.1. Caratteristiche generali

Il sistema è composto dalle seguenti unità:

- 1 unità “Alimentatore”;
- 6 unità “Amplificatore”;
- 1 unità “Interfaccia Dati”.

Tali unità sono alloggiare fisicamente in un contenitore di tipo *standard-rack* il quale è fornito, nella parte posteriore, di apposito *back-plane* su cui viene effettuato il cablaggio relativo ai collegamenti necessari fra le varie unità. Le unità sono quindi estraibili, garantendo al sistema caratteristiche di modularità, versatilità e manutenibilità.

In Figura 4 è rappresentata una vista d’assieme del sistema.

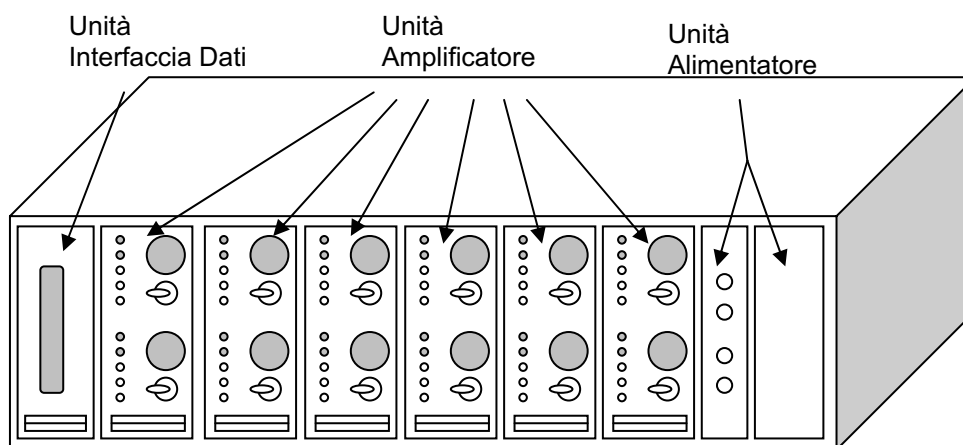


Figura 4. Vista d’assieme del sistema

I connettori per il collegamento del sistema verso il calcolatore dedicato all’acquisizione ed elaborazione dei dati durante lo svolgimento delle prove sono tutti posizionati nella parte anteriore. Ogni unità “Amplificatore” prevede 2 connettori denominati “Transducer” per il collegamento verso i trasduttori di pressione; nell’unità “Interfaccia Dati” è posizionato il connettore denominato “Uscita Dati” per il collegamento del sistema verso il computer incaricato di gestire l’acquisizione e l’elaborazione dei dati.

Sul pannello frontale di ogni unità “Amplificatore” sono anche presenti degli indicatori luminosi che si attivano qualora il segnale di uscita dai canali di amplificazione superi i valori limite impostati.

Dal momento che ogni unità “Amplificatore” comprende due canali completi, è possibile gestire contemporaneamente 12 trasduttori di pressione.

3.2. Unità “Alimentatore”

L'unità “Alimentatore”, collegata esternamente alla tensione di rete (220 Vac), è composta dai seguenti moduli:

- modulo “Trasformatore”;
- modulo “*Supply Voltage Regulation*” il quale eroga le tensioni (+12 Vdc e –12 Vdc) necessarie per il funzionamento delle varie unità che compongono il sistema.

Il modulo “Trasformatore” utilizza un trasformatore di tipo toroidale a bassa corrente di dispersione.

Il modulo “*Supply Voltage Regulation*” utilizza diodi al silicio e condensatori elettrolitici polarizzati per effettuare la rettificazione ed il livellamento della tensione proveniente dal modulo “Trasformatore”; la regolazione delle tensioni di uscita avviene ad opera di regolatori di tensione integrati. Il valore delle tensioni di uscita è regolabile, da un valore minimo di 11,95 volt fino ad un valore massimo di 16 volt, tramite appositi trimmer accessibili dal pannello frontale del modulo stesso; il valore dell'ondulazione residua delle tensioni di uscita è inferiore a 3 mV, comprensiva del rumore a frequenza di rete. La corrente erogabile è pari a 1,2 ampere. Sul pannello frontale sono posizionati due LED i quali si illuminano in presenza delle tensioni di uscita, permettendo di verificare lo stato di accensione del modulo.

3.3. Unità “Interfaccia Dati”

L'unità “Interfaccia Dati” realizza il collegamento fra i segnali (presenti sul *back-plane*) relativi alle varie unità “Amplificatore” ed il sistema esterno di acquisizione dati (tramite connettore a 50 poli presente sul pannello frontale dell'unità).

I segnali presenti sul connettore frontale, disponibili verso il sistema di acquisizione dati, sono i seguenti:

- PS1_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 1;
- PS1_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 1;
- PS2_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 2;
- PS2_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 2;
- PS3_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 3;
- PS3_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 3;
- PS4_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 4;
- PS4_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 4;
- PS5_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 5;
- PS5_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 5;
- PS6_1: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 1 dell'unità “Amplificatore” n. 6;
- PS6_2: segnale di pressione relativo al trasduttore n. 2 dell'unità “Amplificatore” n. 6;
- FILSEL: segnale di comando, generato dal sistema di acquisizione, per l'eventuale selezione remota della frequenza di taglio dei filtri.

3.4. Unità “Amplificatore”

Ogni unità “Amplificatore” contiene due canali completi; ogni canale, il cui schema a blocchi è riportato in Figura 5, comprende i seguenti circuiti (3, 4):

- *circuito di polarizzazione*
il quale fornisce la tensione continua necessaria per la polarizzazione dei trasduttori;
- *circuito di amplificazione differenziale*
il quale amplifica il segnale generato dai trasduttori;
- *circuito di filtraggio*
il quale provvede ad eliminare le componenti di rumore in alta frequenza dal segnale utile;
- *circuito di regolazione di offset e guadagno*;
- *circuito di monitor*.

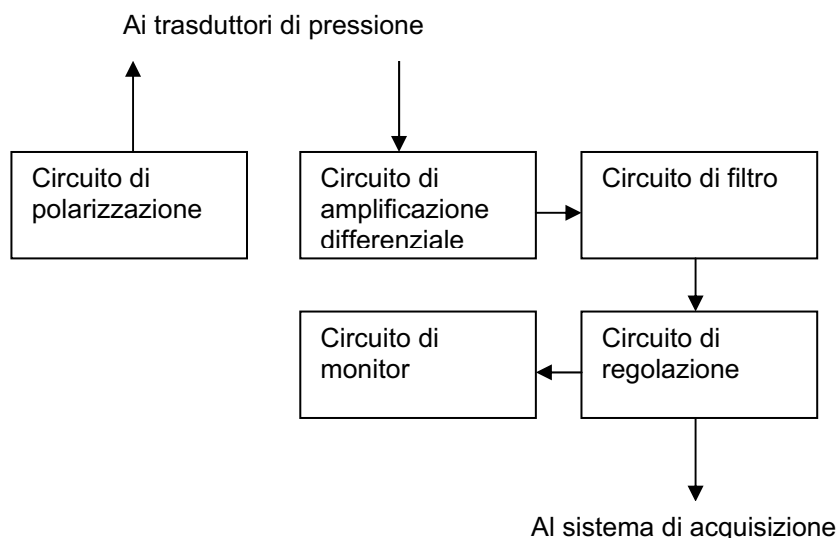


Figura 5. Schema a blocchi dell'unità "Amplificatore"

3.4.1. Circuito di polarizzazione

Il circuito di polarizzazione, il cui schema elettrico è riportato in Figura 6, provvede a fornire ai trasduttori di pressione le tensioni di alimentazione necessarie al loro funzionamento. Tali tensioni hanno valori variabili in funzione del tipo di trasduttore impiegato; dal momento che il sistema descritto prevede l'impiego di trasduttori alimentati a tensione continua, con valore compreso fra 5 volt e 10 volt, è stato impiegato un circuito in grado di erogare una tensione continua di 6 volt. Ai fini di migliorare il *signal to noise ratio* del sistema, la tensione erogata è di tipo bilanciato (+3 Vdc, -3 Vdc).

Il circuito utilizza un *voltage reference* D1 (tipo LM385-2.5) in grado di generare un segnale di riferimento pari a 2,5 volt. La tensione V3+ (polarizzazione positiva del trasduttore) è ottenuta per mezzo dell'amplificatore operazionale U1a il quale opera in qualità di amplificatore non invertente con guadagno pari a:

$$G_{U1a} = 1 + \frac{R3}{R1} = 1,2$$

ottenendo in tal modo il valore richiesto per V3+:

$$V3+ = 2,5 \text{ V} \cdot 1,2 = +3 \text{ V}$$

La tensione $V3-$ (polarizzazione negativa del trasduttore) è ottenuta per mezzo dell'amplificatore operazionale U1b il quale opera in qualità di amplificatore invertente con guadagno pari a:

$$G_{U1b} = -\frac{R8}{R2} = -1,2$$

ottenendo in tal modo il valore richiesto per $V3-$:

$$V3- = 2,5 \text{ V} \cdot (-1,2) = -3 \text{ V}$$

I transistori Q1 e Q2 vengono utilizzati in qualità di *emitter follower* per consentire l'erogazione della corrente richiesta nei rami di alimentazione dei trasduttori di pressione.

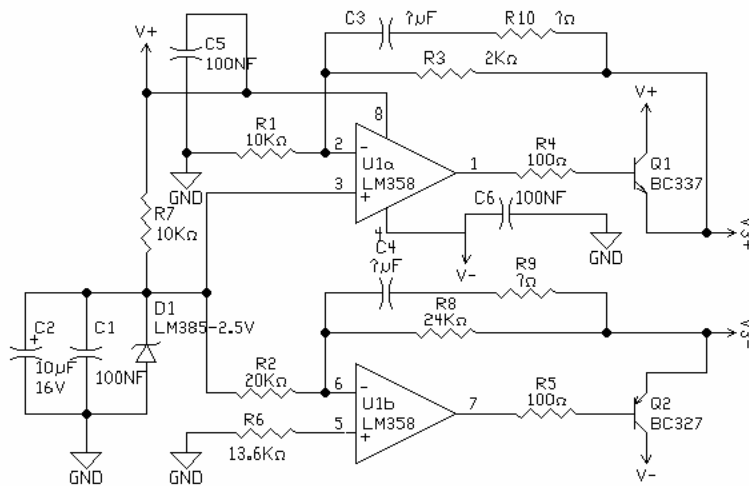


Figura 6. Schema elettrico dell'unità "Amplificatore": circuito di polarizzazione

Considerando che i trasduttori utilizzati presentano tipicamente una sensibilità (S) di circa $5 \mu\text{V/V/mmHg}$, che le pressioni misurabili sono comprese fra un minimo di -50 mmHg ($P_{\min}$) ed un massimo di 300 mmHg ($P_{\max}$), e che la tensione di polarizzazione dei trasduttori vale 6 V (V_{pol}), il segnale minimo disponibile in uscita dai trasduttori vale:

$$V_{\text{trasd}_{\min}} = S \cdot V_{\text{pol}} \cdot P_{\min} = (5 \cdot 10^{-6}) \cdot 6 \cdot (-50) = -1,5 \text{ mV}$$

ed il segnale massimo vale:

$$V_{\text{trasd}_{\max}} = S \cdot V_{\text{pol}} \cdot P_{\max} = (5 \cdot 10^{-6}) \cdot 6 \cdot (+300) = 9 \text{ mV}$$

3.4.2. Circuito di amplificazione differenziale

Il segnale elettrico proveniente dai trasduttori viene amplificato dal circuito di amplificazione differenziale, il cui schema elettrico è riportato in Figura 7; tale circuito è stato progettato utilizzando una configurazione che utilizza tre amplificatori operazionali; il circuito integrato utilizzato è l'OPA400, il quale contiene al suo interno quattro amplificatori operazionali con le seguenti caratteristiche:

- tensione di *offset* in ingresso < 300 μV ;
- corrente di *bias* in ingresso < 7 nA;
- tensione di rumore < 22 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$;
- impedenza di ingresso $\cong 10 \text{ Mohm}$.

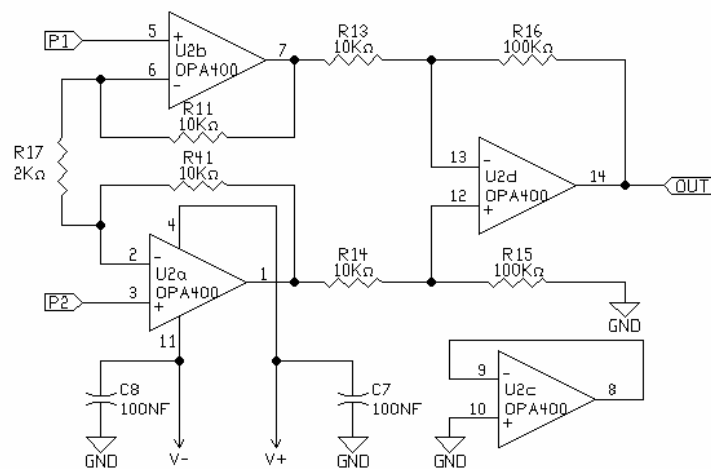


Figura 7. Schema elettrico dell'unità "Amplificazione": circuito dell'amplificatore differenziale

Il guadagno differenziale del circuito può essere espresso come:

$$G_{\text{diff}} = \left(\frac{R}{C} + \frac{2 \cdot R11}{R17} \right) \cdot \frac{R16}{R13} = 110 = 40,8\text{dB}$$

Considerando che il valore massimo del segnale in ingresso al circuito dell'amplificatore differenziale vale:

$$V_{\text{out_trasd_max}} = 9 \text{ mV}$$

si ha per il segnale massimo in uscita dal circuito dell'amplificatore differenziale:

$$V_{\text{out_diff_max}} = 9 \cdot 110 \text{ mV} \cong 1 \text{ V}$$

3.4.3. Circuito di filtro

Successivamente il segnale viene filtrato; il filtraggio si rende necessario per eliminare le componenti in alta frequenza del rumore associato con le misure effettuate.

È stato scelto un filtro passa-basso del 4° ordine, di tipo *Butterworth* (per ottenere la massima linearità di risposta in banda), implementato con due sezioni passa basso del 2° ordine di tipo *Sallen-Key* in cascata (Figura 8). L'elemento attivo impiegato è il circuito integrato NE5532 (il quale contiene due operazionali a basso rumore) specificatamente indicato per applicazioni di questo tipo.

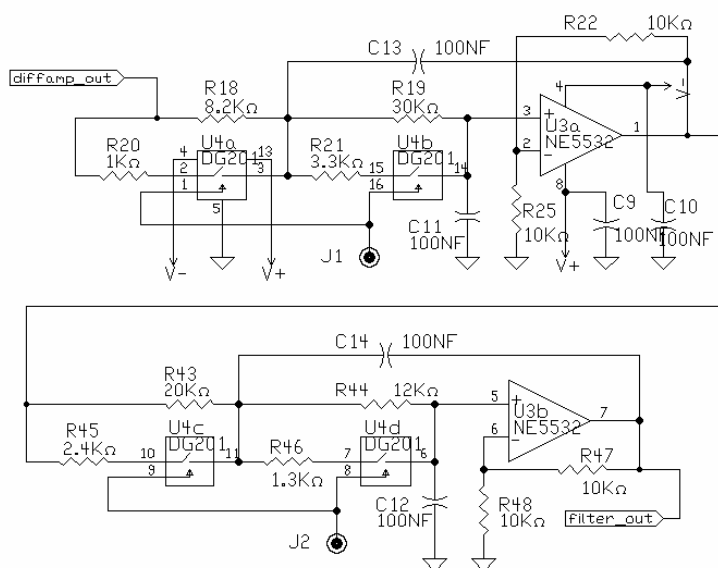


Figura 8. Schema elettrico dell'unità "Amplificazione": circuito di filtro

In funzione del tipo di misura da effettuare è possibile selezionare la frequenza di taglio del filtro al valore di 100 Hz oppure di 1 kHz. Tale selezione viene effettuata tramite appositi deviatori presenti sul pannello frontale delle unità "Amplificatore", i quali comandano l'attivazione dei commutatori analogici contenuti nel circuito integrato U4; l'attivazione dei commutatori analogici consente di ottenere la modifica dei valori resistivi del circuito di filtro per mezzo dell'inserimento delle resistenze R20, R21, R45, R46 in parallelo, rispettivamente, alle resistenze R18, R19, R43, R44. È prevista anche la possibilità, opzionale, di selezione della frequenza di taglio dei filtri tramite comando remoto generato dal sistema di acquisizione.

Le caratteristiche del filtro sono le seguenti:

$K = 4$ (guadagno in continua)

$f_{0H} = 1 \text{ kHz}$ oppure $f_{0L} = 100 \text{ Hz}$ (frequenza di taglio programmabile)

attenuazione fuori banda = 80 dB/decade

$Q = 0,707$ (fattore di qualità).

Per il primo stadio si ha:

$K_1 = 2$ (guadagno in continua)

$f_{0IH} = 1 \text{ kHz}$ (frequenza di taglio alta)

$\omega_{0IH} = 1000 \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad/s}$ (pulsazione di taglio alta)

$f_{01L} = 100 \text{ Hz}$ (frequenza di taglio bassa)

$\omega_{01L} = 100 \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad/s}$ (pulsazione di taglio bassa)

$Q_1 = 0,541$ (fattore di qualità)

Per il secondo stadio si ha:

$K_2 = 2$ (guadagno in continua)

$f_{02H} = 1 \text{ kHz}$ (frequenza di taglio alta)

$\omega_{02H} = 1000 \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad/s}$ (pulsazione di taglio alta)

$f_{02L} = 100 \text{ Hz}$ (frequenza di taglio bassa)

$\omega_{02L} = 100 \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad/s}$ (pulsazione di taglio bassa)

$Q_2 = 1,307$ (fattore di qualità)

Per ottenere $K_1 = K_2 = 2$ si seleziona:

$$R_{22} = R_{25} = R_{47} = R_{48} = 10 \text{ k}\Omega.$$

Per i condensatori viene scelto il valore di 100 nF:

$$C_{13} = C_{11} = C_{14} = C_{12} = 100 \text{ nF}.$$

Programmando la frequenza di taglio al valore di 100 Hz, le funzioni di trasferimento del 1° e del 2° stadio (indicate rispettivamente con F_{1L} e F_{2L}) valgono:

$$F_{1L} = \left(\frac{R}{TM} + \frac{R_{22}}{R_{25}} \right) \cdot \frac{1}{\frac{R_{18} \cdot R_{19} \cdot C_{13} \cdot C_{11}}{1} + s \cdot \left(\frac{R}{TM} \cdot \frac{1}{R_{18} \cdot C_{13}} + \frac{1}{R_{19} \cdot C_{13}} + \frac{1 - K_1}{R_{19} \cdot C_{11}} \right) + s^2}$$

$$F_{2L} = \left(\frac{R}{TM} + \frac{R_{47}}{R_{48}} \right) \cdot \frac{1}{\frac{R_{43} \cdot R_{44} \cdot C_{14} \cdot C_{12}}{1} + s \cdot \left(\frac{R}{TM} \cdot \frac{1}{R_{43} \cdot C_{14}} + \frac{1}{R_{44} \cdot C_{14}} + \frac{1 - K_1}{R_{44} \cdot C_{12}} \right) + s^2}$$

avendo posto $s = j \cdot \omega$.

Programmando la frequenza di taglio al valore di 1 kHz, le funzioni di trasferimento del 1° e del 2° stadio (indicate rispettivamente con F_{1H} e F_{2H}) valgono:

$$F_{1H} = \left(\frac{R}{TM} + \frac{R_{22}}{R_{25}} \right) \cdot \frac{1}{\frac{R_{18p} \cdot R_{19p} \cdot C_{13} \cdot C_{11}}{1} + s \cdot \left(\frac{R}{TM} \cdot \frac{1}{R_{18p} \cdot C_{13}} + \frac{1}{R_{19p} \cdot C_{13}} + \frac{1 - K_1}{R_{19p} \cdot C_{11}} \right) + s^2}$$

$$F_{2H} = \left(\frac{R}{TM} + \frac{R_{47}}{R_{48}} \right) \cdot \frac{1}{\frac{R_{43p} \cdot R_{44p} \cdot C_{14} \cdot C_{12}}{1} + s \cdot \left(\frac{R}{TM} \cdot \frac{1}{R_{43p} \cdot C_{14}} + \frac{1}{R_{44p} \cdot C_{14}} + \frac{1 - K_1}{R_{44p} \cdot C_{12}} \right) + s^2}$$

dove: $R_{18p} = (R_{18} R_{20}) / (R_{18} + R_{20})$
 $R_{19p} = (R_{19} R_{21}) / (R_{19} + R_{21})$
 $R_{43p} = (R_{43} R_{45}) / (R_{43} + R_{45})$
 $R_{44p} = (R_{44} R_{46}) / (R_{44} + R_{46})$

La funzione di trasferimento generica di un filtro passa-basso del 2° ordine può essere espressa come:

$$F = K \cdot \frac{\omega_0^2}{\omega_0^2 + \frac{s \cdot \omega_0}{Q} + s^2}$$

dove la pulsazione di taglio ω_0 vale:

$$\omega_0 = 2 \cdot \pi \cdot f_0$$

da cui si ottiene, relativamente al circuito con frequenza di taglio pari a 100 Hz:

$$\omega_{01L} = \sqrt{\frac{1}{R_{18} \cdot R_{19} \cdot C_{13} \cdot C_{11}}}$$

$$Q_1 = \frac{\omega_{01L}}{\frac{1}{R_{18} \cdot C_{13}} + \frac{1}{R_{19} \cdot C_{13}} + \frac{1-K_1}{R_{19} \cdot C_{11}}}$$

$$\omega_{02L} = \sqrt{\frac{1}{R_{43} \cdot R_{44} \cdot C_{14} \cdot C_{12}}}$$

$$Q_2 = \frac{\omega_{02L}}{\frac{1}{R_{43} \cdot C_{14}} + \frac{1}{R_{44} \cdot C_{14}} + \frac{1-K_1}{R_{44} \cdot C_{12}}}$$

mentre per il circuito con frequenza di taglio pari a 1 kHz:

$$\omega_{01H} = \sqrt{\frac{1}{R_{18p} \cdot R_{19p} \cdot C_{13} \cdot C_{11}}}$$

$$Q_1 = \frac{\omega_{01H}}{\frac{1}{R_{18p} \cdot C_{13}} + \frac{1}{R_{19p} \cdot C_{13}} + \frac{1-K_1}{R_{19p} \cdot C_{11}}}$$

$$\omega_{02H} = \sqrt{\frac{1}{R_{43p} \cdot R_{44p} \cdot C_{14} \cdot C_{12}}}$$

$$Q_2 = \frac{\omega_{02H}}{\frac{1}{R_{43p} \cdot C_{14}} + \frac{1}{R_{44p} \cdot C_{14}} + \frac{1-K_1}{R_{44p} \cdot C_{12}}}$$

Risolvendo si ha: $R_{18} = 8620 \, \Omega$
 $R_{19} = 29410 \, \Omega$
 $R_{43} = 20790 \, \Omega$
 $R_{44} = 12190 \, \Omega$
 $R_{18p} = 862 \, \Omega$
 $R_{19p} = 2941 \, \Omega$
 $R_{43p} = 2079 \, \Omega$
 $R_{44p} = 1219 \, \Omega$.

Calcolando i valori relativi ai gruppi di resistenze in parallelo, e sostituendo i valori resistivi teorici con i valori nominali delle serie resistive standard, si ha:

$R18 = 8200 \, \Omega$
 $R19 = 30000 \, \Omega$
 $R43 = 20000 \, \Omega$
 $R44 = 12000 \, \Omega$
 $R20 = 1000 \, \Omega$
 $R21 = 3300 \, \Omega$
 $R45 = 2400 \, \Omega$
 $R46 = 1300 \, \Omega$.

Il grafico del valore del modulo della funzione di trasferimento totale del filtro, relativamente alle due diverse frequenze di taglio programmabili, è riportato in Figura 9.

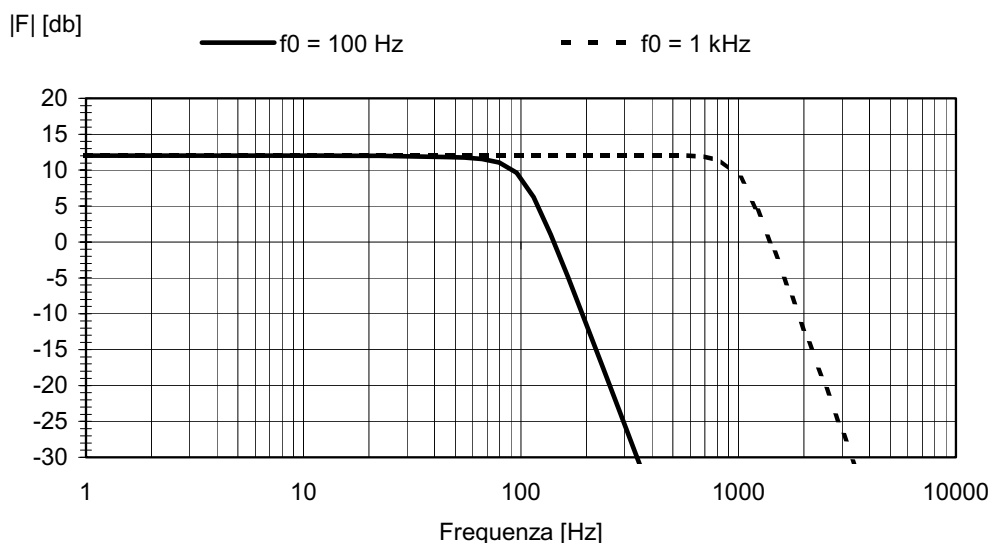


Figura 9. Diagramma di Bode relativo alla funzione di trasferimento del filtro

3.4.4. Circuito di regolazione

All'uscita del circuito di filtro è presente un circuito di regolazione che permette di modificare i valori di *amplitude* e *offset* del segnale. Tali regolazioni si rendono necessarie, in fase di calibrazione del sistema, per i seguenti scopi:

- adattare l'ampiezza del segnale utile compatibilmente con il *range* disponibile sulla scheda di acquisizione; tipicamente una scheda di acquisizione può essere programmata per accettare segnali di ingresso compresi fra -5 V e $+5 \text{ V}$, oppure fra 0 V e $+10 \text{ V}$;
- effettuare la taratura dell'azzeramento del sistema, cioè far corrispondere ad un valore noto di pressione da misurare un determinato valore della tensione di uscita del canale di amplificazione.

Lo schema elettrico del circuito di regolazione è riportato in Figura 10.

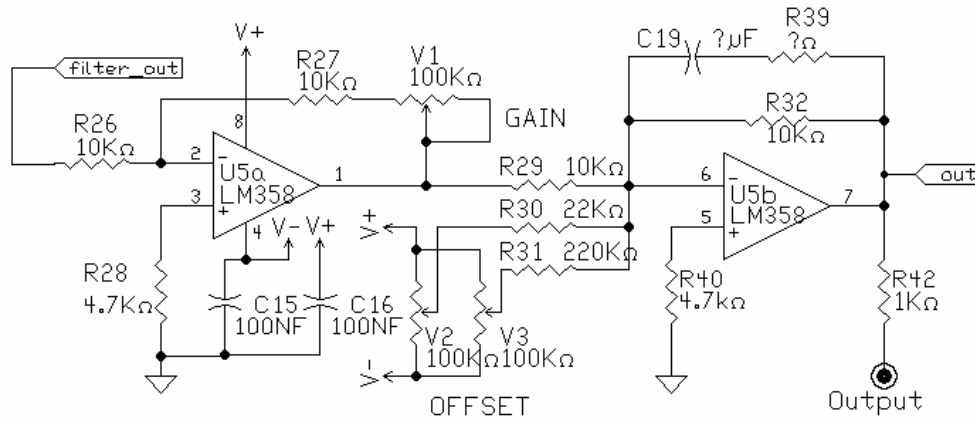


Figura 10. Schema elettrico dell'unità "Amplificatore": circuito di regolazione

La regolazione di *amplitude* è ottenuta tramite il circuito integrato U5a (amplificatore operazionale tipo LM358) e circuiteria associata; si tratta di un circuito di amplificazione a guadagno variabile, in configurazione invertente, la cui funzione di trasferimento può essere espressa come:

$$G_{\text{gainMAX}} = -\frac{R_{27} + R_{V1}}{R_{26}} = \frac{10\text{k}\Omega + 100\text{k}\Omega}{10\text{k}\Omega} = 11$$

dove: G_{gainMAX} indica il guadagno massimo;

G_{gainMIN} indica il guadagno minimo;

R_{V1} indica il valore resistivo del *trimmer* V1 (regolazione di *gain*).

La regolazione di *offset* è ottenuta tramite il circuito integrato U5b e circuiteria associata, il quale svolge la funzione di amplificatore sommatore in configurazione invertente, permettendo di sommare al segnale utile i valori di tensione regolabili tramite i *trimmer* V2 (regolazione di *coarse offset*) e V3 (regolazione di *fine offset*).

Indicando con V_{V2} il segnale di sbilanciamento presente sul cursore di V2 e con V_{V3} il segnale di sbilanciamento presente sul cursore di V3, i valori di regolazione possibili di *coarse offset* e *fine offset* risultano:

$$V_{\text{coarse_offset}} = \pm 12\text{V} \cdot \left. \frac{\text{R} - R_{32}}{\text{TM} R_{30}} \right| \cong \pm 5\text{V}$$

$$V_{\text{fine_offset}} = \pm 12\text{V} \cdot \left. \frac{\text{R} - R_{32}}{\text{TM} R_{31}} \right| \cong \pm 0,5\text{V}$$

3.4.5. Circuito di monitor

Trattandosi di un sistema per l'effettuazione di prove di lunga durata, è stato previsto un circuito di monitor il quale offre all'operatore la possibilità di vedere, in tempo reale, l'eventuale stato di *overrange* dei canali di amplificazione. Tale funzione, essendo realizzata

direttamente all'interno delle unità "Amplificatore", è disponibile indipendentemente dallo stato di accensione od operatività del sistema di acquisizione dati.

Il circuito di monitor è realizzato utilizzando un comparatore a finestra (vedi schema riportato in Figura 11); viene impiegato un circuito integrato di tipo LM393, il quale contiene due comparatori le cui uscite *open collector* sono collegate ai LED incaricati di segnalare visivamente il superamento eventuale dei limiti di tensioni di uscita previsti. Tali limiti sono impostati, tramite partitori resistivi, ai valori di 0 Vdc e +10 Vdc.

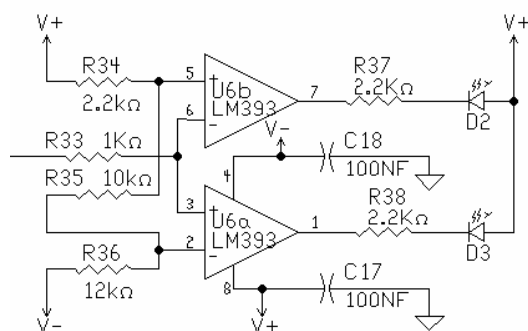


Figura 11. Schema elettrico unità "Amplificatore": circuito di monitor

4. APPLICAZIONI E CONCLUSIONI

La taratura e messa a punto del sistema sono state effettuate su banco di prova, utilizzando la seguente strumentazione:

- generatori di segnali campione (per la verifica e taratura dei circuiti elettrici);
- dispositivi ad azionamento manuale per la stimolazione pressoria dei sensori;
- misuratori di pressione di alta precisione;
- oscilloscopio a campionamento digitale.

In Figura 12 è rappresentato il banco di collaudo utilizzato durante l'effettuazione delle operazioni di messa a punto.

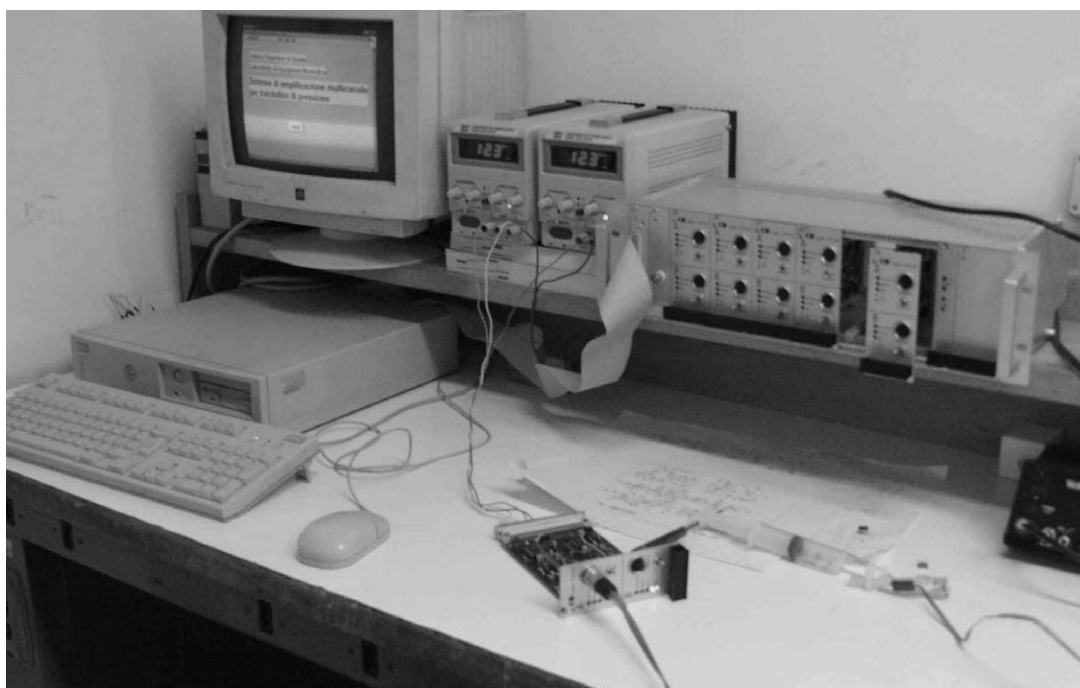


Figura 12. Banco di collaudo durante la messa a punto del sistema

Il sistema descritto è utilizzabile, per l'effettuazione di prove su protesi valvolari, congiuntamente ad apparati elettromeccanici in grado di simulare il sistema circolatorio.

Tale sistema di condizionamento è stato realizzato con sufficiente modularità, in tal modo può sempre essere modificata la frequenza di taglio dei filtri o le specifiche di *offset* e *gain* necessaria a rappresentare i *range* dinamici di trasduttori diversi.

Già è disponibile in versione prototipo una modifica per i trasduttori a stilo tipo Gaeltec montati sul sistema duplicatore di impulsi dell'Università di Sheffield (Figura 13).

Si tratta di trasduttori che richiedono l'accoppiamento mediante trasformatori e ciò è stato possibile grazie alla modifica dello stadio di ingresso.

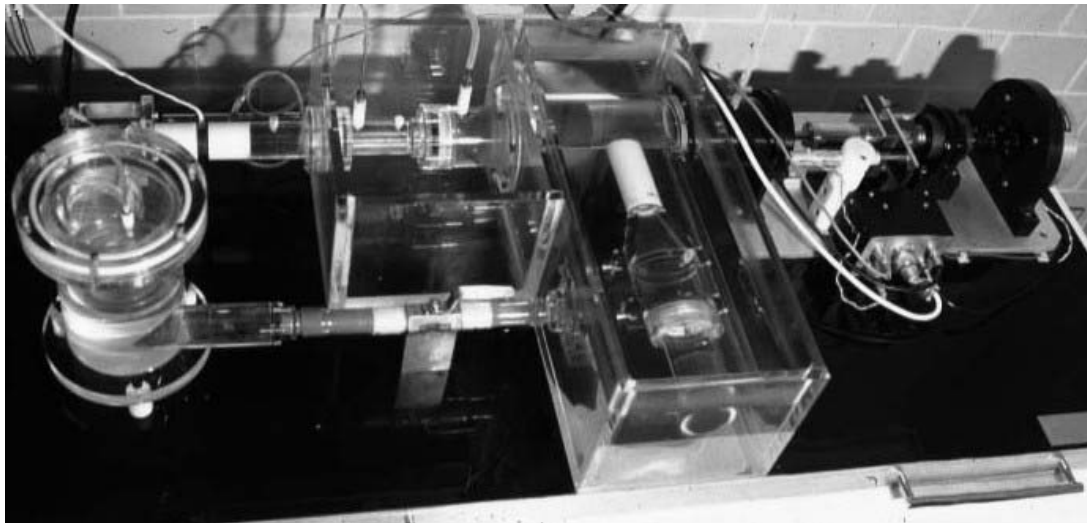


Figura 13. Banco di prova realizzato presso l'Università di Sheffield

Lo stesso modulo bicanale può essere riposto in un *package stand alone* per rappresentare un modulo base per l'acquisizione in vitro o in vivo mediante PC portatile e scheda di acquisizione PCMCIA come già accaduto nelle ricerche riguardanti la cardiocirurgia sperimentale fetale su pecora, per il controllo delle pressioni aortica e ventricolare.

Modificando la frequenza di taglio e lo stadio di ingresso di un modulo, lo stesso modulo può rappresentare un modulo di condizionamento per misure combinate ECG e pressione o PCG e pressione arteriosa in vivo almeno su animale.

GLOSSARIO

Amplitude

Ampiezza.

Bias

Polarizzazione.

Emitter follower

Configurazione circuitale in cui un dispositivo attivo (tipicamente un transistor) viene utilizzato per realizzare un circuito per adattamenti di impedenza con amplificazione di tensione unitaria; il nome trae origine dal fatto che il segnale di uscita viene prelevato sull'emettitore del dispositivo attivo.

Filtro di tipo Butterworth

Filtro con determinate caratteristiche di risposta in frequenza e fase.

Gain

Guadagno (generalmente riferito ad un circuito di amplificazione).

LED

Acronimo di *Light Emitting Diode* (diodo emettitore di luce).

Offset

Sbilanciamento.

Open collector

Particolare configurazione dello stadio di uscita di un comparatore, nella quale il segnale di uscita viene prelevato sul collettore dell'unico transistor utilizzato. Nello stato basso, l'uscita è collegata a massa; nello stato alto, l'uscita è in condizione di circuito aperto.

Over range

Condizione in cui la grandezza esaminata risulta essere al di fuori dei limiti prefissati.

Range

Gamma, ovvero insieme di valori preimpostati relativamente ad una grandezza in esame.

Sallen Key

Particolare configurazione circuitale comprendente un amplificatore operazionale ed alcuni componenti passivi, in grado di realizzare funzione di filtraggio su segnali elettrici.

Signal to noise ratio

Rapporto fra il valore del segnale utile ed il valore del rumore.

Supply voltage regulation

Regolazione della tensione di alimentazione.

Trimmer

Resistore fornito di un dispositivo meccanico di regolazione in grado di modificarne il valore resistivo.

Valvola bi-leaflet, valvola a palla ingabbiata, valvola a disco oscillante

Vari tipi di valvola cardiaca artificiale.

Voltage reference

Dispositivo atto a generare una tensione di riferimento.

BIBLIOGRAFIA

1. Netter FH. Tavole di anatomia e fisiologia normale e patologica, di embriologia e di malattie del cuore. Origlio (Va): CIBA-GEIGY Edizioni; 1983.
2. Hurst JW. *Il cuore*. Milano: McGraw Hill Inc.; 1987.
3. Franco S. *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. New York: McGraw-Hill Book Company; 1988.
4. Horowitz P, Winfield H. *The art of electronics*. Cambridge: Cambridge University Press; 1980.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

*Stampato da Ditta Grafiche Chicca & C. snc
Via di Villa Braschi 143, 00019 Tivoli (Roma)*

Roma, dicembre 2003 (n. 4) 5° Suppl.