

Università degli Studi di Padova

Attività formativa:

elaborato

Analisi e simulazione di un circuito di lettura per segnali cardiaci

Analysis and simulation of a front-end circuit for cardiac signals.

Laureando: Daniela Dalla Sega

Relatore: prof. Andrea Neviani

Corso di laurea in Ingegneria Biomedica

30 settembre 2010

Anno Accademico 2009/2010

Indice

INTRODUZIONE.....	4
TIPI DI PACEMAKER.....	7
<i>IL PACEMAKER ASINCRONO</i>	
<i>PACEMAKER SINCRONI</i>	
<i>PACEMAKER A DOMANDA</i>	
<i>PACEMAKER A DUE CAMERE</i>	
<i>PACEMAKER A SINCRONIZZAZIONE ATRIALE</i>	
<i>PACEMAKER A FREQUENZA VARIABILE (RATE-RESPONSIVE, primi anni 80)</i>	
I COMPONENTI DEL PACEMAKER.....	11
<i>IL CIRCUITO DI SENSING</i>	
IL CIRCUITO DI USCITA (OUTPUT CIRCUIT)	
IL CIRCUITO TEMPORIZZATORE (TIMING CIRCUIT)	
IL CIRCUITO DI TELEMETRIA	
LA CASSA	
L'ALIMENTAZIONE	
I CATETERI E GLI ELETTRODI (LEAD)	
SPECIFICHE DI PROGETTO.....	20
LO SCOPO	
LE SPECIFICHE DEL PROGETTO	
SPICE - <i>CENNI</i>	
COME FUNZIONA <i>SPICE</i>	
SEGNALE VDE	
MACROMODELLO PER RISPOSTA IN FREQUENZA DELL'AMPLIFICATORE OPERAZIONALE	
SCHEMATICI E SIMULAZIONI.....	25
CIRCUITO DI LETTURA	
AMPLIFICATORE	
FILTRO	
SIMULAZIONI	
CONCLUSIONI	
App. A : Modello SPICE	
Bibliografia	

INTRODUZIONE

I pacemaker cardiaci fanno parte dei dispositivi elettronici utilizzati per scopi terapeutici e protesici. Sono utilizzati nelle aritmie cardiache, dove la irregolarità del ritmo cardiaco rende la contrazione cardiaca non stabile o efficace emodinamicamente.

Le indicazioni per l'impianto di questo dispositivo riguardano 4 categorie di disturbo cardiaco:

1. blocco cardiaco completo,
2. sindrome del nodo senoatriale,
3. infarto del miocardio,
4. sindrome del seno carotideo ipersensibile.

Nel mondo si impiantano più di 250000 pacemaker all'anno, rendendoli i dispositivi biomedici implantabili più diffusi.

Il cuore è composto dal muscolo atriale e ventricolare (miocardio) e da fibre specializzate per l'eccitazione e per la conduzione di un segnale elettrico.

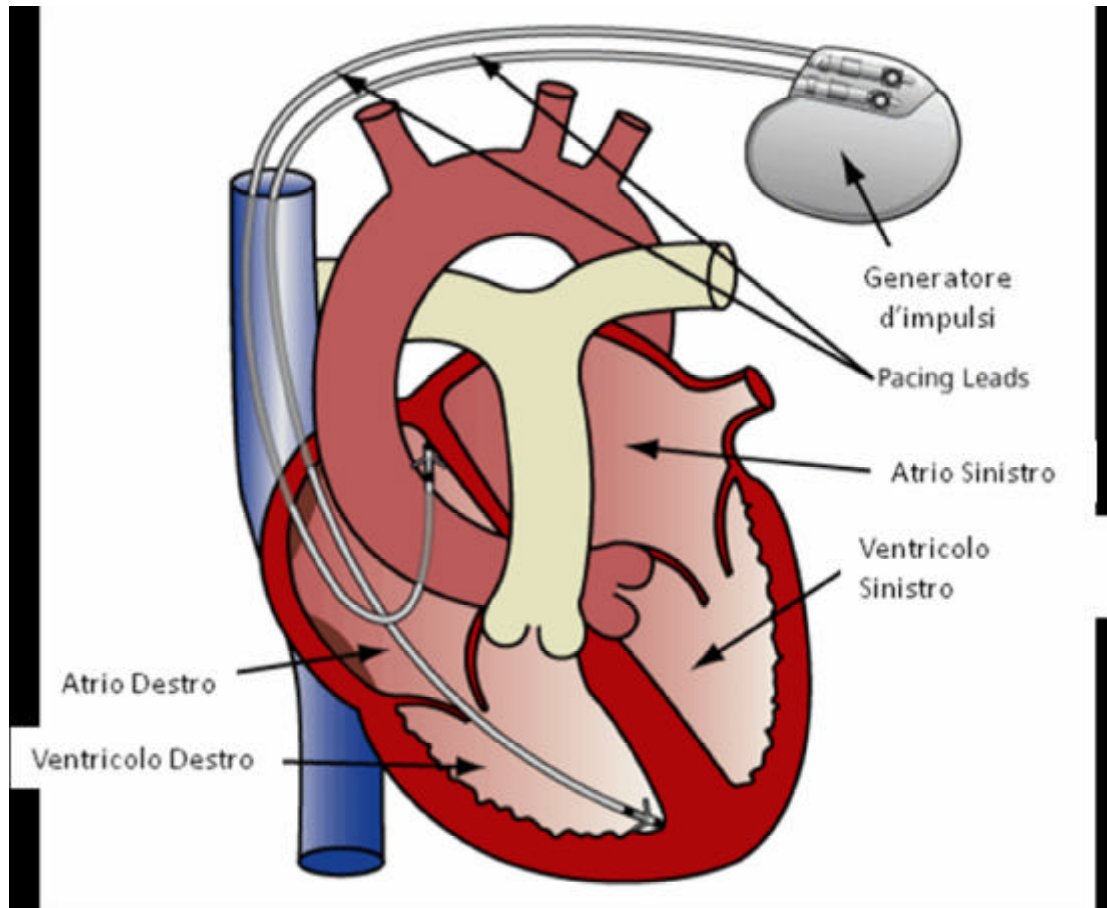
Il sistema di eccitazione e di conduzione del cuore è costituito dal nodo senoatriale (SA), dal percorso della via internodale, attraverso la quale l'impulso viene condotto dal nodo SA al nodo atrioventricolare (AV), da quest'ultimo in cui l'impulso rallenta, dal fascio di His che parte dal nodo AV e si divide nelle Branche destra e sinistra e che terminano nelle fibre del Purkinje che propagano l'impulso a tutte le pareti dei ventricoli.

Le cellule cardiache sono capaci di depolarizzarsi con una velocità specifica per ciascun tipo: 50 battiti al minuto per il nodo atrioventricolare; meno di 40 per le fibre di Purkinje; 60-100 quelle del nodo senoatriale, a seconda della richiesta emodinamica.

Durante il normale ritmo sinusale, il cuore è controllato dal nodo senoatriale proprio perchè le sue cellule hanno la più alta frequenza intrinseca di depolarizzazione; il segnale che da esse parte raggiunge le cellule dell'atrio ventricolare e le depolarizza prima che queste si autoeccitino con il loro ritmo intrinseco.

Il buon funzionamento dipende dal realizzarsi di una sequenza di attivazione elettrica e della contrazione che rispetti la tempistica corretta: per esempio, la connessione

elettrica fra nodo senoatriale e il nodo atrioventricolare, introduce un ritardo, circa $0.17s \div 0.20s$, che consente il completamento della contrazione dell'atrio prima che inizi quella ventricolare.



Quando si verifica una marcata bradicardia dovuta, ad esempio, a disfunzioni del nodo senoatriale o al blocco del nodo atrioventricolare o al blocco infranodale, risulta necessario impiantare nel paziente un pacemaker.

Il pacemaker è uno stimolatore cardiaco che produce impulsi elettrici che sono trasmessi al cuore da elettrodi posizionati nell'endocardio. Per stimolare il cuore possono essere usati diversi tipi di impulsi. Si tratta di una quantità di cariche elettriche che vengono trasferite durante lo stimolo (corrente).

Per depolarizzare le cellule del miocardio l'impulso deve avere un'adeguata ampiezza e una sufficiente energia, tipicamente lo stimolo è compreso fra 3 e 10V.

Lo stimolo può riguardare il solo atrio destro o l'atrio destro e il ventricolo destro a seconda del problema del paziente.

Il primo pacemaker impiantabile risale al 1958. Si trattava di un pacemaker asincrono del peso di 180g che utilizzava nel suo circuito due soli transistor.

I primi modelli fornivano l'impulso al ventricolo con ritmo costante, in competizione col normale ritmo cardiaco, inducendo talvolta aritmia o fibrillazione ventricolare. Aggiungendo un circuito di sensing per rilevare l'attività cardiaca naturale, si ottiene il *demand pacemaker* (1964), che fornisce gli impulsi di stimolo solo in assenza di battiti naturali. Tale configurazione è la base dei modelli moderni, dove lo stesso elettrodo è utilizzato per condurre lo stimolo e rilevare l'attività intrinseca. (Un'alternativa è il *demand-triggered* pacemaker, che produce uno stimolo ogni volta che avverte un impulso intrinseco).

Le prestazioni dei pacemaker cardiaci sono legate a caratteristiche come dimensione, consumo, sensibilità, programmabilità, capacità adattiva (per esempio la compensazione dell'evoluzione nel tempo delle caratteristiche degli elettrodi, dovuta alla risposta fisiologica al corpo estraneo, o il decadimento delle batterie).

Il pacemaker dipende per il suo funzionamento dall'acquisizione di segnali elettrici generati dal cuore. Si verifica così l'esigenza di ottenere il miglior rapporto segnale/rumore compatibile con la durata stabilita del sistema di alimentazione.

Altra esigenza è quella di rilevare l'attività cardiaca, segnale di bassa intensità, solo millisecondi dopo la stimolazione (*early sensing*), per verificare l'efficacia della stimolazione stessa cioè l'avvenuta contrazione; ciò permette di contenere la soglia di stimolazione, una delle attività responsabili dei consumi energetici maggiori, con un rapporto fra il segnale di stimolo prodotto e quello rilevato che tipicamente è di tre o quattro ordini di grandezza.

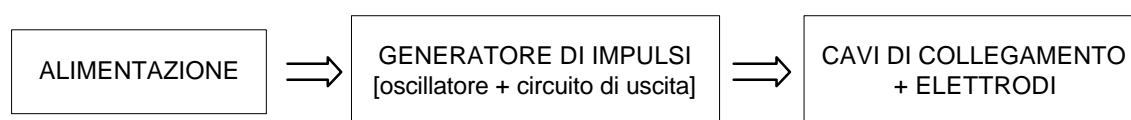
Un front-end analogico (AFE) può essere usato per convertire segnali piccoli, rumorosi o near-rail a una rappresentazione digitale accurata. Caratteristiche come consumo energetico, capacità di amplificazione, filtraggio e configurazione della tensione di modo comune accurate, determinano la scelta della topologia.

TIPI DI PACEMAKER

IL PACEMAKER ASINCRONO

È un dispositivo *free-running* ossia il suo stimolo elettrico è a frequenza costante indipendentemente da cosa stia avvenendo nel cuore.

Fornisce perciò una frequenza cardiaca programmata e fissa.



Schema a blocchi del pacemaker asincrono

Il suo circuito di temporizzazione è un oscillatore *free running*. Il circuito di uscita (pacing circuit) produce l'effettivo stimolo elettrico che viene applicato al cuore. Ad ogni impulso di trigger proveniente dal circuito di temporizzazione, il circuito di uscita genera un impulso elettrico ottimizzato per stimolare il miocardio attraverso opportuni elettrodi. Gli stimoli possono essere a corrente costante (da 8 a 10 mA con durata da 1,0 a 1,2ms) o a tensione costante (tipicamente da 5,0 a 5,5V con durata da 500 a 600 microsecondi).

Nei pacemaker asincroni la frequenza va da 70 a 90 battiti al minuto mentre in quelli a frequenza variabile è compresa fra 60 e 150 battiti al minuto.

PACEMAKER SINCRONI

Spesso i pazienti necessitano di stimolazione cardiaca in modo discontinuo perché alternano fasi con ritmo cardiaco normale ad aritmie. In questi casi la stimolazione del pacemaker può entrare in competizione con il naturale battito cardiaco, una stimolazione che cade nel normale periodo di ripolarizzazione, successivo ad una contrazione ventricolare spontanea, può causare tachicardia o perfino fibrillazione.

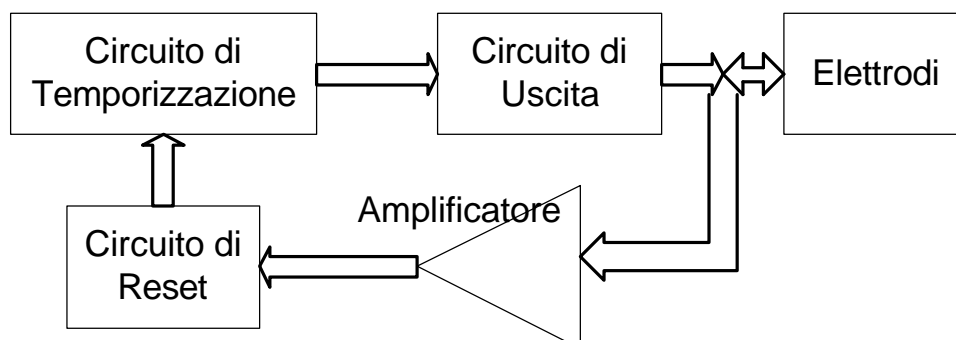
Per evitare questo tipo di problema si può usare un pacemaker asincrono programmato a una frequenza sufficientemente elevata in modo che il cuore non abbia la possibilità di battere spontaneamente tra due stimolazioni consecutive del pacemaker.

Una soluzione migliore è quella di usare pacemaker sincroni.

Ne esistono di due tipi: pacemaker a domanda (*demand pacemaker*) e il pacemaker a sincronizzazione atriale.

PACEMAKER A DOMANDA

Il concetto di domanda fu introdotto da Berkovits nel 1964 ed è la base dei moderni pacemaker. In questo caso gli elettrodi intracardiaci hanno due funzioni, non solo come conduttori del segnale di stimolo dal dispositivo al cuore (pacing) ma anche come rilevatori di segnale dal cuore al dispositivo (sensing).



Schema a blocchi del pacemaker a domanda

Il circuito di temporizzazione è predisposto per lavorare con frequenza fissa, normalmente da 60 a 80 battiti al minuto. Dopo ciascuno stimolo, il circuito di temporizzazione si riavvia, fa trascorrere l'opportuno intervallo di tempo prima di fornire la successiva stimolazione e quindi genera l'impulso successivo. Tuttavia se durante questo intervallo di tempo si verifica un battito normale nel ventricolo, il circuito di retroazione individua il complesso QRS (corrispondente alla depolarizzazione dei ventricoli) del segnale ECG dagli elettrodi e lo amplifica, mentre filtra segnali indesiderati come l'onda P o T e le interferenze di 50-60 Hz. Questo segnale è impiegato per riavviare il circuito di temporizzazione, che quindi attenderà nuovamente il periodo di tempo fissato prima di produrre un nuovo stimolo.

Risulta perciò che, quando il sistema di conduzione del cuore funziona normalmente ed il cuore ha frequenza naturale maggiore alla frequenza stabilita per il circuito di temporizzazione, il pacemaker rimane in posizione di attesa e il cuore rimane sotto controllo del suo segnapassi naturale. In questo modo il cuore può rispondere a richieste variabili dell'organismo variando la frequenza in modo naturale.

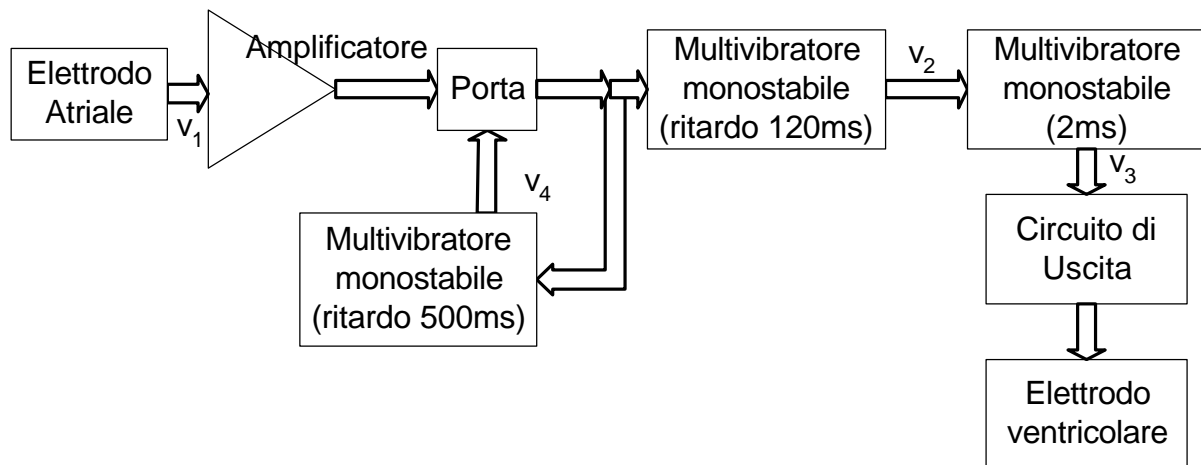
(Ricordiamo che ciò porta anche ad un vantaggio nel risparmio di energia.)

PACEMAKER A DUE CAMERE

Questo tipo ha due elettrodi, l'uno posizionato nell'atrio destro e l'altro nel ventricolo destro.

Introdotta negli anni 70, era usata nel caso di sindrome del nodo SA. Essa rileva segnali solo nel ventricolo ma genera lo stimolo in entrambe le camere, prima nell'atrio e dopo un tempo adeguato (200ms) nel ventricolo (sono necessari tre elettrodi: un elettrodo neutro, uno per la stimolazione atriale e uno per la stimolazione ventricolare). Nel 1977 fu realizzato un *dual-chamber* pacemaker con attività di sensing anche nell'atrio.

PACEMAKER A SINCRONIZZAZIONE ATRIALE



Schema a blocchi del pacemaker a sincronizzazione atriale

In questo caso il pacemaker è progettato per ovviare a un blocco di conduzione del cuore. Il nodo senoatriale (SA) avvia il ciclo cardiaco stimolando la contrazione atriale e fornendo uno stimolo al nodo atrioventricolare (AV), che dopo un opportuno tempo di ritardo stimola i ventricoli. Se il nodo (SA) è in grado di stimolare gli atri, il segnale elettrico che corrisponde a tale contrazione, onda P nel segnale ECG, può essere captato mediante l'elettrodo impiantato nell'atrio e usato per attivare il pacemaker.

La tensione v_1 è rilevata dall'elettrodo atriale. Tale tensione corrisponde ad un battito. Questo segnale viene amplificato e quindi dopo aver attraversato una porta va ad un multivibratore che genera un impulso v_2 di durata pari a 120ms cioè uguale circa al ritardo del nodo (AV). Il segnale atriale innesca anche un ulteriore multivibratore monostabile, che genera un impulso di 500 ms di durata. In particolare questo secondo multivibratore monostabile produce un segnale v_4 tale da far sì che la porta blocchi tutti i segnali che provengono dall'elettrodo atriale per un tempo pari a 500ms dopo la contrazione. Ciò permette di impedire che qualunque artefatto causato dalle contrazioni ventricolari possa stimolare ulteriormente i ventricoli. Così il pacemaker è refrattario ad ogni stimolazione nei 500 ms che seguono le contrazioni atriali. Il segnale v_2 serve come trigger per il successivo multivibratore monostabile, che produce a sua volta un impulso di 2 ms di durata. Il segnale v_3 controlla infine un circuito di uscita mediante il quale la stimolazione viene applicata all'elettrodo ventricolare.

Gli schemi visti rappresentano i pacemaker come costituiti da una serie di singoli blocchi circuitali distinti. Tuttavia oggi molte di queste funzioni sono realizzate mediante sistemi a microprocessori e quindi non è sempre possibile individuare i componenti specifici che compongono un dato blocco.

PACEMAKER A FREQUENZA VARIABILE (*RATE-RESPONSIVE*, primi anni 80)

Sebbene i pacemaker possano soddisfare richieste fisiologiche che comportano variazioni di frequenza e gittata cardiaca, questi dispositivi non sono ancora in grado di replicare la funzione del cuore in un soggetto sano. Infatti questi pacemaker non possono adattarsi pienamente alle richieste del corpo durante attività stancanti quali l'esercizio fisico.

I pacemaker a frequenza variabile si basano su un generatore di impulsi a domanda che è sensibile a certi parametri misurati.

Un sistema di sensori incorporato nel pacemaker o all'esterno, in qualche altro punto nel corpo collegato al pacemaker mediante catetere, consiste in un dispositivo di misura che rileva alcuni parametri dal corpo (variabili fisiologiche) come il movimento del corpo, la frequenza respiratoria, la temperatura del sangue nel ventricolo destro ecc. e attraverso un algoritmo aggiusta la risposta del pacemaker in accordo con le misure fatte.

I COMPONENTI DEL PACEMAKER

Il sistema di *pacing* è sostanzialmente costituito di tre elementi:

1. Il *programmer*, dispositivo di telemetria esterno al corpo, può essere un unità portatile o da ufficio.

2. I lead cioè gli elettrocateteri
3. Il generatore di impulsi comprendente: alimentazione, circuito di uscita, circuito di sensing e circuito di temporizzazione.

A questi tre circuiti base si aggiungono il sistema di telemetria per scambiare informazioni con il programmer e nel caso di pacemaker *rate-adaptive* il circuito per processare le informazioni misurate dai sensori.

I moderni pacemaker utilizzano la tecnologia CMOS, caratterizzata da un basso consumo di corrente e da alta affidabilità. Le funzioni analogiche e digitali sono progettate sullo stesso chip ed è usata la tecnica dei filtri a condensatori commutati per eliminare componenti ibridi esterni al circuito.

Oggi i pacemaker incorporano microprocessori che trasformano il sistema in un computer impiantabile, offrendo un alto grado di flessibilità: molte funzioni base possono essere realizzate in software oltre a funzioni particolari che realizzano algoritmi di terapia.

Contengono inoltre 1÷2 kilobytes di read-only memory (ROM) utilizzata per controllare i circuiti di sensing e di pacing; da 16 a 512 bytes di random-access memory (RAM) per immagazzinare dati diagnostici. Alcuni produttori offrono pacemaker basati completamente su RAM, provvedendo una grande capacità di immagazzinamento di dati e la flessibilità di cambiare le funzioni supportate dopo l'impianto.

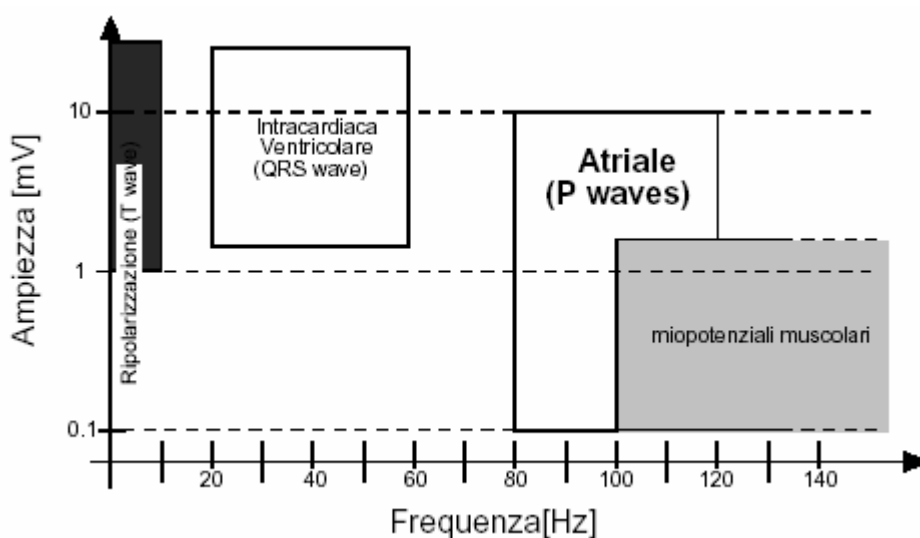
IL CIRCUITO DI SENSING

Il circuito di *sensing* ha il compito di riconoscere il segnale di depolarizzazione intrinseca del cuore nel solo ventricolo o nel ventricolo e nell'atrio. Deve discriminare tra questo segnale e interferenze elettriche indesiderate come eventi cardiaci di campi lontani da quello in cui si fa il rilievo, i potenziali diastolici, contrazioni dei muscoli scheletrici e gli stimoli di pacing.

Esso realizza un ECG (ElettroCardioGramma) intracardiaco, le cui onde sono piuttosto

differenti da quelle del normale ECG, dato che in quest'ultimo esse rappresentano la somma totale dei potenziali di depolarizzazione dell'intero tessuto. L'elettrogramma intracardiaco (V EGM) mostra solo i potenziali misurati tra gli elettrodi. In questo senso la configurazione unipolare ha l'inconveniente di poter rilevare potenziali indesiderati a causa della maggiore separazione tra gli elettrodi.

Quando l'elettrogramma entra nel circuito di sensing viene sottoposto ad un filtro passabanda. La frequenza dell'onda R è di 10-30 Hz, la frequenza centrale degli amplificatori del circuito di sensing è 30 Hz. Le onde T sono segnali più lenti e più ampi che sono composti da frequenze più basse, approssimativamente 5 Hz o meno. I segnali di campi lontani sono pure segnali a bassa frequenza mentre i segnali generati dai muscoli scheletrici cadono nell'intervallo 10-200 Hz.



Spettro dei segnali intracardiaci all'altezza dell'atrio

Le onde R hanno un'ampiezza di 5-25 mV, le onde P di 2-6 mV. Il segnale che passa attraverso l'amplificatore viene confrontato con un voltaggio regolabile di riferimento chiamato *sensitivity*.

Ogni segnale sotto il voltaggio di riferimento non viene "sentito", quelli sopra vengono "sentiti". Il circuito è protetto da voltaggi estremamente alti grazie ad un diodo Zener.

La pendenza del segnale è controllata dal circuito di sensing ed è determinata dallo *slew rate*. Uno *slew rate* troppo piatto o troppo pendente viene eliminata con un filtro passabanda.

Per eliminare ulteriormente segnali indesiderati si "acceca" il circuito in specifici istanti

del ciclo cardiaco. Questo si ottiene introducendo un periodo di *blanking* (mascheramento?) e il periodo refrattario. Durante il periodo di blanking il circuito di sensing è spento e durante il periodo refrattario il circuito può vedere il segnale ma non inizia alcun intervallo di temporizzazione.

IL CIRCUITO DI USCITA (OUTPUT CIRCUIT)

Il circuito di uscita rappresenta il più significativo consumo di potenza. Pertanto l'assorbimento di corrente deve essere minimizzato mantenendo, comunque, un margine di sicurezza tra la soglia di stimolazione (minima energia di uscita per consentire la depolarizzazione) e lo stimolo di output programmato. I moderni generatori di impulsi utilizzano un voltaggio costante. Il voltaggio rimane al valore programmato mentre la corrente varia in funzione della impedenza della sorgente. L'energia dell'output è controllata da due parametri programmabili, l'ampiezza dell'impulso e la sua durata. L'intervallo di ampiezze dell'impulso va da 0.8V a 5V e in alcuni generatori può raggiungere i 10V. La durata dell'impulso varia da 0.05ms a 1.5 ms. Una accurata selezione di questi parametri ha una grande influenza sulla longevità del dispositivo.

L'impulso di uscita è generato dalla scarica di un condensatore caricato dalla batteria. I moderni pacemaker utilizzano una batteria di 2.8V. Il voltaggio più alto è ottenuto usando un moltiplicatore di voltaggio (dei condensatori con capacità più piccola sono usati per caricare il condensatore con capacità maggiore). Il voltaggio può essere raddoppiato caricando due piccoli condensatori in parallelo e scaricandoli sul condensatore di uscita. L'impulso di uscita è emesso a una frequenza controllata dal circuito di temporizzazione; normalmente (pacemaker a domanda) viene inibito dai segnali cardiaci rilevati dal circuito di sensing.

IL CIRCUITO TEMPORIZZATORE (TIMING CIRCUIT)

Il circuito di temporizzazione regola i parametri funzionali alla durata del ciclo di pacing, del periodo refrattario, del periodo di blanking e degli intervalli di tempo tra gli eventi

atriali e quelli ventricolari.

Il circuito temporizzatore e la logica di controllo si basano su un oscillatore a quarzo (e spesso ha un oscillatore di riserva). Un circuito *rate-limiting* è incorporato nel circuito temporizzatore per evitare che la velocità di pacing ecceda i limiti. Ciò è indicato come protezione "*runaway*" ed è tipicamente di 180÷200 bpm.

IL CIRCUITO DI TELEMETRIA

Il pacemaker è in grado di trasmettere informazioni al *programmer* e da esso riceverne. La trasmissione avviene attraverso un antenna RF e la ricezione attraverso un decoder RF, alla frequenza approssimativa di 300 Hz. La telemetria *real-time* è il termine usato per descrivere la capacità del pacemaker di dare informazioni, in funzione del tempo, su ampiezza dell'impulso, durata dell'impulso, impedenza degli elettrocateri, impedenza e livello di carica della batteria ed altro. Il programmer può a sua volta inviare messaggi codificati al pacemaker, che modificano i parametri programmati. La codifica riduce la probabilità di modifiche indesiderate dei programmi dovute a sorgenti a radiofrequenza, campi magnetici o l'uso erraneo di programmer di altri produttori.

LA CASSA

La cassa deve essere non solo compatibile e ben tollerata dal corpo ma deve fornire la necessaria protezione ai componenti circuitali per assicurarne l'affidabilità.

Il corpo è un ambiente corrosivo, la cassa deve perciò resistervi bene, occupare lo spazio minimo necessario ed essere leggera, per ovvi motivi, si pensi che i primi pacemaker del peso di 180g causavano lacerazioni della pelle. Oggi pesano circa 20g e hanno dimensione ~7x6x1cm.

Le casse sono involucri metallici ermeticamente sigillati, comunemente di titanio o acciaio inox. Vengono utilizzate speciali tecniche di saldatura laser o a fascio di elettroni per sigillare senza danneggiare il circuito elettronico o di alimentazione. Involucri

precedenti erano costruiti con polimeri, porosi all'acqua ma non ad altri ioni; ciò era dovuto alla necessità di garantire uno sfiato all'emissione di idrogeno dovuto all'uso delle pile mercurio-zinco.

Una volta che il pacemaker è impiantato è necessario usare i raggi X per individuarne il tipo, per questo motivo i costruttori usano sulla superficie del generatore dei simboli radioopachi o una forma particolare della cassa stessa.

L'ALIMENTAZIONE

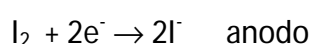
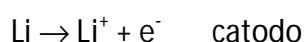
L'alimentazione usata per i pacemaker è una batteria di pile. Caratteristiche desiderabili delle pile in funzione di questo utilizzo sono:

1. lunga durata,
2. volume ridotto,
3. alta densità di energia,
4. basso ritmo di autoscarica e
5. una sufficiente energia di riserva tra i primi segnali di scarica e la scarica completa (affidabilità).

Negli anni si sono usate diverse tecnologie di batterie: pile mercurio zinco, che avevano però un alto ritmo di autoscarica; pile nickel-cadmio ricaricabili, che però dovevano essere ricaricate anche ogni settimana e la cui ricarica era caratterizzata da una forma di isteresi per cui ad ogni successiva ricarica erano sempre meno efficienti; infine sono stati impiantati pacemaker con "pile atomiche".

Dal 1972 nei pacemaker vengono usate le pile di ioduro di litio: esse hanno allungato in maniera significativa la vita dei pacemaker, fino a 10/12 – 15 anni.

Le reazioni di questa pila sono:



combinata $2\text{Li} + \text{I}_2 \rightarrow 2\text{LiI}$

Questa pila ha una tensione a circuito aperto pari a 2.8V, è molto più affidabile delle batterie usate in precedenza, il suo limite è un valore di resistenza interna relativamente elevato. Tale resistenza cresce prima linearmente, passando dai 2.8 ai 2.4V, poi esponenzialmente. Giunti ai 2,4-2,0V alcune funzioni del generatore di impulsi vengono alterate e possono essere rilevate dal personale clinico; tale periodo (ERI) dura 3-4 mesi in media, poi il pacemaker cessa di funzionare o opera in modo errato.

Il miglioramento nella durata di vita è dovuto all'uso di tecniche di progettazione analogiche/digitali low-power, ma anche migliorando le caratteristiche di altri dispositivi. Gli elettrocatereteri, per esempio, nel 1960 richiedevano un output dal generatore di impulsi di $675\mu\text{J}$, già negli anni 90 di soli 3-6 μJ .

I CATETERI E GLI ELETTRIODI (LEAD)

La connessione fra cuore e generatore d'impulsi è fornita da elettrodi impiantabili a catetere (*lead*) che raggiungono l'endocardio introducendoli attraverso una vena sulla spalla o sul collo (la vena succlavia destra o la vena brachiocefalica sinistra): il tipo unipolare ha un solo conduttore isolato lateralmente con elettrodo sulla punta, tipicamente il catodo, mentre il contenitore del generatore d'impulsi, collocato nella regione pettorale, funge da anodo, ad alcuni (5-10) centimetri di distanza; il bipolare (meno soggetto all'interferenza di potenziali generati da ventricoli e muscoli e sorgenti EMI) due conduttori isolati con gli elettrodi a pochi millimetri l'uno dall'altro, il catodo collocato sulla punta del lead a diretto contatto con il miocardio e l'anodo ad anello a circa 2cm dalla punta, usualmente chiamati tip e ring. I cateteri bipolari sono realizzati con cavi coassiali riducendone notevolmente le dimensioni.

Nell'elettrodo a contatto con il miocardio è contenuto 1mg di corticosteroide che rilasciato lentamente nell'arco di parecchi anni riduce l'infiammazione dei tessuti

causata dal contatto con il catetere. Ciò ritarda l'ispessimento fibroso che si forma intorno all'elettrodo e che aumenta la soglia di stimolo .

I cateteri oltre ad assicurare un'appropriata conduzione elettrica devono essere robusti dal punto di vista meccanico: non solo le loro estremità distali devono resistere al movimento costante dovuto al battito cardiaco, ma i cavi devono essere in grado di resistere agli sforzi generati dai continui movimenti del paziente.

Un secondo requisito dei cateteri è che devono essere ben isolati. Se ciò non accade, ogni volta che si verifica un difetto di isolamento, è di fatto presente un ulteriore elettrodo stimolatore che, oltre a produrre una possibile stimolazione nel tessuto, sottrae in parallelo una quota di corrente di stimolazione all'elettrodo applicato al cuore.

Per soddisfare questi requisiti i cavi di collegamento sono attualmente costituiti da spirali metalliche, poste all'interno di un cilindro di gomma siliconica o di poliuretano che assicurano flessibilità al catetere, garantendo anche eccellenti caratteristiche di isolamento elettrico e compatibilità biologica. La forma elicoidale fornisce resistenza alle sollecitazioni meccaniche e l'uso di spirali realizzate con strutture multifilamento tutela contro guasti dovuti a rottura di un singolo filo.

Analogamente a quanto visto per i cateteri, è importante il materiale con cui sono realizzati gli elettrodi. Essi devono essere in grado di far fronte alle ripetute sollecitazioni dovute all'attività meccanica del cuore e devono rimanere ben posizionati per fornire adeguata stimolazione elettrica; devono essere realizzati con materiali che non si degradino durante il lungo periodo in cui restano impiantati, non provochino irritazioni al tessuto cardiaco adiacente e non siano soggetti a reazioni elettrolitiche in presenza di stimolo. Per questo motivo sono spesso realizzati con gli stessi materiali dei conduttori di collegamento; oltre a ciò, dovrebbero essere realizzati con materiali che minimizzino reazioni biologiche come la formazione di una capsula fibrosa densa intorno all'elettrodo, visto che tale capsula aumenta la soglia richiesta per la stimolazione.

Cavi ed elettrodi sono realizzati in leghe di platino o vari tipi di acciaio inossidabile.

Nei primi pacemaker un guasto frequente era la rottura dei cavi, oggi il problema è stato notevolmente ridotto, tanto che cavi di connessione ed elettrodi rimangono impiantati quando si sostituisce il pacemaker (quando si devono sostituire le pile si sostituisce direttamente il pacemaker).

SPECIFICHE DI PROGETTO

LO SCOPO

In questo lavoro si vuole realizzare lo studio preliminare degli stadi di amplificazione e filtraggio per un circuito di lettura (o circuito di *sensing*) di un pacemaker, utilizzando un programma di simulazione di circuiti elettronici (SPICE).

Il circuito di lettura è destinato a rilevare il segnale cardiaco naturale atriale, che nell'ECG è rappresentato dall'onda P e che ha le seguenti caratteristiche:

1. ampiezza compresa nell'intervallo $100\mu\text{Vpp}$ - 4mVpp
2. banda di frequenza 80Hz - 130Hz

Il segnale rilevato deve essere amplificato, filtrato e analizzato poi con un convertitore analogico digitale (ADC), dal valore di tensione di fondo scala di 1V; il segnale processato dovrà pertanto avvicinarsi il più possibile a tale valore.

Come visto nell'introduzione l'alimentazione del pacemaker è fornita da una batteria di 2.7V.

LE SPECIFICHE DEL PROGETTO

Il sistema di amplificazione e filtraggio viene realizzato con amplificatori operazionali *micropower* con alimentazione *single supply* da 2.7V e consumo massimo di $10\mu\text{A}$.

Per un segnale di ingresso di ampiezza compresa nell'intervallo $100\mu\text{V}$ - 4mV , il guadagno minimo sarà pertanto 47.9dB e quello massimo 80dB.

Il filtro deve realizzare un filtraggio passa-banda con frequenza a 3dB inferiore $f_L=80\text{Hz}$, con frequenza a 3dB superiore $f_H=130\text{Hz}$ e frequenza centrale a 100Hz.

Nella simulazione eseguita con SPICE si fa riferimento al segnale VDE definito nello standard CENELEC come segnale di test.

SPICE - CENNI

La parola SPICE è l'acronimo di *Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis*. Usando SPICE si può predeterminare con un computer la risposta di un circuito e in tal modo valutare il circuito stesso prima di testarlo con un prototipo in laboratorio, rendendo il lavoro più veloce ed economico.

SPICE fu sviluppato nei primi anni '70 all'Università di California, Berkeley; la prima versione fu chiamata CANCER ed era realizzata in FORTRAN, le successive in C.

Esistono oggi molte versioni commerciali provviste anche di strumenti EDA, versioni interattive con sofisticate interfacce grafiche.

In questo lavoro verrà utilizzato come simulatore SPICE OPUS, una versione gratuita distribuita dell'Università di Lubiana; gli schematici sono invece tracciati con CAPTURE STUDENT, una versione limitata appartenente al pacchetto ORCAD di CADENCE.

COME FUNZIONA SPICE

Di ogni elemento SPICE possiede una rappresentazione interna in termini di un sistema di equazioni che legano le correnti e le cariche immagazzinate ai valori delle tensioni applicate ai morsetti del dispositivo. Una resistenza R, ad esempio, è caratterizzata dall'unica equazione $I = V/R$

dove I è la corrente che la attraversa e V è la tensione ai suoi capi.

I modelli matematici dei dispositivi vengono usati per ridurre il circuito ad una forma ideale costituita da n nodi (escluso il nodo di massa che è usato come riferimento,

sempre a 0V) e da r rami, con ogni ramo definito da una relazione tra la corrente che lo attraversa e la caduta di potenziale ai suoi capi. Le variabili incognite del circuito sono le tensioni agli n nodi e le correnti attraverso i rami.

SPICE affronta il problema della soluzione dell'equazione del circuito ricorrendo all'analisi dei nodi: le tensioni dei nodi vengono prese come variabili indipendenti, mentre le correnti sono ad esse correlate attraverso le equazioni di ramo. Si ottiene così un sistema che può essere scritto in forma matriciale:

$$\mathbf{Y}^* \mathbf{V} = \mathbf{I}$$

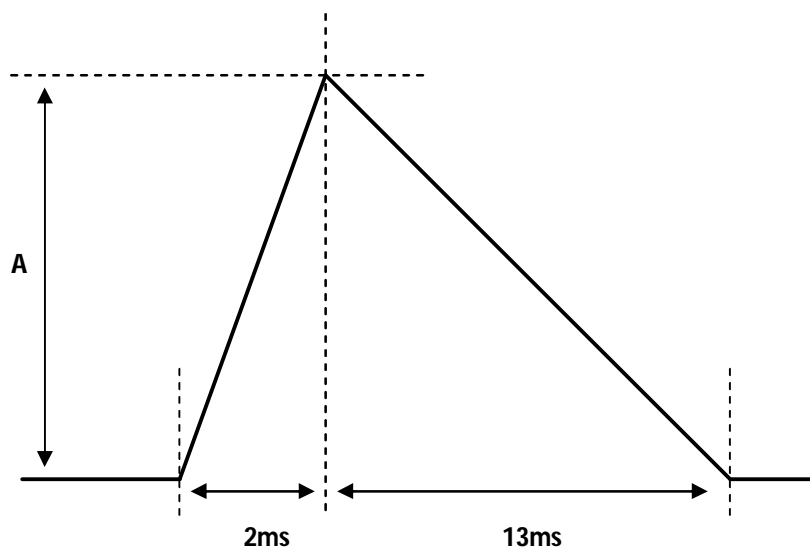
Dove \mathbf{Y} è la matrice di ammettenza, \mathbf{V} è il vettore delle tensioni incognite e \mathbf{I} è il vettore delle correnti di eccitazione. La soluzione del circuito è ricondotta a un problema standard di calcolo matriciale, che si presta bene alla risoluzione automatica.

I tre tipi fondamentali di analisi che SPICE può compiere sono:

1. Analisi in corrente continua (DC). Permette di ottenere il punto di lavoro statico e la caratteristica di trasferimento *quasi statica* del circuito.
2. Analisi in corrente (AC) per piccoli segnali attorno ad un punto di lavoro statico. Il simulatore compie per prima cosa un'analisi DC per trovare il punto di lavoro, quindi risolve l'equazione del circuito sottoposto ad un segnale di ingresso di pulsazione e ampiezza data, sostituendo agli elementi non lineari il loro circuito equivalente per piccoli segnali ottenuto al termine dell'analisi DC. Il risultato è la risposta in frequenza.
3. Analisi in transitorio per grandi segnali a partire da un punto di lavoro statico. Anche in questo caso, il simulatore parte con un'analisi DC per determinare il punto di lavoro iniziale, quindi determina la risposta nel dominio del tempo del circuito ad uno stimolo di forma pressochè arbitraria in ingresso

SEGNALE VDE

Il segnale VDE detto anche "*Tokyo Standard*" è un segnale triangolare con tempo di salita di 2ms, durata 15ms e ampiezza nell'intervallo che va da 100 μ V a 4mV (ma può raggiungere in alcune condizioni i 10mV). Esso è imposto dalla norma CENELEC EN 45502-2-1998 per effettuare i test sullo stadio di *sensing* di un pacemaker.



Segnale di test triangolare standard V_{DE}

MACROMODELLO PER RISPOSTA IN FREQUENZA DELL'AMPLIFICATORE OPERAZIONALE

I circuiti interni che compongono un amplificatore operazionale possono contenere da 20 a 100 transistori bipolari o a effetto di campo (o entrambi). Se si rappresentassero questi transistori con i corrispondenti circuiti equivalenti, la simulazione di circuiti contenenti diversi amplificatori operazionali richiederebbe tempi di calcolo molto elevati. Sono quindi state sviluppate rappresentazioni circuitali semplificate del comportamento dell'amplificatore operazionale, dette macromodelli. La maggior parte

delle versioni di SPICE disponibili contiene dei macromodelli sofisticati per gli operazionali.

SCHEMATICI E SIMULAZIONI

Criteri di selezione: fattori che influenzano il progetto e la prestazione dei front-end analogici : un problema tipico nella progettazione della parte analogica di un dispositivo è la conversione di un segnale di modesta intensità, rumoroso e/o prossimo ai limiti di rilevabilità in una rappresentazione digitale accurata. L'impiego di un Front End analogico (AFE) è caratteristico in tali casi, con funzione fondamentale l'amplificazione del segnale di interesse in maniera accurata, cioè con la minima non linearità nel guadagno, il che significa fornire un guadagno affidabile ovvero il più possibile indipendente dal valore del guadagno stesso, dal segnale di modo comune e dalla temperatura all'istante della misura. La scelta della topologia (amplificatore differenziale, non invertente o altro) per ottenere accuratezza e ripetibilità con la minima complessità e costo richiede la comprensione dello scopo del front end e dei principi su cui è basata la sua funzione, come amplificazione, filtraggio e regolazione della tensione di modo comune, oltre alla scelta dell'ADC (convertitore analogico digitale) adatto all'applicazione: il segnale può contenere componenti non desiderate come il rumore ad alta frequenza che, se non eliminate, possono causare rumore all'ADC a causa dell'*aliasing*. Il relativo filtraggio è importante e nella ricerca del compromesso fra efficienza e complessità va valutato per ciascuna topologia. [Seitz, 2010]

CIRCUITO DI LETTURA

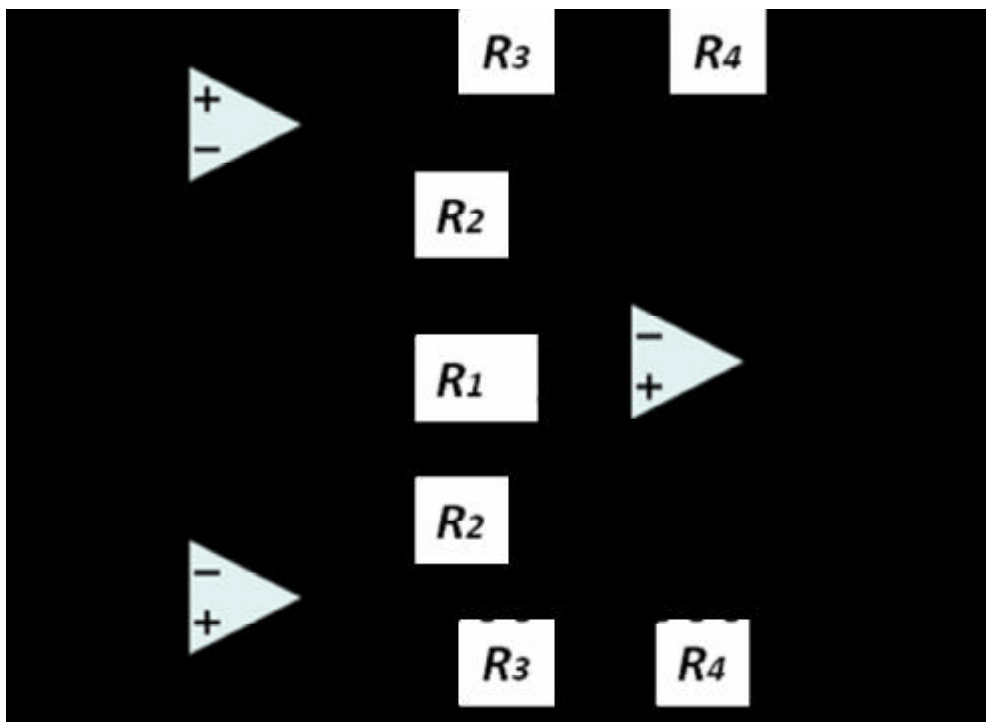
Costituito da un amplificatore per strumentazione con in cascata il filtro, viene realizzato dapprima con amplificatore ideale, poi con amplificatore operativo LPV511 della *National Semiconductors*

L'AMPLIFICATORE

Il segnale viene ricevuto dal circuito di *sensing* attraverso due elettrodi degli elettrocateri del pacemaker: Tip (catodo) e Ring (anodo). Trattandosi di un segnale differenziale si è pensato di utilizzare un amplificatore sottrattore che tuttavia presenta il problema di una bassa impedenza di ingresso, mentre la fonte del segnale è caratterizzata da un'elevata impedenza.

Si è pensato pertanto ad un amplificatore per strumentazione il quale presenta in entrambi gli ingressi una R_{IN} infinita mentre la resistenza di uscita è nulla.

L'amplificatore da strumentazione è costituito da due amplificatori non invertenti e da un amplificatore sottrattore.



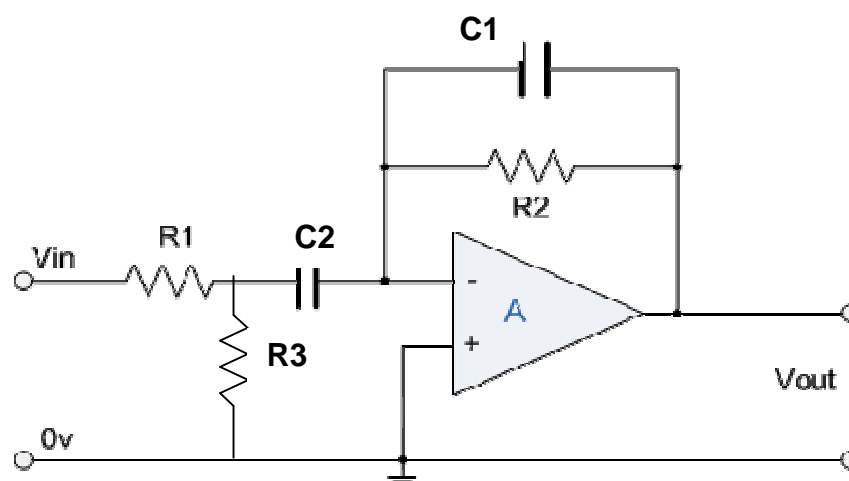
$$v_0 = -\frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{R_2}{\frac{R_1}{2}} \right) (v_1 - v_2)$$

Nell'amplificatore per strumentazione la resistenza R_1 è un reostato, il suo valore variabile viene utilizzato per variare il guadagno da 47.9dB a 80dB.

FILTRO

Dalla letteratura [2] risulta che si può dimostrare come un filtro passa-banda del secondo ordine con fattore di qualità $Q = 2$ garantisca una sufficiente selettività per la rilevazione del segnale atriale.

Ci si è pertanto orientati su un filtro del secondo ordine passa-banda, *Sallen-and-Key* il cui schema è riportato nella figura :



$$R_{th} = \frac{R_1 R_3}{R_1 + R_3}$$

La funzione di trasferimento è data da:

$$A_{BP}(s) = \frac{V0(s)}{VS(s)} = \sqrt{\frac{R_3}{R_1 + R_3} \frac{R_2 C_2}{R_1 C_1}} \frac{s w_0}{s^2 + s \frac{w_0}{Q} + w^2}$$

dove

$$w_0 = \frac{1}{C \sqrt{R_1 R_2}}$$

larghezza di banda

$$BW = \frac{2}{R_2 C}$$

guadagno in centro banda ($2Q^2$):

$$A_{BP}(w_0) = -\frac{1}{2} \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

Si è preferito utilizzare per maggior precisione due filtri del tipo visto in cascata, con w_0 rispettivamente a 80 e a 130 Hz. I valori scelti per le resistenze e per i condensatori sono i seguenti:

Filtro passa-banda con $w_0 = 80$ Hz

$$R_{1,3} = 10 \text{ kohm}$$

$$R_2 = 82 \text{ kohm}$$

$$C_{1,2} = 0.1 \mu\text{F}$$

$$Q = 2.02$$

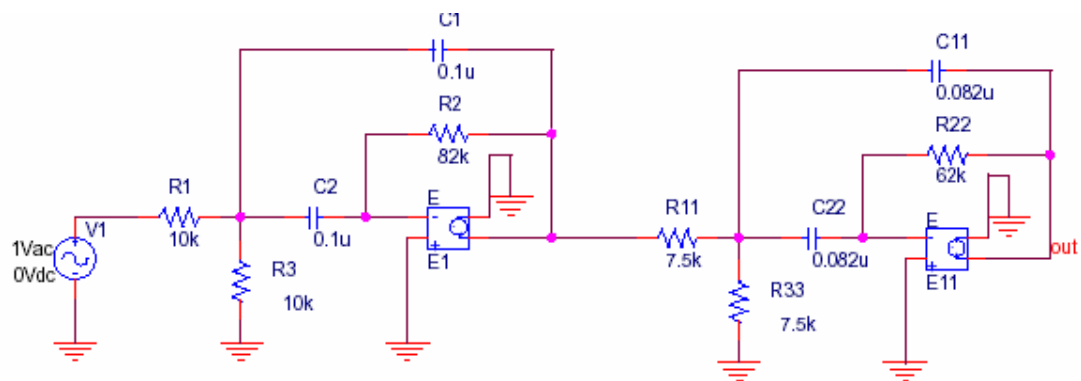
Filtro passa-banda con $f_0 = 130 \text{ Hz}$

$R_{1,3} = 7.5 \text{ kohm}$

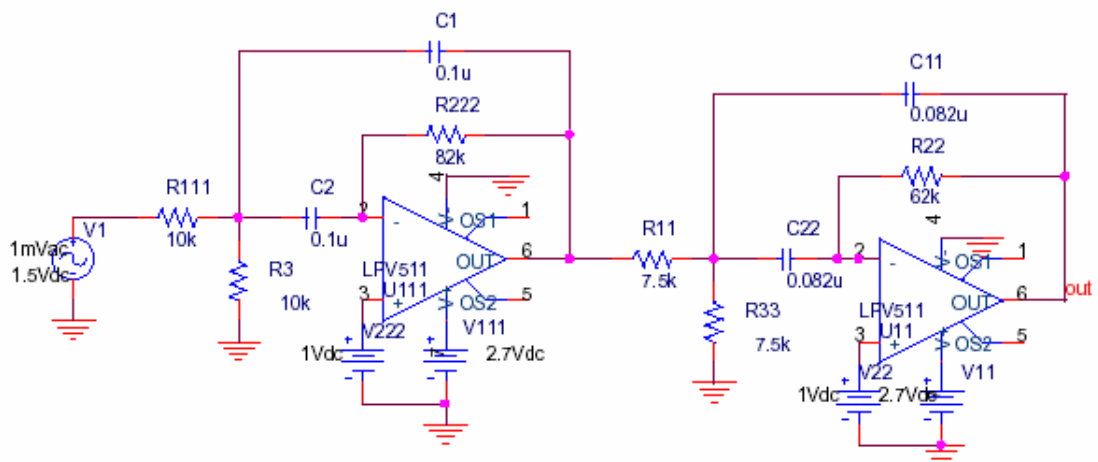
$R_2 = 62 \text{ kohm}$

$C_{1,2} = 0.082 \mu\text{F}$

$Q = 2.03$

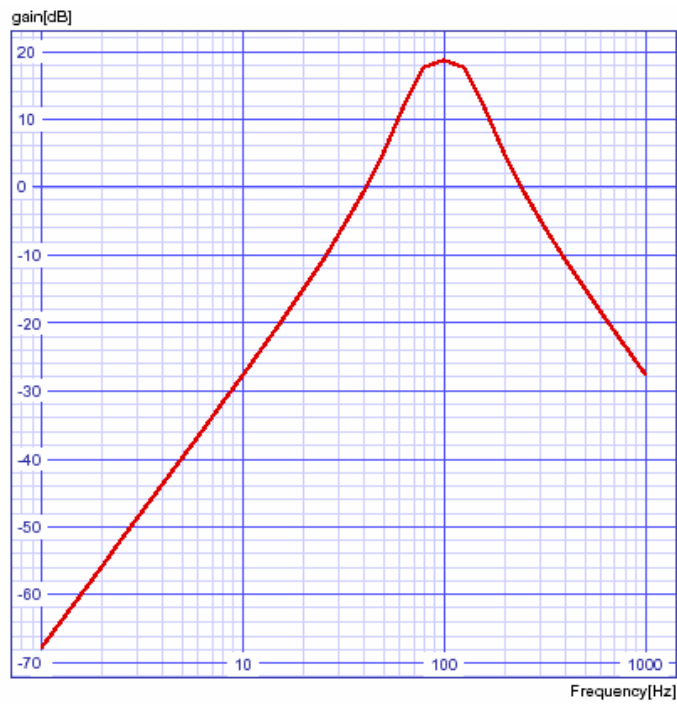


filtro passabanda con op-amp ideale

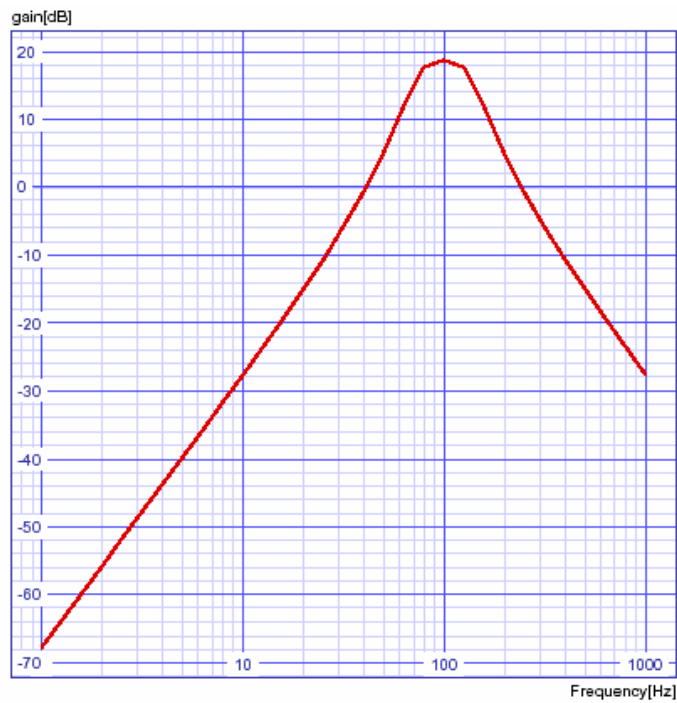


filtro passabanda con op-amp LPV511

Con tali valori si ottiene amplificazione 18.6dB sia con AMP OP ideale sia con amplificatore operazionale ideale che con LPV511

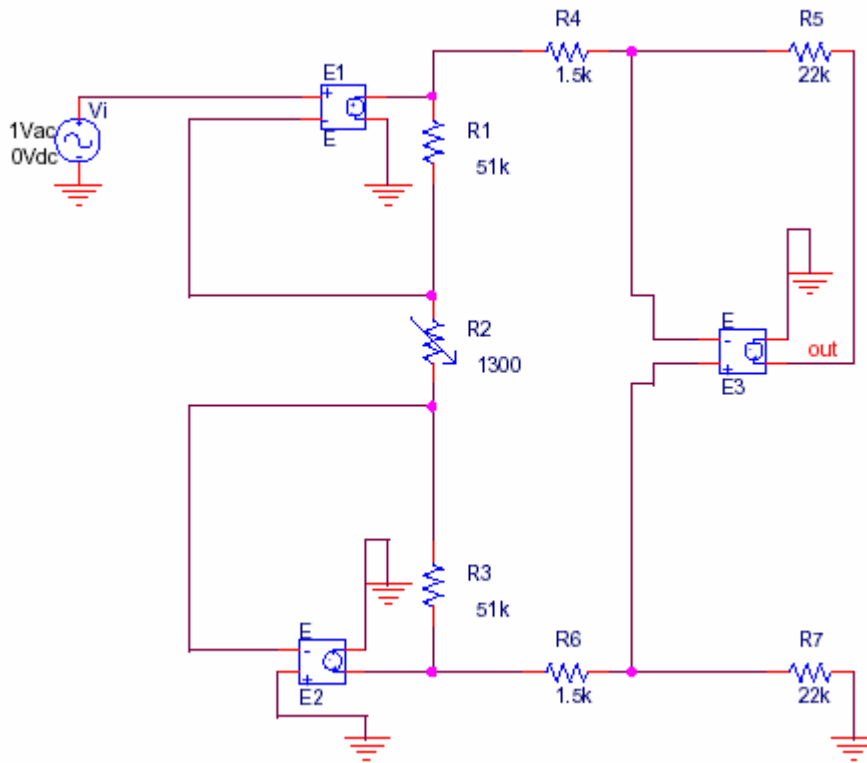


Risposta del filtro passa-banda con amplificatore operazione ideale



Risposta del filtro passa-banda con op-amp LPV511

Per ottenere amplificazione finale da 47.9dB a 80dB l'amplificatore per strumentazione deve garantire da 29dB a 60db.



AMPLIFICATORE PER STRUMENTAZIONE CON AMPLIFICATORE OPERAZIONALE IDEALE

Per amplificazione 29dB:

$$R_2 = 51\text{kohm}$$

$$R_1 = 100\text{kohm}$$

$$R_4 = 22\text{kohm}$$

$$R_3 = 1.5\text{kohm}$$

Per amplificazione 61dB:

$$R_2 = 51\text{kohm}$$

$R_1 = 1300\text{ohm}$

$R_4 = 22\text{kohm}$

$R_3 = 1.5\text{kohm}$

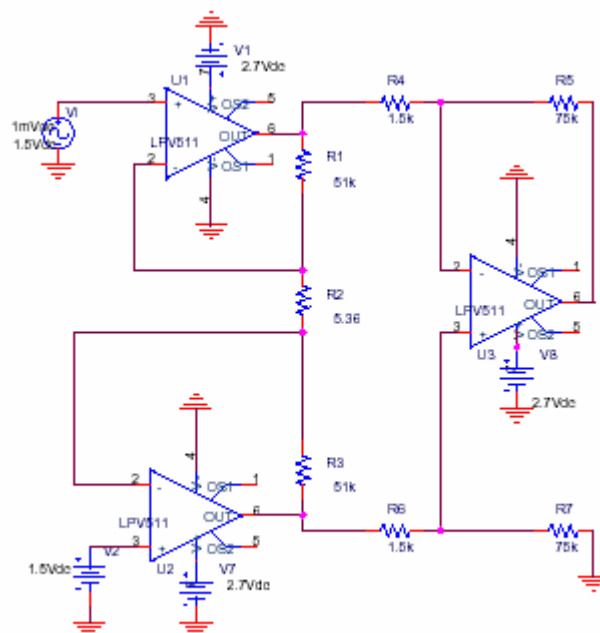
AMPLIFICATORE PER STRUMENTAZIONE CON AMPLIFICATORE OPERAZIONALE LPV511 DELLA NATIONAL SEMICONDUCTOR

LPV511:

Alimentazioni consentite 2,7-12V

Corrente di alimentazione 880nA

Larghezza di banda 27kHz



Amplificatore strumentale LPV511

Si devono trovare i valori delle R che diano amplificazione da 29 dB a 60dB, data l'amplificazione 18.6 dB del filtro che è in cascata all'amplificatore.

Per amplificazione teorica di 60dB

$$R_2 = 51\text{kohm}$$

$$R_1 = 5.36\text{kohm}$$

$$R_4 = 75\text{kohm}$$

$$R_3 = 1.5\text{kohm}$$

Si ottiene invece attraverso simulazione SPICE un guadagno in centro banda 14dB e frequenza superiore $f_H = 177\text{Hz}$

Si procede per ottenere attraverso modifiche dei valori delle resistenze; procedendo con varie simulazioni il miglior risultato si è ottenuto con:

$$R_2 = 51\text{kohm}$$

$$R_1 = 1.40\text{kohm}$$

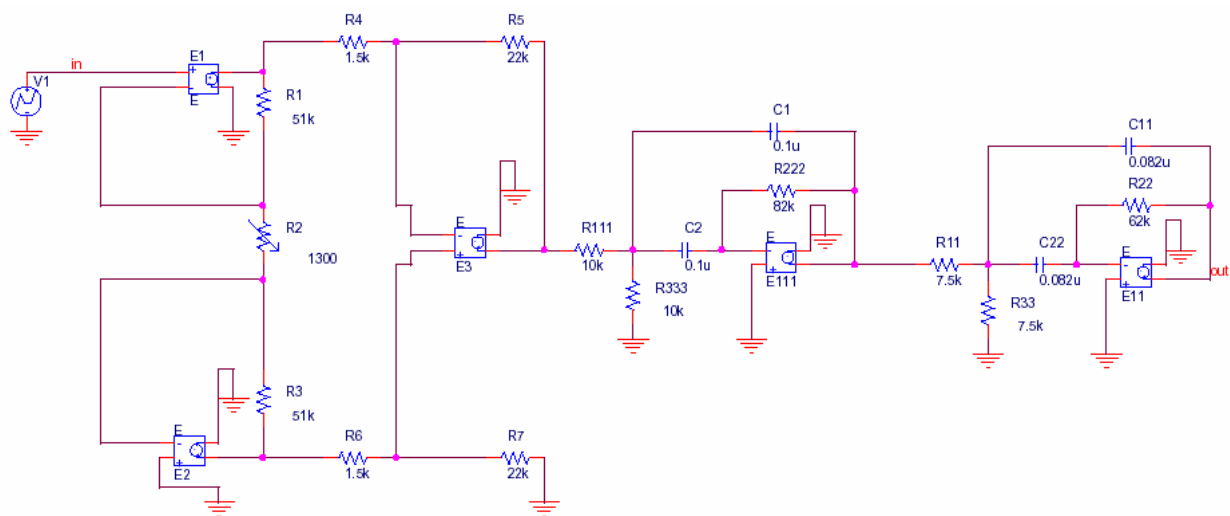
$$R_4 = 75\text{kohm}$$

$$R_3 = 1.5\text{kohm}$$

Tale configurazione dà guadagno a centro banda 30dB con frequenza superiore $f_H = 150\text{Hz}$.

Non si è ottenuto invece il guadagno 60dB.

RISULTATI DELL'USO AMPLIFICATORE/FILTRO CON OPERAZIONALE IDEALE



Amplificatore e filtro con op-amp ideali

Effettuando l'analisi in corrente alternata (AC), variando la resistenza R_2 e considerando i due valori $R_2 = 1300\text{ohm}$, $R_2 = 100\text{kohm}$ si ottengono i valori dei seguenti grafici:

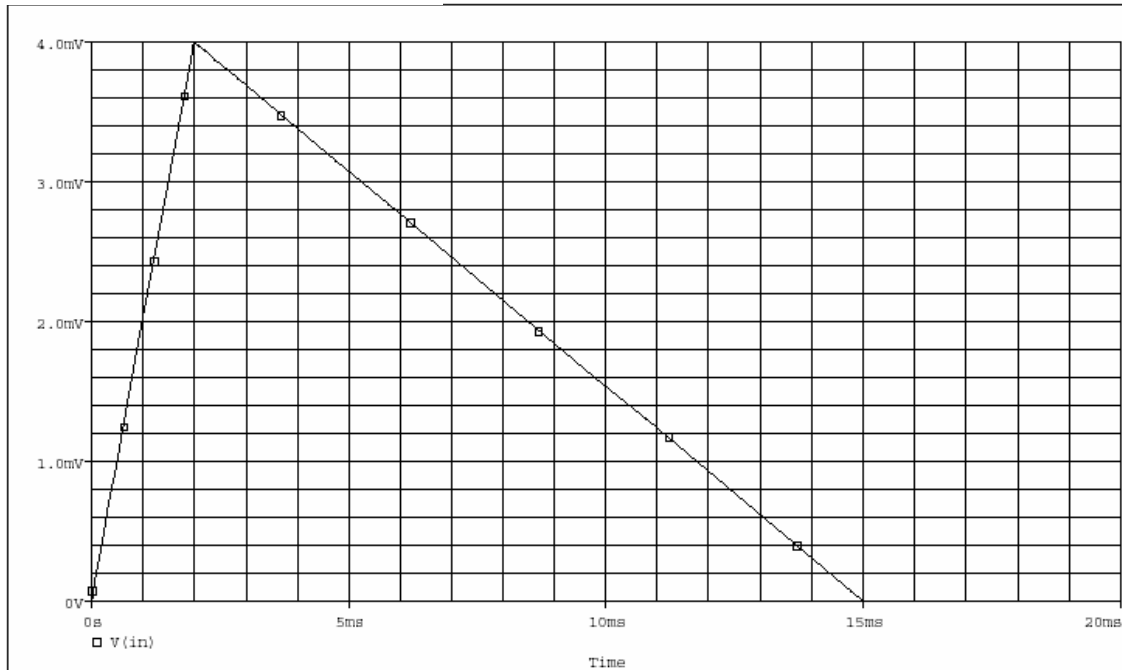


guadagno di tensione sistema ideale, $R_2 = 1.3\text{k}$

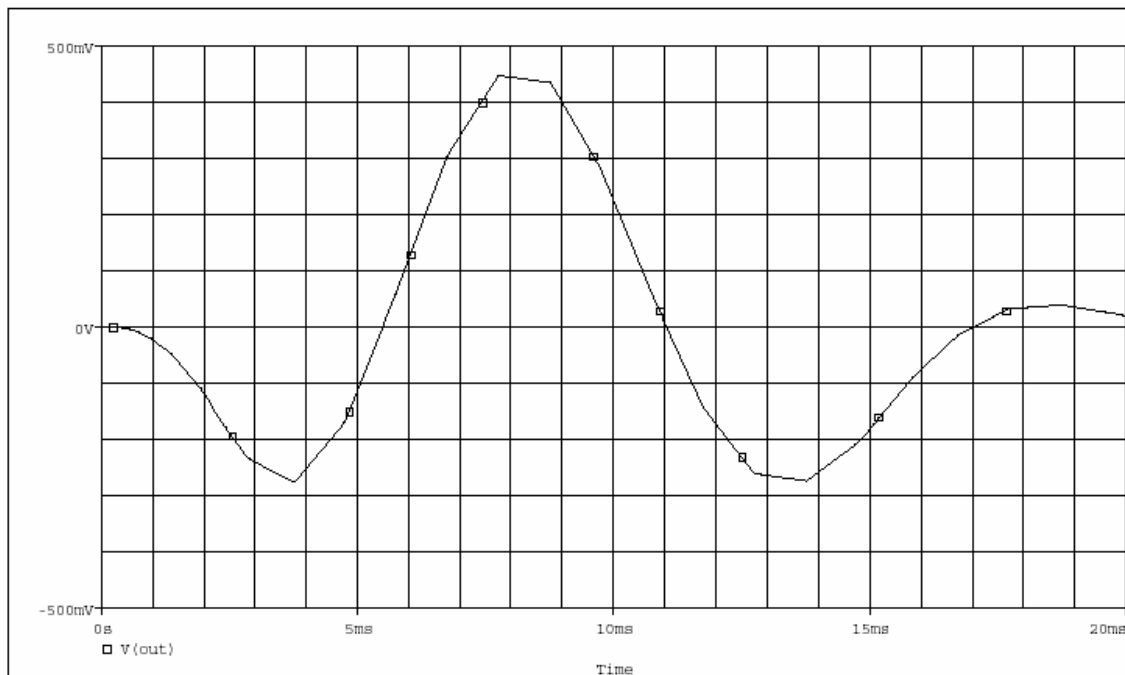


guadagno di tensione sistema ideale, $R_2=100k$

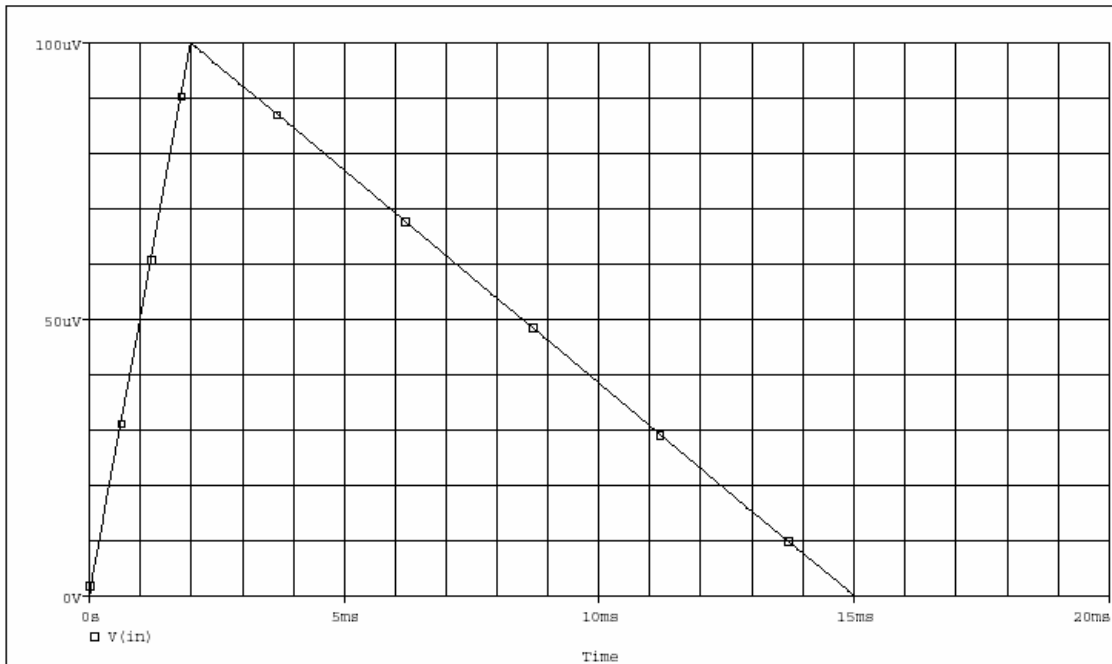
Rimane ora da effettuare un'analisi in regime transitorio con segnale di ingresso il segnale VDE. Il segnale verrà preso in considerazione con ampiezza 4mV e verrà processato dal sistema con guadagno 48dB. Successivamente verrà considerato il segnale VDE con ampiezza 100 μ V e verrà processato dal sistema con guadagno 80dB.



Ingresso di ampiezza 4 mV

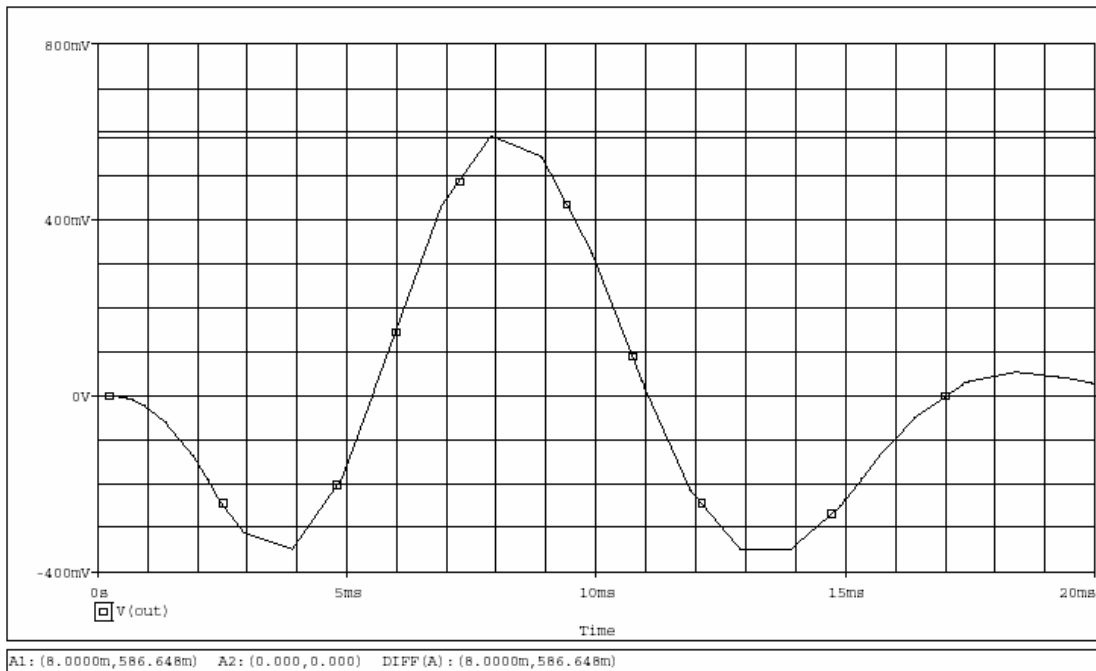


Uscita da ampiezza 4 mV



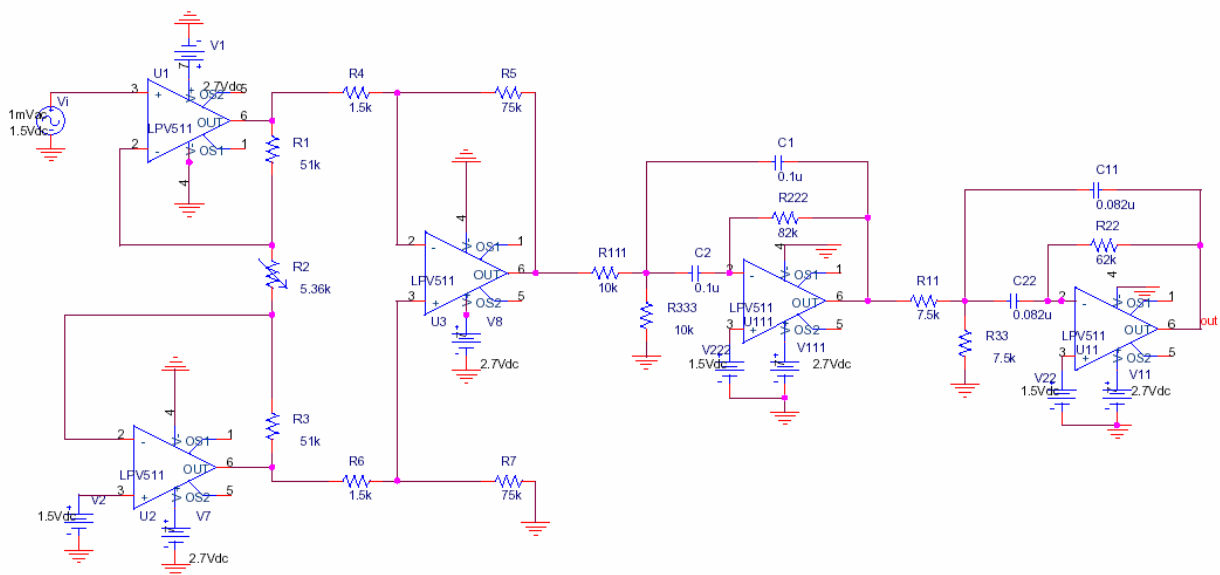
Ingresso di ampiezza 100 μ V

SEGNALE DI USCITA DA VDE DI AMPIEZZA 100uV



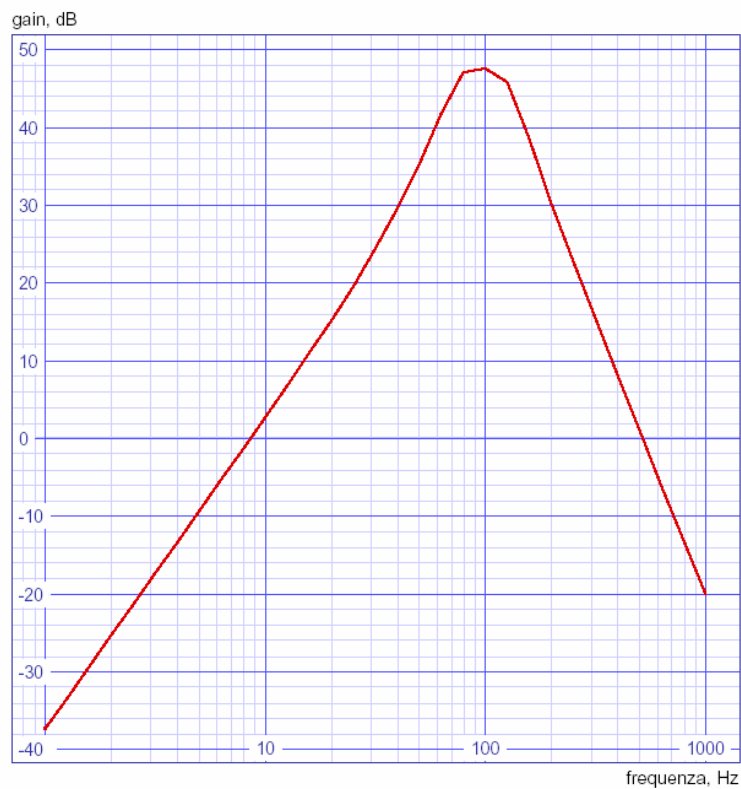
Uscita da ampiezza 100 μ V

RISULTATI DELL'USO AMPLIFICATORE/FILTRO CON OPERAZIONALE Lpv511



Amplificatore e filtro con op-amp LPV511

Effettuando l'analisi in corrente alternata (AC) si ottiene il seguente grafico:

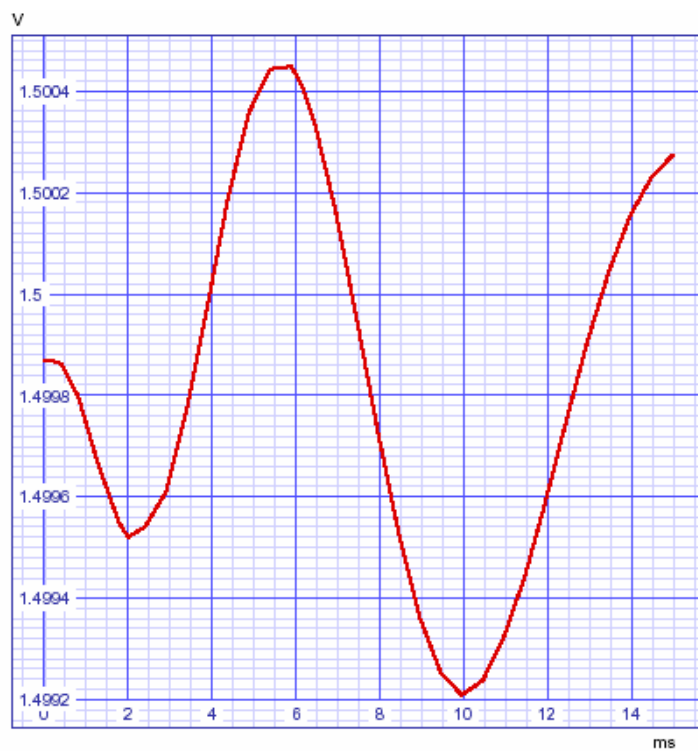


guadagno di tensione sistema con op-amp LPV511

Rimane ora da effettuare un'analisi in regime transitorio con segnale di ingresso, il segnale VDE. Il segnale che verrà preso in considerazione ha ampiezza 4mV e verrà processato dal sistema che ha guadagno in centro banda 47.1dB.



Ingresso di ampiezza 4 mV



Uscita

CONCLUSIONI

Utilizzando il modello di amplificatore ideale, soddisfare le specifiche non presenta particolari difficoltà.

L'impiego del modello SPICE fornito dal costruttore di diversi amplificatori operazionali reali *micropower*, disponibili commercialmente, migliora la confidenza, rispetto all'uso delle assunzioni ideali, che sia possibile soddisfare le specifiche nella produzione di prototipi reali, almeno per quel che riguarda la parte di filtraggio.

L'amplificazione evidenzia una criticità nettamente superiore, confusa inoltre dall'inconsistenza fra alcuni risultati ottenuti col primo strumento di simulazione (Opus) e il secondo (PSPICE).

Possibili sviluppi potrebbero essere, oltre alla verifica del comportamento dei simulatori, la selezione di modelli di amplificatore operazionale di caratteristiche superiori e/o l'introduzione di un ulteriore stadio di amplificazione.

App. B : Modelli SPICE

```
* source COMPLETOIDEALE
R_R2    N00127 N00130 100k
E_E111  N00073 0 0 N00038 1000000
C_C1    N00044 N00073 0.1u
C_C2    N00044 N00038 0.1u
R_R111  N00228 N00044 10k
V_Vi    N09648 0 DC 0Vdc AC 1Vac
*V_Vi    N09648 0 DC 0Vdc
*+PWL 0 0 2ms 10uv 15ms 0
R_R222  N00038 N00073 82k
R_R333  N00044 0 10k
R_R6    N00140 N00152 1.5k
R_R7    N00152 0 22k
E_E1    N00133 0 N09648 N00127 100000
E_E2    N00140 0 0 N00130 100000
E_E3    N00228 0 N00152 N00160 100000
R_R33   N00049 0 7.5k
E_E11   OUT 0 0 N01102 1000000
R_R4    N00133 N00160 1.5k
R_R11   N00073 N00049 7.5k
R_R3    N00130 N00140 51k
R_R22   N01102 OUT 62k
R_R1    N00133 N00127 51k
C_C22   N00049 N01102 0.082u
R_R5    N00160 N00228 22k
C_C11   N00049 OUT 0.082u

.control
*richiesta di analisi
ac dec 10 1Hz 1kHz

let gain=v(OUT)

* richiesta di output
plot db(gain)
+xlabel 'Frequency[Hz]'
+ylabel 'gain[dB]'
+title 'gain[dB]'
*tran 0.1ms 15ms
*plot v(OUT) vs time*1000

.endc
.end
```

* source COMPLETOLPV511

C_C1 N00044 N00073 0.1u
C_C2 N00044 N00038 0.1u
R_R111 N00228 N00044 10k
*V_Vi N00414 0 DC 1.5Vdc AC 1mVac
V_Vi N00414 0 DC 0Vdc
+PWL 0 1.5V 2ms 1.504V 15ms 1.5v
R_R222 N00038 N00073 82k
R_R333 N00044 0 10k
X_U111 N01805 N00038 N014652 0 N00073 LPV511
R_R6 N00140 N00152 1.5k
R_R7 N00152 0 75k
V_V222 N01805 0 1.5Vdc
V_V22 N01793 0 1.5Vdc
R_R2 N00127 N00130 1.40k
X_U1 N00414 N00127 N032232 0 N00133 LPV511
V_V2 N03890 0 1.5Vdc
X_U2 N03890 N00130 N032412 0 N00140 LPV511
R_R33 N00049 0 7.5k
X_U3 N00152 N00160 N08276 0 N00228 LPV511
V_V11 N016292 0 2.7Vdc
V_V7 N032412 0 2.7Vdc
V_V8 N08276 0 2.7Vdc
R_R4 N00133 N00160 1.5k
R_R11 N00073 N00049 7.5k
R_R3 N00130 N00140 51k
R_R1 N00133 N00127 51k
X_U11 N01793 N01102 N016292 0 OUT LPV511
V_V111 N014652 0 2.7Vdc
C_C22 N00049 N01102 0.082u
V_V1 N032232 0 2.7Vdc
R_R5 N00160 N00228 75k
R_R22 N01102 OUT 62k
C_C11 N00049 OUT 0.082u

* BEGIN MODEL LPV511
*///
* (C) National Semiconductor, Corporation.
* Models developed and under copyright by:
* National Semiconductor, Corporation.
*///
* Legal Notice:
* The model may be copied, and distributed without any modifications;
* however, reselling or licensing the material is illegal.
* We reserve the right to make changes to the model without prior notice.

```

* Pspice Models are provided "AS IS, WITH NO WARRANTY OF ANY KIND"
* ////////////////////////////////////////////////////////////////////
* ////////////////////////////////////////////////////////////////////
* ////////////////////////////////////////////////////////////////////
* MODEL FEATURES INCLUDE OUTPUT SWING, OUTPUT CURRENT THRU
* THE SUPPLY RAILS, GAIN AND PHASE, SLEW RATE, COMMON MODE
* REJECTION, POWER SUPPLY REJECTION, INPUT VOLTAGE NOISE
* WITH 1/F, INPUT CURRENT NOISE WITH 1/F, INPUT CAPACITANCE,
* INPUT BIAS CURRENT, INPUT BIAS CURRENT VS VCM, INPUT COMMON
* MODE RANGE, INPUT OFFSET, INPUT OFFSET VS VCM, HIGH CLOAD
* DRIVE CAPABILITY, OUTPUT CLAMPS TO THE RAIL, AND QUIESCENT
* SUPPLY CURRENT.
* ////////////////////////////////////////////////////////////////////
* //MODEL TEMP RANGE IS -55 TO +125 DEG C.//
* //NOTE THAT MODEL IS FUNCTIONAL OVER THIS RANGE BUT NOT ALL
* //PARAMETERS TRACK THOSE OF THE REAL PART.//
* ////////////////////////////////////////////////////////////////////
* PINOUT ORDER +IN -IN +V -V OUT
* PINOUT ORDER 3 4 5 2 1
.SUBCKT LPV511 3 4 5 2 1
Q1 6 7 8 QIN
Q2 9 10 11 QIN
Q3 12 13 14 QNG
Q4 13 13 14 QNG
Q5 15 10 16 QIP
Q6 17 18 19 QIP
Q7 20 21 22 QPG
Q16 13 23 20 QPG
R1 12 8 125
R2 12 11 125
R3 19 20 125
R4 16 20 125
R5 24 25 200
R7 6 22 300
R8 14 15 300
R9 14 17 300
V3 22 23 1
I1 21 22 25E-9
R15 26 10 200
V5 7 18 0.35E-3
V6 25 18 0.2E-3
D7 27 0 DIN
D8 28 0 DIN
I8 0 27 0.1E-3
I9 0 28 0.1E-3
C4 24 0 1E-12
C5 4 0 1E-12
D9 29 0 DVN
D10 30 0 DVN
I10 0 29 0.1E-3
I11 0 30 0.1E-3

```

E4 26 4 29 30 3.9
G2 24 26 27 28 2.8E-14
E5 31 0 22 0 1
E6 32 0 14 0 1
E7 33 0 34 0 1
R30 31 35 1E6
R31 32 36 1E6
R32 33 37 1E6
R33 0 35 100
R34 0 36 100
R35 0 37 100
E10 38 3 37 0 0.01
R36 26 34 1E9
R37 34 24 1E9
C6 31 35 1E-12
C7 32 36 3E-12
C8 33 37 3E-12
R6 9 22 300
E11 39 38 36 0 0.3
E12 24 39 35 0 0.3
C9 9 6 3E-9
C10 15 17 3E-9
Q21 40 41 14 QNG
R38 41 42 1E3
R39 43 44 1E3
R40 45 5 10
R41 2 46 10
R43 47 48 2E3
R44 49 22 10
R45 14 50 10
D11 1 5 DD
D12 2 1 DD
E16 14 0 2 0 1
E17 22 0 5 0 1
R46 2 5 100E6
E18 51 14 22 14 0.5
D13 47 22 DD
D14 14 47 DD
M2 52 53 46 46 NOUT L=3U W=30U
M3 54 55 45 45 POUT L=3U W=15U
M4 56 56 49 49 POUT L=3U W=15U
M9 57 57 50 50 NOUT L=3U W=30U
R47 58 55 100
R48 59 53 100
G4 47 51 60 51 20E-6
R49 51 47 1.6E10
C13 48 1 18E-12
C17 1 0 0.5E-12
D15 53 40 DD
D16 61 55 DD

Q22 61 44 22 QPG
R60 1 54 50
R61 52 1 5
G8 62 51 47 51 -1E-3
G9 51 63 47 51 1E-3
G10 51 64 57 14 1E-3
G11 65 51 22 56 1E-3
D18 65 62 DD
D19 63 64 DD
R67 62 65 100E6
R68 64 63 100E6
R69 65 22 1E3
R70 14 64 1E3
E24 22 58 22 65 1
E25 59 14 64 14 1
R71 63 51 1E6
R72 64 51 1E6
R73 51 65 1E6
R74 51 62 1E6
R82 58 22 1E9
R83 14 59 1E9
I22 5 2 0.26E-6
R156 56 22 1E8
R157 14 57 1E8
R158 46 53 1E8
R159 45 55 1E8
G37 47 51 66 51 20E-6
R305 51 66 1E9
E99 22 43 5 45 10
E100 42 14 46 2 10
I23 56 57 0.5E-6
E101 60 51 15 17 10
E102 66 51 6 9 -10
D2 10 71 DCL
D20 7 71 DCL
D21 72 10 DCL
D22 72 18 DCL
Q24 67 67 68 QPG
Q25 10 10 67 QPG
Q26 69 69 70 QNG
Q27 70 70 10 QNG
R306 47 1 1.6E11
R307 51 60 1E9
C20 24 10 0.1E-12
Q28 68 68 7 QPG
Q29 7 7 69 QNG
R308 3 38 1E9
R309 38 39 1E9
R310 39 24 1E9
V7 22 71 -0.2

```

V8 72 14 -0.2
.MODEL POUT PMOS KP=200U VTO=-0.7
.MODEL NOUT NMOS KP=200U VTO=0.7
.MODEL DD D
.MODEL DCL D IS=1E-18
.MODEL QNG NPN
.MODEL QPG PNP
.MODEL QIN NPN KF=1.25E-17 BF=9E3
.MODEL QIP PNP KF=1.25E-17 BF=5E3
.MODEL DVN D KF=2.5E-16
.MODEL DIN D KF=8E-17
.ENDS
* END MODEL LPV511

```

```

.control
*richiesta di analisi
*ac dec 10 1Hz 1kHz

*let gain=v(OUT)/v(N00414)

* richiesta di output
*plot db(gain)
*+xlabel 'Frequency[Hz]'
*+ylabel 'gain[dB]'
*+title 'gain[dB]completo6'
*plot ph(gain)
*+title 'fase completo6'
tran 0.1ms 15ms
plot v(OUT) vs time*1000
*+xlabel 'tempo ms'
*+ylabel 'V '
*+title 'segnale uscitacompleto'
plot v(N00414) vs time*1000
*+xlabel 'tempo ms'
*+ylabel 'V '
*+title 'segnale ingressocompleto '
.endc
.end

```

Bibliografia e riferimenti bibliografici

"*OP AMP APPLICATIONS*", Walter G. Jung Editor, Analog Devices 2002

"*A 1- μ A Front End for Pacemakers Atrial Sensing Channels With Early Sensing Capability*", L.Lentola, A.Mozzi, A.Neviani, A.Baschirotto, IEEE Transactions on Circuits and Systems – II, Analog and Digital Signal processing, vol. 50, No. 8, August 2003

"*Implantable Pacemakers*", Richard S. Sanders, Michael T. Lee, IEEE Proceedings, March 1996

"*The Evolution of Pacemakers*", Sandro A.P. Haddad, Richard P.M.Houben, Wouter A.Serdijin, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, May/June 2006

"*Designing precision analog front ends*", Jason Seitz, National Semiconductors Corp., 2010

"*Strumentazione biomedica*", Webster

"*The Art of Electronics*", P. Horowitz, W. Hill, Cambridge Press, 1995

"*A Very Low-Power CMOS Mixed-Signal IC for Implantable Pacemaker Applications*", Louis S.Y. Wong, et al., IEEE Journal of Solid State Circuits – vol. 39, Nr. 12, December 2004

"*A 1- μ A Front End for Pacemakers Atrial Sensing Channels*", L.Lentola, A.Mozzi, A.Neviani, A.Baschirotto

"*A 1.5 V, 300 nA, 7th-Order Bandpass Filter for Sensing Intra-cardiac Signals in Implantable Biomedical Devices*", Ali. E. Zadeh, Micron Technology, Inc.