

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

TITOLO DELL'ELABORATO

Studio e realizzazione di un “timing circuit” e “output circuit” per pacemaker

Elaborato in
Strumentazione Biomedica

Relatore

Prof.ssa Elisa Magosso

Correlatore

Ing. Maurizio Lannocca

Presentata da

Riccardo Conti

Sessione II

Anno Accademico 2014/15

Pacemaker Asincrono

Oscillatore

Voltage Doubler

Transistore BJT

Spice

Indice

INTRODUZIONE	1
1. IL CUORE E IL PACEMAKER	4
1.1 Elettrofisiologia Cardiaca	4
1.1.1 Il cuore	4
1.1.2 Il sistema di generazione e conduzione dell'impulso	5
1.1.3 L'elettrocardiogramma	7
1.1.4 I disturbi del ritmo cardiaco	8
1.2 Pacemaker	12
1.2.1 Cenni storici	12
1.2.2 Componenti del pacemaker	14
1.2.3 Classificazione dei pacemaker	15
1.2.4 Codici di classificazione	17
1.2.5 Pacemaker impiantabile e modalità di funzionamento	18
1.2.6 Elettrocattetere	20
1.2.7 Impianto del sistema di conduzione miocardico e endocardico	23
1.2.8 Problematiche	25
1.2.9 Recenti sviluppi dei pacemaker impiantabili	26
2. TIMING CIRCUIT E OUTPUT CIRCUIT: ANALISI TEORICA	30
2.1 Il BJT come interruttore	30
2.2 Multivibratore	31
2.3 Analisi teorica	32
2.3.1 Timing circuit	33
2.3.2 Output circuit	38
3. TIMING CIRCUIT E OUTPUT CIRCUIT: SIMULAZIONE LTSPICE	41
3.1 Timing circuit	41
3.2 Output circuit	45
3.3 Dipendenza dei parametri del timing circuit dalle resistenze	50
4. TIMING CIRCUIT E OUTPUT CIRCUIT: REALIZZAZIONE PRATICA	64
4.1 La breadboard	66
4.2 L'oscilloscopio	67
4.3 Alimentatore da laboratorio	68
4.4 Visualizzazione della tensione del timing circuit	70

4.4 Visualizzazione della tensione di uscita	72
CONCLUSIONI.....	75
BIBLIOGRAFIA.....	78

INTRODUZIONE

Il cuore è un organo vitale e costituisce il motore dell'apparato circolatorio. La sua funzione fisiologica, che deve sempre mantenersi normale, è indispensabile per l'uomo. L'aritmia è un disturbo del ritmo del cuore, che altera la regolare frequenza cardiaca e il suo controllo fisiologico, andando quindi a incidere sul regolare funzionamento del sistema cardiocircolatorio, riducendo la gittata cardiaca. Di conseguenza incide, in maniera anche severa, sullo stile di vita di un paziente. Le aritmie possono essere dovute a un cattivo funzionamento del sistema di generazione dell'impulso elettrico nel cuore (localizzato nel nodo seno-atriale) o del sistema di conduzione dell'impulso dal sito di generazione a tutta la muscolatura atriale e ventricolare. Ai pazienti che presentano tali disturbi viene consigliato di impiantare un pacemaker, che consente di alleviare i sintomi e permette il ritorno del paziente alle normali attività di vita quotidiana.

Il pacemaker è il dispositivo con cui viene stimolato artificialmente il cuore al fine di ripristinarne un funzionamento il più regolare e fisiologico possibile. Con gli sviluppi tecnologici si è passati da pacemaker esterni, ancora oggi usati, a pacemaker impiantabili permettendo al paziente un miglior stile di vita. I primi pacemaker impiantabili realizzati ed utilizzati erano di tipo asincrono: tali dispositivi, cioè, stimolavano il cuore ad una frequenza fissa, indipendentemente da qualsiasi attività elettrica residua, e non erano in grado di modificare il ritmo di stimolazione artificiale in base alle specifiche richieste dell'organismo. Con l'evoluzione tecnologica, i pacemaker asincroni sono stati dapprima sostituiti da pacemaker in grado di rilevare l'eventuale presenza di attività cardiaca generando lo stimolo solo in caso di necessità (pacemaker sincroni), successivamente da pacemaker in grado di rilevare variabili fisiologiche, rappresentative delle esigenze metaboliche, in base alle quali viene controllata la frequenza di stimolazione, permettendo al paziente lo svolgimento delle normali attività giornaliere (pacemaker rate-sensitive).

Sebbene il pacemaker asincrono sia oggi superato, capire appieno il funzionamento dei suoi elementi essenziali è utile sia per una conoscenza generale sia per comprendere meglio le successive modifiche ad essi apportate. Gli elementi essenziali di un pacemaker asincrono

impiantabile, oltre alla batteria che alimenta i circuiti, sono il “timing circuit”, ovvero il circuito che stabilisce la frequenza di stimolazione artificiale, e l’ “output circuit”, ovvero il circuito che stabilisce la forma d’onda della corrente e quindi della tensione erogata al carico (il tessuto miocardico).

La presente tesi si pone l’obiettivo di comprendere e analizzare il funzionamento del circuito progettato da Wilson Greatbatch nel 1960 per il primo pacemaker impiantabile asincrono, di realizzarlo fisicamente e testarlo in laboratorio. Tale circuito, seppur non eccessivamente complesso, è un buon esempio di adozione di una soluzione ingegnosa per lo svolgimento delle funzioni richieste.

La tesi è organizzata in quattro capitoli:

- **Capitolo 1:** Il capitolo si compone di una prima parte che descrive la fisiologia del cuore e del sistema di generazione e conduzione dello stimolo elettrico ed introduce i disturbi, o anomalie, in cui si rende necessario l’utilizzo di un pacemaker. Una seconda parte si concentra sui componenti principali del pacemaker e contiene anche una parte relativa agli sviluppi del dispositivo nel tempo.
- **Capitolo 2:** Il capitolo tratta l’analisi teorica del circuito progettato da Greathbatch, dove si analizzano separatamente i suoi due componenti “timing circuit” e “outputcircuit”.
- **Capitolo 3:** Nel capitolo vengono analizzate le forme d’onda di uscita dai due blocchi di composizione del circuito, nonché in corrispondenza a nodi essenziali nel circuito. Successivamente viene esaminata la dipendenza della forma d’onda del timing circuit dai suoi componenti circuitali. Tali analisi sono state svolte utilizzando il programma di simulazione circuitale LTSPICE.
- **Capitolo 4:** Il capitolo finale illustra la realizzazione fisica del circuito analizzato e simulato nei precedenti capitolo e i test di funzionamento eseguiti in laboratorio.

Infine sono esposte le conclusioni in merito al presente elaborato.

1. IL CUORE E IL PACEMAKER

1.1 Elettrofisiologia Cardiaca

1.1.1 Il cuore

Possiamo immaginare il cuore come una stazione di pompaggio, che permette di irrorare il sangue a tutto il corpo. Per farlo il cuore è diviso in quattro camere: due atri e due ventricoli, come si può vedere in Figura 1. Gli atri fungono da serbatoi di raccolta per il sangue che torna al cuore mentre i due ventricoli fungono da pompe per l'eiezione del sangue a tutto il corpo. Il sangue deossigenato torna al cuore attraverso la vena cava superiore e inferiore, entrando nell'atrio destro e passando attraverso la valvola tricuspide per raggiungere il ventricolo destro. Sarà poi compito del ventricolo pompare il sangue attraverso l'arteria polmonare nei polmoni (piccola circolazione). Il sangue ossigenato invece torna dai polmoni entrando nell'atrio sinistro dalla vena polmonare, arrivando al ventricolo sinistro dopo l'attraversamento della valvola mitrale. Raggiunto il ventricolo sinistro il sangue verrà pompato fuori dall'aorta nella grande circolazione. Le due valvole, tricuspide e mitrale, sono molto importanti in quanto evitano un ritorno del sangue dal ventricolo all'atrio.

Il cuore si compone di tre tipi di muscolo cardiaco: il muscolo atriale, il muscolo ventricolare e le fibre specializzate. Sia il muscolo atriale che il muscolo ventricolare, che compongono il miocardio, hanno lo stesso tipo di contrazione degli altri muscoli del corpo. Le fibre specializzate, poi, si possono dividere a loro volta in fibre di eccitazione e di conduzione. Queste ultime hanno una debole contrazione, rispetto agli altri muscoli cardiaci, ma hanno una ritmicità e velocità di conduzione variabile.

L'azione di pompaggio ha inizio con una contrazione simultanea dei due atri (diastole), che serve ad aumentare il sangue presente nei ventricoli. Subito dopo i ventricoli si contraggono, virtualmente contemporaneamente, dando inizio alla fase di sistole. Possiamo

dire, inoltre, che dal punto di vista elettrico il cuore può essere ipotizzato come composto solo da due camere, una camera che si compone di entrambi gli atri e una camera che si compone di ambedue i ventricoli. [1]

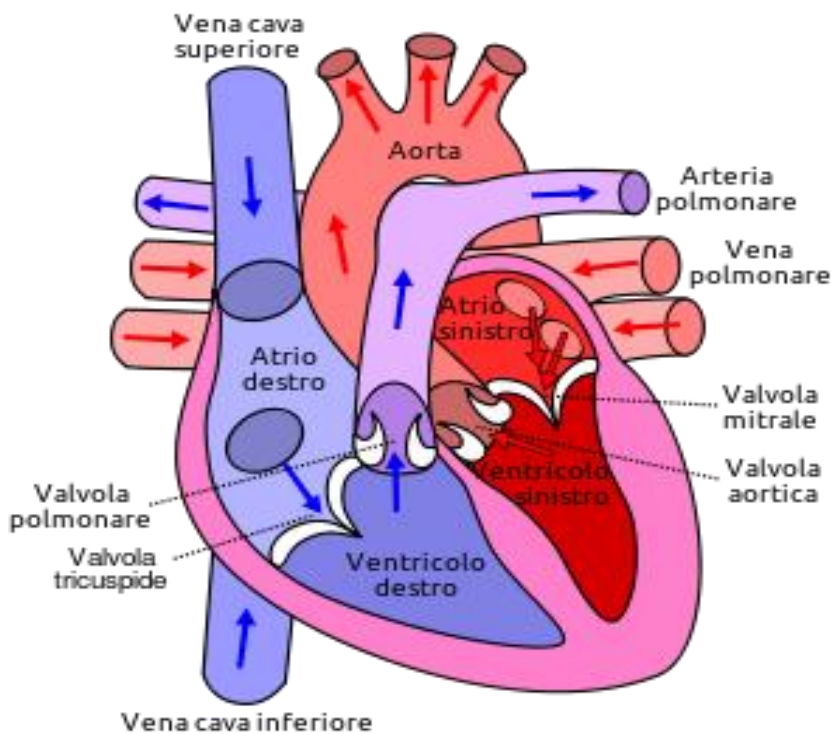


Figura 1: Vista anteriore (frontale) del cuore. In rosso le frecce riguardanti sangue ossigenato, in blu quello da ossigenare. Si notano superiormente i grandi vasi collegati al cuore (aorta, vena cava, arterie polmonari e vene polmonari) e la divisione dell'organo in quattro cavità appaiate funzionalmente: atri e ventricoli. [1']

1.1.2 Il sistema di generazione e conduzione dell'impulso

A livello temporale, la contrazione muscolare avviene dopo l'attivazione elettrica. Proprio per questo motivo è molto importante avere una sequenza di attivazione del muscolo cardiaco ordinata, regolare e temporizzata.

Questo sistema ha la funzione di controllare la regolare contrazione del cuore. Si compone di: nodo senoatriale, vie internodali e fascio di Bachmann, nodo atrioventricolare, fascio His che si divide in branca destra e branca sinistra e fibre del Purkinje, come si può vedere in Figura 2.

La frequenza di contrazione del cuore viene stabilita dal nodo senoatriale, che possiamo definire il pacemaker naturale, tanto è vero che il normale ritmo cardiaco, tra i 60 e i 100 battiti al minuto, viene controllato attraverso la scarica del nodo senoatriale. In caso di malfunzionamento di questo pacemaker naturale sono, però, presenti cellule abilitate a generare impulsi (ad esempio le cellule del nodo atrioventricolare e delle fibre di Purkinje), ma con una frequenza minore del nodo senoatriale. La frequenza cardiaca viene determinata dalle cellule più veloci, ma se il nodo senoatriale viene danneggiato e non riesce a funzionare, uno dei pacemaker più lenti ne prende il controllo.

Le vie internodali e il fascio di Bachmann hanno il compito di trasmettere l'impulso agli atri ed iniziarne la contrazione in maniera coordinata. Mentre gli atri si contraggono, l'impulso raggiunge il nodo atrioventricolare, che è l'unica connessione tra atri e ventricoli. Questo nodo introduce un ritardo di 0.09 secondi, permettendo che la contrazione atriale finisca prima che abbia inizio la contrazione ventricolare. Attraverso questo ritardo si riempiono i ventricoli. Successivamente l'impulso viene condotto velocemente dalle successive vie. Quando si attiva il fascio di His, il segnale si divide in due parti e viene trasmesso dalla branca destra del fascio al ventricolo destro e dalla branca sinistra al ventricolo sinistro. La branca destra e la branca sinistra termina nelle fibre di Purkinje, che sono responsabili della diffusione del segnale a tutto il ventricolo, destro o sinistro, permettendone la contrazione. In questo modo avviene la contrazione coordinata del cuore. [1]

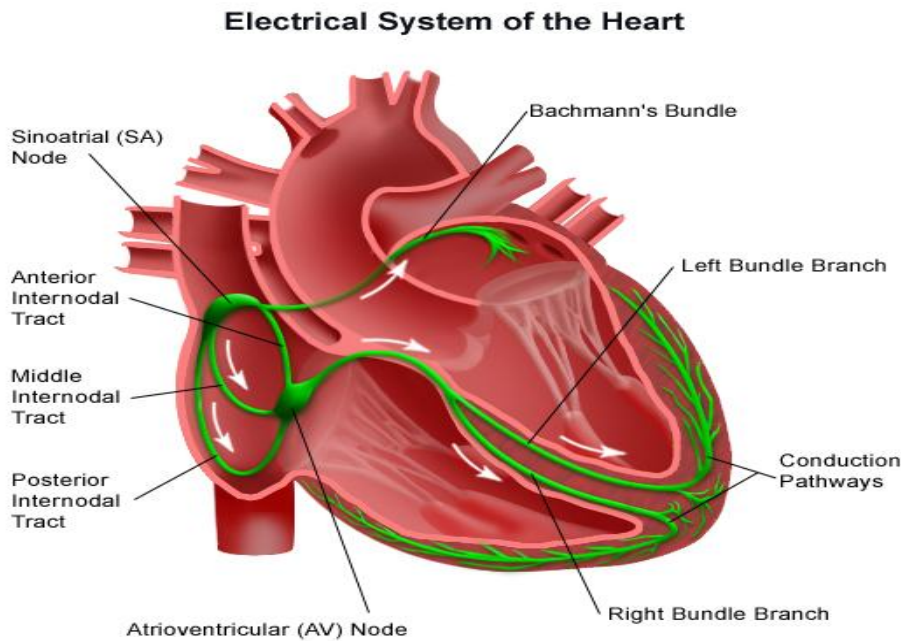


Figura 2: *sistema di conduzione dello stimolo elettrico [2']*

1.1.3 L'elettrocardiogramma

L'elettrocardiogramma (Figura 3), o ECG, è la registrazione attraverso l'uso di elettrodi sulla superficie corporea dell'attività elettrica del cuore. Nel 1903 fu Einthoven a introdurre l'etichettatura, ancora oggi in uso, delle varie onde. Il segnale ECG possiede normalmente un intervallo di valori tipici di 2 mV picco-picco e larghezza di banda compresa fra 0.05 e 150 Hz. Il carattere delle onde superficiali corporee dipende dalla quantità di tessuto cardiaco contemporaneamente attivato e dalla velocità relativa, dalla direzione dell'onda di attivazione, cioè del potenziale d'azione, e dalla posizione degli elettrodi. Infatti il potenziale del pacemaker, cioè il potenziale del nodo senoatriale, essendo generato da una piccola quantità di tessuto non è apprezzabile. L'onda con cui inizia il ciclo cardiaco è detta onda P, essa rappresenta la depolarizzazione atriale. Abbiamo, poi, un segmento isoelettrico chiamato intervallo PQ, che indica il tempo necessario all'impulso elettrico per raggiungere i ventricoli, normalmente pari a 0.2 sec. Segue il complesso QRS, che rappresenta l'onda di

depolarizzazione dei ventricoli e il segmento ST, un segmento isoelettrico che rappresenta il periodo in cui le cellule ventricolari sono tutte depolarizzate e pertanto non sono rilevabili movimenti elettrici, normalmente tra i 0.25 e i 0.35 sec. Dopo questo intervallo i ventricoli tornano al loro stato di riposo elettrico rappresentato dall'onda conosciuta come onda T, che rappresenta l'onda di ripolarizzazione dei ventricoli. In alcuni individui è presente una successiva onda, che può verificarsi con un picco alla fine o dopo l'onda T, viene chiamata onda U, è dovuta ad una ripolarizzazione dei muscoli papillari (estensioni del muscolo ventricolare, simili a montagnole, a cui sono collegate mediante un'estremità le corde tendinee) e delle fibre del Purkinje [1]

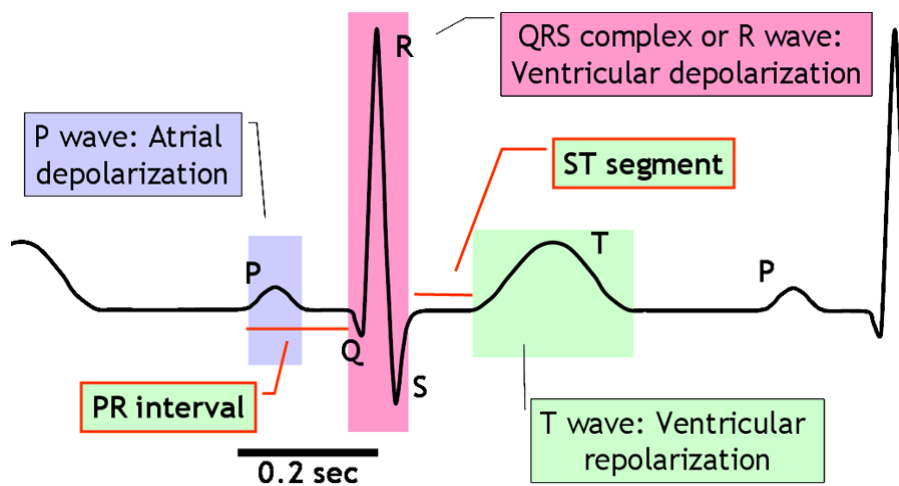


Figura 3: Onde del ciclo cardiaco [1]

1.1.4 I disturbi del ritmo cardiaco

L'aritmia è un disturbo del ritmo del cuore rispetto alla frequenza, regolarità o sequenza di propagazione dell'onda di depolarizzazione. In base alla sua natura, un'aritmia può essere lieve o vitale. Esistono due tipi di aritmie:

- Aritmia causata da un disturbo nella conduzione

- Aritmia causata da un disturbo nell'origine della stimolazione

I disturbi di conduzione comprendono:

- Lenta diffusione della conduzione della stimolazione elettrica in una parte del sistema di conduzione, così che una parte viene attivata significativamente dopo, risultando in distorsione rispetto al modello di contrazione ventricolare
- La conduzione attraverso vie anomale, la quale causa la contrazione di diverse parti del muscolo cardiaco in maniera non coordinata
- Blocco parziale o completo del segnale di stimolazione dal nodo senoatriale ai ventricoli. Il risultato di un blocco cardiaco include una bassa frequenza cardiaca, il cuore non riceve abbastanza ossigeno e, quindi, diventa irritabile e sensibile ad un ritmo irregolare. Un paziente con un blocco cardiaco ha un'ossigenazione corporea inadeguata e una bassa resistenza all'esercizio fisico, in casi estremi può portare alla perdita di conoscenza e convulsioni, dovute a scarsa ossigenazione del cervello. Ci sono tre gradi di blocco cardiaco
 - 1° grado: in questo caso è presente un maggiore ritardo di conduzione del potenziale nell'attraversamento del nodo atrioventricolare, giungendo di conseguenza in ritardo ai ventricoli. Questo tipo di aritmia solitamente è determinato da qualche anomalia nel tessuto del nodo atrioventricolare o del fascio His. Questo grado di blocco cardiaco può essere notato attraverso l'ECG misurando l'intervallo P-R, se superiore a 0.2 sec (Figura 4).
 - 2° grado: non permette la conduzione di tutti i potenziali ai ventricoli. Questo significa che il nodo senoatriale innesca un'onda atriale rappresentata dall'onda P nell'ECG, ma a questa, non segue un complesso QRS non conducendo l'impulso ai ventricoli. Questo può diminuire l'efficienza di pompaggio cardiaca. L'esperienza clinica ha mostrato che questa condizione può progredire in un blocco completo (blocco di 3° grado) in qualsiasi momento (Figura 5)

- 3° grado: è molto grave, non c'è conduzione del potenziale d'azione dal nodo senoatriale ai ventricoli. Nell'ECG questo appare come una sequenza di onde P senza il complesso QRS e poi un complesso QRS, che indica una contrazione ventricolare ma senza un'onda P ad esso associata. Questa è la causa maggiore di impianto di pacemaker e il motivo dell'uso del 95% dei pacemaker (Figura 6).

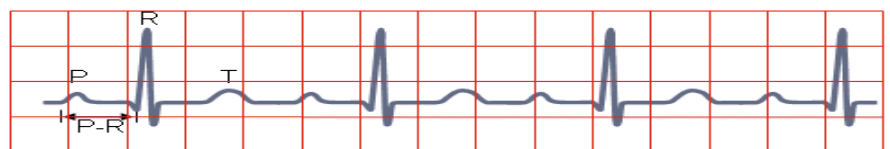
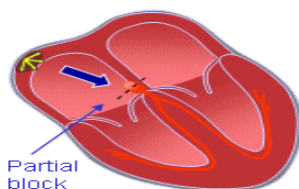
Un'altra forma di conduzione anomala è il bundle branch block, ovvero un blocco di una branca del fascio di His. In questo caso il potenziale d'azione non è condotto normalmente ai ventricoli. La propagazione della contrazione nei ventricoli avviene in modo anormale in un periodo più lungo. Il bundle branch block può essere completo o incompleto. Generalmente questo è definito determinando l'ampiezza del QRS nell'ECG. Questa è una misura del ritardo di conduzione nei ventricoli.

I disturbi all'origine della stimolazione includono

- Frequenza non fisiologica del nodo senoatriale con conseguente battito errato
- Più di un sito come pacemaker naturale
- Bassa frequenza cardiaca, esempio bradicardia (Figura 7) [2-3]

A-V BLOCK, FIRST DEGREE

Atrioventricular conduction lengthened

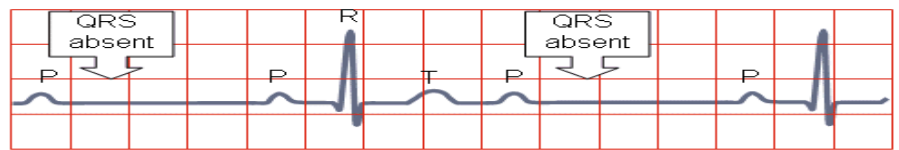
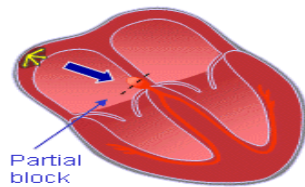


P-wave precedes each QRS-complex but interval is > 0.2 s

Figura 4: ECG del blocco cardiaco di primo grado [3']

A-V BLOCK, SECOND DEGREE

Sudden dropped QRS-complex

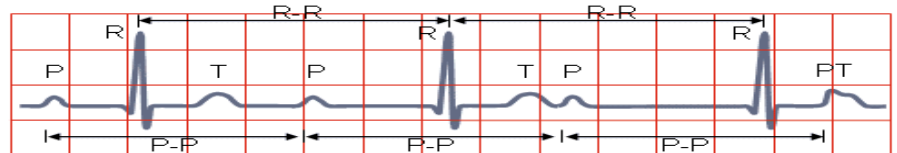
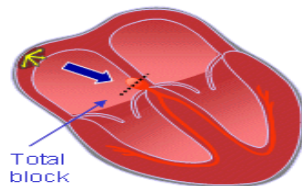


Intermittently skipped ventricular beat

Figura 5: ECG del blocco cardiaco di secondo grado [4']

A-V BLOCK, THIRD DEGREE

Impulses originate at AV-node and proceed to ventricles
Atrial and ventricular activities are not synchronous

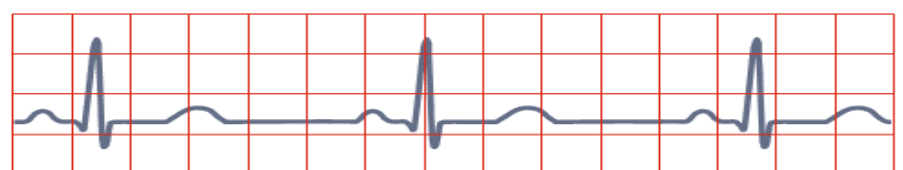
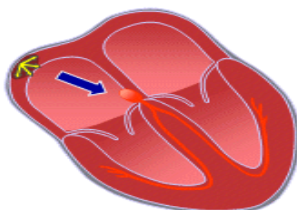


P-P interval normal and constant,
QRS complexes normal, rate constant, 20 – 55 /min

Figura 6: ECG del blocco cardiaco di terzo grado [5']

SINUS BRADYCARDIA

Impulses originate at S-A node at slow rate



All complexes normal, evenly spaced. Rate < 60/min.

Figura 7: ECG bradicardia [6']

1.2 Pacemaker

Come visto nel precedente paragrafo, il ritmo cardiaco è dovuto alla generazione di impulsi generati da un'area del cuore specializzata. Se nel paziente è presente una situazione anomala, cioè ci troviamo in presenza di un disturbo cardiaco, viene utilizzato il pacemaker un dispositivo elettronico in grado di regolarizzarne il ritmo cardiaco riportando il cuore al normale funzionamento.

1.2.1 Cenni storici

Luigi Galvani nel 1791 pubblicò le sue scoperte affermando che l'elettricità era parte integrante del tessuto organico. Il suo lavoro gettò le basi per la moderna elettrofisiologia, tuttavia nel XIX secolo l'elettricità venne usata molto raramente nei trattamenti delle malattie cardiache, questo perché molte malattie cardiache non erano state ancora identificate e le attrezzature non erano, al tempo, standardizzate. Alla fine del XIX secolo, J A McWilliam tentò di raccogliere e analizzare le varie informazioni disponibili, concludendo che i risultati ottenibili dall'uso dell'elettricità sul cuore dipendessero dagli impulsi. I suoi scritti contengono i concetti base della moderna stimolazione e la corretta identificazione di molti problemi.

Trent'anni dopo, alla fine degli anni venti, lavorando in luoghi diversi del mondo, due dottori inventarono la prima macchina per la stimolazione cardiaca: Albert Hyman in America e Mark Lidwell in Australia. Il dispositivo di Lidwell aveva una parte, l'estremità distale, che veniva inserita nel ventricolo. Nel 1928 usò la stimolazione elettrica intermittente del cuore, riuscendo a salvare la vita di un bambino nato con un arresto cardiaco. Hyman, da parte sua, costruì il suo dispositivo per stimolare il cuore in modo artificiale nel 1932, chiamandolo semplicemente "pacemaker artificiale", come tuttora viene chiamato. La sua funzione era quella di rianimare un cuore che si era fermato con una

terapia intracardiaca. Poteva trasportare 30, 60 o 120 impulsi al minuto ma ogni 6 minuti doveva essere azionata una manovella (Figura 8).

Successivamente nel 1950, i dottori Wilfred Bigelow e John Callaghan e l'ingegnere Jack Hopps utilizzarono la stimolazione del pacemaker per evitare blocchi cardiaci durante l'intervento chirurgico. Nel 1952 si è progrediti alla stimolazione con elettrodi bipolari, sempre endocardici, sulla parte distale di un piccolo catetere. La squadra ricevette comunque il merito per il primo posizionamento degli elettrodi endocardici e per il primo pacemaker. Furono proprio loro che esplorarono circuiti, cateteri, soglie e altri aspetti della stimolazione, permettendo alla tecnologia di arrivare a nuovi livelli di perfezione. Nello stesso anno Paul Zoll, unendo il lavoro svolto da Hyman con quello svolto da Bigelow, Callaghan e Hopps pubblicò l'esito positivo, su due pazienti, di un metodo rapido, semplice, efficace e sicuro per stimolare il cuore affetto da blocco ventricolare attraverso l'uso di un pacemaker esterno ed elettrodi posti sul torace. Questa tecnica, però, ebbe dei problemi: a causa dell'alto voltaggio, infatti, veniva provocata la contrazione del muscolo del torace e, inoltre, provocava bruciature sulla pelle. Nonostante ciò ci furono medici che usarono e raffinarono la tecnica di Zoll, compresi Aubrey Leatham e Geoffrey Davies del St. Georges Hospital a Londra (il metodo venne usato per i trattamenti di emergenza in caso di arresto cardiaco fino ai primi anni '70). Per un uso ottimale della nuova rianimazione elettrica era necessario riconoscere in modo rapido l'arresto e visualizzare l'attività elettrica del cuore su un oscilloscopio. Zoll e i suoi collaboratori svilupparono un dispositivo per la visualizzazione e registrazione di ogni battito cardiaco, che utilizzava un segnale udibile e un allarme in caso di arresto. Zoll fu uno dei primi ad utilizzare la modalità di alimentazione a batteria ricaricabile, mentre prima il generatore di impulsi doveva essere collegato alla corrente alternata con il rischio di folgorazione e fibrillazione ventricolare. Infatti, accadde che durante la correzione di molti difetti intracardiaci il fascio di His venisse danneggiato con conseguente blocco cardiaco post operatorio. Questa era una complicazione frequente, soprattutto durante il primo periodo nella chirurgia a cuore aperto, ma guidò il rapido progresso nelle cure cliniche per il blocco cardiaco. Gli elettrodi venivano collegati direttamente all'interno del cuore o sul miocardio ed attraversavano la pelle. Successivamente si riuscì a determinare la possibilità di stimolare il cuore a basso voltaggio

per un periodo prolungato. Nel 1958 in Svezia, fu fatto il primo tentativo di stimolazione con una sorgente di alimentazione impiantabile; questo perché fino al 1948 non si avevano tecnologie disponibili. In quell'anno, l'avvento del transistor bipolare a giunzione cambiò le cose: Åke Senning e Rune Elmqvist riuscirono ad utilizzare questi transistor nella realizzazione del generatore di impulsi, riducendo le dimensioni e realizzando un dispositivo completamente impiantabile sotto pelle. Questo primo dispositivo funzionò solo per 3 ore e necessitò di una sostituzione con un secondo pacemaker nello stesso giorno. In totale l'uomo ricevette 26 diversi pacemaker, vivendo fino all'età di 86 anni. Nel 1959, Seymour Furmar e J. B. Scwedel riuscirono a stimolare il cuore attraverso un catetere inserito nella vena giugulare, fino all'endocardio del ventricolo destro. Il primo pacemaker americano impiantabile fu sviluppato nel 1960 da William Chardack e Wilson Greatbatch usando batterie al mercurio zinco ed operava in maniera asincrona. [4]

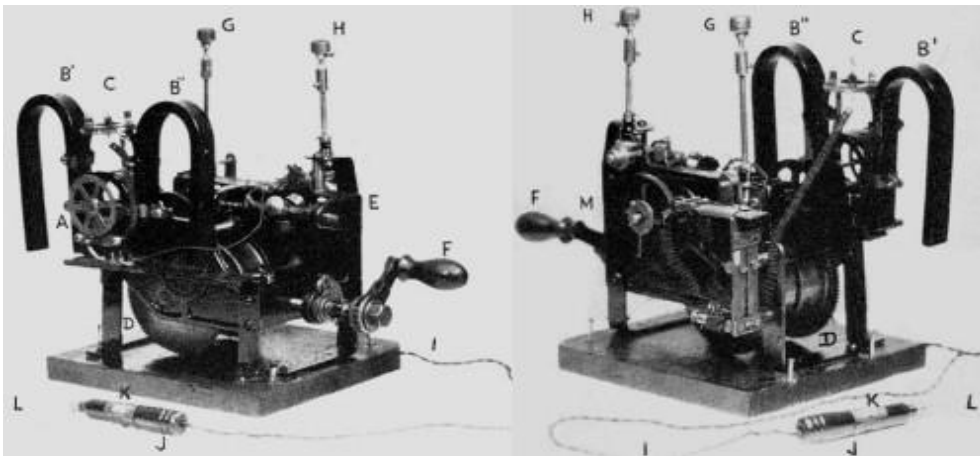


Figura 8: *Il pacemaker di Albert Hyman [8]*

1.2.2 Componenti del pacemaker

Quando si parla di pacemaker, si fa riferimento in realtà a un sistema di pacing composto: da un pacemaker (generatore di impulsi), uno o più elettrocateri e un sistema di

programmazione. Due di questi componenti (il pacemaker e l'elettrocatteter), vengono posizionati all'interno del corpo:

- Il pacemaker è un piccolo involucro di metallo, il cui compito è quello di monitorare costantemente l'attività elettrica cardiaca e inviare un impulso elettrico per stimolare il muscolo cardiaco, quando il battito ne risulta rallentato, irregolare o troppo lento. Esso si compone di:
 - Batteria: sorgente di alimentazione, dal quale dipende la durata e l'affidabilità del dispositivo
 - Circuito: comprende tutti gli elementi per il monitoraggio dell'attività cardiaca e per la stimolazione, comprende infatti un circuito di pacing e un circuito di sensing
- L'elettrocatteter è un filo isolato che conduce l'impulso elettrico dal pacemaker al cuore, permettendo di regolare così la frequenza cardiaca del cuore
- Il sistema di programmazione è un componente situato presso l'ospedale o la clinica. L'infermiere, o il medico utilizza questo speciale computer per monitorare il funzionamento del pacemaker e regolarne le impostazioni se necessario [9]

1.2.3 Classificazione dei pacemaker

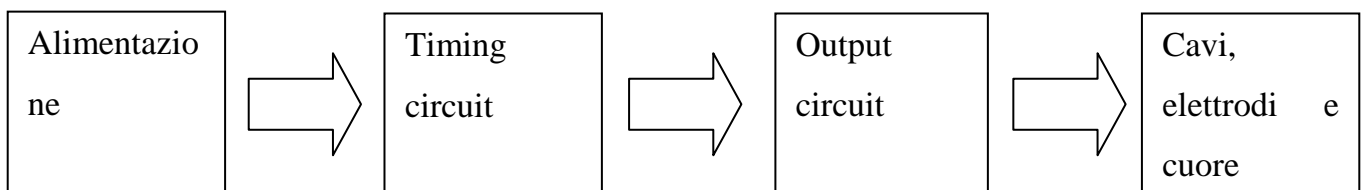
Possiamo distinguere i pacemaker in due maxi categorie:

- **Impiantabile:** sia il generatore di impulsi che l'elettrocatteter sono posti all'interno del corpo del paziente
 - **Miocardico (o epicardio):** l'elettrodo è posto sulla superficie del cuore
 - **Endocardico:** l'elettrodo è inserito all'interno di una vena e portato all'interno della camera cardiaca
- **Esterno:** il generatore di impulsi è posto fuori dal corpo del paziente.
 - **Invasivo esterno:** il cavo di stimolazione viene inserito nella camera cardiaca per via venosa. Un filo di ritorno è poi collegato alla massa dell'elettrodo, posto sulla pelle del paziente.

- Non invasivo (o transcutaneo o transaortico): ha due elettrodi con ampie superfici adesive, alle quale è preapplicato un gel ed essi permettono di condurre lo stimolo attraverso la pelle ed il muscolo scheletrico, verso il cuore. I due elettrodi vengono posti sulla parte anteriore e posteriore del petto del paziente. Questa stimolazione viene, in alcune situazioni, preferita perché questo tipo di pacemaker può essere applicato velocemente e semplicemente e non richiede specifiche abilità del medico. Ogni impulso di stimolazione causa la contrazione del muscolo scheletrico e può essere doloroso per il paziente.

Un'altra distinzione dei pacemaker può essere fatta in base alle modalità di funzionamento, nel seguente modo:

- Asincrono: la stimolazione del cuore avviene ad una frequenza fissa, indipendentemente da qualsiasi attività fisiologica residua, pertanto lo stimolo artificiale può entrare in competizione con lo stimolo naturale quando presente



- Sincrono: sfruttando un elettrodo di sensing viene rilevata l'attività cardiaca, in base alla quale viene regolata la frequenza di stimolazione, in modo che lo stimolo generato non entri in competizione con lo stimolo naturale come negli asincroni
- Rate-responsive: questi tipi di pacemaker sfruttano sensori per la rilevazione di variabili fisiologiche, rappresentative delle necessità metaboliche dell'organismo, che mediante l'uso di un algoritmo regolano la frequenza di stimolazione. Questo funzionamento è stato sviluppato perché la modalità sincrona non replicava il funzionamento del cuore durante situazioni di stress (es. esercizio fisico). [2]

1.2.4 Codici di classificazione

Con il rapido sviluppo della tecnologia dei pacemaker impiantabili si è reso necessario la creazione di una nomenclatura standard per facilitare l'identificazione del tipo e delle sue funzioni. Inizialmente, fu introdotto un codice di tre lettere creato dalla Inter-Society Commission for Heart Disease Resources (ICHHD) composto come segue:

- Prima lettera (A,V,D): indica la camera di stimolazione
 - A: atrio
 - V: ventricolo
 - D: entrambe
- Seconda lettera (A,V,O,D): indica la camera di ascolto (di sensing), cioè la camera in cui viene inserito l'elettrodo per la rilevazione dell'attività cardiaca residua.
 - A: atrio
 - V: ventricolo
 - O: non applicabile
 - D: entrambe
- Terza lettera (O,I,T): indica la modalità di risposta
 - I: inibito
 - T: "Triggerato"
 - O: non applicabile

Lo sviluppo di pacemaker a doppia camera e multi programmabili ha portato alla necessità di un altro codice, passando da tre a cinque lettere. In questo nuovo codice viene mantenuta la precedente nomenclatura con l'aggiunta di una quarta e una quinta lettera. Queste lettere si riferiscono, rispettivamente, al grado di programmabilità e alla presenza di più siti di stimolazione (Figura 9). [2-5]

The NASPE/BPEG Generic (NGB) Pacemaker Code

Position	I	II	III	IV	V
	Chambre(s) Paced	Chamber(s) Sensed	Response to Sensing	Rate Modulation	Multisite Pacing
	O=None	O= None	O= None	O= None	O= None
	A=Atrium	A= Atrium	T= Triggered	R=rate Modulation	A=atrium
	V=Ventricle	V= Ventricle	I=Inhibited		V= Ventricle
	D=Dual (A+V)	D=Dual (A+V)	D=Dual (T+I)		D=Dual (A+V)
	S= Single (A or V)	S= Single (A or V)			

Figura 9: *Tabella identificativo dei pacemaker [2]*

1.2.5 Pacemaker impiantabile e modalità di funzionamento

Il pacemaker impiantabile (Figura 10), insieme agli elettrodi, è progettato per essere interamente impiantato sotto la cute. La punta dell'elettrodo viene connessa direttamente al cuore.

Per qualsiasi circuito impiantabile i requisiti di base sono:

- I componenti usati devono essere altamente resistenti;
- La potenza fornita deve essere sufficiente per alimentare il circuito per un periodo prolungato;

- Il circuito deve essere coperto con materiali biologici inerti così che l'impianto non sia rigettato dal corpo;
- L'unità deve essere sigillata per far sì che non penetrino fluidi corporei all'interno del circuito in modo da evitare di generare malfunzionamenti nel circuito

In base ai requisiti clinici vengono usati diversi tipi di pacemaker. Oltre alle unità a frequenza fissa, i tipi più diffusi di pacemaker impiantati sono quelli controllati mediante la rilevazione dell'onda R. C'è stato poi uno sviluppo di altri tipi di pacemaker, ad esempio a domanda atriale, a domanda bifocale e programmabili che consentono la programmazione dei parametri come frequenza di impulso, durata dell'impulso, corrente e tensione di uscita e periodo refrattario.

- Pacemaker a frequenza fissa: questo tipo di pacemaker è costruito per pazienti che presentano un blocco cardiaco permanente. La frequenza può essere variata dall'esterno azionando meccanicamente un relè presente all'interno. Questo tipo di pacemaker funziona in maniera indipendente dal ritmo cardiaco del paziente ma presenta una problematica, se usato in presenza di una attività cardiaca residua si verifica una competizione tra il ritmo naturale del paziente e quello del pacemaker, comportando delle conseguenze dannose per il paziente.
- A domanda: questi pacemaker hanno gradualmente rimpiazzato quelli a frequenza fissa perché evitano la competizione tra il naturale ritmo cardiaco e il ritmo del pacemaker. Questa unità funziona solo quando l'intervallo R-R (tra due onde R) nel naturale ritmo supera il valore di soglia.
- Ventricular Inhibited o R Wave Blocked Pacemaker: questo tipo di pacemaker è destinato a pazienti che hanno un ritmo sinusale con blocco cardiaco sporadico. Il circuito rileva il potenziale dell'onda R spontanea agli elettrodi e dopo un certo intervallo nel quale non viene rilevata la fase di sistole stimola il cuore. In caso di attività ventricolare l'onda R non attiva il circuito di uscita del pacemaker ma lo blocca e non genera impulsi diretti al cuore.
- Atrial Triggered Pacemaker: Il pacemaker rileva la depolarizzazione atriale e utilizzando opportuni circuiti, l'impulso è generato solo dopo un opportuno ritardo

che verrà portato ai ventricoli dopo un adeguato intervallo PR. Il maggior vantaggio di questi pacemaker è l'abilità di disporre di una maggiore gittata cardiaca variando la frequenza atriale per incontrare varie necessità fisiologiche

- Pacemaker bicamerale: questo dispositivo è capace di curare la maggior parte dei pazienti che soffrono di malattie del nodo senoatriale, agendo sulla stimolazione atriale ogni volta che necessario. In questo dispositivo, sia gli atri che i ventricoli sono ascoltati e stimolati, se necessario, mantenendone la sincronizzazione. Si ha la possibilità di adattare la frequenza mediante la regolazione automatica dell'intensità di stimolazione e il guadagno per i vari canali di rilevamento. [5]

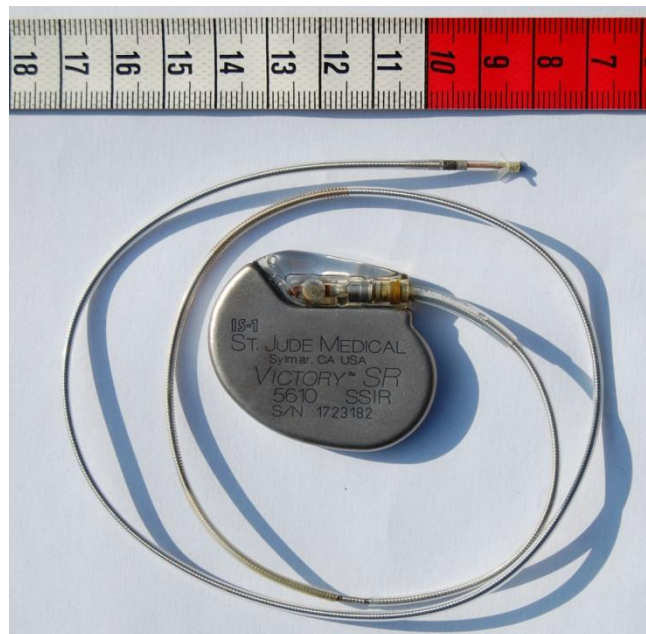


Figura 10: *Pacemaker impiantabile* [10]

1.2.6 Elettrocatteteri

L'elettrocatteteri ha due funzioni: la prima è quella di portare l'impulso dal generatore al cuore, la seconda è quella di incrementare l'attività elettrica del cuore per modificarne la sequenza di stimolazione. Il sistema è isolato mediante l'uso di materiali non conduttivi,

eccezion fatta per la punta dell'elettrodo e il connettore che collega l'elettrocattetero al pacemaker.

Il conduttore è composto da un filo resistente alla corrosione, il quale è arrotolato per aumentarne la flessibilità. L'elettrodo deve essere posto sulla superficie del cuore o inserito attraverso una vena e portato all'interno della camera cardiaca. Il primo caso è chiamato sistema di conduzione miocardico (o epicardico) mentre il secondo sistema di conduzione è detto endocardico (Figura 11).

Per chiudere il circuito di conduzione, la corrente prodotta dal generatore di impulsi, dopo il passaggio attraverso il cuore deve tornare ad esso. Nel caso di configurazione unipolare (Figura 12.a), si usa un singolo filo conduttore, che permette di portare la corrente dal generatore al cuore, che si compone di un singolo conduttore isolato con l'elettrodo in punta. L'alloggiamento metallico del pacemaker viene usato come elettrodo di ritorno. In questa configurazione è presente un solo cavo conduttore, di conseguenza la corrente di ritorno deve tornare, obbligatoriamente per poter chiudere il circuito, attraverso il tessuto corporeo del paziente all'alloggiamento metallico, e quindi al generatore. Nella configurazione bipolare (Figura 12.b), sia il conduttore di attivazione che quello di ritorno si trovano all'interno di un cavo. La corrente di stimolazione dalla punta dell'elettrodo al cuore viene raccolta dall'elettrodo di ritorno posto vicino alla punta dell'elettrodo e ritorna al generatore attraverso il conduttore di ritorno del cavo del pacemaker.

Un pacemaker con due cavi (uno in atrio e l'altro in un ventricolo) permette la stimolazione e/o l'ascolto di entrambi i ventricoli e atri e viene chiamato pacemaker bicamerale. Un pacemaker di questo tipo può ripristinare facilmente la normale sequenza di contrazione cardiaca. Nella stimolazione convenzionale vengono stimolati solo l'atrio e il ventricolo destro. Durante la normale contrazione residua, entrambi i ventricoli sono attivati quasi nello stesso momento. Sotto stimolazione convenzionale, la contrazione del ventricolo sinistro è provocata attraverso la propagazione della depolarizzazione dal ventricolo destro. Questo ritardo diminuisce la portata cardiaca, che causa significativi problemi per alcuni pazienti. La stimolazione biventricolare permette di stimolare entrambi i ventricoli in maniera simultanea andando, quindi, a migliorare la portata cardiaca. Questo è ottenuto con l'aggiunta di un cavo di stimolazione nella vena cardiaca laterale o laterale-posteriore. Sono

necessarie speciali tecniche per il posizionamento del cavo, questo perché non è semplice inserirlo in queste vene cardiache. [2]

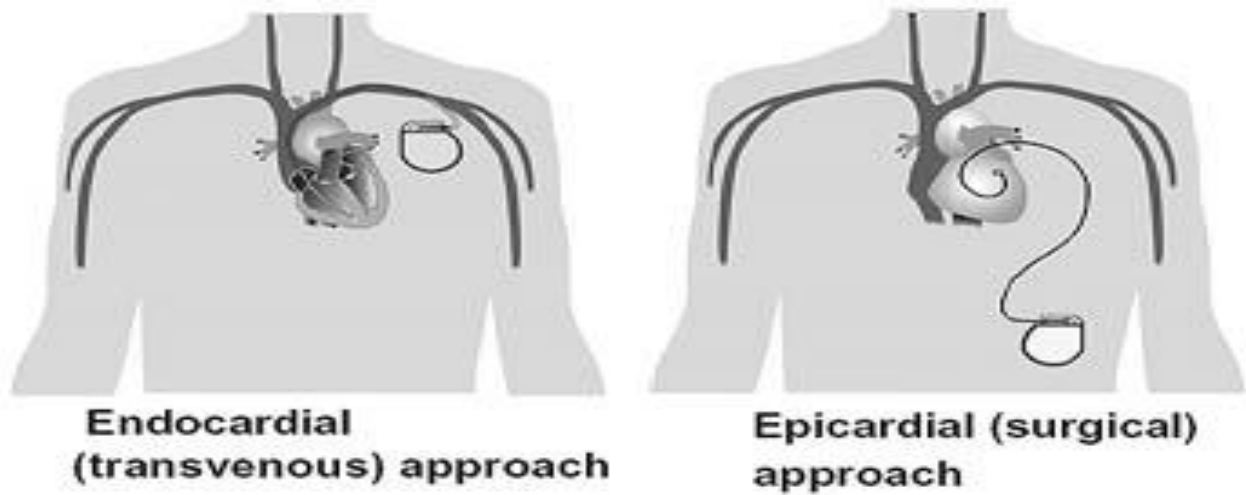


Figura 11: Conduzione miocardica e endocardica [11']

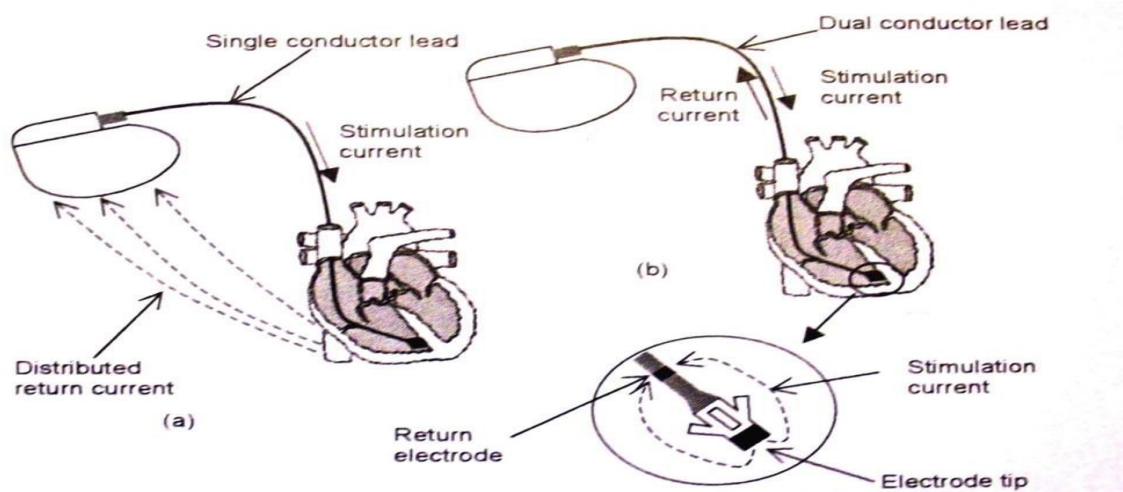


Figura 12: Configurazione unipolare e bipolare e rappresentazione della corrente di ritorno [2]

1.2.7 Impianto del sistema di conduzione miocardico e endocardico

L'impianto dei cavi nel caso miocardico avviene sotto anestesia totale. La procedura inizia con un'incisione tra le costole per esporre il vertice del cuore scegliendo la zona libera da coronarie. Successivamente viene inserito un elettrodo all'interno del cuore (a forma di elica o ad uncino), mentre l'altra estremità del cavo viene fatta passare sotto pelle attraversando l'addome e vi viene praticata un'incisione superficiale, in modo che il cavo possa essere portato fuori, per poi poter collegare il pacemaker. Il corretto posizionamento dei cavi viene verificato controllando la soglia di stimolazione e rilevazione (usando un analizzatore per pacemaker). Una volta stabilito l'esatto posizionamento, i cavi vengono collegati al generatore di impulsi, il quale viene, a sua volta, posizionato nella sacca creata con l'incisione. Le due incisioni, infine, vengono chiuse, terminando così la procedura di impianto.

Nel caso endocardico l'impianto viene fatto sotto anestesia locale. La procedura inizia con un'incisione su una vena (es. giugulare esterna destra o succlavia). Il cavo del pacemaker viene portato all'atrio destro passando attraverso la vena e viene raggiunto il ventricolo superando la valvola atrioventricolare destra. Si raggiunge il corretto posizionamento quando la punta del filo è collocata saldamente sul ventricolo destro, tra le trabecole carnee (tipici rilievi muscolari osservabili sulla superficie interna dei ventricoli cardiaci), ed il filo è controllato in modo che sia fisso e immobile. In seguito viene praticata un'incisione superficiale in un'area appropriata nella parte superiore del torace (ad esempio sotto la clavicola). Il tunnel che si crea sotto pelle in entrambe le incisioni permette al cavo di rendere disponibile la sua estremità grazie ad una incisione che verrà fatta nel torace del paziente. Il corretto posizionamento dei fili viene confermato attraverso la verifica della soglia di stimolazione e rilevazione, il generatore viene posizionato nella sacca formata con l'incisione e le due incisioni vengono chiuse.

Dopo questa procedura, i parametri del pacemaker verranno programmati basandosi sulle condizioni del paziente. Una volta impiantato il pacemaker saranno necessari successivi

esami periodici, per monitorare la condizione della batteria e per eventuali modifiche dei parametri del dispositivo. La soglia di stimolazione (rappresenta l'energia minima per stimolare il cuore) dovrà essere stabilita considerando che: aumenterà leggermente dopo l'impianto, per poi stabilizzarsi dopo 3 o 4 mesi.

Per poter stimolare il cuore, lo stimolo deve avere un'ampiezza e una durata la cui intersezione si trovi sopra la curva. Infatti, nell'esempio in Figura 13.a, se decidiamo di stimolare ad una ampiezza pari a 1 V la durata dello stimolo dovrà essere superiore a 0.7 msec, una buona scelta potrebbe essere quella di una durata pari o superiore a 1 msec. In Figura 13.b possiamo vedere come la tensione di soglia varia dopo l'impianto. Infatti seguendo questa variazione l'ampiezza di una iniziale stimolazione deve essere posta pari a 3 V e successivamente, dopo circa 2 mesi, ridotta a 2 V. Una bassa ampiezza di stimolazione e un'adeguata durata dell'impulso permetteranno di prolungare la vita (durata) della batteria.

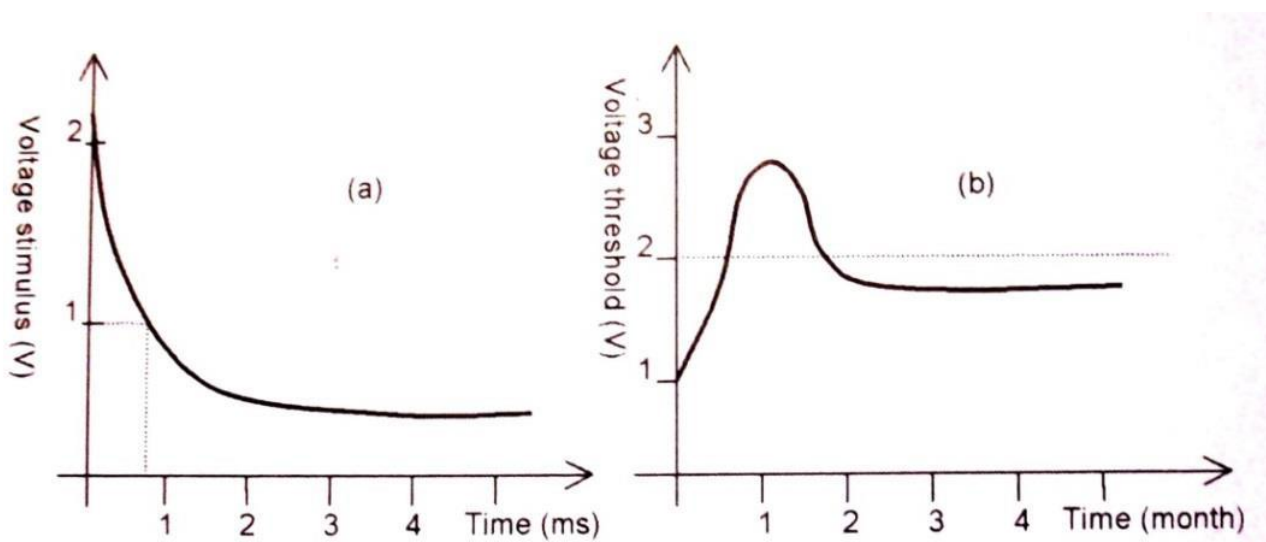


Figura 13: curva di durata dell'impulso (a) e variazione della tensione di soglia di stimolazione dopo l'impianto (b) [2]

1.2.8 Problematiche

Grazie ai circuiti elettronici, i moderni pacemaker sono molto affidabili, ma nonostante questo possiamo raggruppare come segue le cause che possono provocare un malfunzionamento del pacemaker:

- Spostamento della soglia di stimolazione: il livello di soglia può aumentare dopo l'impianto e/o salire dopo un uso prolungato. Un aumento del valore può provocare una mancata stimolazione
- Problemi dei cavi: i cavi sono impiantati nel corpo umano e quindi in un ambiente particolarmente ostile. Possono rompersi per varie ragioni, che possono includere: il rigetto corporeo, la formazione di tessuto fibrotico, lo spostamento, l'erosione, le complicazioni mediche, spostamento attraverso tessuto corporeo, la rottura dell'isolamento, o la sua mancanza in caso di danneggiamento.

Le problematiche legate ai cavi possono essere categorizzate come segue:

- Problemi tecnici:
 - Rottura dei conduttori
 - Rottura isolante
 - Cattivo interfacciamento con il generatore di impulsi
- Problemi non tecnici:
 - Dislocamento
 - Blocco di uscita
 - Intervento:
 - Estrusione
 - Infezione
 - Penetrazione
- Interferenza esterna: i pacemaker sono particolarmente sensibili a certe sorgenti di interferenza elettromagnetica (EMI). Queste interferenze possono essere, ma non solo, le seguenti:
 - Scanner di risonanza magnetica

- Attrezzature terapeutiche a radiazioni ioniche
- Defibrillatori
- Trasmissione radio
- Campi elettromagnetici ad alta potenza
- Ultrasuoni
- Apparecchiature di comunicazione (es. cellulari)

Se il pacemaker è inibito o è riportato alla modalità asincrona dalla presenza di un campo elettromagnetico, basterà spegnere la sorgente o allontanare il pacemaker da essa per riportare il pacemaker alla normale funzionalità. Le sorgenti estremamente intense di campi elettromagnetici possono resettare il pacemaker con un parziale o completo azzeramento delle condizioni elettriche.

- Rilevazione muscolare: il segnale elettrico proveniente dell'attività muscolo scheletrica può essere ascoltato e mal interpretato, ossia valutato come una attività elettrica.
- Stimolazione muscolare: si riferisce alla stimolazione del muscolo (tranne quella cardiaca) attraverso un impulso per la stimolazione. La stimolazione muscolo-scheletrica avviene soltanto nel caso di sistema unipolare, in quanto viene usato il tessuto corporeo come ritorno per la corrente. La stimolazione del diaframma può avvenire sia nel caso in cui si usi un sistema unipolare che bipolare, solitamente dovuta al posizionamento dell'elettrodo troppo vicino al diaframma o al nervo frenico. [2-5]

1.2.9 Recenti sviluppi dei pacemaker impiantabili

Gli sviluppi nella tecnologia della stimolazione cardiaca hanno ridotto le dimensioni dei pacemaker, migliorandone la durata e l'affidabilità, ma aumentando la complessità in termini di programmabilità e delle altre caratteristiche automatiche. La riduzione delle dimensioni del sistema di pacing è stato possibile grazie al miglioramento della sorgente di alimentazione, all'incremento dei circuiti integrati e allo sviluppo di piccoli cavi e

connettori. L'uso di sofisticati microprocessori e ampie memorie ha trasformato alcuni moderni pacemaker in computer impiantabili, permettendo di immagazzinare una quantità significativa di dati intracardiaci. Una tendenza verso l'uso della tecnologia dei sensori ha permesso ai pacemaker di fornire una risposta in base alla frequenza cardiaca, cioè incrementando o diminuendo la frequenza in base alle esigenze fisiologiche del paziente.

Oggi i pacemaker sono sigillati ermeticamente grazie all'uso delle batterie al litio, così i circuiti non devono più essere sigillati dalla sorgente: questa caratteristica è importante in termini dell'elettronica di packaging. La chiusura ermetica dei pacemaker, solitamente con l'alloggiamento in acciaio inossidabile o titanio, consente all'ambiente interno di lavorare ad un livello molto basso di umidità, eliminando virtualmente questa fonte di guasto. Anche l'uso dei circuiti ibridi ha contribuito a miniaturizzare i moderni pacemaker. Gli ibridi sono un insieme di semiconduttori, di mini resistenze/capacità e rivestimento resistivo-capacitivo che è collegato ad un substrato ceramico isolante. Oggi i chip sono posizionati uno sopra l'altro, facilitando la realizzazione di circuiti ibridi ad alta densità.

L'interconnessione tra integrati che trasportano segnali ad alta frequenza richiede una corrente maggiore a causa delle perdite dovute alle capacità di interconnessione. C'è, quindi, la necessità di fornire maggiore integrazione del circuito, così da diminuire il consumo di corrente e la dimensione complessiva del dispositivo.

Gli integrati CMOS (complementary metal oxide semiconductor) con basso consumo di potenza e ad alta affidabilità hanno rimpiazzato la tecnologia bipolare I²L, permettendo la progettazione sullo stesso chip di funzioni digitali e analogiche. Altre innovazioni comprendono l'uso di componenti circuitali flessibili, connessioni fisse dal circuito alla batteria e cavi di connessione.

Attualmente si usano i microprocessori perché offrono un alto grado di flessibilità e permettono ad un'ampia gamma di prodotti di essere sviluppati con nuovi software, dando così la possibilità di rapidi controlli alle funzioni del pacemaker. Sono disponibili commercialmente microprocessori di piccole dimensioni ed energeticamente efficienti per la fabbricazione dei dispositivi. Ad oggi un integrato si compone di: microprocessore, memoria, circuito di uscita e telemetria, più altre caratteristiche. Riducendo il circuito del pacemaker ad un singolo chip si riduce la corrente di perdita e le dimensioni permettendo,

così, una significativa riduzione del volume rispetto ai primi dispositivi. Le funzioni di pacing sono diventate sempre più complesse ed è diventata pratica comune la costruzione del circuito in maniera generale, utilizzando l'architettura base del computer con funzioni realizzate via software. Questo permette un maggiore grado di libertà nell'apportare modifiche all'hardware, premettendo la modificazione del software, una volta impiantato il pacemaker, in maniera non invasiva. Un software di base per il pacemaker comprende: il sistema di telemetria, il decodificatore, l'oscillatore, la rilevazione analogica e il circuito di uscita, e il circuito per la limitazione analogica della frequenza, con un microprocessore che agisce come controllore. Si utilizzano due tipi di memorie: una RAM (random access memory) e una ROM (read only memory). Le istruzioni del software sono caricate nella RAM, con le caratteristiche di stimolazione programmabili, come frequenza di stimolazione, ampiezza dell'impulso, larghezza dell'impulso, guadagno di sensing. La circuiteria della memoria ROM è stata progettata per controllare gli errori nel flusso di informazioni, per poter condurre test di routine interni durante ogni stimolazione e commutare ad un sistema di back-up di pacing se è rilevato l'errore, così da ridurre la possibilità di errori nel software che possono causare un comportamento anomalo del dispositivo.

I dati, cioè una serie di bit, identificano il paziente e le informazioni diagnostiche vengono immagazzinate nella RAM, insieme a caratteristiche più complesse. I moderni pacemaker sono estremamente complessi e altamente programmabili, possono stimolare e rilevare entrambe le camere cardiache, cambiare la loro frequenza tracciando l'attività atriale intrinseca o rispondendo alla rilevazione.

Sono disponibili anche ampie informazioni sui dati diagnostici come lo stato della batteria, il sistema di cavi, dati elettronici, interazione paziente/pacemaker e l'uscita del sensore diventano disponibili grazie all'uso della telemetria.

Ci sono numerosi guasti meccanici che possono portare a conseguenze vitali per il paziente. In questi casi, il pacemaker controlla questi "ingranaggi" e automaticamente commuta ad un sistema di back-up interno. Per esempio, alcuni pacemaker sono dotati di una verifica bipolare che permette di valutare l'integrità dei cavi bipolari ad ogni ciclo di pacing. Nel caso in cui venga rilevata un'alta resistenza di anodo, il pacemaker ritorna alla stimolazione

unipolare andando a prevenire un serio problema medico. Altri tipi di back up automatici proteggono il pacemaker contro guasti dovuti alla presenza di circuiti logici. Questo circuito di ridondanza, che comporta un circuito di temporizzazione dipendente dalla tensione (o RC oscillatore) fornisce da supporto alla stimolazione di base in caso di guasto del microprocessore, errori software o altre interruzioni. Se il circuito di back-up non rileva un evento cardiaco in 2.8 secondi, ne prende il controllo fornendo il supporto per la stimolazione. [5]

2. TIMING CIRCUIT E OUTPUT CIRCUIT: ANALISI TEORICA

2.1 Il BJT come interruttore

Il transistor a giunzione bipolare (bipolar junction transistor, BJT) è un componente elettronico nel quale la corrente di uscita (corrente di collettore) dipende dalla corrente di entrata (corrente di base). In questa tesi il transistor opera in due delle quattro regioni di funzionamento, cioè in interdizione o in saturazione. Nella zona d'interdizione, la giunzione base-emettitore è polarizzata inversamente e questo genera una corrente in uscita dal collettore non apprezzabile, che permette di sostituire il transistor con un circuito aperto (transistor OFF). Nella zona di saturazione, invece, la giunzione base-emettitore è polarizzata direttamente, fornendo una corrente di collettore apprezzabile. Il transistor in questa zona di lavoro è comparabile a un cortocircuito (transistor ON).

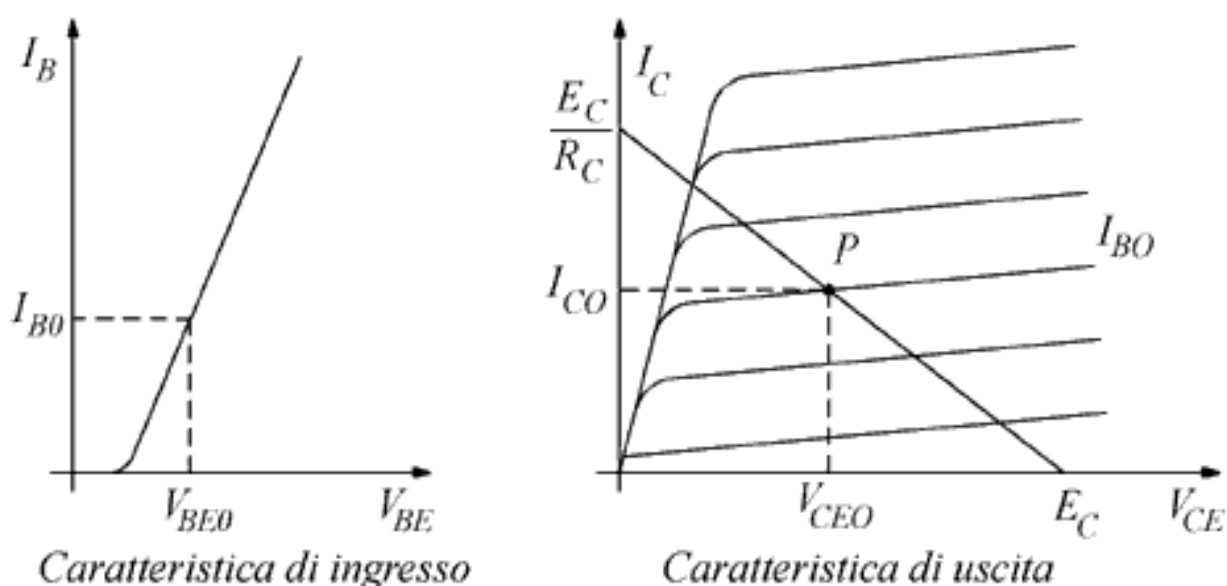


Figura 14: *caratteristica di ingresso e di uscita di un BJT. [12']*

2.2 Multivibratore

I multivibratori sono circuiti adatti a fornire onde quadre, rettangolari e impulsive. Realizzati in svariate forme, a transistori (come nel nostro caso), ad amplificatori operazionali, a porte logiche, in circuito integrato, si distinguono in astabili, monostabili, bistabili.

I multivibratori astabili sono caratterizzati da due stati non stabili (uscita a livello alto, uscita a livello basso) fra i quali il multivibratore oscilla senza bisogno di comandi esterni. Il periodo di oscillazione è determinato dalle costanti del tempo del circuito. L'astabile è un vero e proprio generatore di onde quadre o rettangolari.

I multivibratori monostabili presentano uno stato stabile, in cui può rimanere indefinitamente, e uno stato quasi stabile. Mediante un segnale di comando in ingresso è possibile far commutare il monostabile dallo stato stabile a quello quasi-stabile; da questo stato il circuito torna automaticamente nello stato stabile dopo un intervallo di tempo determinato dalla costante di tempo del circuito stesso.

I multivibratori bistabili presentano due stati stabili nei quali può permanere indefinitamente. Il circuito passa da uno stato all'altro solo in seguito ad un comando esterno.

2.3 Analisi teorica

Nella prima parte dello svolgimento di questo elaborato è stata fatta un'analisi teorica del circuito progettato da Wilson Greatbatch nel 1960 (Figura 15), nel quale un “timing circuit” guida un voltage doubler per produrre un impulso. Il circuito rappresenta la prima versione di pacemaker impiantabile asincrono.

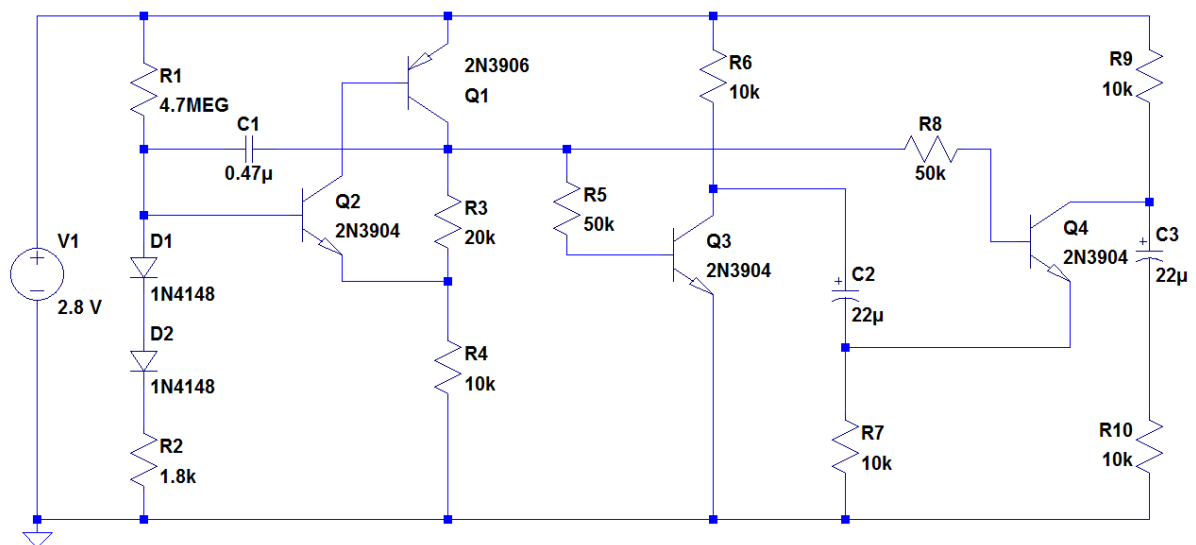


Figura 15: raffigurazione del circuito progettato da Wilson Greatbatch [5].

Per una più semplice comprensione del circuito si è deciso di dividere il circuito nelle sue due componenti, cioè studiando, inizialmente, il funzionamento del “timing circuit”. Successivamente si è analizzato il funzionamento dell'intero circuito (“timing circuit” e “output circuit”), osservando la tensione di uscita, in altre parole, la tensione presente sulla resistenza R_{10} che rappresenta la resistenza di carico (resistenza fornita dal cuore).

2.3.1 Timing circuit

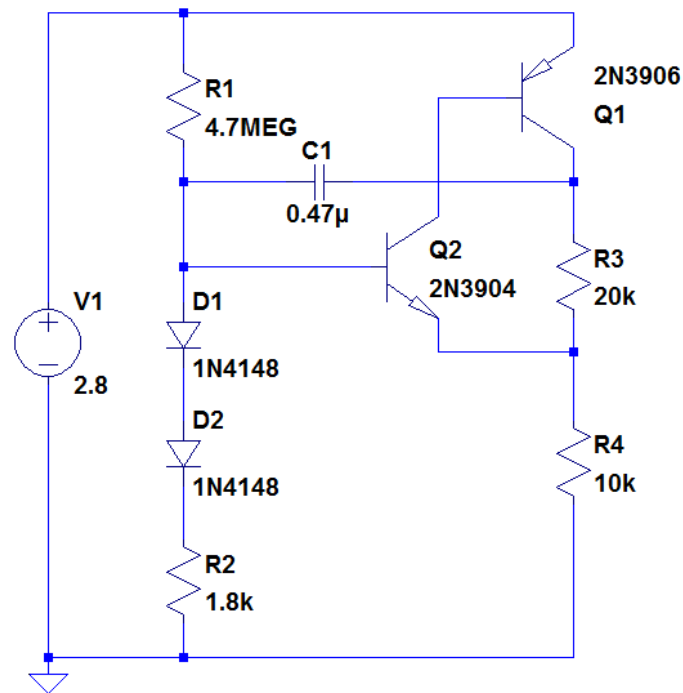


Figura 16: *circuito di timing.*

Per iniziare lo studio del circuito di timing, ipotizziamo che il nostro circuito abbia: entrambi i transistor (Q1 e Q2) e i diodi (D1 e D2) interdetti, la capacità C_1 scarica ($V_{C_1} = 0 V$) e la tensione di uscita V_d bassa ($= 0 V$). Sotto queste ipotesi, possiamo sostituire l'equivalente circuitale del transistor, cioè un circuito aperto in caso d'interdizione, ottenendo un circuito composto di R_1 , C_1 , R_3 e R_4 , che sarà il circuito di carica della capacità C_1 (Figura 17).

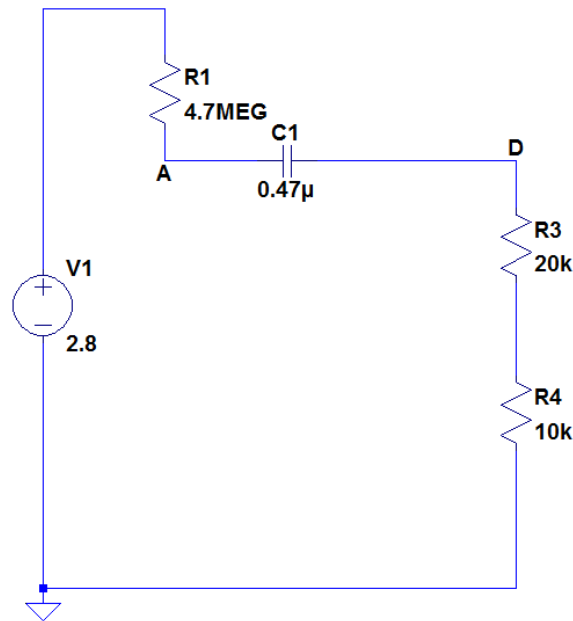


Figura 17: circuito di carica di C_1 .

La carica della capacità C_1 porta ad un aumento della differenza di potenziale della V_{c_1} e di conseguenza, anche, la tensione sul terminale A della capacità aumenta. Come possiamo notare dalla Figura 17, il circuito può essere visto come un classico circuito RC, dovendo considerare il terminale D a massa esaminando la situazione che abbiamo a regime. Possiamo ricavare la tensione V_a attraverso la maglia di figura 17 la maglia perciò $V_1 - V_{R_1} - V_a - V_d = 0$, che può essere riscritta come $V_1 - V_{R_1} - V_a = 0$, per quanto detto precedentemente. Per cui otteniamo, dopo passaggi matematici, $V_a = V_1(1 - e^{-t/R_1 * C_1})$ e perciò $\tau_{carica} = R_1 * C_1$. Ricordando la configurazione circuitale generale del “timing circuit”, il terminale (A) è collegato, anche, al terminale di base del transistor Q1. Quindi un aumento della tensione provoca una commutazione del transistor portandolo in saturazione. Questa commutazione avviene nel momento in cui la tensione V_{be} del transistor Q1 è maggiore di circa $0.7 V$ (valore della $V_{be \text{ saturazione}}$ convenzionale), che rappresenta la tensione necessaria per la polarizzazione diretta della giunzione base-emettitore. Di conseguenza, sarà sufficiente il superamento di questo valore per avere la commutazione essendo la tensione $V_d = 0 V$. Ora è possibile sostituire il transistor con un cortocircuito essendo in saturazione. La saturazione di Q1, e quindi la sua conduzione, richiede una

corrente sul collettore (I_c). Il transistor Q2 genera una corrente di base contraria al caso di un transistor npn, in quanto esso è un transistor pnp. La corrente richiesta dal collettore di Q1 è molto alta visto che il transistor è in saturazione, proprio per questo motivo abbiamo anche la saturazione di Q2. Il collegamento tra la base di Q2 e il collettore di Q1 genera un'equivalenza tra le correnti, ovvero $I_{c Q1} = I_{b Q2}$. La sostituzione di Q2 nella zona di saturazione, con il relativo equivalente circuitale, causa l'aumento della tensione di uscita, cioè la V_d , da $0 V$ a V_{cc} ($= 2.8 V$). In questa fase ci troveremo con la seguente soluzione circuitale:

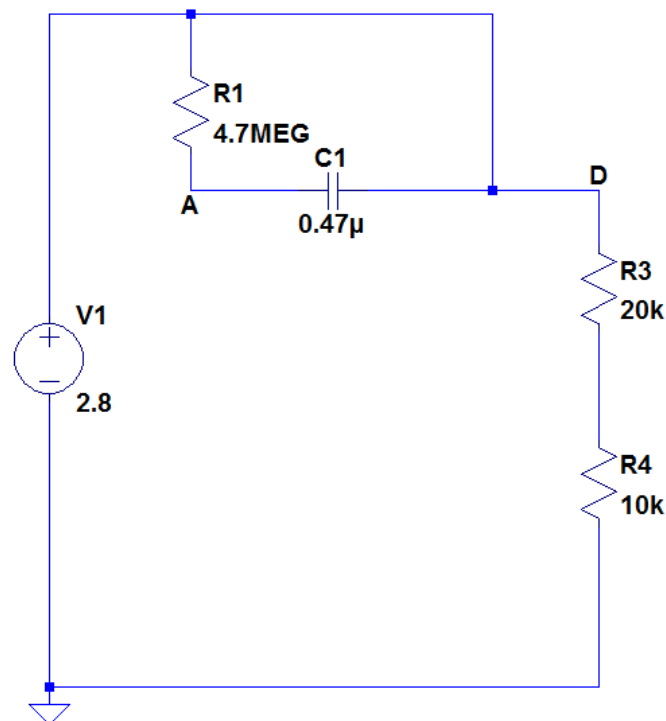


Figura 18: circuito di salita della tensione V_d .

Il cambiamento dell'uscita comporta un incremento della tensione V_a pari a V_{cc} , ovvero si otterrà una differenza di potenziale $V_a = V_{cc} + V_{C1}$, poiché mediante il circuito di carica è stata assegnata al terminale A la polarità positiva. Questo valore di V_a permette di attivare il ramo composto di D1, D2 e R_2 , il quale è attivato solamente nel caso in cui la tensione sul terminale A sarà maggiore di circa $1.4 V$. Questo valore è pari alla somma delle tensioni per

la polarizzazione diretta delle giunzioni dei due diodi (D1, D2). Il passaggio in conduzione dei due diodi D1 e D2 determina il circuito di scarica della capacità C_1 . Essendo la resistenza R_1 molto elevata, la corrente di scarica sarà maggiore di quella di carica. Avremo, quindi, un circuito composto da C_1 , D1, D2 e R_2 . La tensione di uscita rimane, ancora, V_d pari a V_{cc} . Sostituendo il circuito equivalente per il diodo, cioè un cortocircuito nel caso in cui è polarizzato direttamente, otteniamo:

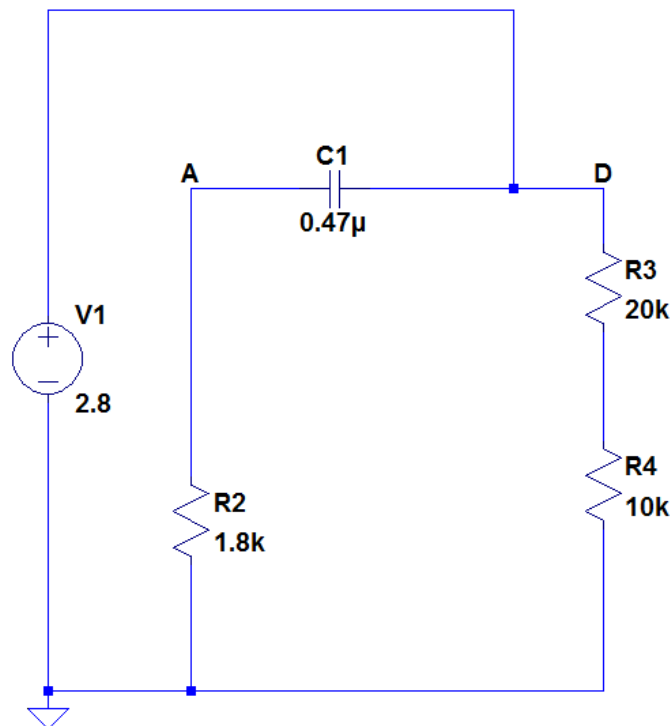


Figura 19: *circuito di scarica del condensatore.*

L'attivazione di questo ramo comporta la scarica del condensatore. Infatti, considerato che la R_2 è minore della R_1 avremo che la corrente di carica (I_{R_1}) è minore della corrente di scarica (I_{R_2}). Per cui, guardando la Figura 18, si può subito ottenere che la $\tau_{scarica} = R_2 * C_1$. Altrimenti scrivendo la maglia si ottiene $V_d = V_{C_1} + V_{R_2}$ e quindi $V_a = V_{high} e^{-t/R_2 * C_1}$. La scarica di C_1 comporta, appunto, una diminuzione della tensione V_a . Nel momento in cui la tensione diventa minore della tensione di polarizzazione diretta della giunzione base-emettitore il transistor Q1 diventerà interdetto e provocherà, a sua volta, l'interdizione del

transistor Q2. Il valore di soglia che provoca la commutazione è ricavabile dal partitore delle due resistenze R_3 e R_4 e dalla tensione di polarizzazione diretta della giunzione base-emettitore infatti la V_a dovrà essere minore di $1.6 V$ per interdire Q2. Infatti $V_a = V_{R_4} + V_{be\ on} = \left(2.8 * \frac{1}{3}\right) + 0.7 = 1.6 V$. Questa successione di eventi genera la commutazione della tensione di uscita da V_{cc} a $0 V$, essendosi scaricato il condensatore. Una volta che la tensione V_a scenderà sotto la tensione di polarizzazione diretta avremo l'interdizione dei transistor Q1 e Q2 e quindi torneremo alla situazione di carica del condensatore. Grazie alla carica e scarica del condensatore ci assicuriamo la commutazione tra i due stati stabili del multivibratore astabile. La forma d'onda che verrà vista all'uscita del "timing circuit" è la seguente:

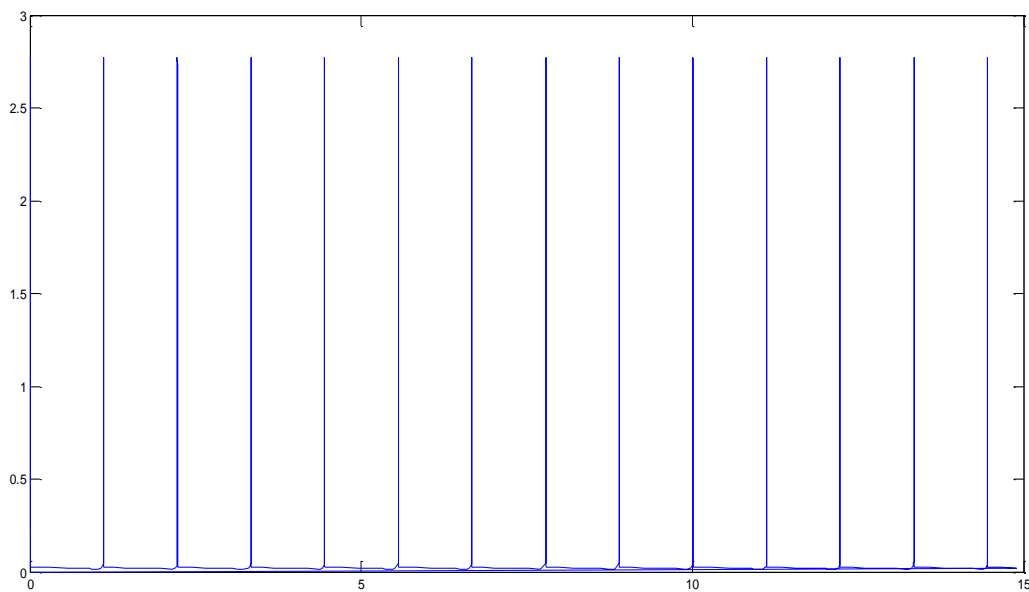


Figura 20: forma d'onda di uscita del "timing circuit", cioè V_a .

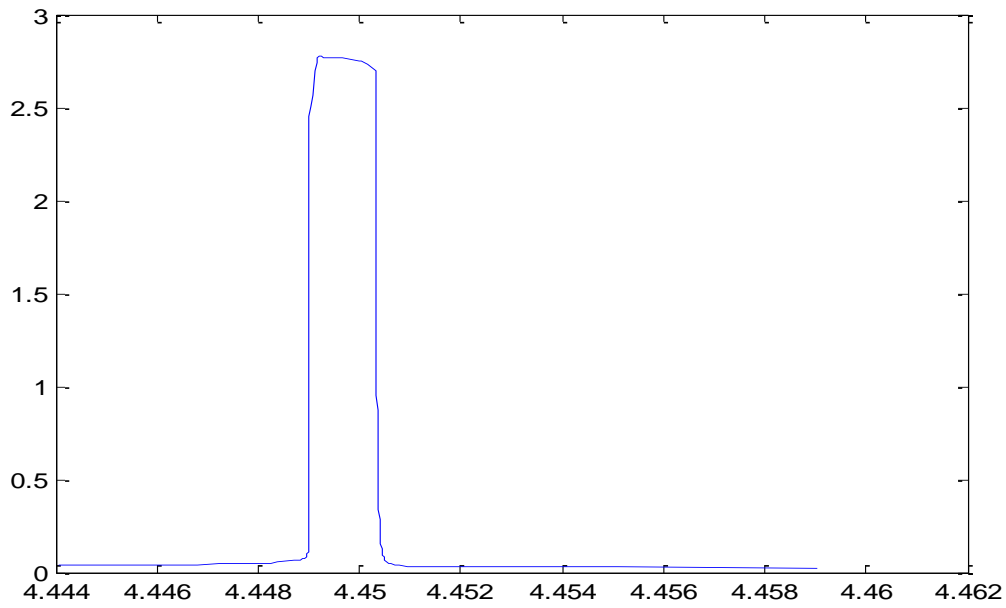


Figura 21: ingrandimento dello spike.

2.3.2 Output circuit

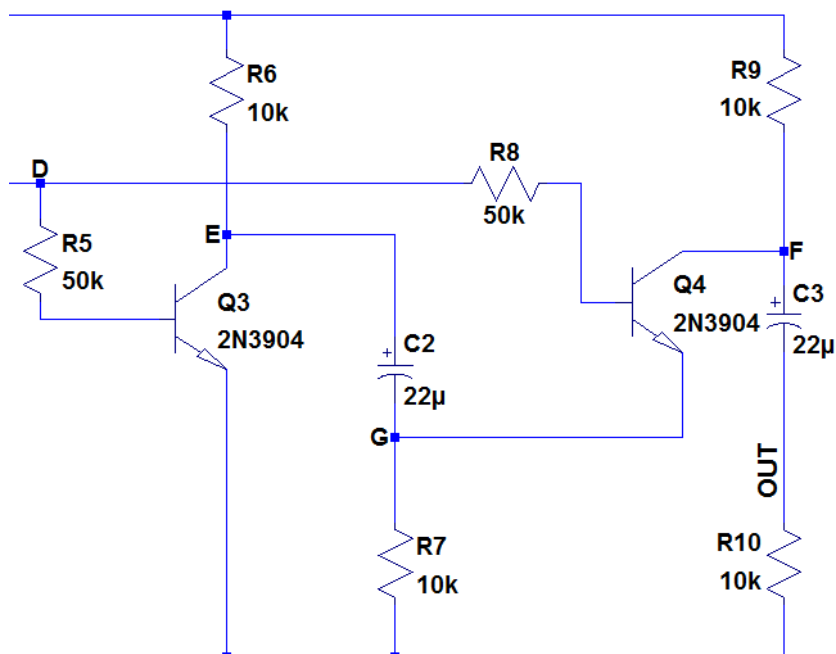


Figura 22: circuito di output.

Nell'analisi del circuito di output (Figura 22) dobbiamo, innanzitutto, distinguere i casi in cui la V_d , che rappresenta l'uscita del "timing circuit", sia alta ($= V_{cc}$) o bassa ($= 0V$). Partendo dal caso in cui la tensione V_d sia bassa, e ipotizzando le capacità (C_2 e C_3) scariche, avremo i transistor (Q3 e Q4) interdetti. Formulate queste ipotesi, possiamo sostituire gli equivalenti dei transistor ottenendo i circuiti di carica di C_2 e C_3 (Figura 23). Entrambi caricheranno le capacità al valore di V_{cc} , quindi le rispettive differenze di potenziale (V_{C_2} e V_{C_3}) saranno pari a V_{cc} .

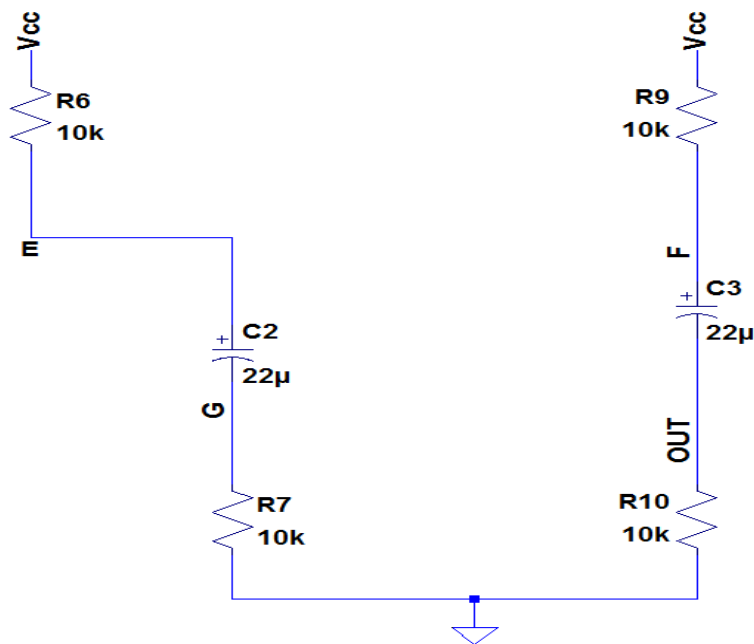


Figura 23: circuito di carica di C_2 (a sinistra) e C_3 (a destra).

Sfruttando lo stesso ragionamento fatto precedentemente per la capacità C_1 , possiamo scrivere che la $\tau_2 = (R_6 + R_7) * C_2$ e la $\tau_3 = (R_9 + R_{10}) * C_3$.

Nel caso in cui la tensione V_d è pari a V_{cc} , cioè i due transistor si trovano in saturazione, si andranno a creare i seguenti collegamenti:

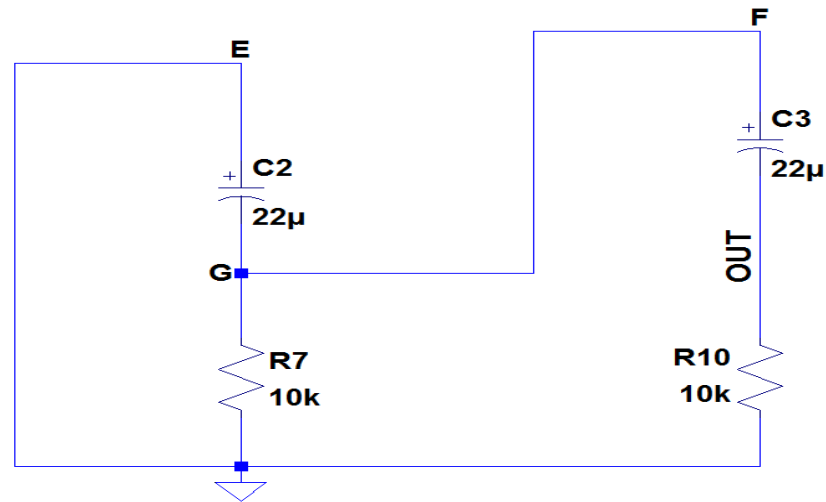


Figura 24: rete di raddoppio della tensione.

In questa fase avremo, come detto, i transistor in conduzione, cioè saturi, di conseguenza il terminale E sarà come collegato a massa. Il condensatore è stato precedentemente caricato a V_{cc} , per cui avremo sul terminale G, considerando la polarità del condensatore, una tensione pari a $-V_{cc}$. Infatti, considerando la maglia composta dal condensatore C_2 e dalla resistenza R_7 possiamo scrivere $V_E = V_{C_2} + V_{R_7}$. Essendoci un collegamento diretto tra G ed F, avremo che la tensione del terminale F (V_f) sarà pari alla tensione del terminale G, ovvero $V_g = V_{R_7}$. In altre parole la V_f è, anch'essa, pari a $-V_{cc}$. Ricordando che il condensatore C_3 è stato in precedenza caricato a V_{cc} , la tensione V_{out} è pari al doppio della tensione V_g , cioè pari a $-2V_{cc}$, visto che il condensatore dovrà mantenere la sua polarità. Difatti, considerando la maglia composta dal condensatore C_3 e dalle resistenze R_7 e R_{10} , possiamo scrivere $V_{R_7} = V_{C_3} + V_{R_{10}}$. In conclusione, al cuore, che è rappresentato dalla resistenza R_{10} (resistenza di carico), sarà portato uno stimolo di tensione pari a $V_{R_{10}} = -V_{cc} - V_{cc} = -2V_{cc} = -5.6V$. Mentre le altre caratteristiche (tempo di carica e scarica, ovvero il periodo dell'oscillatore) saranno determinate dai componenti del "timing circuit" e rimarranno costanti.

3. TIMING CIRCUIT E OUTPUT

CIRCUIT: SIMULAZIONE LTSPICE

Dopo la comprensione del circuito mediante analisi teorica, si è svolta la simulazione dello stesso mediante l'uso di un software per la simulazione di circuiti elettronici, nel caso specifico ltspice. Come nell'analisi teorica, anche per la simulazione si è diviso il circuito in due parti: il timing circuit e il voltage doubler. L'analisi pratica viene esposta mantenendo la stessa dicitura dell'analisi teorica.

3.1 Timing circuit

La simulazione del circuito, come spiegato nel precedente capitolo, ci mostra una forma d'onda in uscita (Figura 25) che può essere paragonata a una serie di spike, successivamente ad una parte iniziale transitoria.

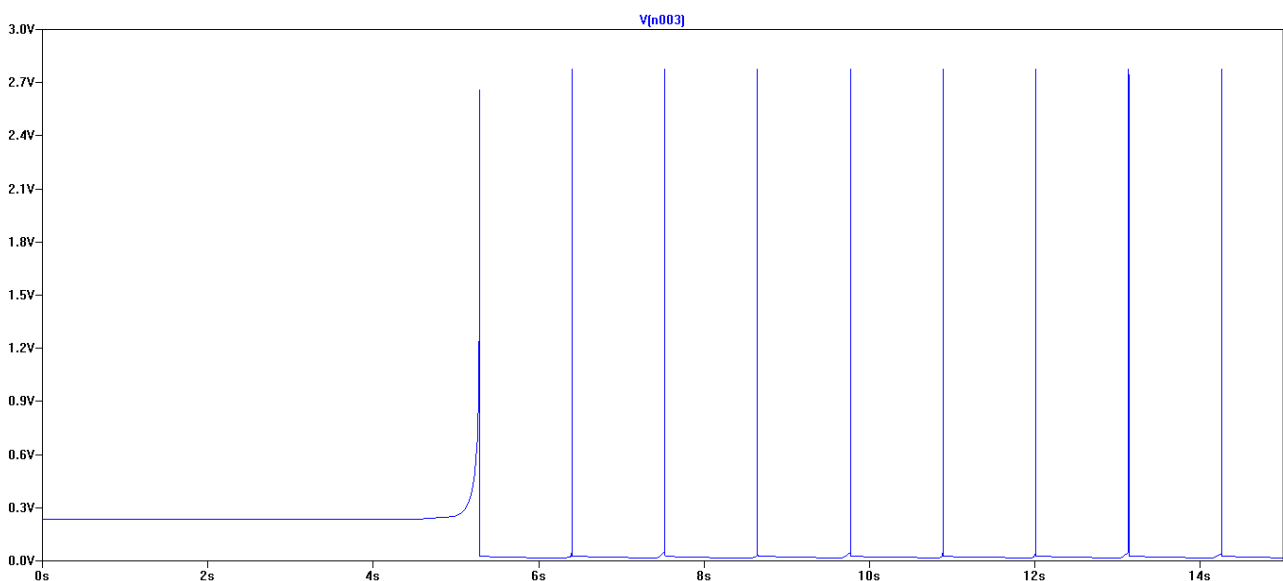


Figura 25: raffigurazione della forma d'onda in uscita dal timing circuit (V_d)

La prima differenza da notare tra l'analisi teorica e la simulazione riguarda la tensione massima raggiunta dall'impulso. Questa tensione nell'analisi teorica era pari alla tensione di alimentazione ($V_{cc} = 2.8 V$), mentre dalla simulazione vediamo una V_d massima pari a circa $2.76 V$, che indicheremo come V_{high} . Questa piccola differenza di potenziale va attribuita alla tensione di saturazione del transistor Q2. Infatti, mentre, nell'analisi teorica il transistor in conduzione è sostituito con un cortocircuito, nella realtà il transistor in saturazione presenta una tensione tra emettitore e collettore ($V_{ce\ saturazione}$). La tensione bassa (V_{low}) nell'analisi teorica è stata indicata pari a $0 V$ in realtà assume un valore di alcuni mV, questa piccola tensione è dovuta alla corrente di carica del condensatore C_1 , moltiplicata per la serie tra le resistenze R_3 e R_4 .

Visualizzando la tensione in uscita (V_d) contemporaneamente alla tensione della capacità, cioè V_{C_1} , possiamo vedere che con quando $V_d = V_{low}$ il condensatore si carica aumentando la sua tensione (Figura 26), di conseguenza aumenterà anche la tensione V_a (Figura 27). Quando supera il valore di soglia $V_{ath\ low}$ per la saturazione di Q1 otteniamo una $V_d = V_{high}$ e la tensione V_a avrà un valore esprimibile dall'equazione $V_a = V_{C_1} + V_{high}$. Il raggiungimento di questa tensione sul terminale A permette al condensatore di scaricarsi, questa fase di scarica durerà fino al raggiungimento del valore di soglia $V_{ath\ high}$ che provoca l'interdizione di Q1 (Figura 28).

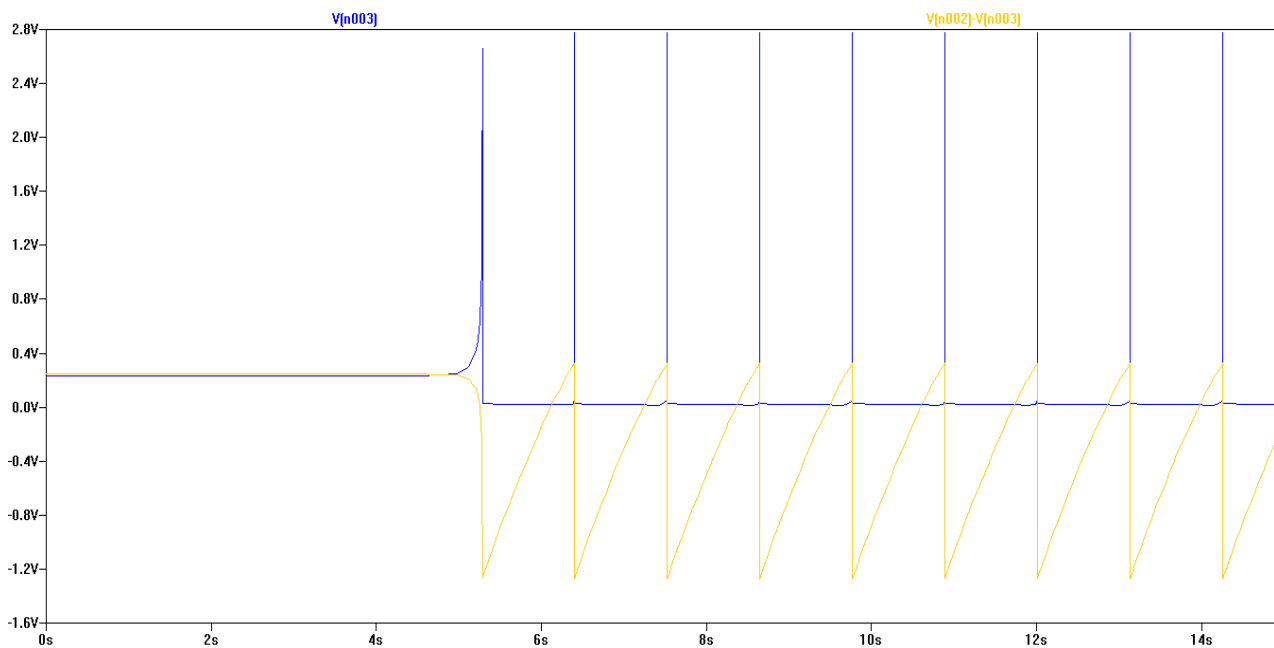


Figura 26: carica del condensatore C_1 quando la $V_d = V_{high}$ (in giallo la V_{C_1} mentre in blu la tensione V_d)

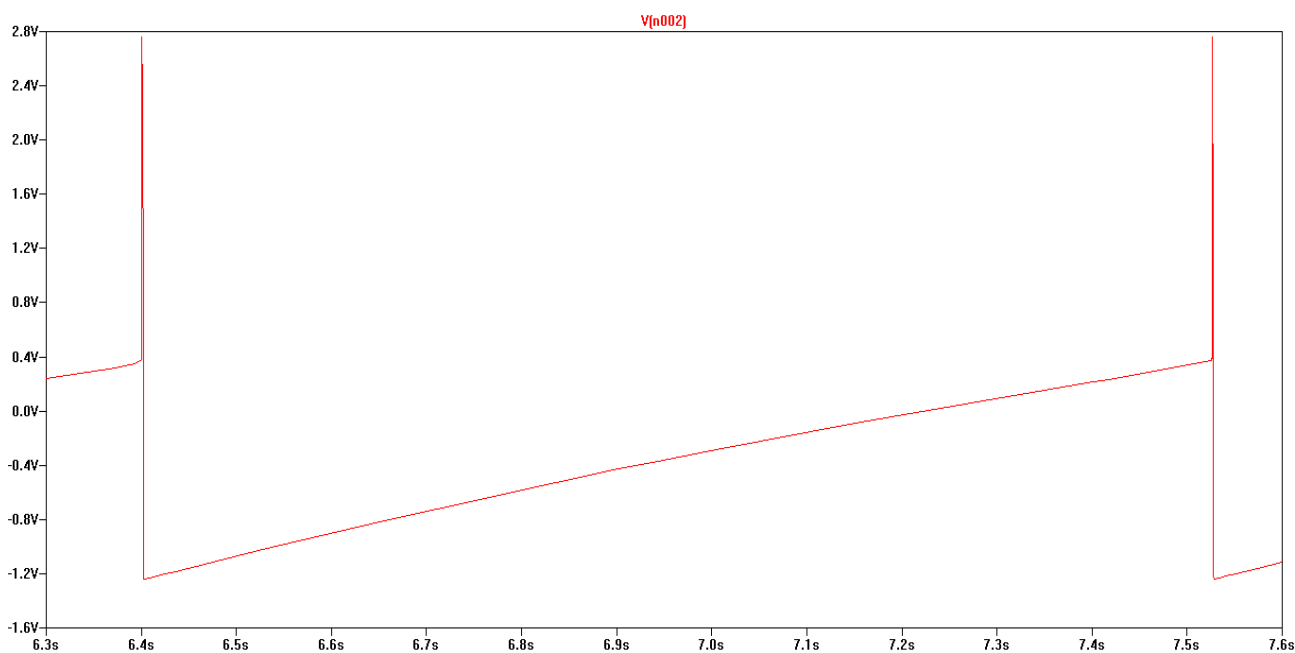


Figura 27: andamento della tensione del terminale di base del transistor $Q1$ (V_a)

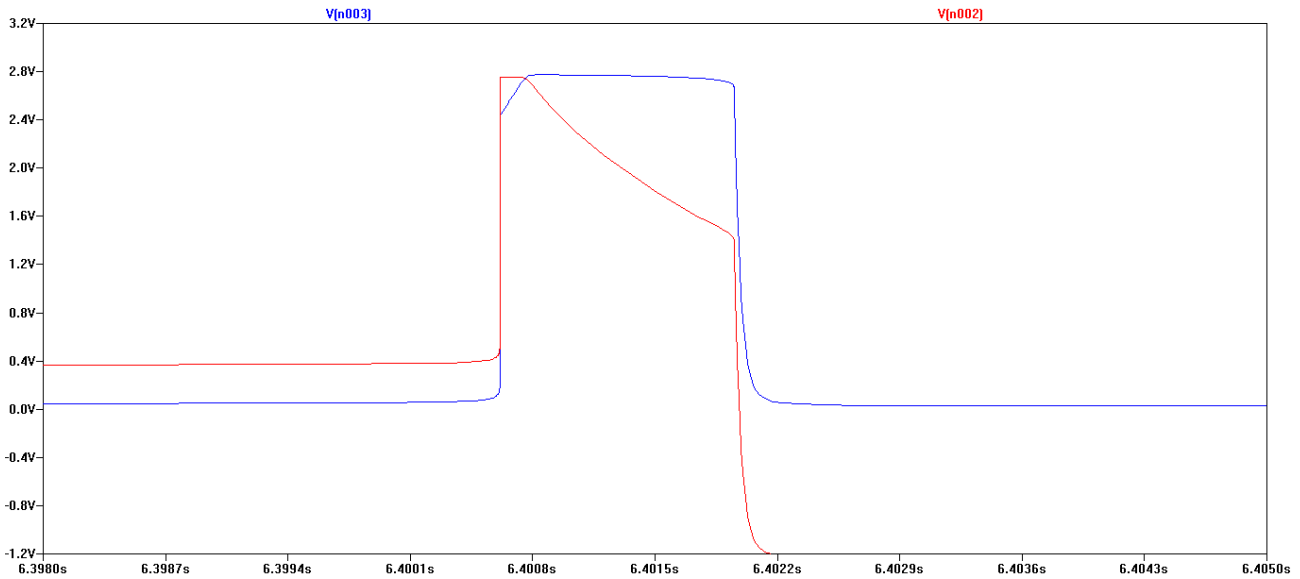


Figura 28: scarica del condensatore e diminuzione della tensione V_a (in rosso la tensione V_a mentre in blu la tensione V_d)

Nell'analisi teorica, si è spiegata la commutazione dell'uscita isolando le due fasi di salita e di discesa, nella quale non avevano particolare incidenza le due resistenze R_3 e R_4 . Queste resistenze determinano le due tensioni di soglia ($V_{ath\ high}$ e $V_{ath\ low}$) del terminale di base del transistor Q1. I valori di soglia si possono determinare dall'equazione generica $V_a = \left(V_d * R_4 / (R_3 + R_4) \right) + V_{be}$, cioè $V_{ath\ high} = \left(V_{high} * R_4 / (R_3 + R_4) \right) + V_{be\ saturazione}$ e $V_{ath\ low} = \left(V_{low} * R_4 / (R_3 + R_4) \right) + V_{be\ saturazione}$. Questa commutazione dell'uscita dipende dalla tensione del terminale di base del transistor (V_a) andando a determinare l'interdizione o la saturazione di Q1. La V_d , al contrario del caso teorico, assume i valori specificati in precedenza, cioè V_{low} o V_{high} .

Rifacendo un'analisi circuitale, ipotizzando di essere nella fase in cui la $V_d = V_{low}$ e i transistor sono interdetti, il condensatore si carica e la V_a aumenta. Quando questa tensione supera il valore $V_{ath\ low}$ precedentemente espresso si ha la saturazione del transistor Q1 e conseguentemente anche di Q2 ottenendo una $V_d = V_{high}$. Questo cambiamento della V_d si ripercuote poi sulla V_a , infatti il condensatore non può variare istantaneamente la propria

tensione, pertanto possiamo determinare la V_a come somma della V_{C_1} e della V_{high} . Quest'aumento di tensione genera l'attivazione del ramo composto da D1, D2 e R_2 rendendo possibile la scarica del condensatore C_1 . La scarica del condensatore è dovuta all'attivazione del ramo ma dobbiamo anche considerare che nella resistenza R_1 circola corrente. La differenza di ordini di grandezza tra le due resistenze R_1 e R_2 permette, appunto, la scarica del condensatore perché la corrente di carica (sulla R_1) è minore della corrente di scarica (sulla R_2). Nel momento in cui il condensatore si scarica, con lui diminuisce anche la V_a , il transistor Q1 si interdice quando la tensione del suo terminale di base sarà inferiore al valore di soglia $V_{ath\ high}$. Raggiunto questo valore avrò l'interdizione di Q1 e Q2. La rete composta dai diodi (D1 e D2) e dalla resistenza R_2 si disattiva nel momento in cui la tensione del terminale di base del transistor diminuisce sotto a circa $1.4\ V$, che corrisponde alla somma delle tensioni di polarizzazione dei due diodi indipendentemente dalla precedente equazione. Questi eventi portano a una tensione V_d pari a V_{low} ripresentandosi la fase di carica. La successione degli eventi spiegati precedentemente spiega l'alternanza tra i due stati stabili.

3.2 Output circuit

Nell'analisi dell'output circuit (voltage doubler) possiamo notare che nella fase in cui l'uscita del timing circuit è pari a V_{low} il condensatore C_2 , come anche il condensatore C_3 , aumentano le proprie tensioni caricandosi, come spiegato anticipatamente nell'analisi teorica (Figura 29). Alla fine della fase la tensione raggiunta sul terminale E, ricordando l'etichettatura usata nel precedente capitolo, è pari a circa V_{high} come anche la tensione sul terminale F (Figura 30). Di conseguenza, in questa condizione, la tensione sulla resistenza R_{10} dipenderà dalla corrente di carica del condensatore C_3 che, ovviamente, diminuisce all'aumentare della tensione V_{C_3} (Figura 31).

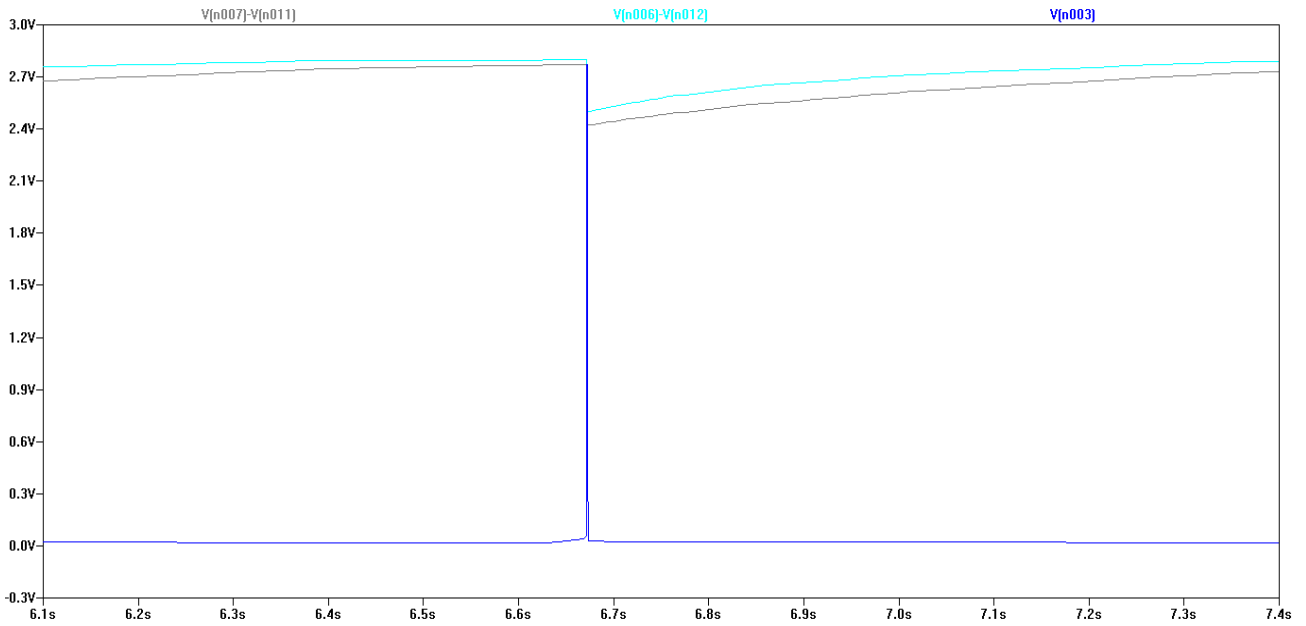


Figura 29: carica dei condensatori C_2 (in grigio) e C_3 (in ciano) mentre in blu la V_d

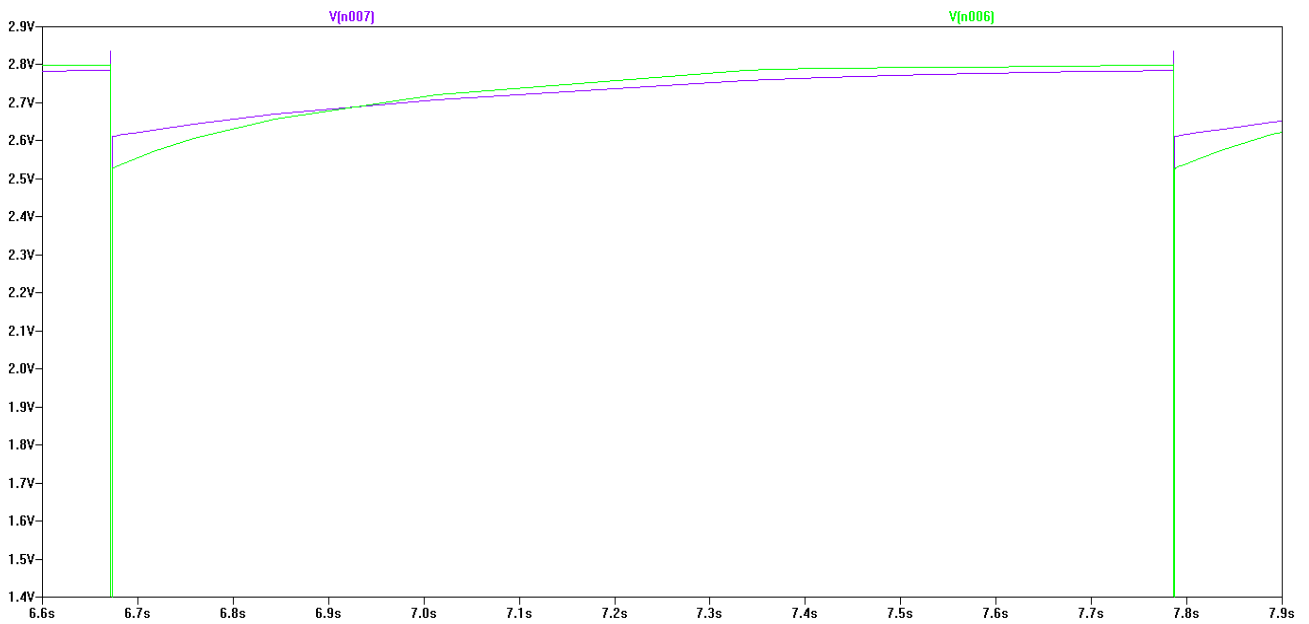


Figura 30: incremento delle tensioni dei terminali F (in verde) e E (in viola), quando la $V_d = V_{low}$

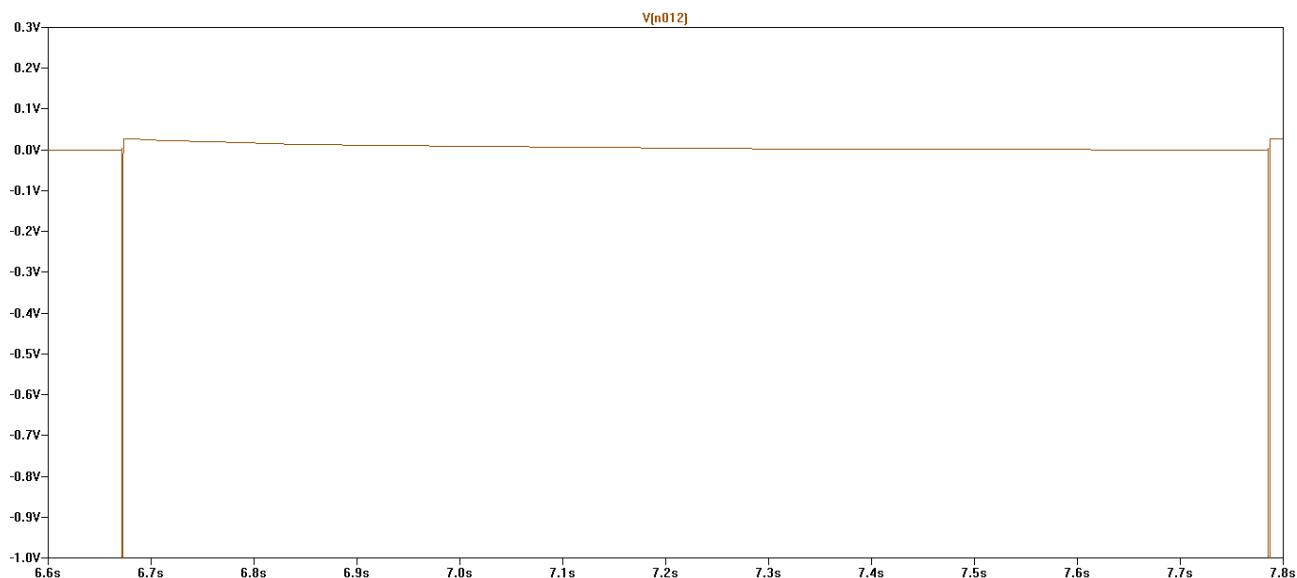


Figura 31: diminuzione della $V_{R_{10}}$ (in marrone)

Nel caso in cui la $V_d = V_{high}$ abbiamo la scarica dei condensatori C_2 e C_3 (Figura 32). Ovviamente la tensione raggiunta non sarà pari a massa, come quando il condensatore si scarica completamente. La tensione minima che si raggiunge dipenderà dalle rispettive costanti di tempo e dal timing circuit. Nel caso di questa configurazione, il valore minimo raggiunto dalla tensione dei condensatori è pari a circa $2.46 V$ per C_2 (V_{C_2min}) e pari a circa $2.51 V$ per C_3 (V_{C_3min}), mentre abbiamo $V_{C_2max} \cong 2.79 V$ e $V_{C_3max} \cong 2.77 V$ (Figura 33)

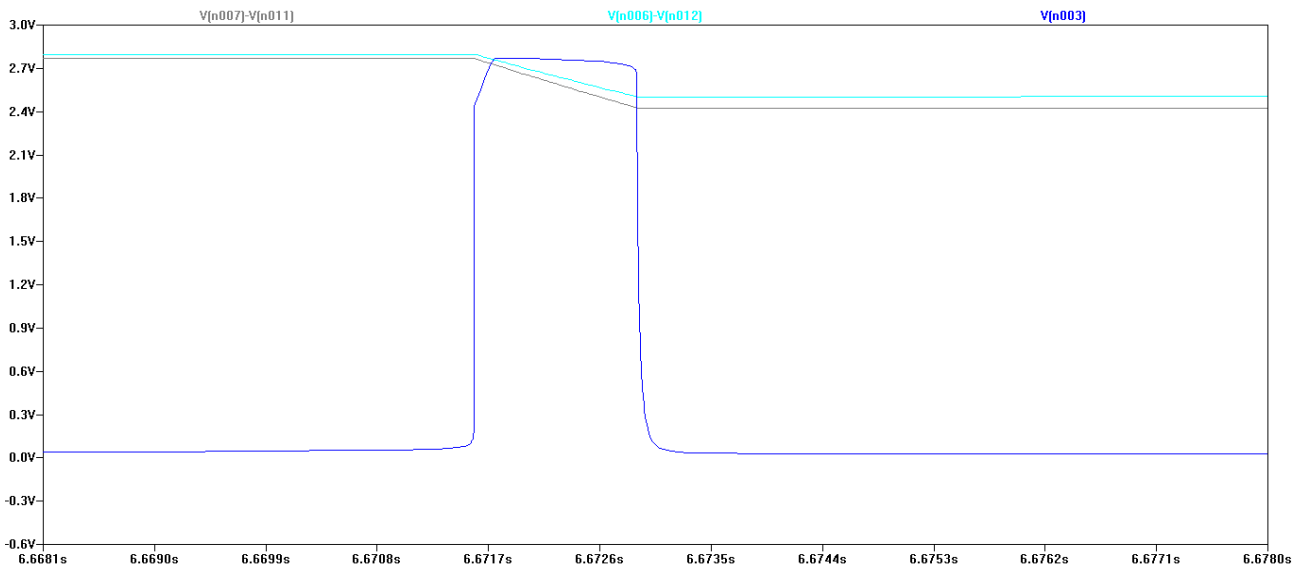


Figura 32: scarica dei condensatori C_2 (in grigio) e C_3 (in ciano) mentre in blu è stata rappresentata la V_d

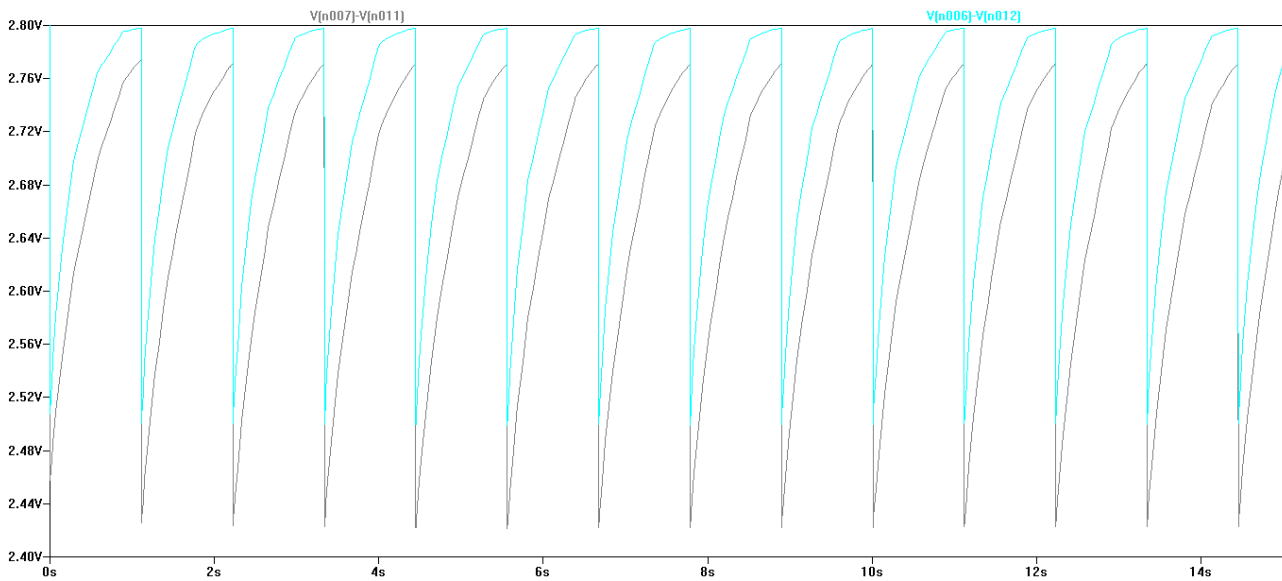


Figura 33: andamento delle tensioni dei condensatori (V_{C_2} in grigio e V_{C_3} in ciano)

La tensione ottenuta sul terminale E, nel caso in cui $V_d = V_{high}$, è pari alla tensione di saturazione del transistor Q3 ($V_{ce_{sat}} \cong 115 \text{ mV}$). Il valore raggiunto sul terminale G è pari alla tensione di saturazione di Q3 eliminando la tensione sul condensatore C_2 , avremo quindi un valore iniziale di circa -2.64 V come tensione iniziale della fase di scarica del

condensatore. Per ottenere il potenziale sul terminale F bisognerà sommare la $V_{ce_{sat}}$ ($\cong 81\text{ mV}$) del transistor Q4 alla tensione V_g . Otterremo così una tensione $V_{f\text{ iniziale}}$ di circa -2.56 V . Considerando il condensatore C3 avremo sulla resistenza di carico una tensione di circa -5.35 V (Figura 34).

Ora è possibile notare che mediante un'analisi teorica, la tensione $V_{R_{10}} = -5.6\text{ V}$ mentre dalla simulazione si ottiene una tensione di circa -5.35 V . Questa differenza di valore è determinata dalle tensioni di saturazione dei transistor, infatti nell'analisi teorica il transistor in saturazione è un cortocircuito mentre nella simulazione, come nella realtà, presenta una tensione che viene chiamata $V_{ce\text{ saturazione}}$.

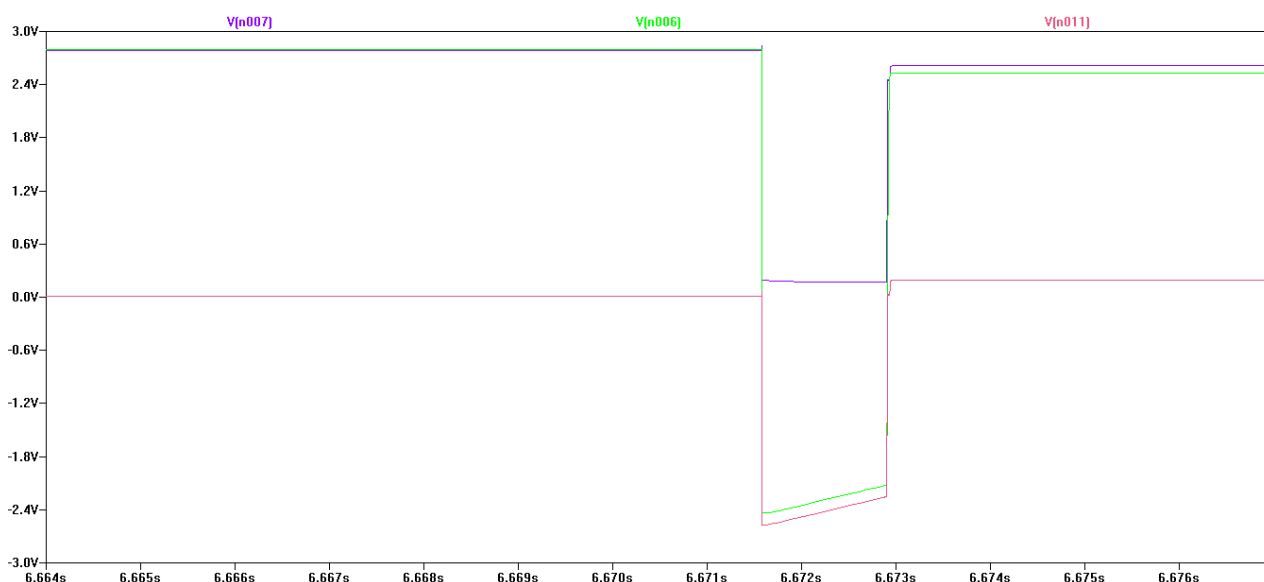


Figura 34: rappresentazione degli andamenti delle tensioni: V_e (in viola), V_g (in rosa), V_f (in verde) e l'uscita del timing circuit (in blu)

Rappresentando l'andamento delle tensioni e considerando esclusivamente la fase in cui i transistor si trovano in saturazione, possiamo notare una diminuzione in valore assoluto di V_g , in altre parole una tensione che diventa meno negativa. La diminuzione della tensione (Figura 35) è dovuta alla fase di scarica del condensatore C_2 . Lo stesso andamento avverrà per la tensione sulla resistenza di carico (R_{10}), che però sarà più accentuato questo perché la

costante di tempo (τ) del condensatore C_2 è maggiore di quella del condensatore C_3 (Figura 35)

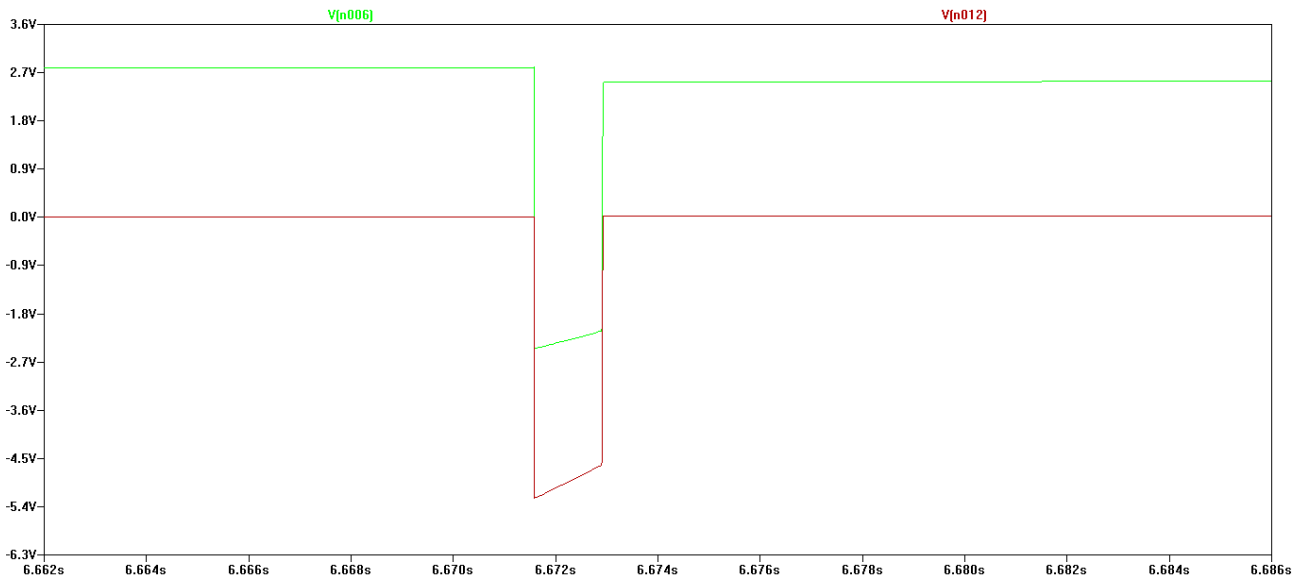


Figura 35: andamento della tensione al terminale F (in verde) e della $V_{R_{10}}$ (in porpora)

3.3 Dipendenza dei parametri del timing circuit dalle resistenze

La presenza del timing circuit ci permette di regolare la frequenza di stimolazione ($\frac{1}{T_{stimolazione}}$) del cuore, pur mantenendola fissa, variando le resistenze che compongono il “timing circuit”. L’analisi della variazione del parametro del periodo di stimolazione è stata fatta variando una singola resistenza alla volta mentre le altre mantengono il valore di progetto e dividendo il periodo in periodo basso (T_{low} cioè quando $V_d = V_{low}$) e periodo alto (T_{high} cioè quando $V_d = V_{high}$).

Iniziamo l’analisi dalla resistenza R_1 che interviene nella carica del condensatore e quindi $\tau_{carica} = R_1 * C_1$. Dall’espressione della τ_{carica} possiamo subito affermare che una diminuzione della resistenza dovrebbe ridurre il tempo di carica, cioè dovrebbe diminuire il

tempo in cui la V_d è pari a V_{low} . Come si può vedere dalle figure, infatti, il periodo in cui la $V_d = V_{low}$ è $T_{low} = 1.1 \text{ sec}$ quando $R_1 = 4.7 \text{ M}\Omega$ (Figura 36), mentre nel caso in cui $R_1 = 1 \text{ M}\Omega$ otteniamo un $T_{low} = 0.24 \text{ sec}$ (Figura 37). Un aumento della R_1 , invece, produce un aumento di T_{low} , infatti, con una $R_1 = 6 \text{ M}\Omega$ otteniamo un $T_{low} = 1.45 \text{ sec}$ (Figura 38)

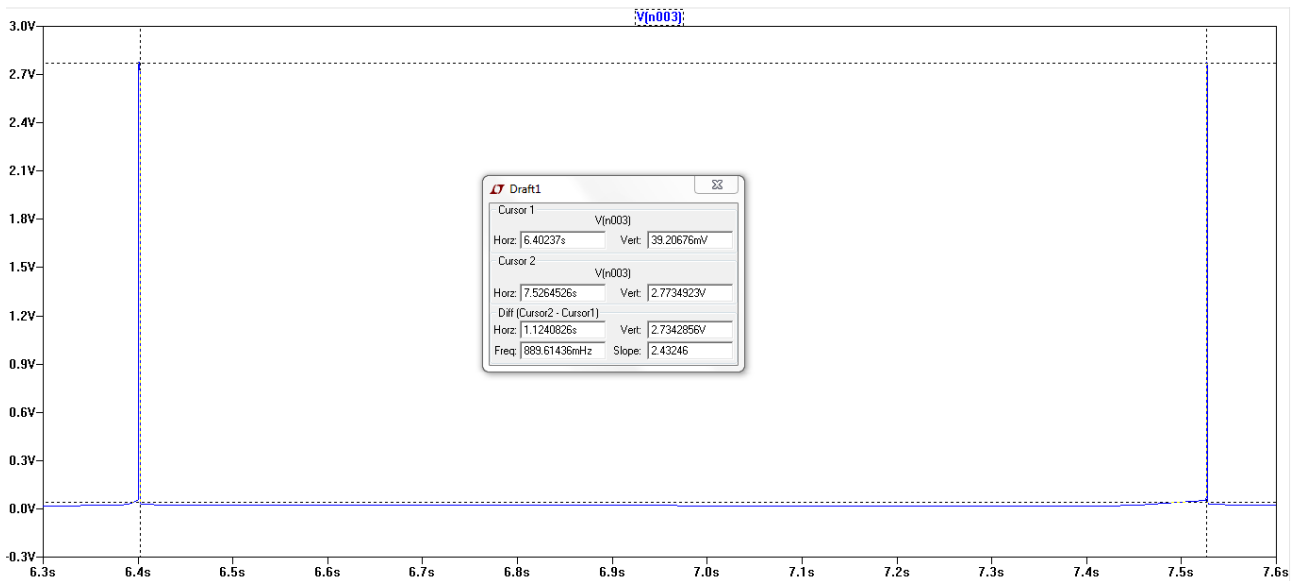


Figura 36: durata del periodo basso (cioè $V_d = V_{low}$) $T_{low} = 1.1 \text{ sec}$ con i valori di progetto

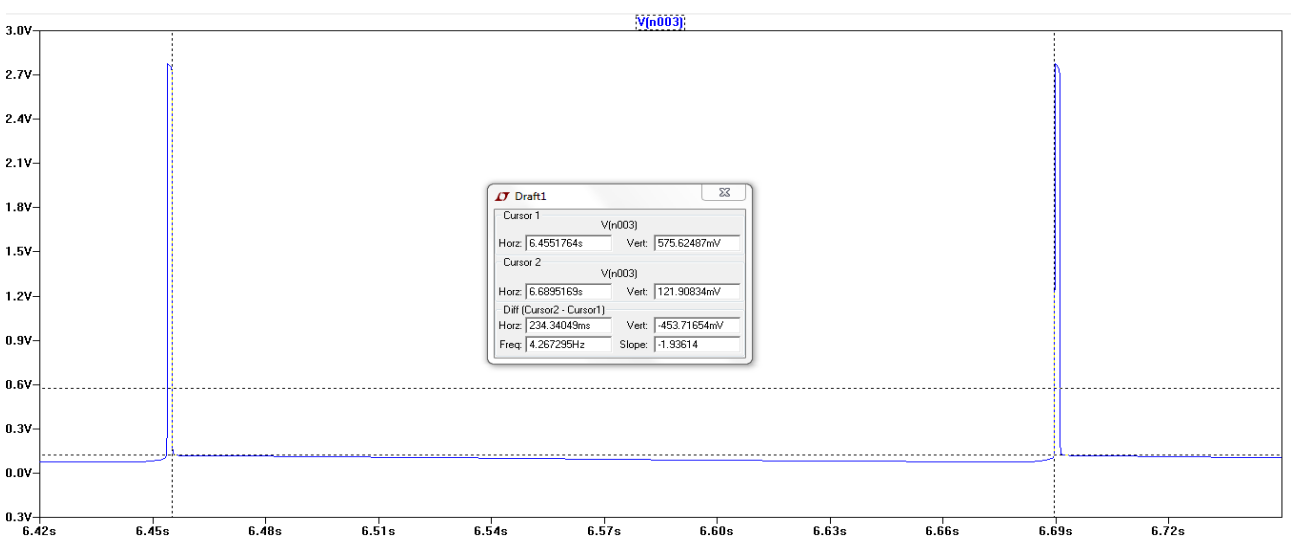


Figura 37: durata del periodo basso (cioè $V_d = V_{low}$) $T_{low} = 0.24 \text{ sec}$ con $R_1 = 1 \text{ M}\Omega$

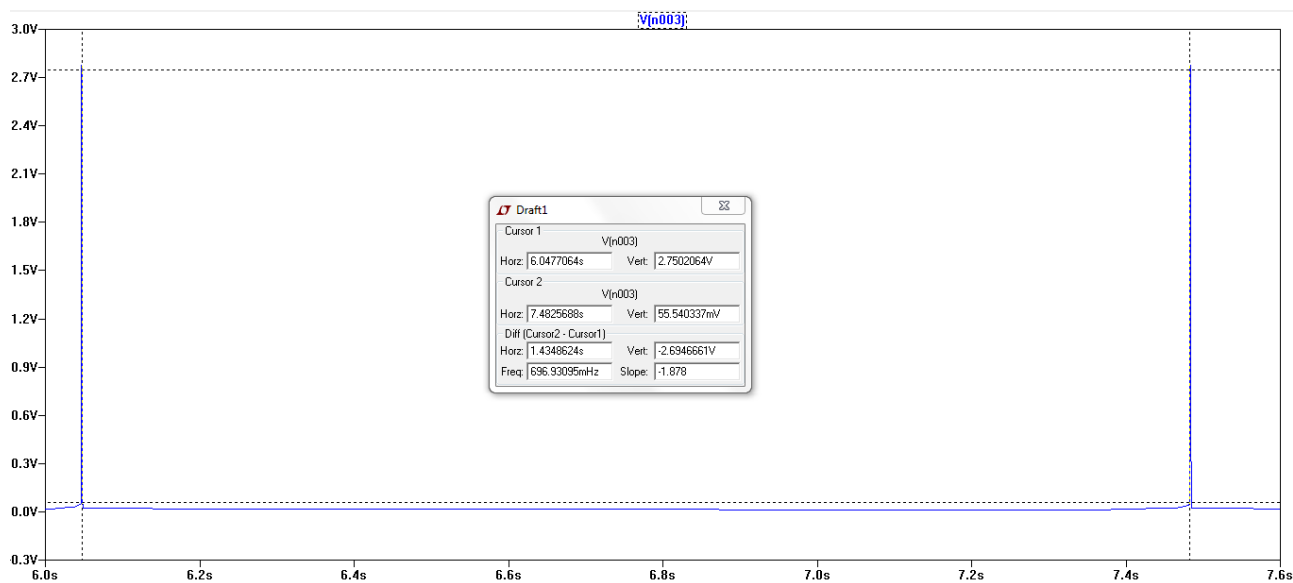


Figura 38: durata del periodo basso $T_{low} = 1.4 \text{ sec}$ con $R_1 = 6 \text{ M}\Omega$

La successiva modifica al “timing circuit” riguarda la variazione della resistenza R_2 , che come detto in precedenza, interviene nella scarica del condensatore C_1 . Di conseguenza, basandosi sullo studio fatto nel quale $\tau_{scarica} = R_2 * C_1$ un aumento di questa resistenza porterebbe a una aumento del periodo alto (T_{high}), mentre diminuendola, otteniamo una diminuzione della durata di T_{high} . Ciò può essere visto, rispettivamente, nelle Figure 40 e 41.

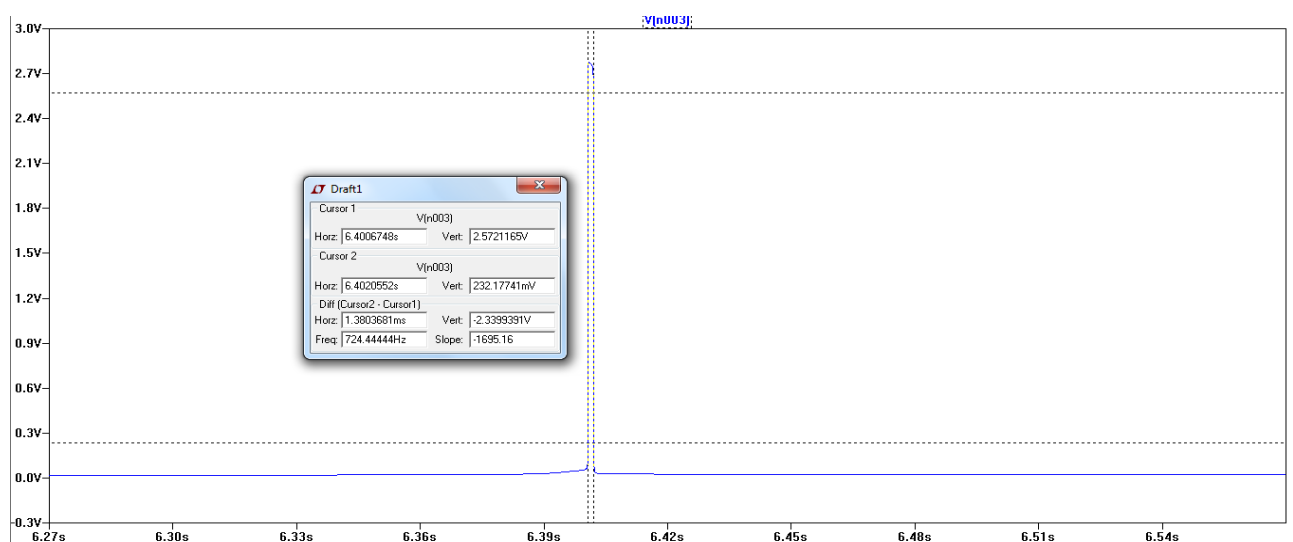


Figura 39: durata di $T_{high} = 1.4 \text{ msec}$ con i valori di progetto

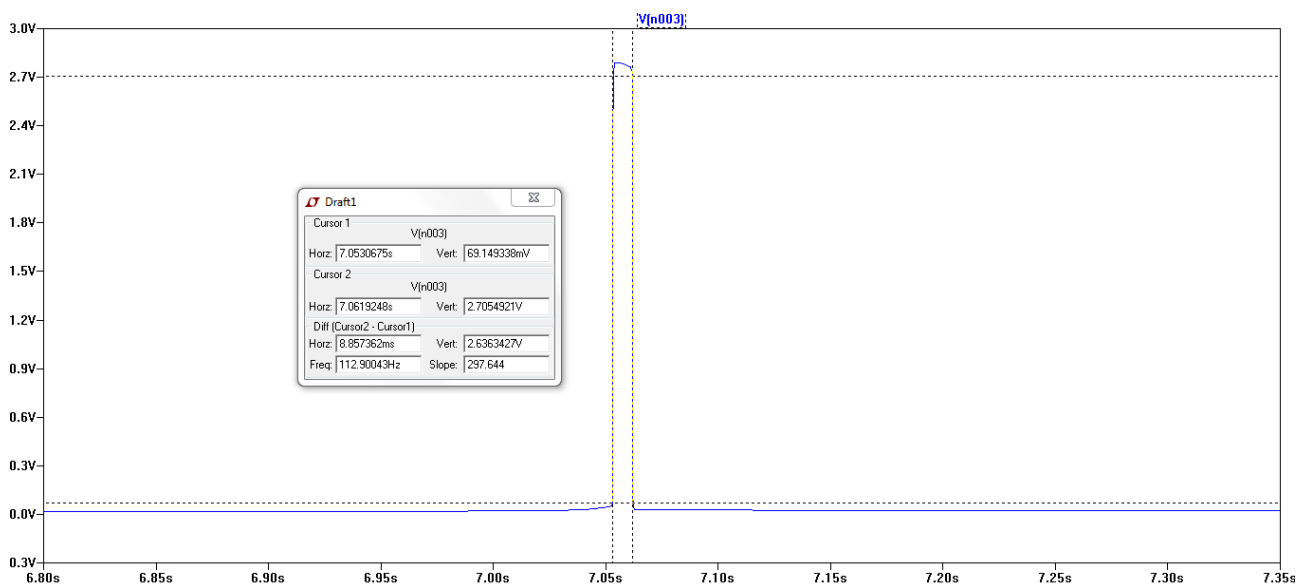


Figura 40: durata di $T_{high} = 8.85 \text{ msec}$ con una $R_2 = 15 \text{ k}\Omega$ (cioè aumento del valore della resistenza)

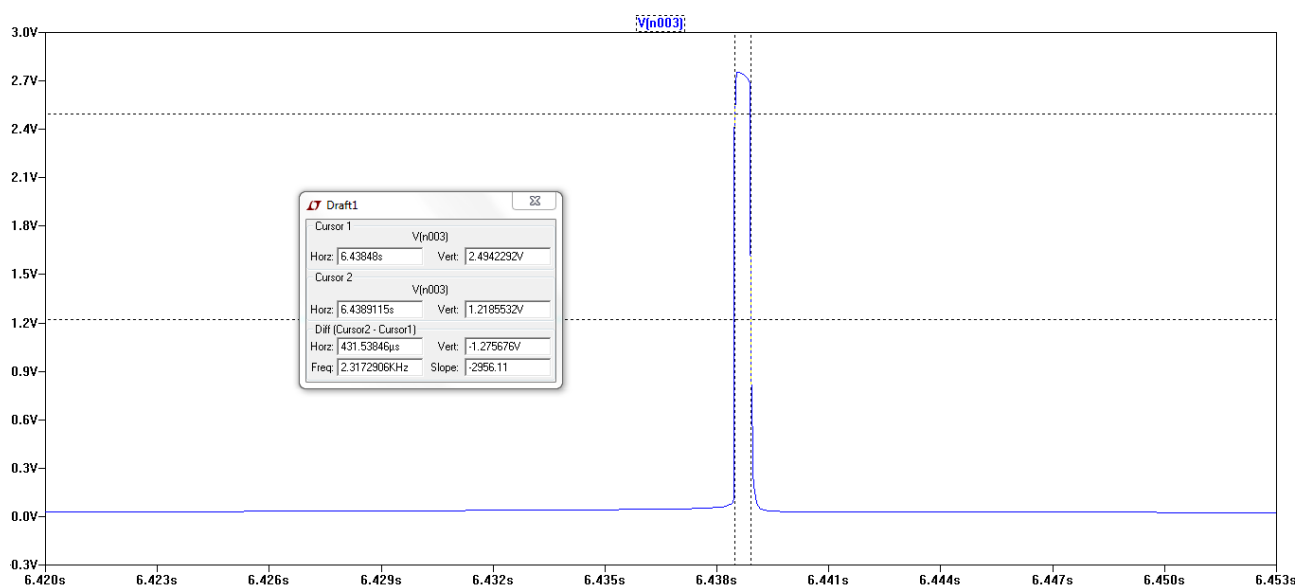


Figura 41: durata di $T_{high} = 0.43 \text{ msec}$ con una $R_2 = 500 \Omega$ (diminuzione del valore della resistenza)

Per quanto riguarda le possibili variazioni del periodo al variare delle resistenze R_3 e R_4 dobbiamo considerare che queste resistenze, in particolare il loro partitore, determinano la tensione di soglia per l'interdizione o saturazione dei transistor Q1 e Q2 senza che siano

variate le τ_{carica} e $\tau_{scarica}$ (R_1 e R_2 invariate). Queste due resistenze, appunto, incidono sulla tensione di base del transistor Q1 che comporterà lo “spegnimento” o “accensione” dei transistor. Le tensioni di commutazione sono le stesse scritte precedentemente, cioè

$$V_{ath\ high} = \left(V_{high} * \frac{R_4}{(R_3 + R_4)} \right) + V_{be\ saturazione} \quad (\text{per la commutazione alto-basso}) \text{ e}$$

$$V_{ath\ low} = \left(V_{low} * \frac{R_4}{(R_3 + R_4)} \right) + V_{be\ saturazione} \quad (\text{per la commutazione basso-alto}).$$

Dalla formula di $V_{ath\ low}$ scritta sopra è facile capire che un aumento (diminuzione) della R_3 genera una diminuzione (aumento) della tensione di base del transistor Q1 (V_a). Mentre per la R_4 scrivendo l'espressione precedente in modo differente in modo da evidenziare la

dependenza dalla resistenza si ottiene, con passaggi matematici, $V_{ath\ high} = \left(V_{high} * \frac{1}{\left(\frac{R_3}{R_4} + 1 \right)} \right) + V_{be\ saturazione}$. In questa espressione è più semplice capire la dipendenza di

$V_{ath\ high}$ da R_4 , infatti un aumento (diminuzione) della resistenza R_4 Genera un aumento (diminuzione) della V_a . Iniziando l'analisi dal periodo alto T_{high} dobbiamo determinare come varia in relazione ad una variazione delle resistenze R_3 e R_4 , mantenendo R_1 e R_2 costanti. L'aumento della R_3 genera, come già anticipato, una diminuzione della tensione $V_{ath\ high}$. Essendo la $\tau_{scarica}$ costante (la R_2 non è variata) la “velocità” con cui si scarica C_1 è uguale al caso di progetto. La diminuzione della tensione $V_{ath\ high}$ provoca un aumento del T_{high} (Figura 42) perché il condensatore deve raggiungere una tensione minore per avere una commutazione alto-basso. Viceversa la diminuzione di R_3 genera un aumento della $V_{ath\ high}$ e quindi una diminuzione del T_{high} , questo perché il condensatore deve raggiungere una tensione maggiore, sempre rispetto al caso di progetto, per avere la commutazione alto-basso (Figura 43).

Nel caso di un aumento della R_4 otteniamo un aumento della $V_{ath\ high}$ e di conseguenza, per le stesse motivazioni del caso della resistenza R_3 , otteniamo una diminuzione di T_{high}

(Figura 44). Viceversa, diminuendo la R_4 avremo una diminuzione della $V_{ath\ high}$ e quindi un aumento di T_{high} (Figura 45).

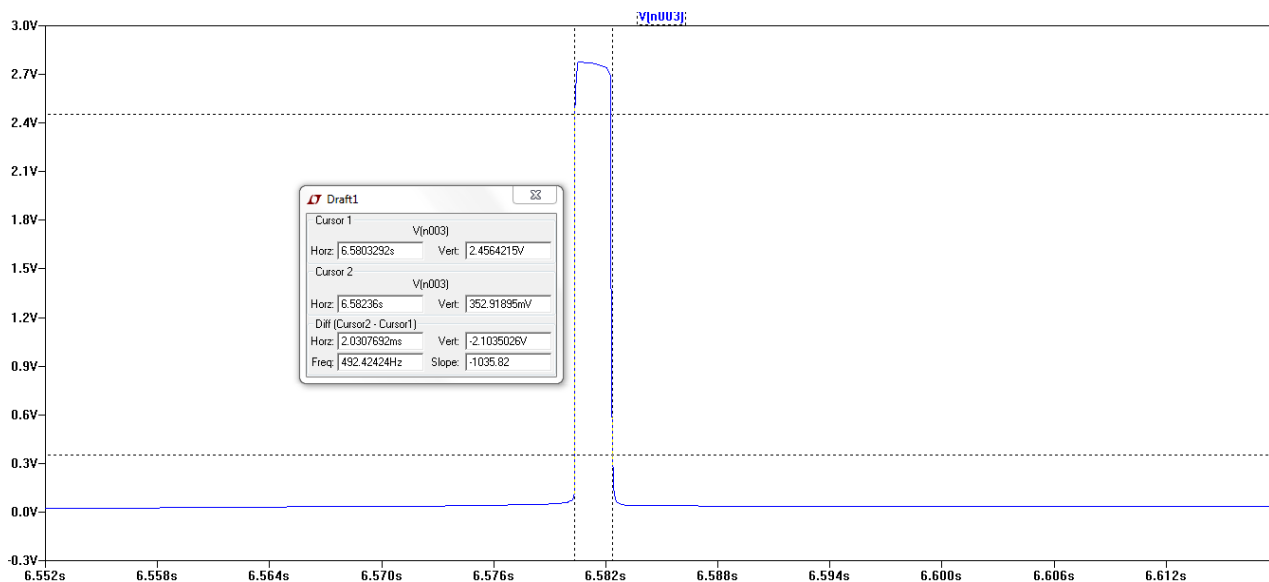


Figura 42: durata di $T_{high} = 2\ msec$ con una $R_3 = 30\ k\Omega$ (aumento del valore della resistenza)

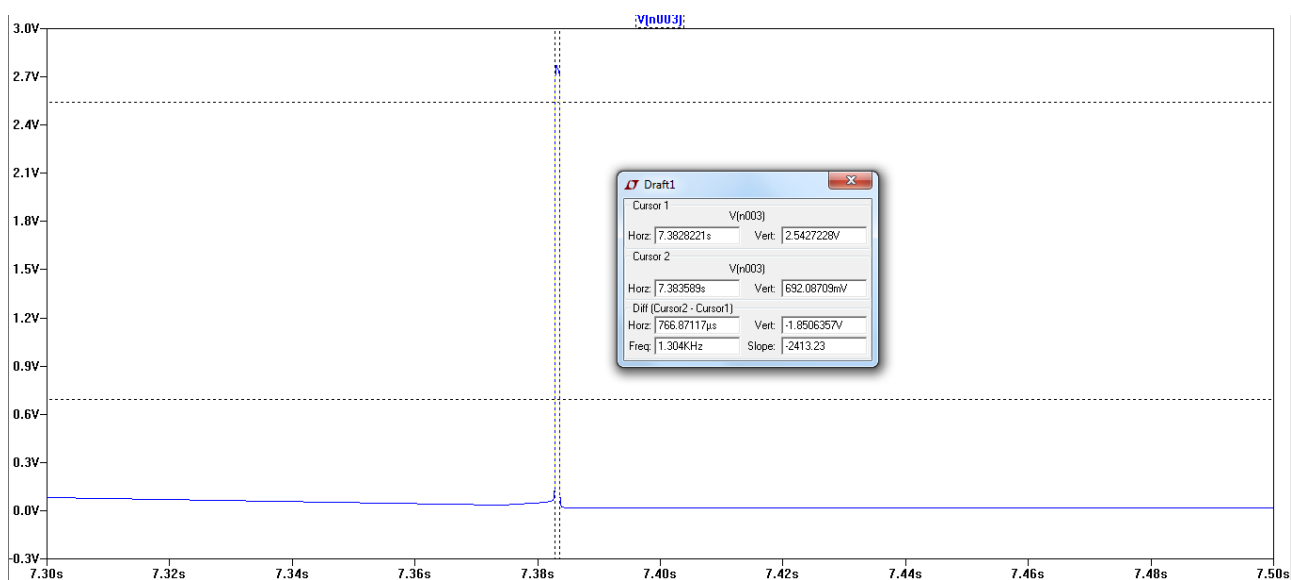


Figura 43: durata di $T_{high} = 0.76\ msec$ con una $R_3 = 11\ k\Omega$ (diminuzione del valore della resistenza)

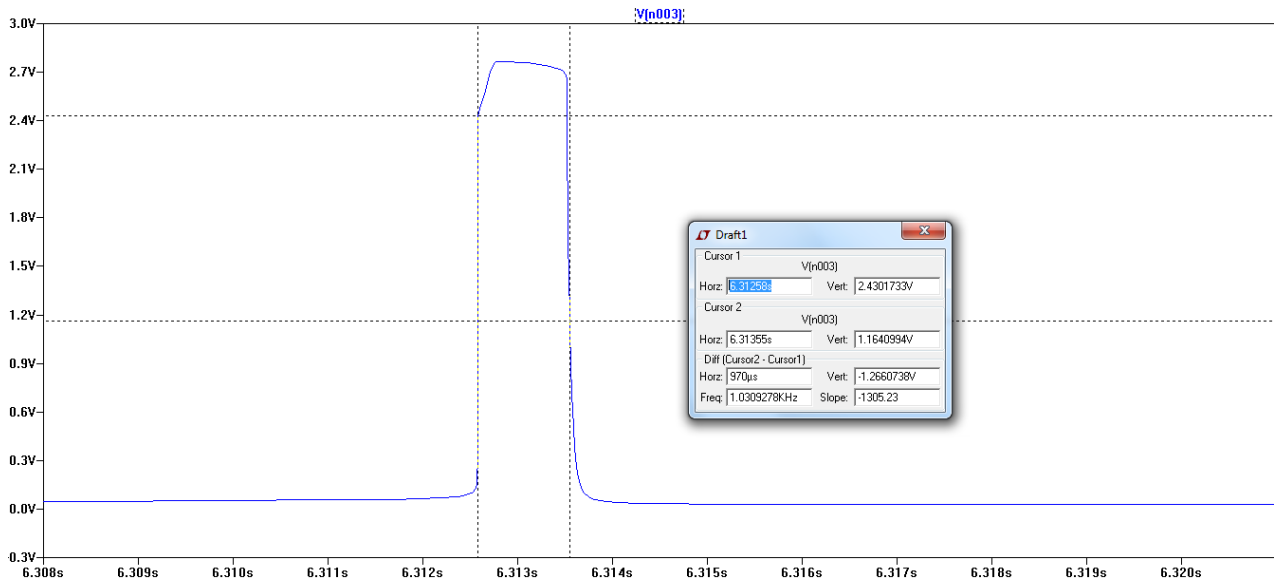


Figura 44: durata di $T_{high} = 0.97 \text{ msec}$ con una $R_4 = 15 \text{ k}\Omega$ (aumento del valore della resistenza)

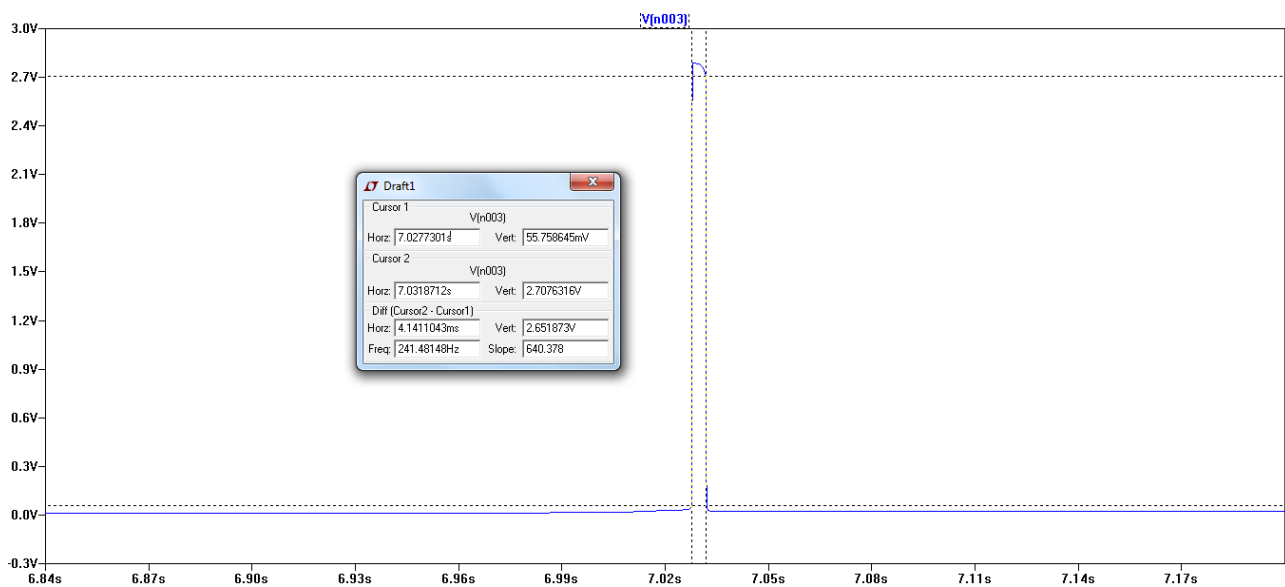


Figura 45: durata di $T_{high} = 4.1 \text{ msec}$ con una $R_4 = 3 \text{ k}\Omega$ (diminuzione del valore della resistenza)

Nel caso del T_{low} (fase in cui i transistor sono interdetti e il condensatore si carica) la tensione di “accensione” è sempre determinata dall’espressione precedente della $V_{ath\ low}$,

$$V_{ath\ low} = \left(V_{low} * \frac{R_4}{(R_3 + R_4)} \right) + V_{be\ saturazione} \quad \text{cioè (commutazione basso-alto).}$$

In questa fase l'aumento delle resistenze non incide solo sul partitore resistivo come nel caso del T_{high} . L'aumento della resistenza R_3 genera un aumento del valore della V_{low} di alcuni mV . Questa resistenza compone il ramo di carica di C_1 , ma il suo aumento non incide sulla τ_{carica} vista la differenza, di ordini di grandezza, con la R_1 (Figura 46). Oltre a questi "effetti" c'è anche una dipendenza di T_{low} da T_{high} . Infatti, l'aumento di R_3 comporta una scarica maggiore di C_1 durante il T_{high} , ovvero il raggiungimento di una tensione minore da parte del condensatore, che si ripercuote sul T_{low} . Infatti l'inizio di T_{low} avviene ad una V_a inferiore al caso di progetto. Nonostante la diminuzione della $V_{ath\ low}$ di qualche mV la maggior scarica del condensatore, durante il T_{high} , provoca un aumento di T_{low} . Quindi possiamo dire che: l'aumento di R_3 comporta un aumento del T_{low} causato dalla maggior scarica del condensatore (Figura 47). Viceversa, la diminuzione di R_3 comporta un aumento del fattore dovuto al partitore resistivo e una diminuzione della V_{low} , ottenendo come effetto complessivo l'aumento della $V_{ath\ low}$. La diminuzione di R_3 durante il T_{high} comporta una minor scarica di C_1 e conseguentemente un valore superiore di V_a rispetto al caso di progetto. Questo permette la diminuzione di T_{low} quando si diminuisce R_3 (Figura 48). Lo stesso tipo di ragionamento lo si può applicare al caso della R_4 . Le tensioni di soglia però dipendono in maniera diversa da questa resistenza e grazie a passaggi matematici possiamo evidenziarne la dipendenza scrivendo le seguenti formule:

$$V_{ath\ low} = \left(V_{low} * \frac{1}{\left(\frac{R_3}{R_4} + 1\right)} \right) + V_{be\ saturazione} \quad \text{e} \quad V_{ath\ high} = \left(V_{high} * \frac{1}{\left(\frac{R_3}{R_4} + 1\right)} \right) +$$

$V_{be\ saturazione}$. L'aumento di R_4 genera un aumento sia di $V_{ath\ low}$ sia di V_{low} . Nella fase di T_{high} l'aumento della R_4 aveva comportato un aumento di $V_{ath\ high}$ e una minor scarica di C_1 che generano una $V_a\ iniziale$ per il T_{low} maggiore rispetto al caso di progetto. Questo permette la diminuzione del T_{low} quando la R_4 aumenta (Figura 49). Con lo stesso tipo di ragionamento si può capire che la diminuzione di R_4 produce l'aumento di T_{low} (Figura 50).

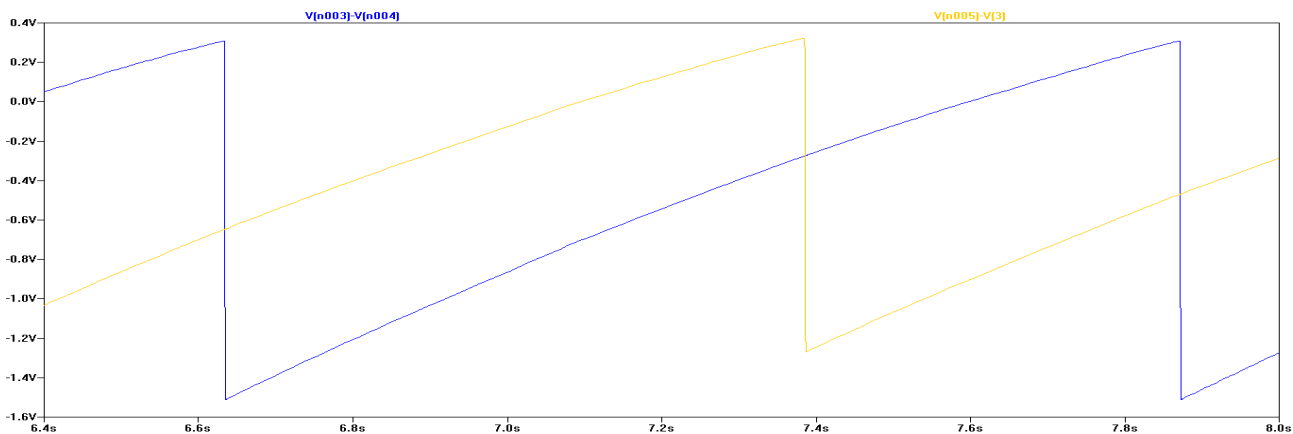


Figura 46: andamento della V_{C_1} con $R_3 = 30\text{ k}\Omega$ (in blu) e con R_3 di progetto (in giallo)

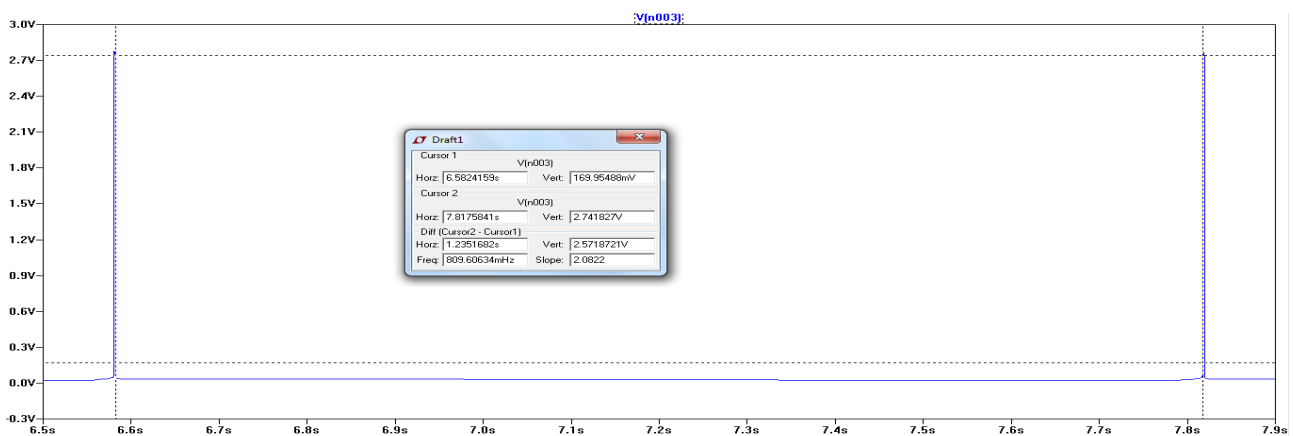


Figura 47: durata di $T_{low} = 1.2\text{ sec}$ con una $R_3 = 30\text{ k}\Omega$ (aumento del valore della resistenza)

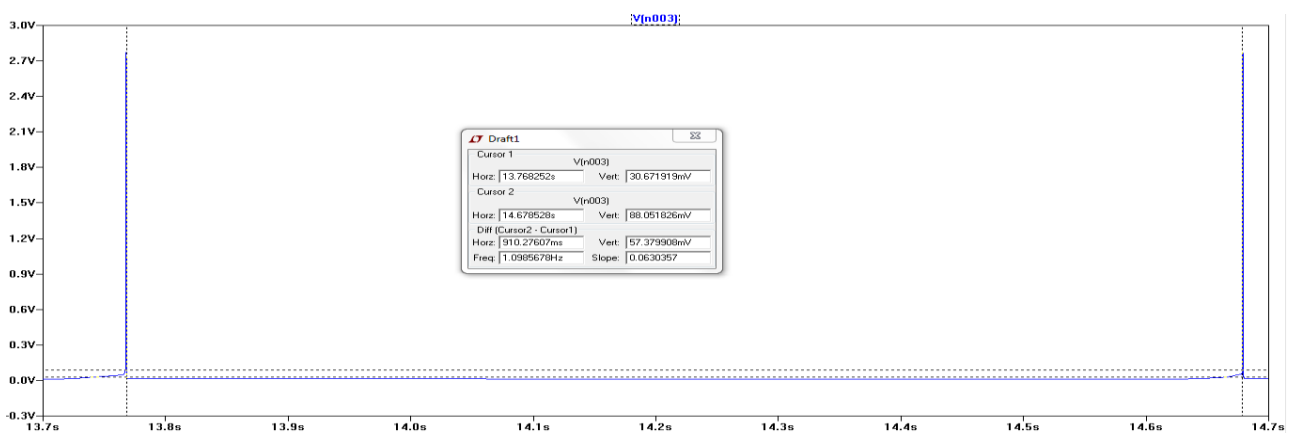


Figura 48: durata di $T_{low} = 0.91\text{ sec}$ con una $R_3 = 11\text{ k}\Omega$ (diminuzione del valore della resistenza)

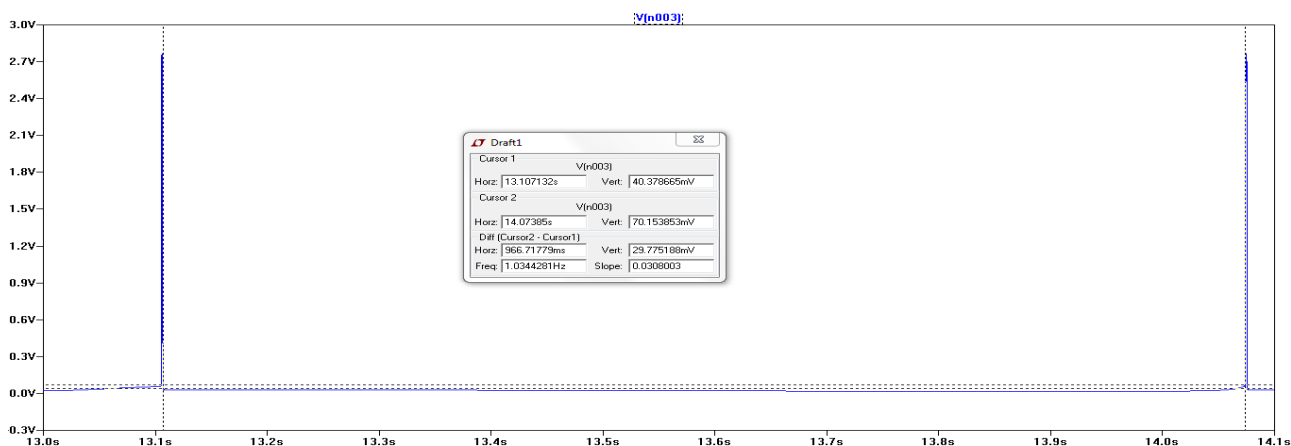


Figura 49: durata di $T_{low} = 0.96 \text{ sec}$ con una $R_4 = 15 \text{ k}\Omega$ (aumento del valore della resistenza)

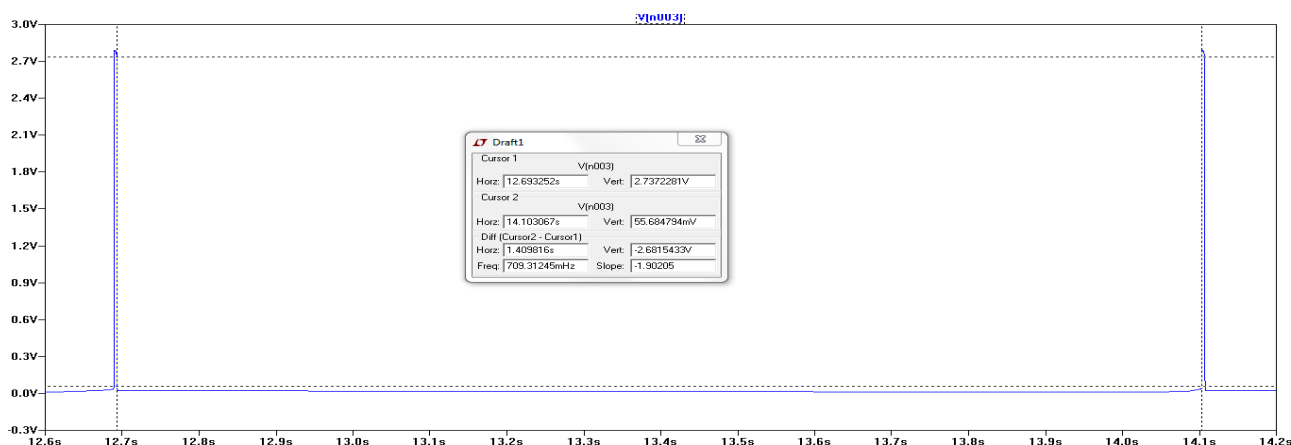


Figura 50: durata di $T_{low} = 1.4 \text{ sec}$ con una $R_4 = 1 \text{ k}\Omega$ (diminuzione del valore della resistenza)

Riepilogando:

- Aumentare (diminuire) la R_3 diminuisce (aumenta) la frequenza di stimolazione (Figura 51 e 52);
- Aumentare (diminuire) la R_4 aumenta (diminuisce) la frequenza di stimolazione (Figura 53 e 54);

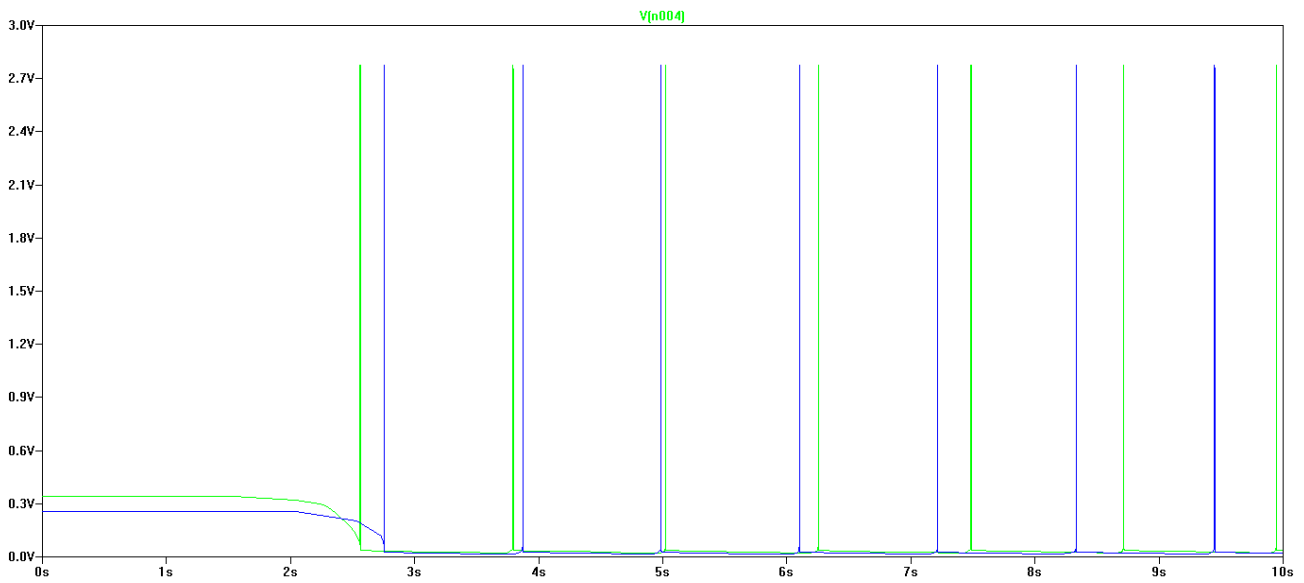


Figura 51: andamento di V_d con $R_3 = 30 \text{ k}\Omega$ (in verde) e con R_3 di progetto (in blu)

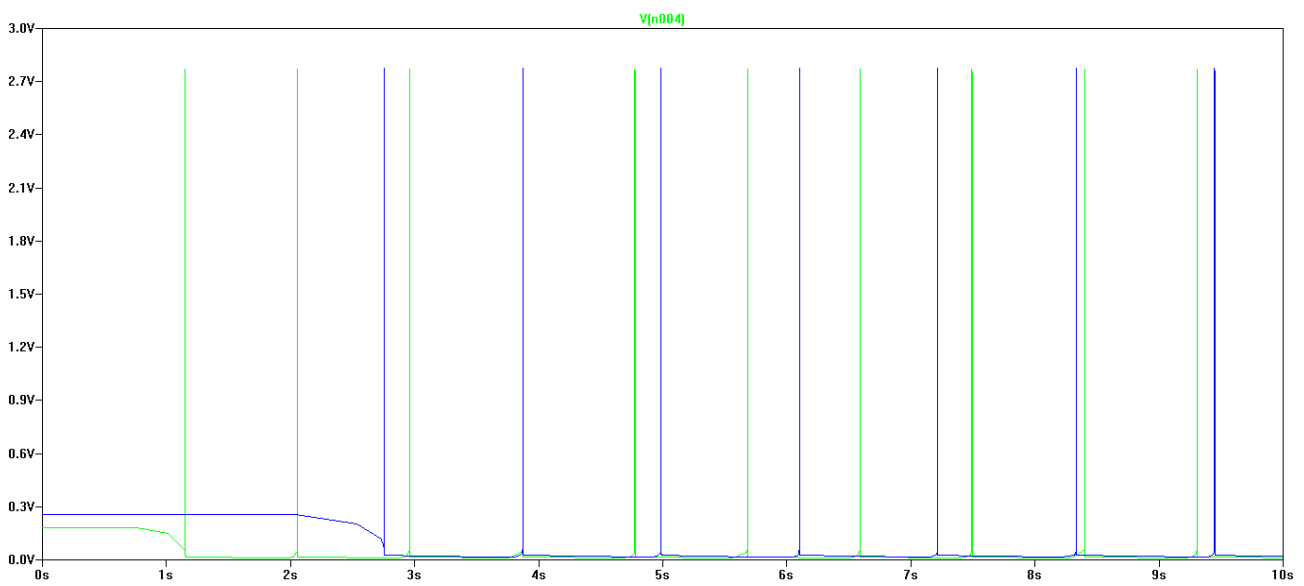


Figura 52: andamento di V_d con $R_3 = 11 \text{ k}\Omega$ (in verde) e con R_3 di progetto (in blu)

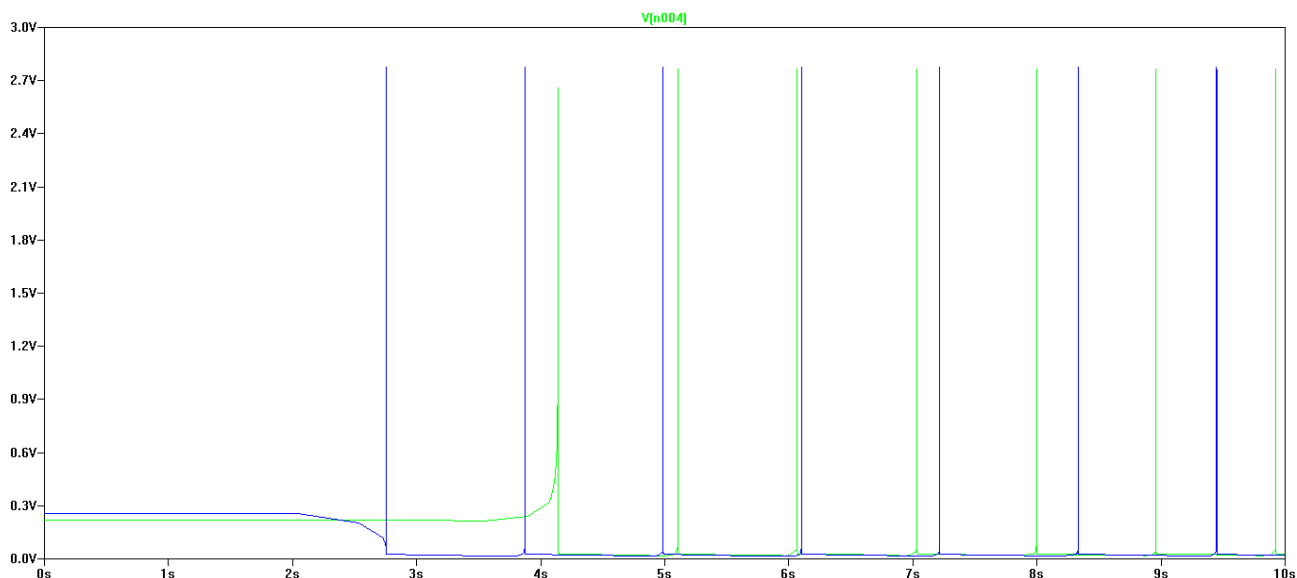


Figura 53: andamento di V_d con $R_4 = 15\text{ k}\Omega$ (in verde) e con R_4 di progetto (in blu)

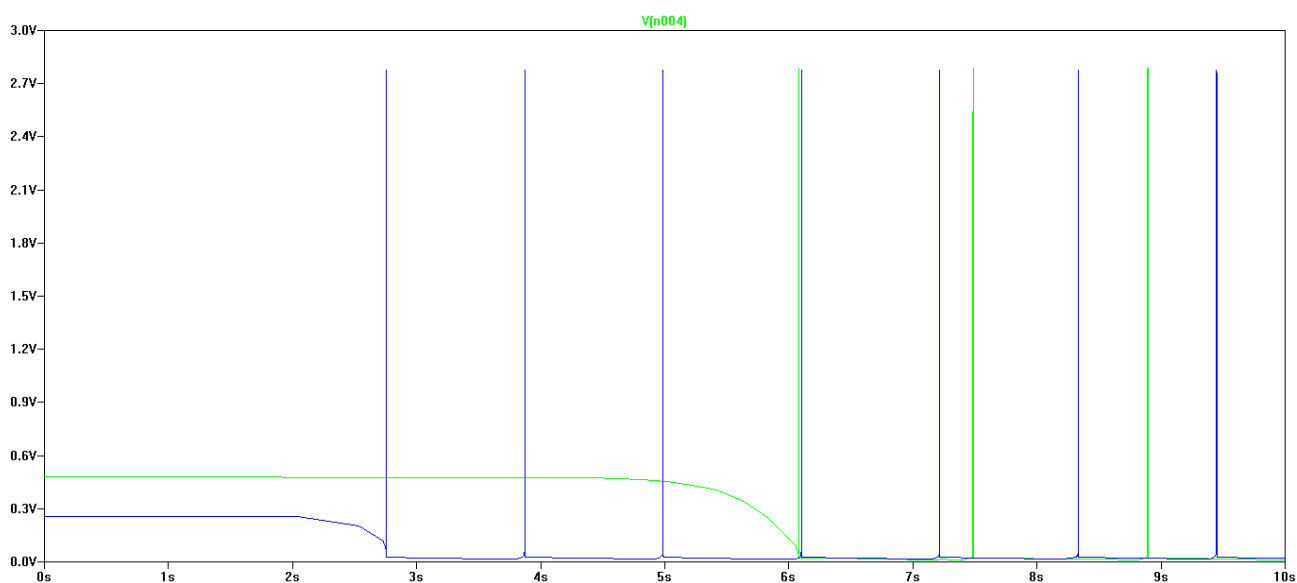


Figura 54: andamento di V_d con $R_4 = 3\text{ k}\Omega$ (in verde) e con R_4 di progetto (in blu)

In ultimo si è verificata l'incidenza di una resistenza di carico (R_{10}) che subisce delle variazioni, essa incide sulle τ_{carica} e $\tau_{scarica}$ del condensatore C_3 . Nel caso della τ_{carica} avremo che aumenta (diminuisce) all'aumentare (diminuire) di R_{10} . Si può vedere, infatti, una tensione minore nel caso di una $R_{10} = 10\text{ k}\Omega$ (Figura 55). Nel caso della $\tau_{scarica}$, un

aumento (diminuzione) di questa resistenza rende meno (più) “veloce” l’andamento della tensione (Figura 56).

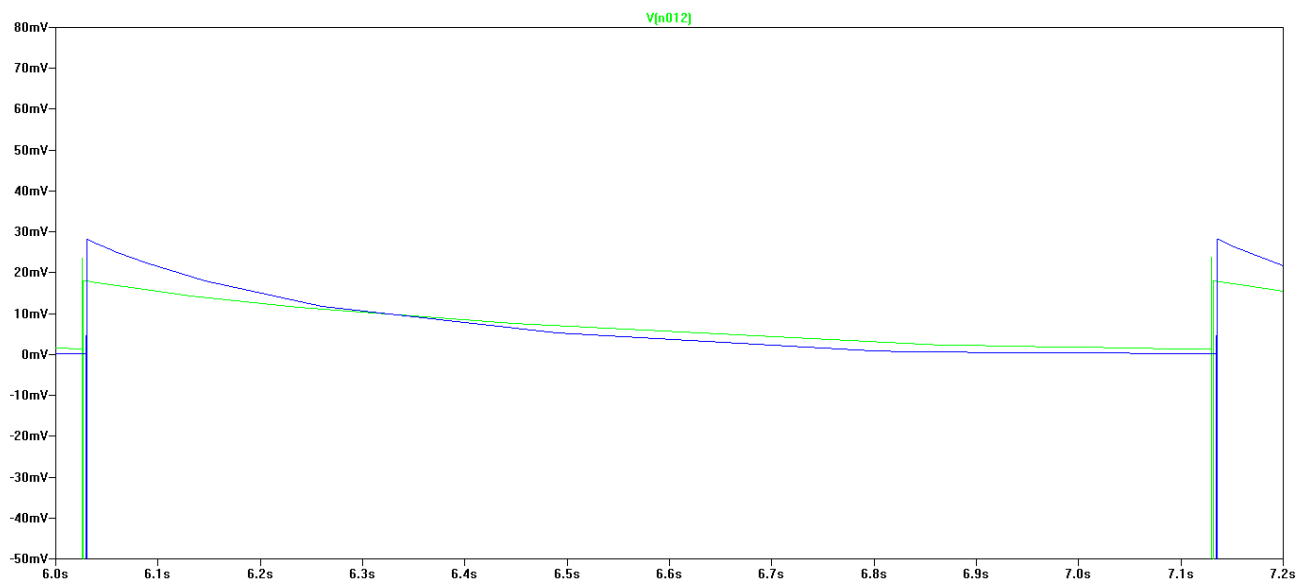


Figura 55: andamento della $V_{R_{10}}$ con $R_{10} = 10k\Omega$ (in verde) e con $R_{10} = 1k\Omega$ (in blu), lo sfasamento che si può notare tra le due forme d’onda è dovuto al transitorio iniziale. Con una $R_{10} = 10k\Omega$ si ha un transitorio di minore durata rispetto al caso di una $R_{10} = 1k\Omega$.

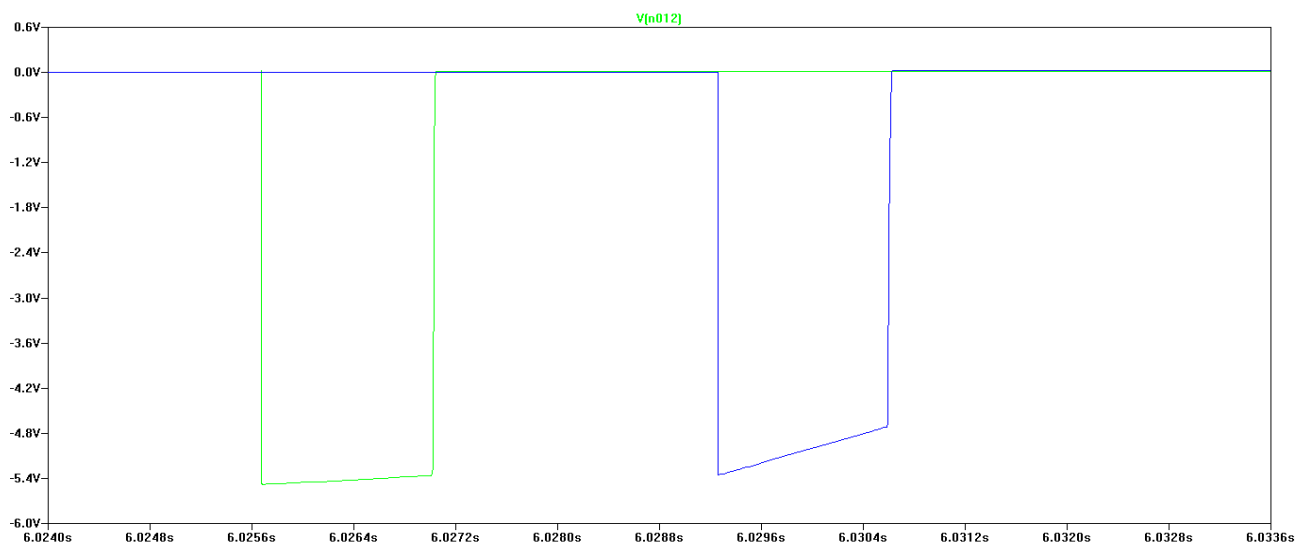


Figura 56: andamento della $V_{R_{10}}$ con $R_{10} = 10k\Omega$ (in blu) e con $R_{10} = 1k\Omega$ (in verde), lo sfasamento che si può notare tra le due forme d’onda è dovuto al transitorio iniziale. Con una $R_{10} = 10k\Omega$ si ha un transitorio di minore durata rispetto al caso di una $R_{10} = 1k\Omega$.

Infine si è verificata la differenza tra l'energia erogata dal generatore calcolata in maniera teorica e quella calcolata grazie all'uso del simulatore LTSPICE. Per il calcolo teorico è stato approssimato l'andamento esponenziale con un andamento lineare nel T_{high} e si è considerata una corrente nulla nel T_{low} . Il calcolo è stato fatto sommando l'area del rettangolo di altezza 3.3 mW e l'area del triangolo di altezza 2.3 mW ed entrambi con base pari a 1.3 msec (prelevando i precedenti valori dalla simulazione della potenza). La somma delle due aree, data formula $(3.3 * 1.3) + \frac{2.3 * 1.3}{2}$, produce un risultato pari a $5.8 \mu\text{J}$. Mentre l'energia calcolata dal software è pari a $3.39 \mu\text{J}$ (Figura 57). Come ci si aspettava a seguito delle approssimazioni, abbiamo valori leggermente diverti tra calcoli teorici e pratici.

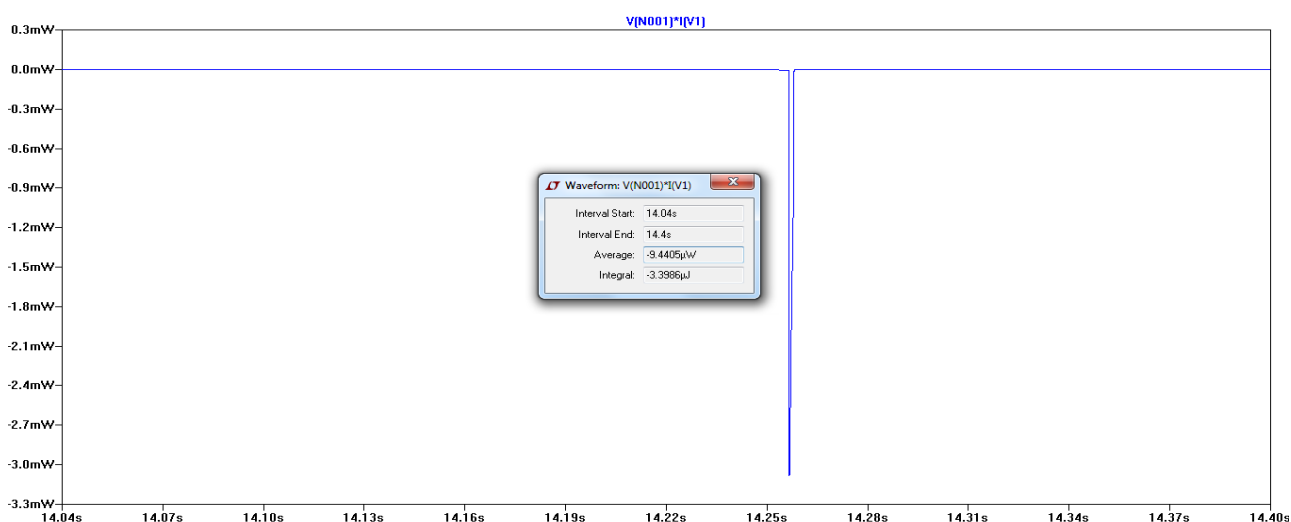


Figura 57: *determinazione dell'energia necessaria per il singolo spike. Il segno meno dell'energia è dovuto al valore negativo della corrente del generatore. Il segno di quest'ultima è alle convenzioni del software che considera positiva una corrente entrante nel generatore. Quindi il segno meno va tradotto come una corrente uscente. Il valore dell'energia rappresenta il valore erogato.*

4. TIMING CIRCUIT E OUTPUT CIRCUIT: REALIZZAZIONE PRATICA

Successivamente alla fase di simulazione è stato testato il circuito in laboratorio con alcune modifiche. Infatti, nella costruzione del circuito sono state usate resistenze con valori differenti rispetto a quelli usati da Wilson Greatbatch, come anche tipi di transistor npn diversi. Come resistenze sono state utilizzate resistenze commerciali il cui valore fosse il più prossimo possibile al valore di progetto. Come transistor, sono stati utilizzati transistor disponibili in laboratorio, dopo aver verificato, mediante un apposito catalogo, che presentassero caratteristiche analoghe ai transistor presenti nel progetto originale. Viste le variazioni si è prima simulato il circuito con i nuovi componenti, in modo da verificare se il circuito subiva cambiamenti evidenti nel proprio funzionamento. La simulazione non ha evidenziato alcun tipo di cambiamento significativo e si è proceduti con la realizzazione del circuito e con le varie misurazioni in laboratorio.

In laboratorio si è realizzato il seguente circuito, con le modifiche descritte precedentemente:

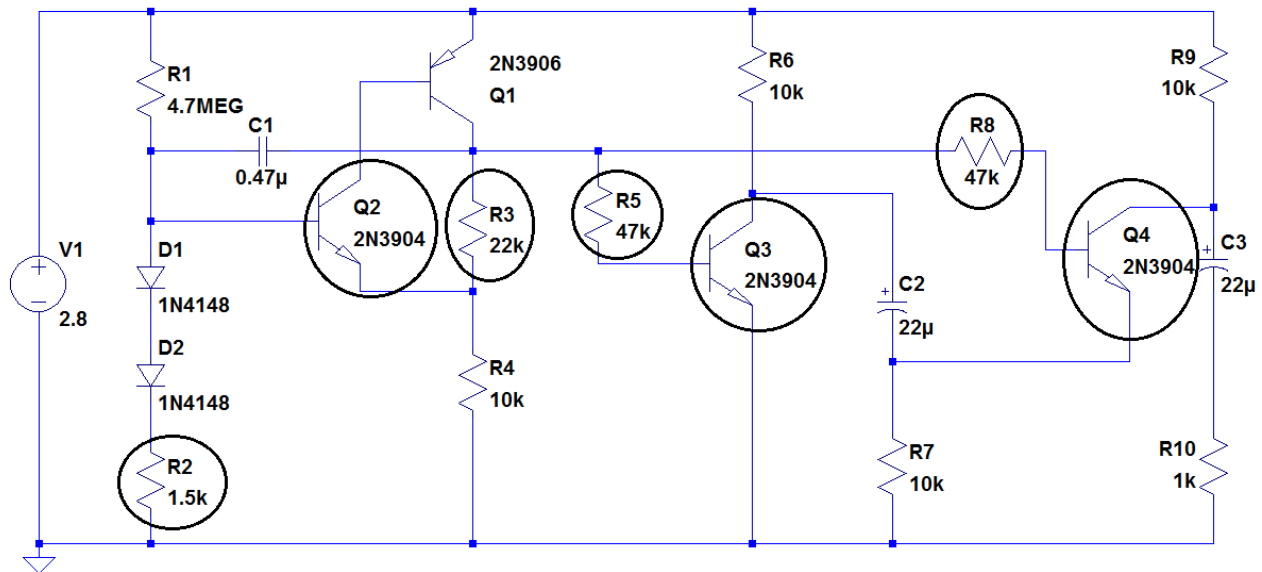


Figura 58: raffigurazione del circuito evidenziando i valori delle resistenze e il modello dei transistor differenti rispetto al caso di progetto

Nella realizzazione, come per l'analisi teorica, è stato diviso il circuito nelle due componenti "timing circuit" e "output circuit". Si sono composti i due circuiti su breadboard (Figura 59), e si sono effettuate le misure mediante l'uso di oscilloscopio. Dopo l'assemblaggio del circuito nelle due differenti parti si è misurata, prima, l'uscita del timing circuit e poi l'output del circuito completo, cioè la tensione sulla R_{10} . Per poter visualizzare le forme d'onda bisogna alimentare il circuito, per farlo si è utilizzato un alimentatore da laboratorio che fornisce una tensione di uscita di 2.8 V. L'alimentatore rappresenta il generatore di tensione nella raffigurazione del circuito, cioè la batteria nei pacemaker impiantabili.

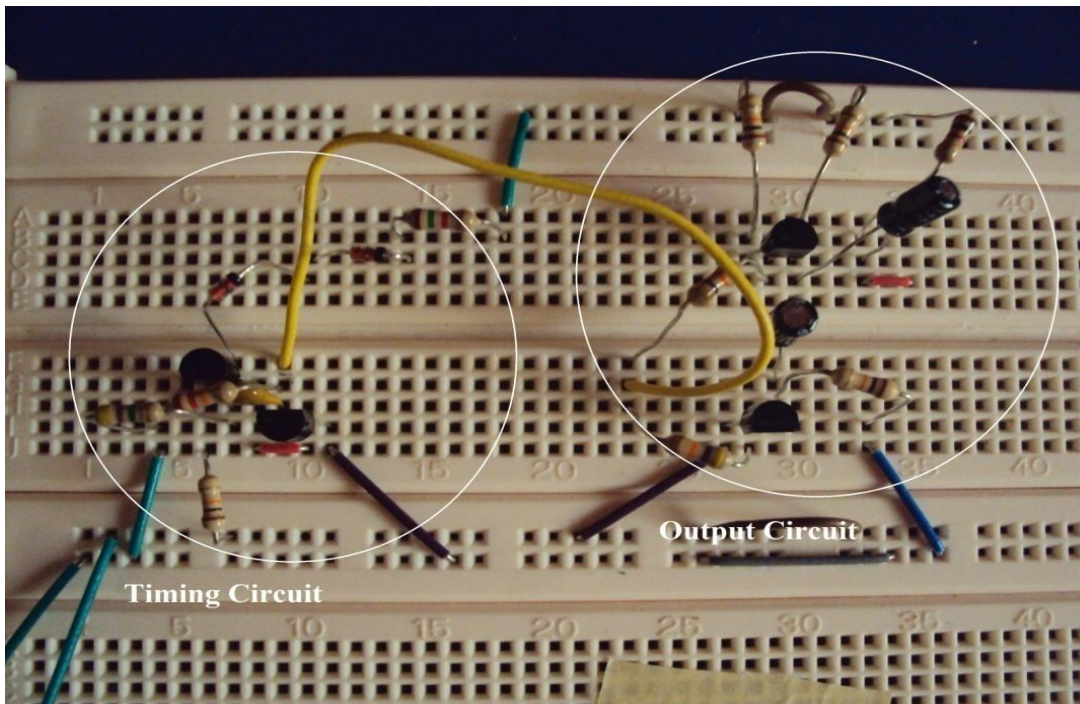


Figura 59: *realizzazione del circuito su breadboard*

4.1 La breadboard

La breadboard (o anche detta basetta sperimentale) è uno strumento utilizzato per la realizzazione di circuiti elettrici. Essa (Figura 60) non richiede saldature ed è completamente riutilizzabile (per questo viene utilizzata soprattutto per circuiti temporanei). La realizzazione dei circuiti è resa possibile dalla presenza di barrette metalliche dotate di lamelle che, a coppia, formano tante mollette. Per realizzare il circuito è sufficiente porre all'interno dei fori i reofori dei componenti del circuito seguendo, ovviamente, il proprio schema elettrico. Dovendo posizionare i componenti elettrici in modo tale da creare lo schema elettrico bisogna ricordare che le connessioni elettriche sottostanti i vari fori seguono lo schema di Figura 61.

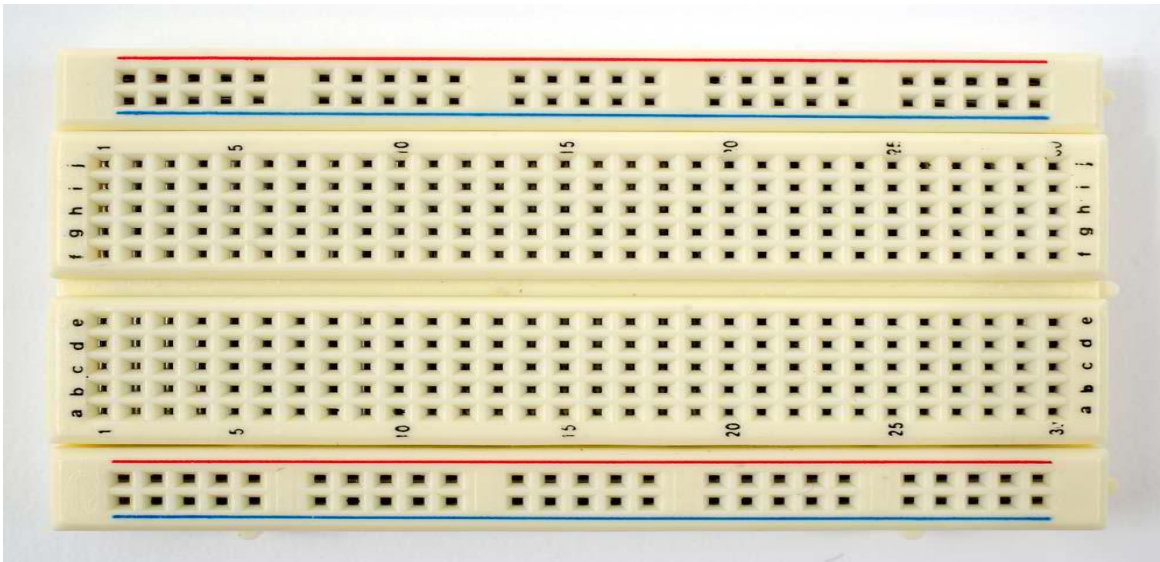


Figura 60: *vista dall'alto di una breadboard [13']*

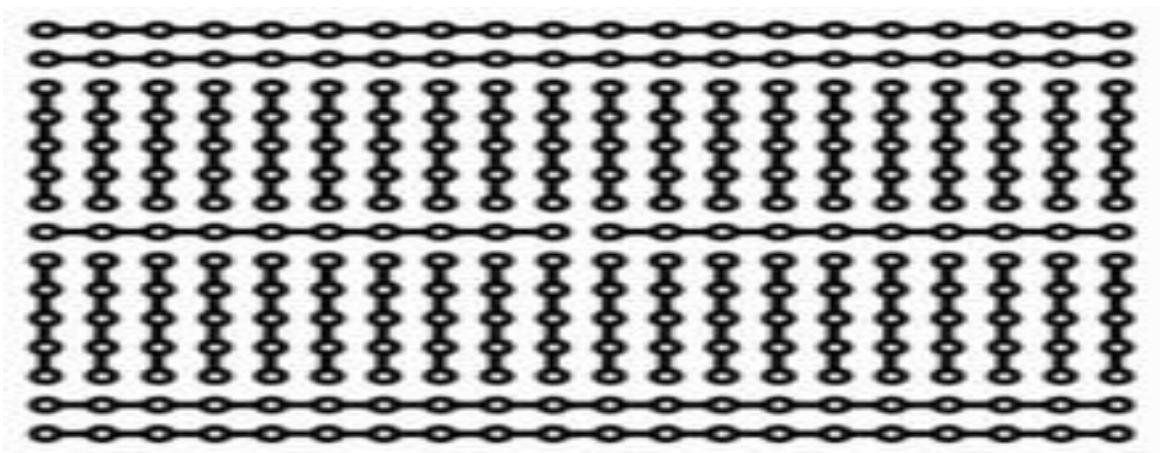


Figura 61: *Struttura dei collegamenti della breadboard [14']*

4.2 L'oscilloscopio

L'oscilloscopio (Figura 62) è uno strumento di misura elettronico che consente di visualizzare, su un grafico bidimensionale, l'andamento nel dominio del tempo dei segnali elettrici e di misurare abbastanza semplicemente le tensioni elettriche. L'asse orizzontale del grafico solitamente rappresenta il tempo, mentre l'asse verticale rappresenta la tensione. Nell'oscilloscopio sono presenti dei cursori che permettono di effettuare misurazioni di

tensione e di tempo più precise. In particolare, l'uso dei cursori verticali permette di compiere le misure relative all'asse verticale, ovvero la tensione (usati nella misurazione della tensione massima in uscita dal timing circuit e nel caso della $V_{R_{10}}$), mentre i cursori orizzontali sono usati quando si vuole eseguire una misurazione sull'asse orizzontale, cioè il tempo (usati nella misurazione degli intervalli T_{high} e T_{low}).

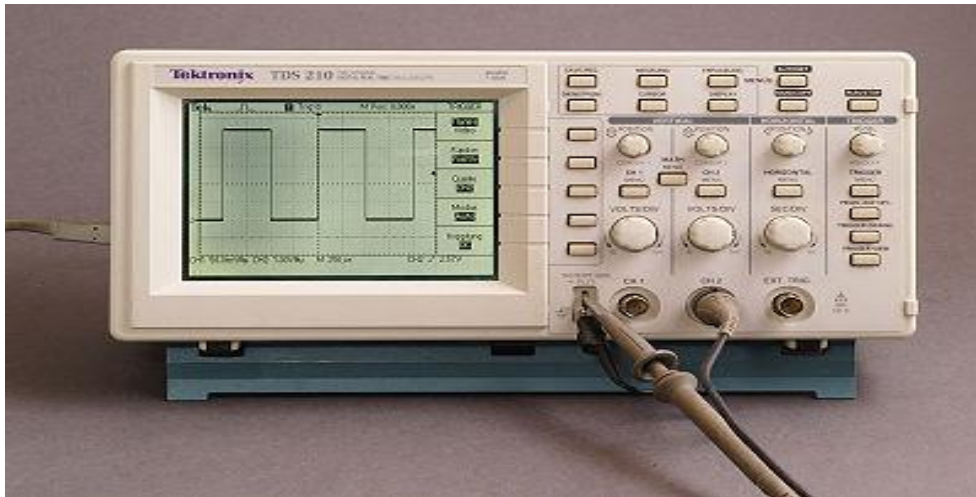


Figura 62: oscilloscopio digitale a due canali [15']

4.3 Alimentatore da laboratorio

L'alimentatore (Figura 63) fornisce la tensione continua necessaria per alimentare i circuiti elettronici, convertendo la tensione di rete in una tensione continua stabile compresa tra 0 V e qualche decina di volt. Nel circuito l'alimentatore svolge il compito della batteria in un pacemaker impiantabile, ovvero rappresenta il generatore di tensione raffigurato nello schema elettrico. Nel nostro caso l'alimentazione usata è una differenza di potenziale pari a 2.8 V prelevata tra il polo positivo (+) e negativo (-) dell'alimentatore.

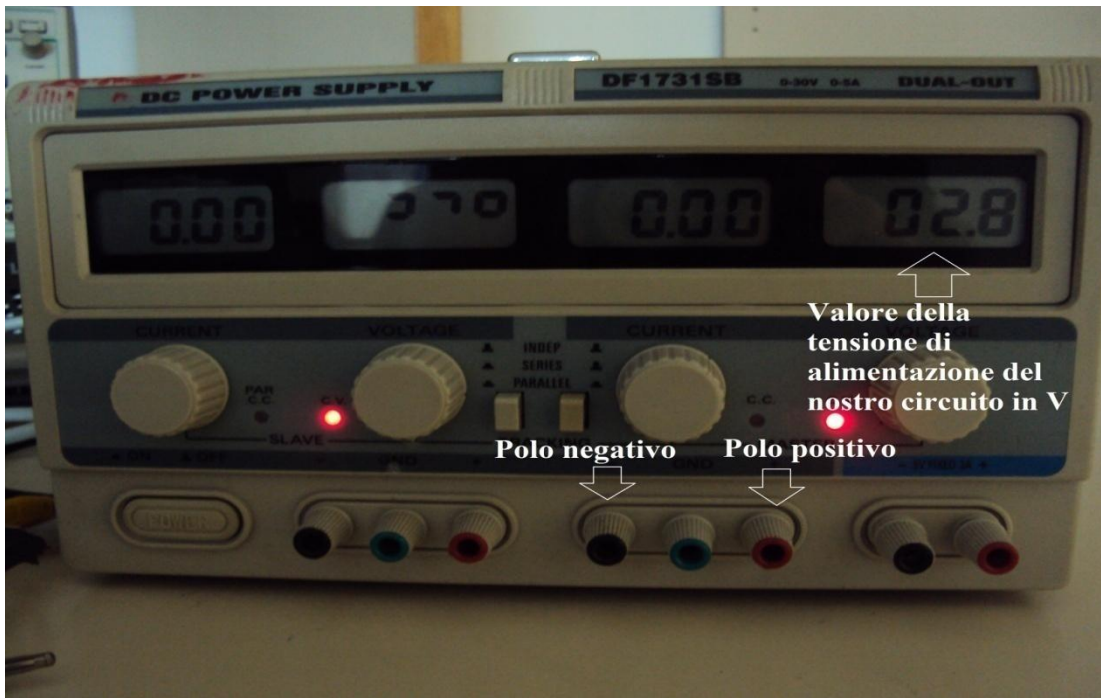


Figura 63: alimentatore da laboratorio

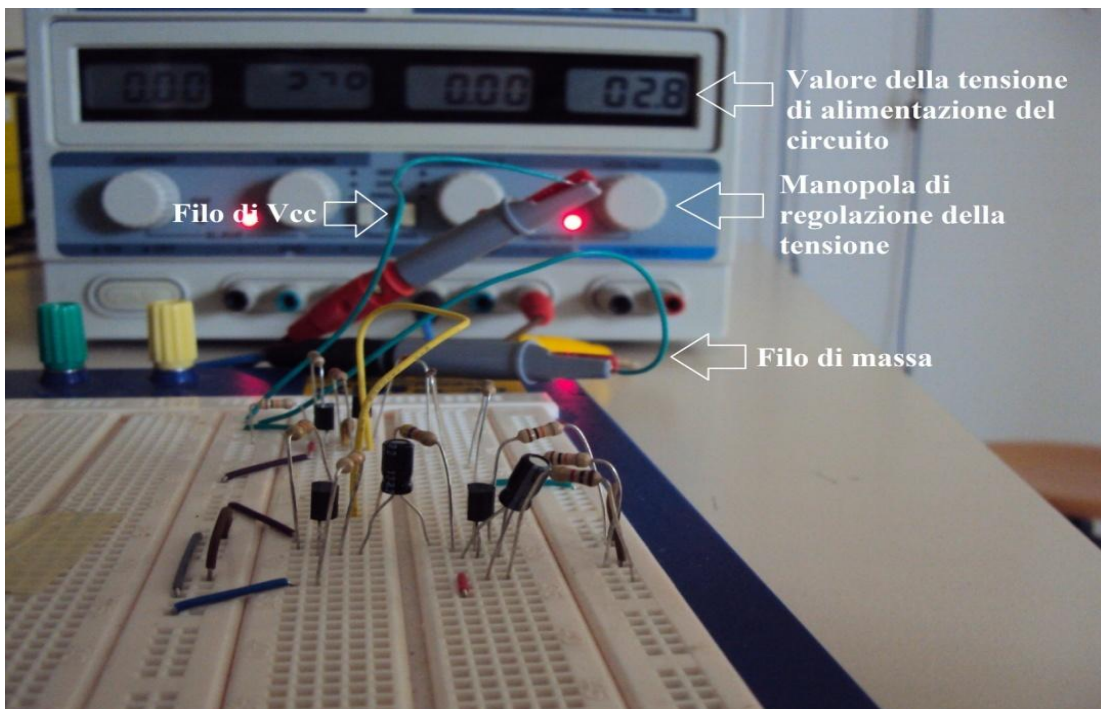


Figura 64: collegamento del circuito all'alimentatore

4.4 Visualizzazione della tensione del timing circuit

La prima forma d'onda visualizzata sull'oscilloscopio, attraverso l'uso di una sonda (Figura 65) è l'uscita del timing circuit (Figura 66); si sono misurati la durata dello stimolo (T_{high} in Figura 67) e la tensione massima raggiunta (Figura 68). che risultavano essere, circa, pari a quelle ottenute nel caso della simulazione del circuito. La misurazione della tensione massima è stata necessaria in quanto sarà poi utilizzata per verificare il funzionamento del voltage doubler.

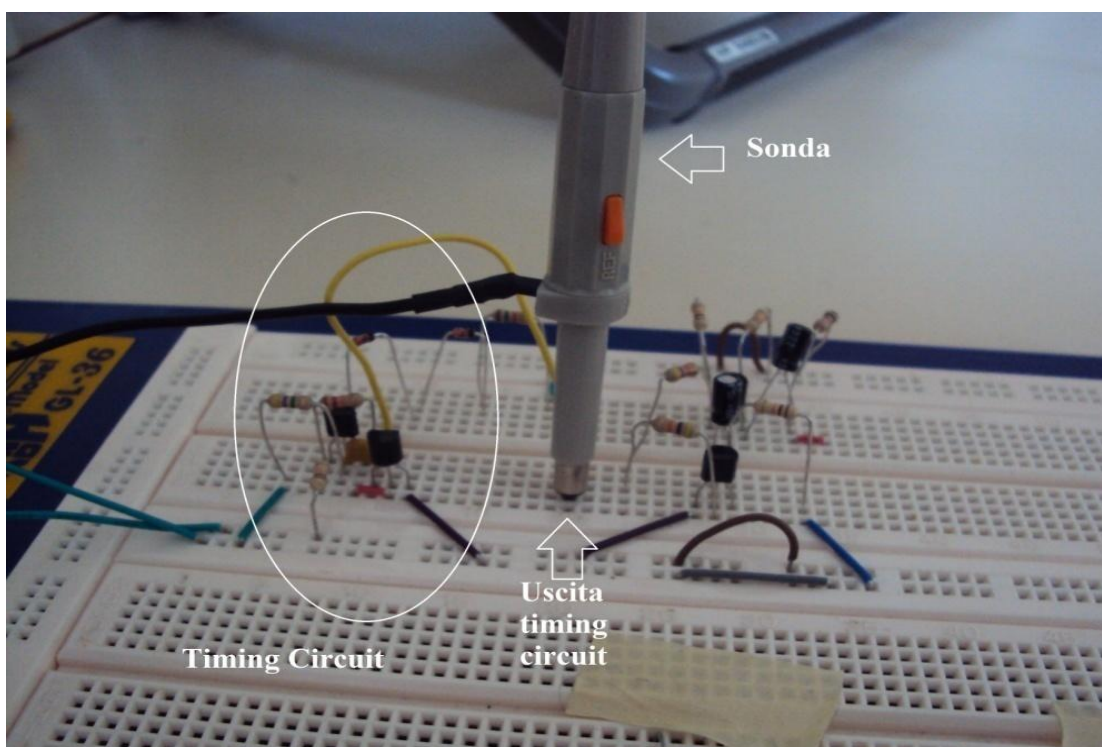


Figura 65: rappresentazione del sistema di acquisizione dell'output del timing circuit

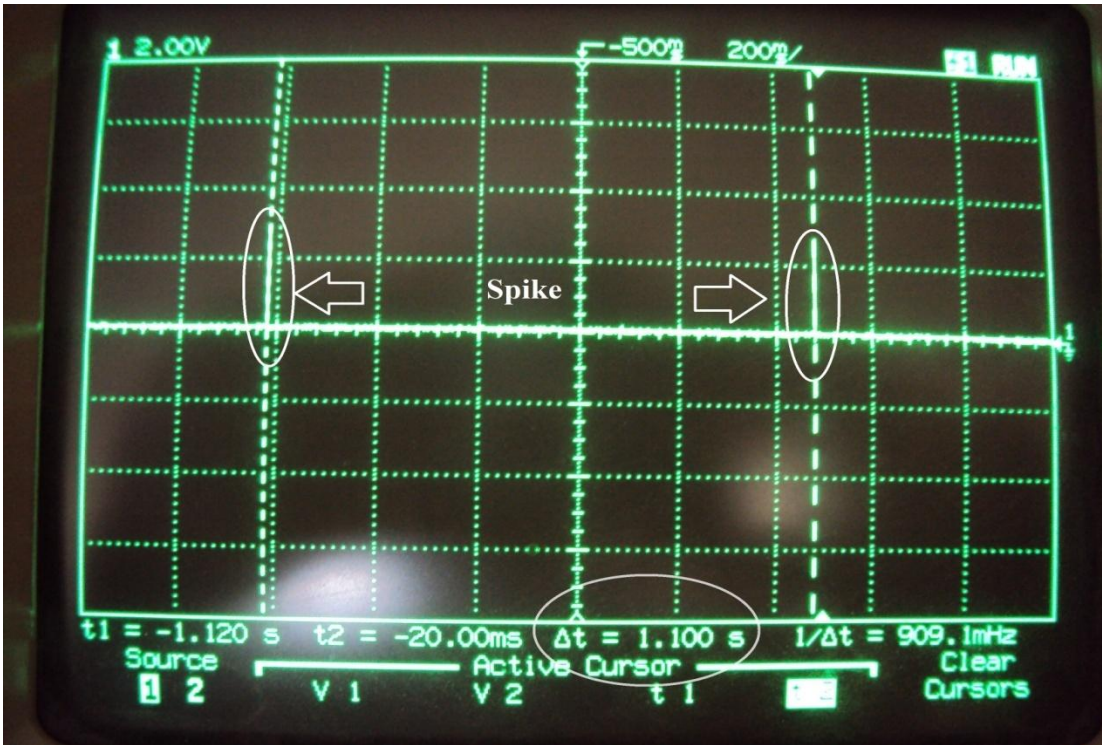


Figura 66: rappresentazione dell'uscita del timing circuit V_a e misurazione del T_{low}

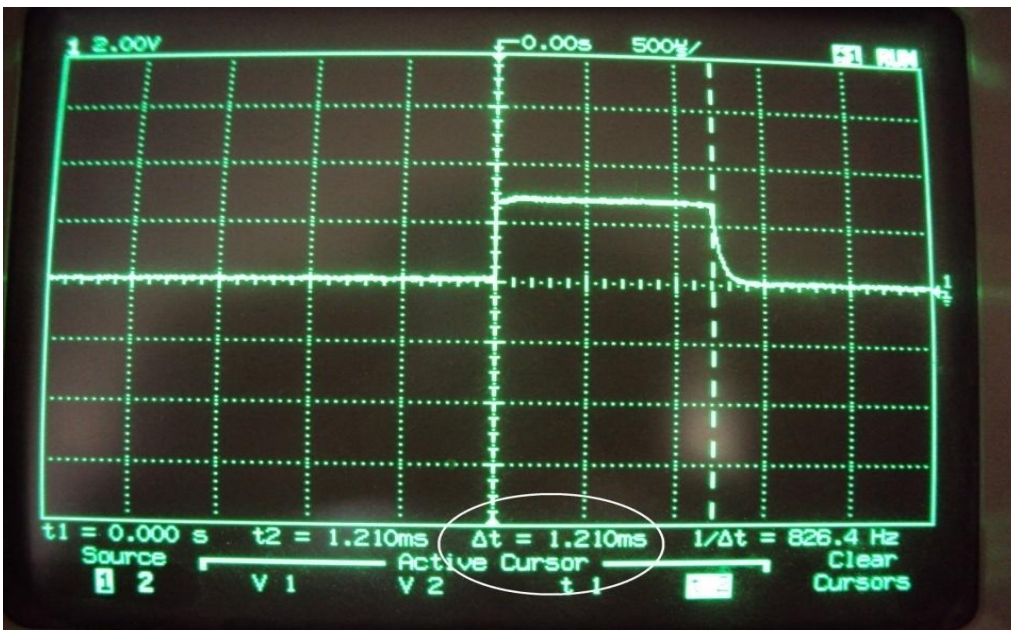


Figura 67: misurazione del T_{high} sfruttando i cursori dell'oscilloscopio

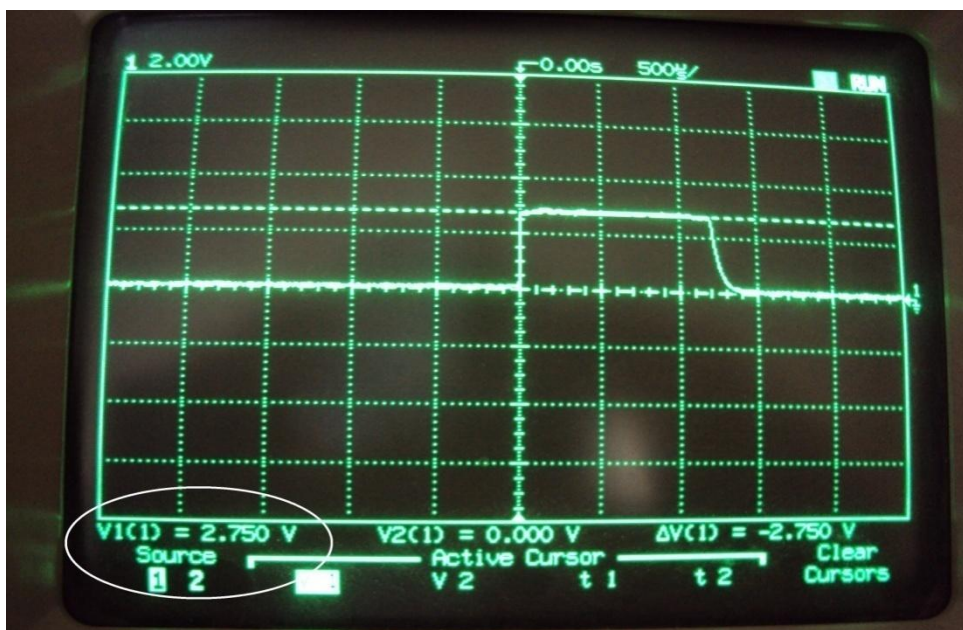


Figura 68: misurazione della tensione massima in uscita dal timing circuit (V_{high})

4.4 Visualizzazione della tensione di uscita

Dopo aver controllato il funzionamento del “timing circuit” si è visualizzata la forma d’onda della tensione $V_{R_{10}}$ (Figura 69 e 70). La misurazione e visualizzazione a schermo della tensione permette di verificare che il T_{high} non subisce variazioni (Figura 71).

le variazioni, seppur lievi, dei valori delle resistenze si ottiene un’uscita uguale al risultato precedentemente ottenuto con la simulazione del circuito con i valori di progetto. La differenza di valore di resistenza tra il caso di progetto e quello realizzato incide sulla tensione negativa, la quale diventa meno negativa. Si sono ottenuti infatti valori pari a $-5.6V$ dall’analisi teorica, $-5.35 V$ dalla simulazione e $-5.37 V$ dalla prova in laboratorio (Figura 72).

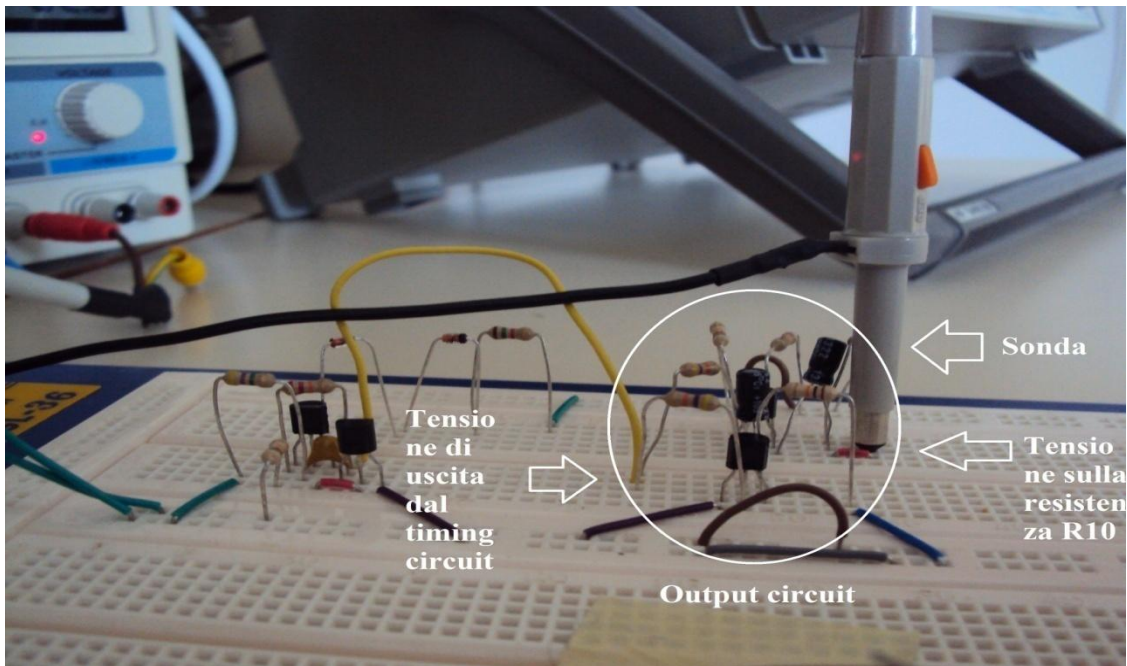


Figura 69: visualizzazione della tensione sulla resistenza R_{10}

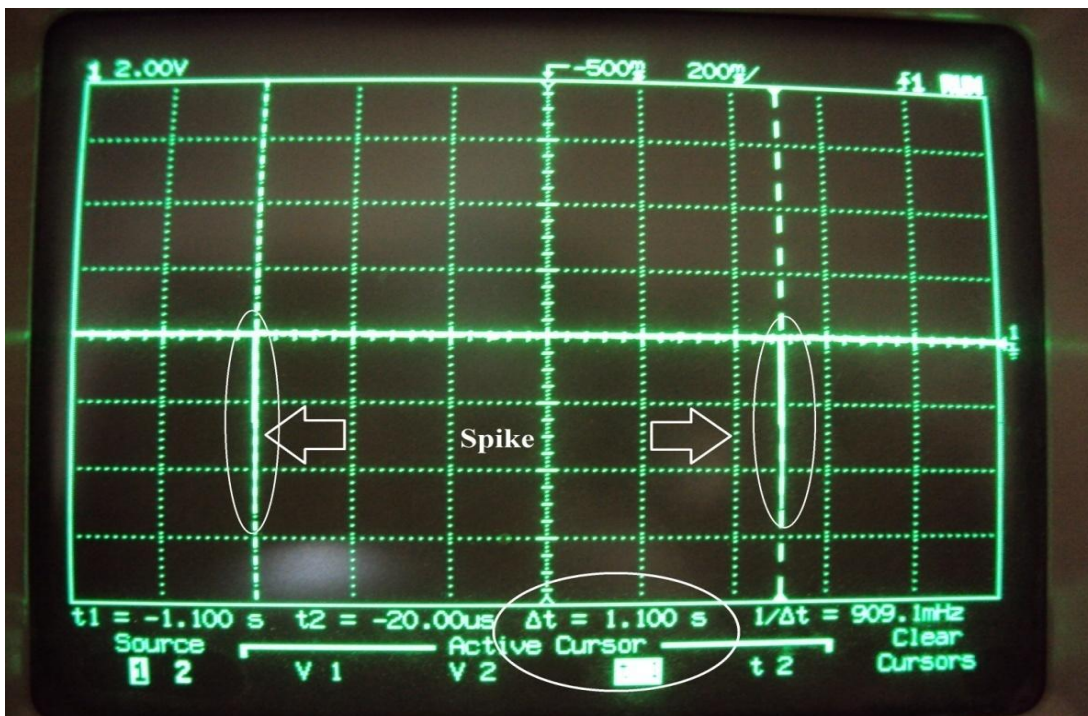


Figura 70: rappresentazione dell'uscita del circuito $V_{R_{10}}$ e misurazione del T_{low}

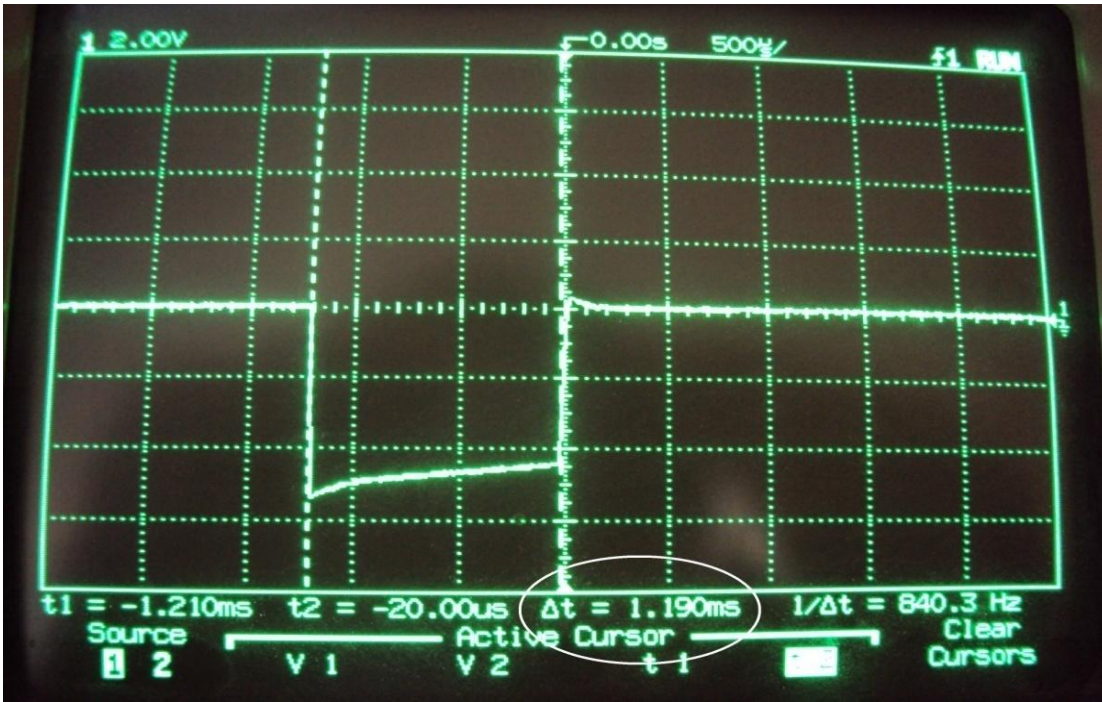


Figura 71: visualizzazione dello spike sulla resistenza R_{10} e misurazione di verifica del T_{high}

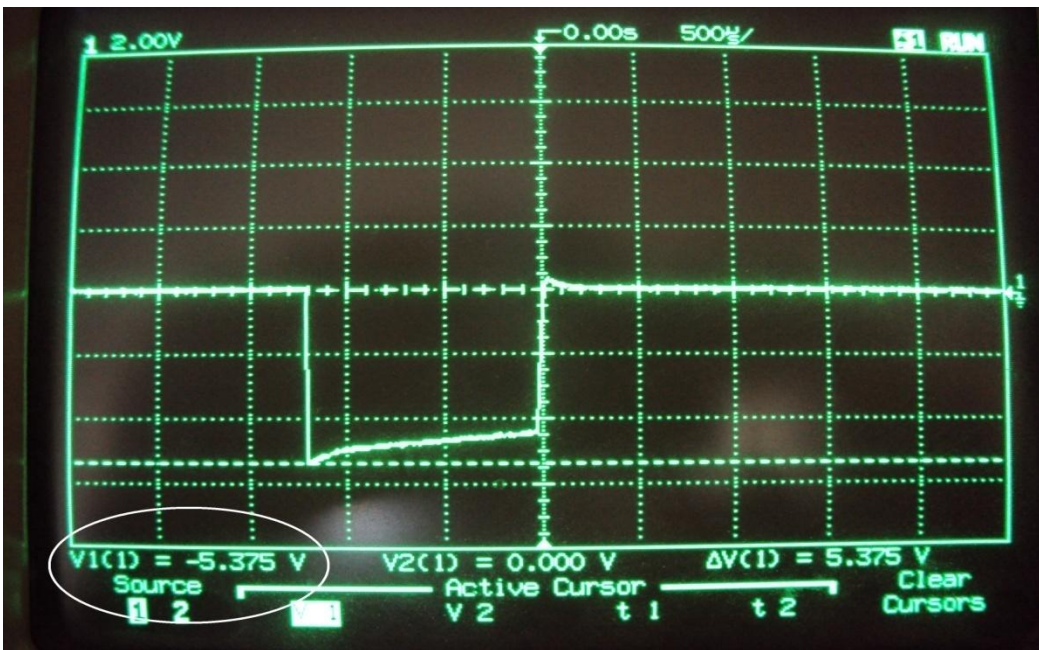


Figura 72: misurazione della tensione massima sulla R_{10} .

CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi si è concentrato sullo studio degli elementi essenziali di un pacemaker asincrono, il timing circuit e l'output circuit, secondo la realizzazione circuitale proposta e progettata nel 1960 da Wilson Greatbatch. In particolare, è stato svolto uno studio a diversi livelli. Un primo livello ha riguardato l'analisi teorica del circuito, per comprenderne il funzionamento e le caratteristiche essenziali, adottando le classiche approssimazioni ed idealità che si utilizzano nell'analisi dei dispositivi attivi (transistor e diodi). Un secondo livello ha riguardato un'analisi più rigorosa, svolta mediante un programma di simulazione circuitale (LTSPICE), che rimuove le idealità adottate nella precedente analisi; con questo stesso programma, si è analizzato come il segnale di temporizzazione e la forma d'onda sul carico variano al variare del valore di alcuni componenti chiave del circuito. Infine, è stata svolta un'analisi del dispositivo fisico in laboratorio, dopo aver proceduto alla sua realizzazione su breadboard.

Lo svolgimento di tale lavoro ha rappresentato per me un importante occasione di formazione, per molteplici aspetti. Innanzitutto, ha permesso di entrare a conoscenza e approfondire un argomento (quello dei pacemaker) non trattato durante il corso accademico e di veder applicati concetti e nozioni di elettronica in un ambito prettamente bioingegneristico. Inoltre, la realizzazione fisica e la fase di test del dispositivo in laboratorio hanno richiesto l'utilizzo di strumentazione di laboratorio (oscilloscopio e multimetro), consentendomi di acquisire familiarità e manualità con tale strumentazione. Infine, di grande utilità è stato anche l'utilizzo di un programma per la simulazione di circuiti (LTSPICE) che non viene utilizzato durante gli studi accademici, dandomi quindi la possibilità di avere una conoscenza di base di tale software e stimolandomi ad approfondirne ulteriormente la conoscenza.

Infine, è importante sottolineare che tale lavoro di tesi può trovare applicazioni anche in ambito didattico. Infatti, il circuito qui analizzato e realizzato, presenta un buon compromesso tra semplicità e ingegnosità di soluzione realizzativa, da poter essere adatto ad essere illustrato agli studenti durante il loro percorso accademico nonché ad essere realizzato fisicamente in laboratorio dagli studenti e testato.

BIBLIOGRAFIA

[1] Sandro A. P. Haddad Wouter A. Serdijn, Ultra Low-Power Biomedical Signal Processing, Springer Netherlands, Capitolo 2

[2] Anthony Y.K. Chan, Biomedical Device Technology: Principles and Design, Charles C. Thomas- Publisher Ltd. Ed., 2008, Capitolo 8

[3] Barry N. Feinberg, Applied Clinical Engineering, Prentice-Hall Inc., 1986, Capitolo 7

[4] Catherine Ward Susannah Henderson Neil H, A short history on pacemakers, International Journal of Cardiology, 2013

[5] R.S Khandpur. Biomedical Instrumentation: Technology and Applications. McGraw Hill, 2004, Capitolo 25

[1']https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/2/22/Diagram_of_the_human_heart_hu_it.svg/350px-Diagram_of_the_human_heart_hu_it.svg.png

[2']<http://mdmedicine.files.wordpress.com/2011/04/cardiac-conduction-system.jpg>

[3']<http://www.bem.fi/book/19/fi/1904a.gif>

[4']<http://www.bem.fi/book/19/fi/1904b.gif>

[5']<http://www.bem.fi/book/19/fi/1904c.gif>

[6']<http://www.bem.fi/book/19/fi/1902c.gif>

[7']<http://www.bem.fi/book/19/fi/1902b.gif>

[8']http://www.storiadellamedicina.net/blog/9943a_pacemaker_di_albert_hyman1.jpg

[9'] <http://www.medtronic.it/tua-salute/bradicardia/nostra-terapia/che-cose/index.htm>

[10']<http://www.farmacoecura.it/wp-content/uploads/2011/04/Pacemaker-283x300.jpg>

[11']<http://my.clevelandclinic.org/ccf/media/Images/heart/PacemakerImplantProcedure/End-Epi-approach.jpg>

[12']<http://www.prometheusnow.com/blog/wp-content/uploads/2014/11/Caratteristica-Transistor.gif>

[13']<http://makerclub.org/app/uploads/2014/10/breadboard.jpg>

[14'] <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/75/Breadboard-144dpi.gif>

[15']https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f9/Digitaloszilloskop_IMG1971_WP.jpg