

Paper electromiografo

Nicolás Ospina Mendivelso

24 de julio de 2017

Índice general

1 Motivación	6
1.1 Programa de microswitches	6
2 Descripción de los biopotenciales	9
2.1 Características de la señal	9
2.2 Medición de la impedancia	10
2.3 Magnitud de la señal de salida y factor de amplificación requerido	12
2.3.1 Algunas Observaciones al Respecto	13
3 Caracterización de los componentes	15
3.1 QS5K2	15
3.2 BCV61	16
3.2.1 Espejo amplificador diferencial BJT con carga resistiva	17
3.2.2 Espejo amplificador diferencial MOSFET con carga resistiva . . .	18
3.2.3 Espejo seguidor por emisor	20
4 Diseño del electromiógrafo	22
4.1 Amplificador de instrumentación	22
4.1.1 Seguidor por emisor	27
4.1.2 Amplificador diferencial BJT	28
4.2 Filtro Pasabanda	29
4.3 Rectificador de Onda Completa de Precisión	31

Índice de figuras

1.1.	Programa de microwitches [5]	6
1.2.	Usuarios de microswitches [5].	8
2.1.	Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales de biopotencial, EOC (Electrooculograma), EEG (Electroenfalograma), ECG (Electrocardiograma), EMG (Electromiograma), AAP (Potencial de acción de los axones) [6].	9
2.2.	Sección amplificada de un bloque de piel onde se puede apreciar las multiples capas que presenta la misma [2].	10
2.3.	Circuito electrico equivalente de un electrodo sobre la piel [6].	10
2.4.	Esquema del circuito empleado.	12
2.5.	Repuesta obtenida con el amplificador de instrumentación.	13
3.1.	Curvas de corriente de drenaje (I_D) vs voltaje entre drenaje y fuente (V_{DS}) del transistor QS5K2 para distintos valores de voltage compuerta fuente (V_{GS}).	15
3.2.	Descripción	16
3.3.	Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para el amplificador diferencial BJT	18
3.4.	Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para el amplificador diferencial MOSFET	20
3.5.	Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para un seguidor por emisor	21
4.1.	Diseño clásico de un amplificador de instrumentación con 3 amplificadores diferenciales [3].	22
4.2.	a) Los cables de G1 y G2 están conectados a una sumador, la entrada (+) es la entrada no inversora mientras que la entrada (-) es la inversora, la letra A hace referencia a la ganancia básica del amplificador. b) Este amplificador basico cuenta con dos unidades sumadoras separadas unidas a una entrada común y una salida común.	23
4.3.	Amplificador diferencial con mosfet y espejos de corriente bipolares. . . .	24
4.4.	Amplificador diferencial con mosfet y espejos de corriente bipolares. . . .	24
4.5.	Salida sencilla referenciada a tierra del amplificador diferencial mosfet con carga resistiva y entrada diferencial	25

Índice de figuras

4.6. Amplificador diferencial con mosfet y carga resistiva.	26
4.7. Cambios en la magnitud de la señal de salida ante distintos valores de corriente I_D , al considerar ambas entradas en el amplificador diferencial. .	26
4.8. Amplificador diferencial con transistores bipolares.	28
4.9. Amplificador diferencial con transistores bipolares.	29
4.10. Filtro Pasabanda EMG	30
4.11. Diagrama de Bode Filtro Pasabanda EMG	31
4.12. Rectificador de onda Completa de Precisión utilizando Amplificadores Operacionales	32
4.13. Señal de Salida Rectificador de onda Completa de Precisión utilizando Amplificadores Operacionales	32

Índice de cuadros

2.1. Recomendaciones para los rangos de impedancia electrodo/piel [4]	11
2.2. My caption	12
3.1. Corrientes obtenidas para el amplificador diferencial BJT con carga resistiva	18
3.2. Corrientes obtenidas para el amplificador diferencial MOSFET con carga resistiva	19
3.3. Corrientes obtenidas para el seguidor por emisor	21

1 Motivación

A continuación se dan a conocer algunas de las posibles aplicaciones de un electromiógrafo.

1.1. Programa de microswitches

Personas con severas y múltiples discapacidades usualmente son incapaces de interactuar con el entorno que los rodea o reaccionar ante estímulos relevantes debido a su limitado repertorio motor, una posible manera de ayudarlos a superar este tipo de problemas es por medio de la implementación de programas basados en microswitches [5].

Para incluir a una persona en este programa se deben satisfacer los siguientes parámetros:

1. Identificar una respuesta confiable que pueda ser realizada por la persona y que no implique mucho esfuerzo [5].
2. Un microswitch que monitorice la respuesta y que permita la ocurrencia de la misma al estimular algún objetivo [5].
3. Un objetivo de estimulación que la persona encuentre relevante para activar [5].



Figura 1.1: Programa de microwitches [5]

John sufre parálisis cerebral cuadripléjica distónica, sus métodos de comunicación consisten en sistemas de comunicación y exploración asistida, o instrumentos de habla

1 Motivación

limitada [5].

La única frase que puede articular es *zaz* debido a la lejanía del micrófono y a los movimientos bruscos e involuntarios de brazos y cabeza, el instrumento de habla limitada era susceptible a percibir ruidos, de igual modo el uso de switches infrarrojos en sus manos presentaba un problemas por los movimientos continuos [5].

El único movimiento que podía ejecutar repetidamente y sin mucho esfuerzo consistía en levantar las cejas por ende se optó por un sensor MMG (Mecanomiógrafo) para monitorizar esta señal de control [5], Figura 1.2a.

Jane sufre parálisis cerebral cuadriplejica distópica, hace uso de un interruptor en su cabeza y una interfaz dynavox para comunicarse, el switch en su cabeza debía ser repositionado continuamente debido a los espasmos que sufría, no obstante podía llevar a cabo movimientos voluntarios del pulgar, en un inicio se planeó usar un sensor infrarrojo o de flexión pero debido a la magnitud de los movimientos se optó por MMG [5], Figura 1.2b.

Ahora bien es conveniente hacer una serie de aclaraciones con respecto a los mecanomiógrafos:

1. Un MMG se enfoca en las vibraciones de los músculos en vez de su actividad eléctrica.
2. Es empleado para movimientos musculares de baja intensidad y que a su vez se pueden ver inmersos dentro de un conjunto de movimientos involuntarios.
3. Las señales tomadas por el sensor fueron limitadas a un rango de frecuencias entre los 5 y los 50 hz.

Como se puede entender los principios de operación de un MMG y EMG son algo diferentes, sin embargo la aplicación puede ser la misma en el sentido de que se enfocan en la monitorización de la actividad muscular, la idea del proyecto consiste en el desarrollo de un programa de microswitches basado en MMG.

1 Motivación



(a) John



(b) Jane

Figura 1.2: Usuarios de microswitches [5].

2 Descripción de los biopotenciales

2.1. Características de la señal

Las señales de electromografía se encuentran en un rango de frecuencias que varia desde los 25 Hz hasta varios kHz , con amplitudes que varia entre los $100\text{ }\mu\text{V}$ y los 90 mV dependiendo del tipo de señal y los electrodos utilizados [6], figura 2.1.

Al emplear electrodos de montaje superficial el nivel de las señales es generalmente bajo con amplitudes pico que van desde los 0.1 a 1 mV , la impedancia es usualmente baja variando entre 200 a $5000\text{ }\Omega$ lo cual a su vez depende del tipo de electrodo, la interfaz electrodo electrolito y la frecuencia a la que se determino la impedancia [6].

Una ventaja de que solo se presenten bajas frecuencias en la señal es que pueden ser filtradas mas fácilmente [6].

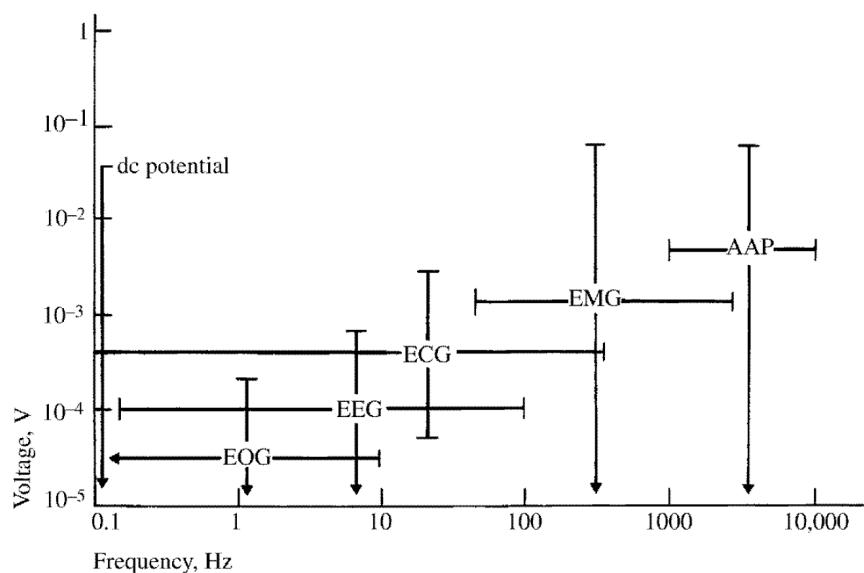


Figura 2.1: Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales de biopotencial, EOC (Electrooculograma), EEG (Electroenfalograma), ECG (Electrocardiograma), EMG (Electromiograma), AAP (Potencial de acción de los axones) [6].

2.2. Medición de la impedancia

Al emplear electrodos superficiales en la piel, al momento de realizar las mediciones de los biopotenciales debe considerarse dos interfaces, la presente entre el electrodo y el electrolito y la que representa la piel, para mostrar el nivel de complejidad que trae incluir el efecto de la piel en el modelo en la figura 2.2 se puede ver un diagrama seccional de un bloque magnificado de piel.

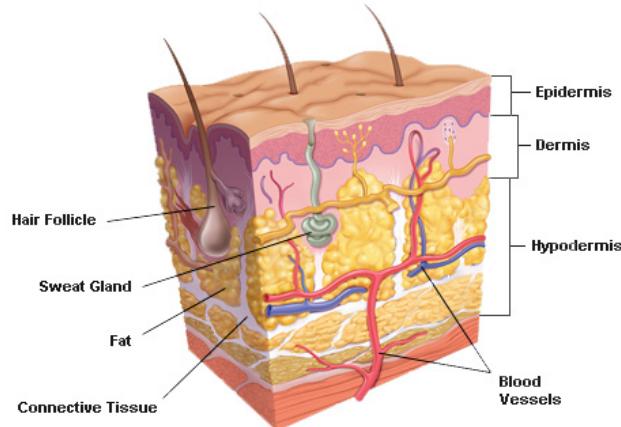


Figura 2.2: Sección amplificada de un bloque de piel onde se puede apreciar las multiples capas que presenta la misma [2].

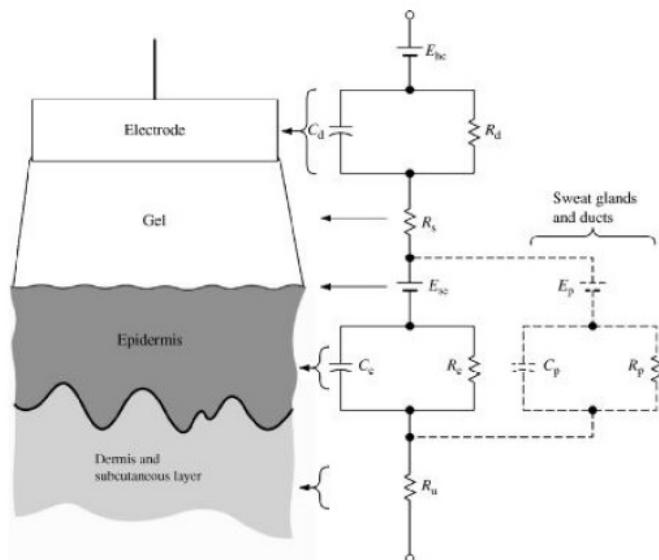


Figura 2.3: Circuito electrico equivalente de un electrodo sobre la piel [6].

Los resultados obtenidos por medio de las pruebas deben encontrarse dentro de los

2 Descripción de los biopotenciales

siguientes rangos para asegurar el apropiado funcionamiento del electromiógrafo [4].

Cuadro 2.1: Recomendaciones para los rangos de impedancia electrodo/piel [4]

Rango de impedancias $k\Omega$	Recomendaciones
1-5	Muy buena condición
5-10	Bueno y recomendado si es factible
10-30	Aceptable para condiciones fáciles
30-50	Menos bueno, se necesita atención
> 50	Debe evitarse o requiere un segundo ciclo de limpieza

En el laboratorio se encuentra disponible un generador de funciones Tektronix CFG253 el cual posee una impedancia interna (R_{fg}) de 50Ω donde de acuerdo al principio de máxima potencia se llegó a la conclusión que la máxima corriente que puede generar es de 400 mA .

$$i_o = \frac{V_{max}}{R_{fg}} = \frac{10Vpp}{50\Omega} = 400mA \quad (2.1)$$

Su frecuencia de trabajo varía desde los 0.2 Hz a los 2 MHz ; con respecto a la amplitud y acorde con el manual de usuario, el osciloscopio empleado en las prácticas de laboratorio tiene dos rangos de trabajo:

- 0-20 Vpp (Voltios pico a pico).
 - 100 mv a 20 Vpp (circuito abierto)
 - 50 mv a 10 Vpp (Carga de 50Ω)
- 0-2 Vpp
 - 10 mv a 2 Vpp (circuito abierto)
 - 5 mv a 1 Vpp (Carga de 50Ω)

La interface presente entre las señales producidas por los músculos presenta una porción resistiva y una porción reactiva capacitiva tal y como se mencionó antes, sin embargo se verifica al observar la reducción de la corriente al ser aplicada una fem alterna y su incremento a medida que la frecuencia va aumentando comportamiento característico de un condensador, además de que en las gráficas obtenidas en el osciloscopio la corriente se encuentra adelantada con respecto al voltaje.

Cuadro 2.2: My caption

f Hz	v V	i mA	Sujeto 1			Sujeto 2		
			pha °	r kΩ	v V	i mA	pha °	r kΩ
10	16.80	0.40	-71.96	13.01	16.80	0.64	-65.01	11.09
100	20.40	1.88	-68.80	3.92	20.20	2.92	-61.50	3.30
500	20.40	6.80	-60.10	1.50	20.00	10.00	-51.00	1.26
600	20.20	7.68	-58.30	1.38	20.20	11.20	-45.70	1.26
800	20.00	9.80	-51.70	1.26	19.80	13.00	-40.90	1.15
900	20.00	10.60	-51.56	1.17	19.60	13.80	-39.50	1.10
1000	20.00	11.20	-50.70	1.13	19.60	14.20	-37.50	1.10
1500	19.60	13.60	-41.00	1.09	19.60	16.00	-28.50	1.08
2000	19.80	15.40	-36.70	1.03	19.60	17.20	-25.10	1.03
3000	20.00	17.40	-30.60	0.99	19.60	18.40	-19.40	1.00
5000	19.60	19.60	-23.70	0.92	19.40	20.20	-17.20	0.92

2.3. Magnitud de la señal de salida y factor de amplificación requerido

Para caracterizar la señal de entrada se propuso el montaje que se muestra en la figura 2.4a. El circuito mostrado presenta una ganancia de tensión $A_v = 500$; las entradas V_1 y V_2 corresponden a la entrada diferencial provenientes de los electrodos, junto con el de referencia que viene dado por la conexión a tierra del circuito .

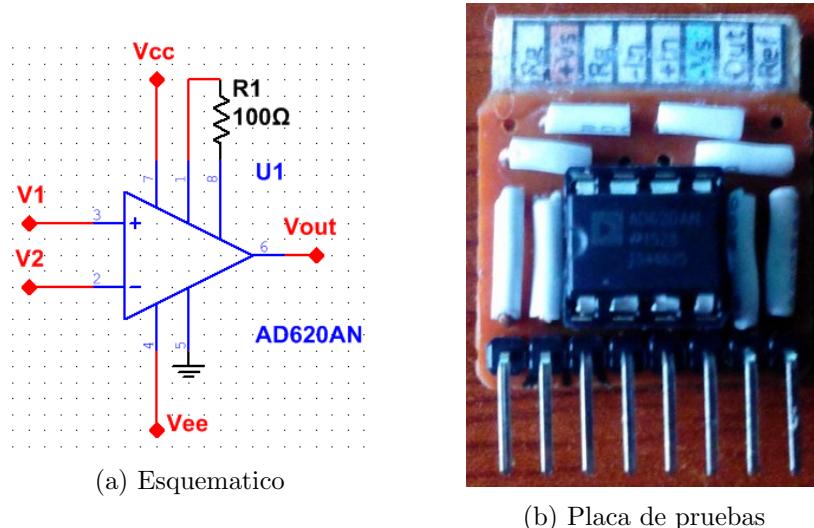


Figura 2.4: Esquema del circuito empleado.

2 Descripción de los biopotenciales

Para realizar la caracterización de la señal de entrada de los músculos, se realizó mediante un amplificador de instrumentación (AD620), en el cual se diseñó el diseño para obtener una ganancia de 500, con el fin de lograr observar las señales producidas por los músculos que se estaban obteniendo por los electrodos. Primero mediante el generador de señales se logró corroborar el funcionamiento y la ganancia esperada. Posteriormente se realizaron pruebas con la señal de los músculos y se obtuvo la siguiente respuesta dada en la figura 2.5.

cabe recalcar que si el maximo pico fue obtenido a 7.4 V entonces la señal que lo produjo tuvo una magnitud de 14.8 mV .

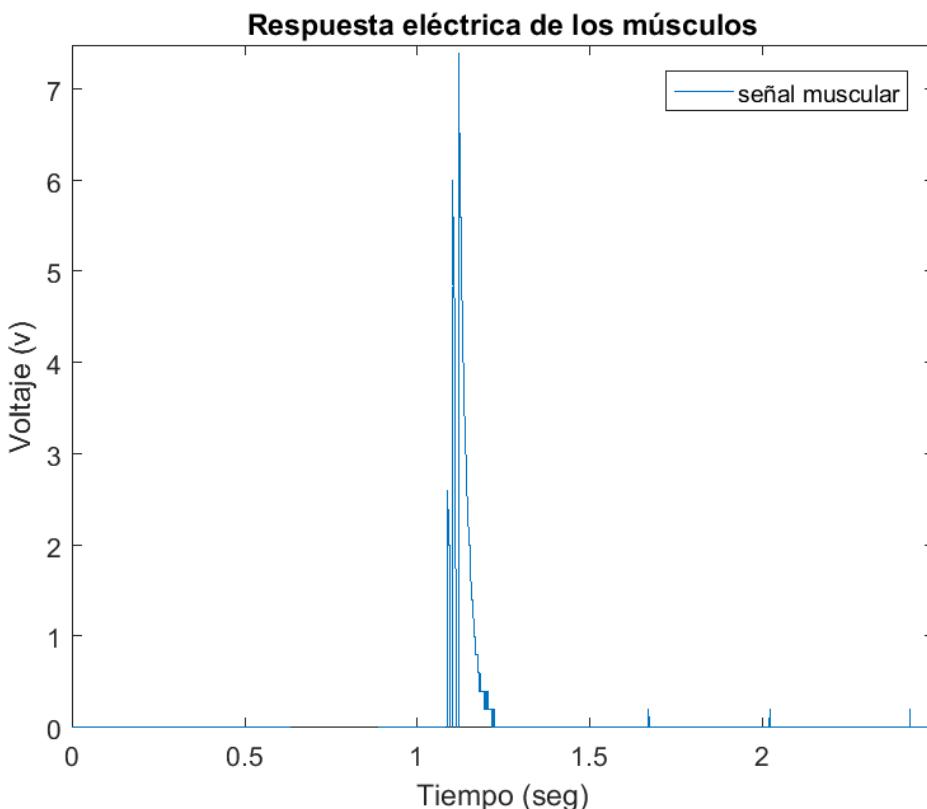


Figura 2.5: Repuesta obtenida con el amplificador de instrumentación.

2.3.1. Algunas Observaciones al Respecto

Durante el desarrollo de la práctica se evidenciaron algunos aspectos que son necesarios tener en cuenta.

1. Se utilizó un circuito integrado para caracterizar la señal de entrada del brazo con el objetivo de tener una referencia en términos de desempeño para el montaje discreto que se debe emplear en el montaje final.

2 Descripción de los biopotenciales

2. Para obtener la señal mostrada en la figura 2.5 fue necesario utilizar además de los electrodos mismos, unas correas que garantizaran que hubiese contacto entre el electrodo y el cable que va hacia las entradas del amplificador.

3 Caracterización de los componentes

3.1. QS5K2

Se trata de un par de transistores MOSFET con las fuentes (sources) acopladas lo que lo hace ideal para el diseño de amplificadores diferenciales.

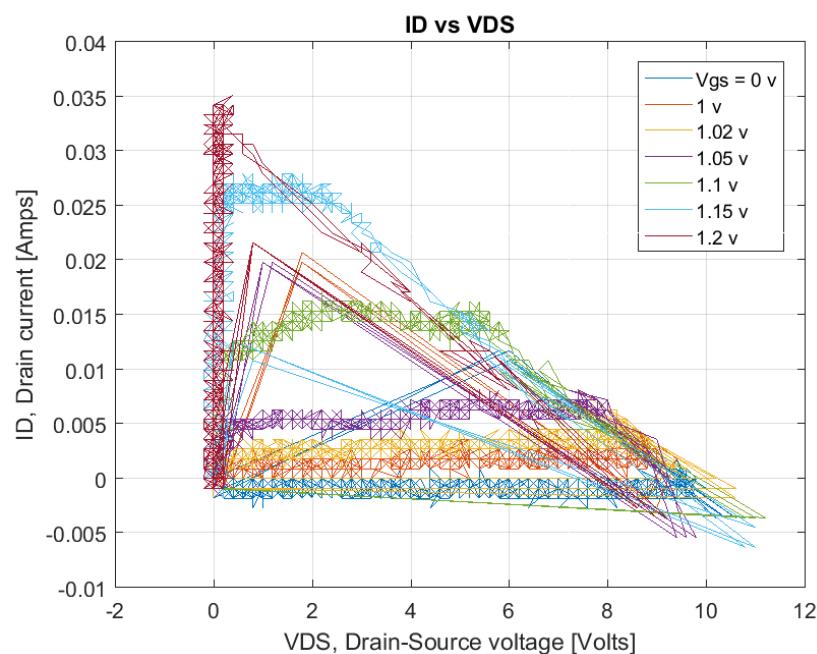


Figura 3.1: Curvas de corriente de drenaje (I_D) vs voltaje entre drenaje y fuente (V_{DS}) del transistor QS5K2 para distintos valores de voltage compuerta fuente (V_{GS}).

La frecuencia de muestreo del osciloscopio es de $10Mhz$ por ende se tendría una frecuencia de nyquist de $5Mhz$ todo esto se debe a que el intervalo de tiempo existente entre cada una de las muestras es de $0,1\mu seg$.

3 Caracterización de los componentes

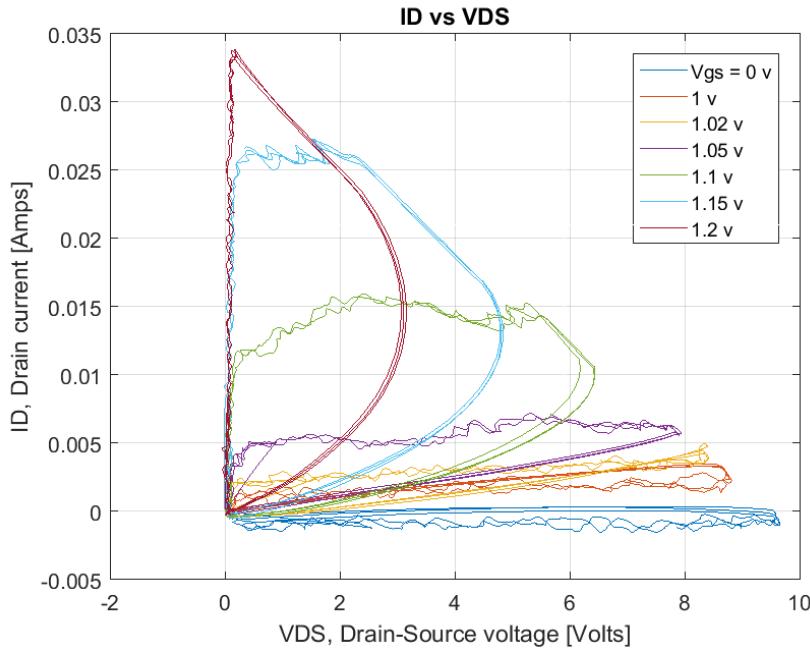


Figura 3.2: Descripción

Posterior a esto se realizo el calculo de los parametros V_t y K_p del transistor mediante las curvas ID vs VDS.

$$K_p = \frac{2I_D}{V_{ov}^2} = \frac{2I_D}{(V_{GS} - V_p t)^2} \quad (3.1)$$

$I_D [mA]$	$V_{GS} [V]$	$K_p [mV/A^2]$	$V_t [V]$
0	0	0	0
1.5	1	18.7	0.6
2.25	1.02	25.5	0.6
5	1.05	49.4	0.6
15.5	1.1	124	0.6
26.4	1.15	174.5	0.6
34	1.2	188.9	0.6

3.2. BCV61

Se trata de un par de transistores NPN configurados a manera de espejo de corriente.

Si se siguiese la metodología clásica de diseño el método por el cual se debería encontrar la resistencia de programación del espejo de corriente sería por medio de la resolución

3 Caracterización de los componentes

de las ecuaciones 3.2 y 3.3, donde a partir de la corriente que se desea obtener se debe encontrar el valor del voltaje base emisor del transistor 1 y luego a partir de la corriente deseada y el voltaje encontrado previamente se determina el valor de la resistencia de programación.

$$V_{BE} = V_T \cdot \ln\left(\frac{I_{ee}}{I_s}\right) \quad (3.2)$$

$$R = \frac{V_{cc} - (V_{BE} - V_{ee})}{I_{ref}} \quad (3.3)$$

Sin embargo debido a que la corriente obtenida variará en función de la resistencia de carga y considerando el hecho de que en la práctica se deberá recalcular a menudo dicha resistencia, con la finalidad de hacer correcciones en las respuestas de los amplificadores, es recomendable realizar una serie de gráficas que relacionen la corriente obtenida en el espejo con la resistencia que la produjo.

Debido a que en las pruebas del espejo de corriente un potenciómetro se quemó en consecuencia de que alcanzó un valor tan pequeño que una corriente muy grande pasó a través de él excediendo la potencia máxima que podía tolerar, en la PCB prototípico fue incluida una resistencia límite de $1 \text{ k}\Omega$ y se utilizaron trimmers de $50 \text{ k}\Omega$.

3.2.1. Espejo amplificador diferencial BJT con carga resistiva

Ilustrando la idea presentada anteriormente se presentan los resultados obtenidos para el espejo de corriente implementado en el amplificador diferencial BJT.

Los resultados de las mediciones pueden observarse en la tabla 3.3 y graficamente en la figura 3.5, la cual tiene la forma de una función potencial de exponente real.

La ecuación 3.4 relaciona la resistencia de programación con la corriente que pasa a través de esta, mientras que la ecuación 3.5 relaciona la resistencia de programación con la corriente que se ve a la salida del espejo, cabe recalcar que se debe entregar el valor de la resistencia en ohmios y que la función dará como resultado una corriente en amperios.

$$i_R = 9,1242 \cdot R^{-0,997} \quad (3.4)$$

$$i_{Espejo} = 9,2345 \cdot R^{-0,995} \quad (3.5)$$

3 Caracterización de los componentes

Cuadro 3.1: Corrientes obtenidas para el amplificador diferencial BJT con carga resistiva

Resistencia ($k\Omega$)	Corriente	
	$i(R)$ (mA)	$i(\text{Espejo})$ (mA)
1	9.3	9.57
2	4.66	4.81
3	3.11	3.22
4	2.33	2.42
5	1.86	1.93
10	0.936	0.973
15	0.625	0.65
20	0.469	0.488
25	0.375	0.391
30	0.313	0.326
35	0.268	0.279
40	0.235	0.244
45	0.208	0.217
50	0.188	0.196

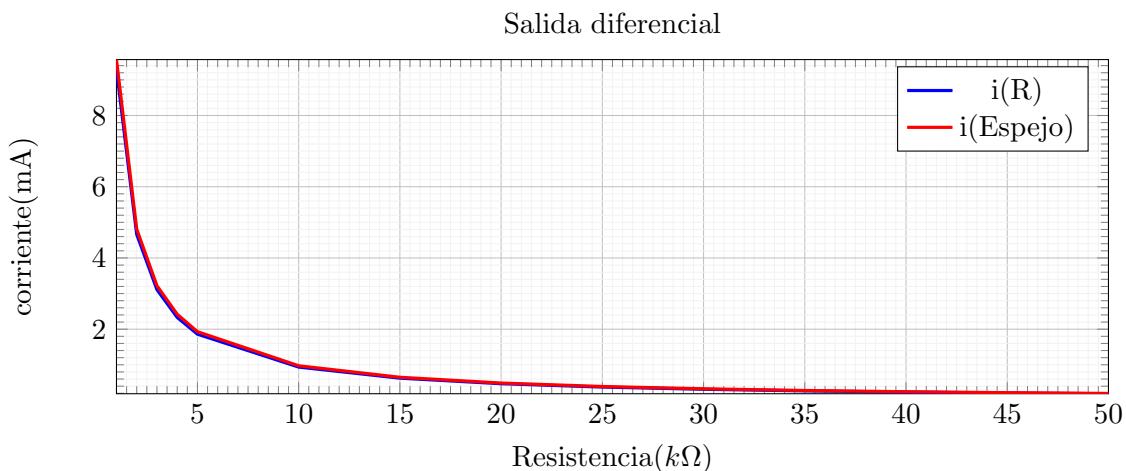


Figura 3.3: Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para el amplificador diferencial BJT

3.2.2. Espejo amplificador diferencial MOSFET con carga resistiva

La ecuación 3.6 relaciona la resistencia de programación con la corriente que pasa a través de esta, mientras que la ecuación 3.7 relaciona la resistencia de programación con la corriente que se ve a la salida del espejo, cabe recalcar que se debe entregar el valor de

3 Caracterización de los componentes

la resistencia en ohmios y que la función dará como resultado una corriente en amperios.

$$i_R = 9,137 \cdot R^{-0,997} \quad (3.6)$$

$$i_{Espejo} = \begin{cases} 1,3 \cdot 10^{-3} & \text{si } R < 7k\Omega \\ 6,9326 \cdot R^{-0,966} & \text{si } R \geq 7k\Omega \end{cases} \quad (3.7)$$

Cuadro 3.2: Corrientes obtenidas para el amplificador diferencial MOSFET con carga resistiva

Resistencia ($k\Omega$)	Corriente	
	i(R) (mA)	i(Espejo) (mA)
1	9.3	1.3
2	4.7	1.3
3	3.1	1.3
4	2.3	1.3
5	1.9	1.3
6	1.6	1.3
7	1.3	1.3
8	1.2	1.3
9	1.0	1.1
10	0.936	0.956
15	0.625	0.647
20	0.469	0.486
25	0.375	0.389
30	0.313	0.324
35	0.268	0.278
40	0.235	0.244
45	0.208	0.217
50	0.188	0.195

3 Caracterización de los componentes

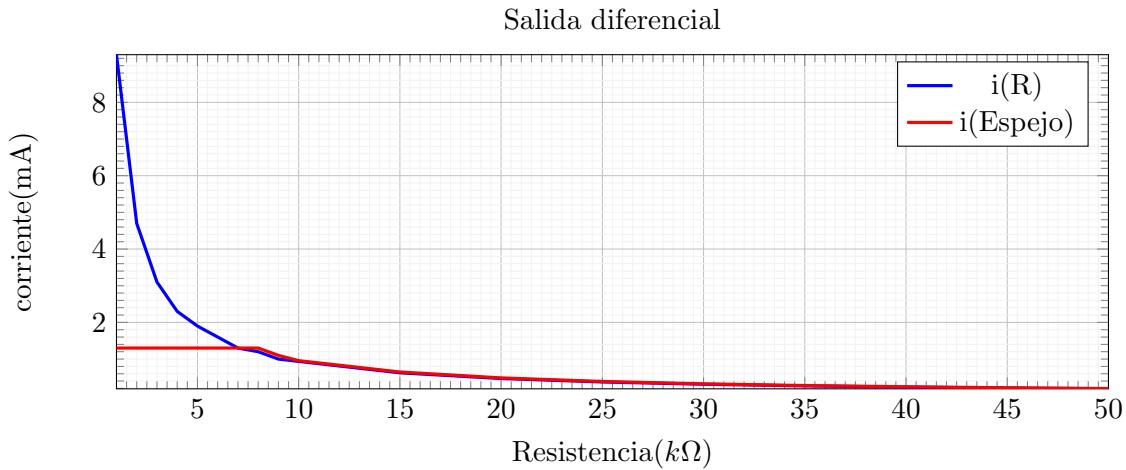


Figura 3.4: Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para el amplificador diferencial MOSFET

3.2.3. Espejo seguidor por emisor

La ecuación 3.8 relaciona la resistencia de programación con la corriente que pasa a través de esta, mientras que la ecuación 3.9 relaciona la resistencia de programación con la corriente que se ve a la salida del espejo, cabe recalcar que se debe entregar el valor de la resistencia en ohmios y que la función dará como resultado una corriente en amperios.

$$i_R = 9,1654 \cdot R^{-0,998} \quad (3.8)$$

$$i_{Espejo} = 9,267 \cdot R^{-0,995} \quad (3.9)$$

3 Caracterización de los componentes

Cuadro 3.3: Corrientes obtenidas para el seguidor por emisor

Resistencia ($k\Omega$)	Corriente	
	$i(R)$ (mA)	$i(\text{Espejo})$ (mA)
1	9.3	9.6
2	4.7	4.8
3	3.1	3.2
4	2.3	2.4
5	1.9	1.9
10	0.936	0.973
15	0.625	0.650
20	0.469	0.488
25	0.375	0.391
30	0.313	0.326
35	0.268	0.379
40	0.235	0.245
45	0.209	0.218
50	0.188	0.196

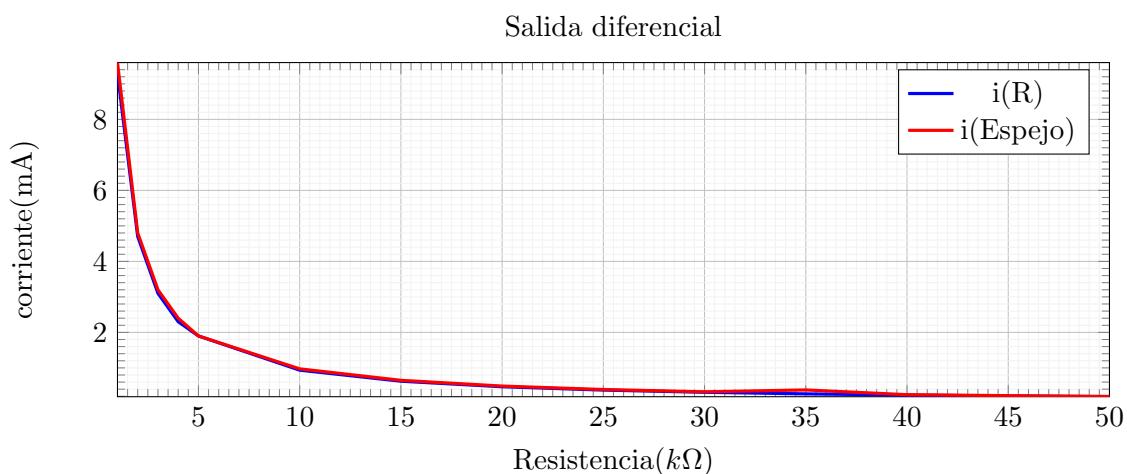


Figura 3.5: Cambios en la corriente de salida del espejo y la corriente que pasa a través de la resistencia de programación ante distintos cambios en la misma para un seguidor por emisor

4 Diseño del electromiógrafo

4.1. Amplificador de instrumentación

Este diseño se propuso con la finalidad de solucionar los problemas de un amplificador diferencial básico donde la impedancia de las entradas inversora y no inversora eran relativamente bajas y desiguales lo cual degradaba el valor de el CMRR [3].

Una manera significativa de mejorar el rendimiento fue por medio del uso de buffers de amplificación para incrementar la impedancia de entrada, los cuales son implementados por medio de amplificadores (A1 y A2) no inversores que pasaran a formar la etapa de entrada del In-Amp [3].

El amplificador diferencial (A3) pasara a formar la etapa de salida y recibirá las entradas de los amplificadores inversores. Este diseño permite obtener impedancias de entrada emparejadas de manera que la impedancia de las fuentes de entrada tendrá un mínimo efecto en el CMRR del circuito total [3].

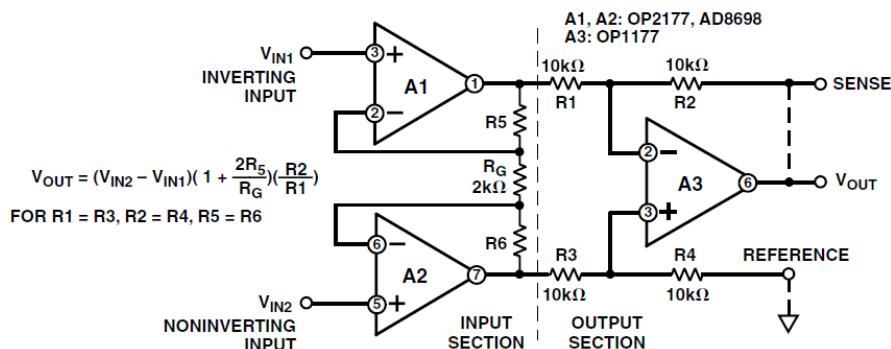


Figura 4.1: Diseño clásico de un amplificador de instrumentación con 3 amplificadores diferenciales [3].

La idea de un amplificador diferencial en un inicio podría parecer una contradicción en el sentido de que si inicialmente se disponen de dos electrodos (G1 y G2) conectados en el mismo músculo se supone ambos reciben la misma señal de entrada, así que a la salida la sumatoria de las mismas debería dar como resultado cero. [1].

Sin embargo es importante recordar que la acción del potencial eléctrico se debe propagar a lo largo de las fibras musculares, por lo tanto si se dispone de dos electrodos en configuración bipolar sobre el músculo la señal percibida por el G1 estará retrasada o

adelantada con respecto a G2, este factor de atraso depende de la velocidad de conducción de la fibra y la distancia entre los electrodos (interelectrode distance IED), por lo que se concluye que ambos electrodos no detectan la misma señal biológica al mismo tiempo, todas las demás señales que se presenten entre los electrodos de manera simultánea serán consideradas ruido y por ende serán suprimidas por el amplificador diferencial al ser de modo común [1].

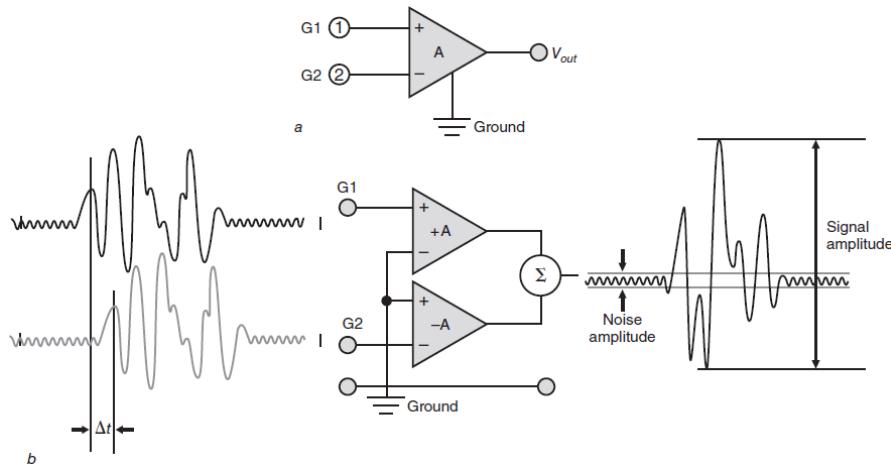


Figura 4.2: a) Los cables de G1 y G2 están conectados a una sumador, la entrada (+) es la entrada no inversora mientras que la entrada (-) es la inversora, la letra A hace referencia a la ganancia básica del amplificador. b) Este amplificador basico cuenta con dos unidades sumadoras separadas unidas a una entrada común y una salida común.

Amplificador diferencial MOSFET

Esta porción se encargara de otorgar una impedancia de entrada alta y una impedancia de salida razonable para la etapa de ganancia, dentro de su diseño no se considero necesaria una ganancia muy grande debido a que su función principal es de acople.

Para la practica de laboratorio fue propuesto el diseño presentado en las figuras 4.3 y 4.4 sin tener en cuenta cálculos previos, esto solo se realizo con la finalidad de observar el grado de consistencia entre los resultados otorgados por la simulación y los prácticos.

Como resultado de las pruebas se obtuvo que la salida del amplificador diferencial era de 5V DC y que era imposible poder apreciar alguna amplificación de la señal de entrada, esto puede que se deba a que el nivel DC se encontraba muy por encima saturando a los transistores de carga activa y por ende impidiendo observar algún rastro de amplificación.

4 Diseño del electromiógrafo

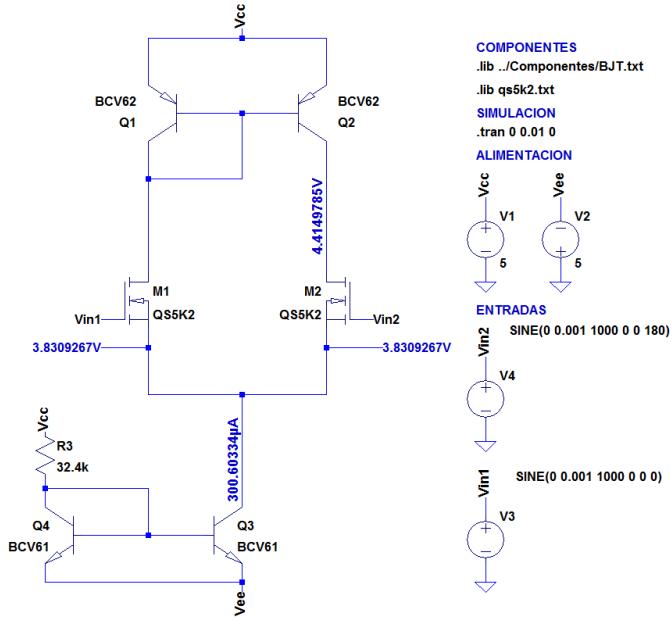


Figura 4.3: Amplificador diferencial con mosfet y espejos de corriente bipolares.

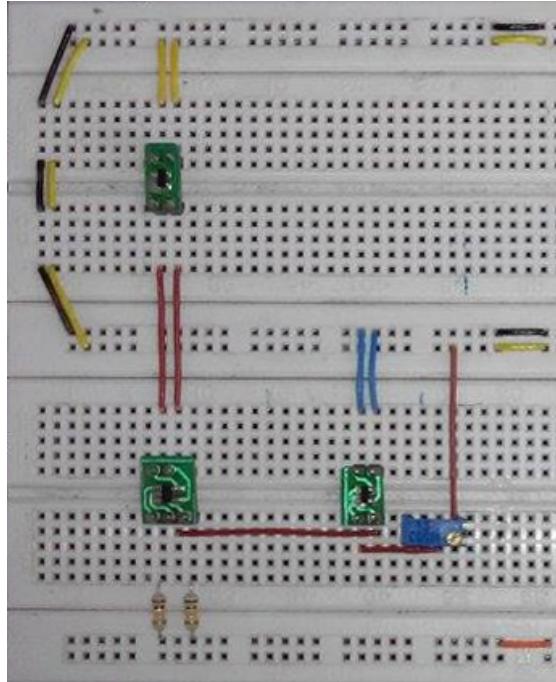


Figura 4.4: Amplificador diferencial con mosfet y espejos de corriente bipolares.

Atendiendo al problema anterior se reemplaza la carga activa por una resistencias de

4 Diseño del electromiógrafo

15 $k\Omega$ en cada rama, y la resistencia de programación de la corriente del espejo sigue siendo 32 $k\Omega$, debido a las imposibilidades impuestas por el generador de funciones, la señal de entrada se reemplaza por una de 15 mV_{pico} . El circuito propuesto puede observarse en la figura 4.6 y los resultados de su simulación en la figura 4.5. Para este caso la ganancia obtenida por rama fue de 14.8 y se calculó de la siguiente manera.

$$Av = \frac{vo}{vin} = \frac{vo}{vi_1 - vi_2} = \frac{444}{15 - (-15)} = 14,8v/v \quad (4.1)$$

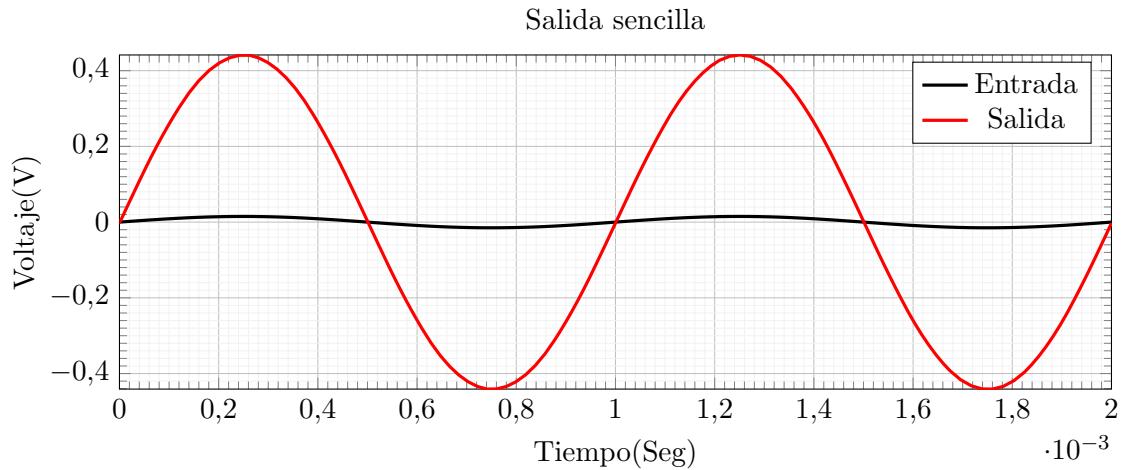


Figura 4.5: Salida sencilla referenciada a tierra del amplificador diferencial mosfet con carga resistiva y entrada diferencial

4 Diseño del electromiógrafo

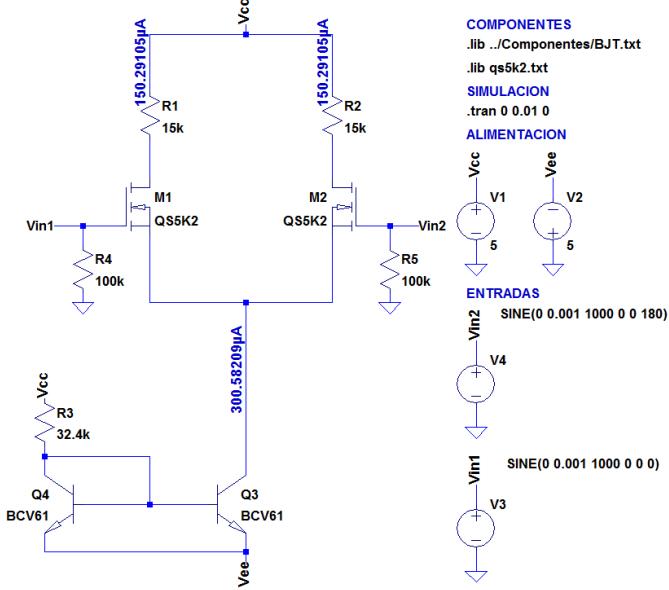


Figura 4.6: Amplificador diferencial con mosfet y carga resistiva.

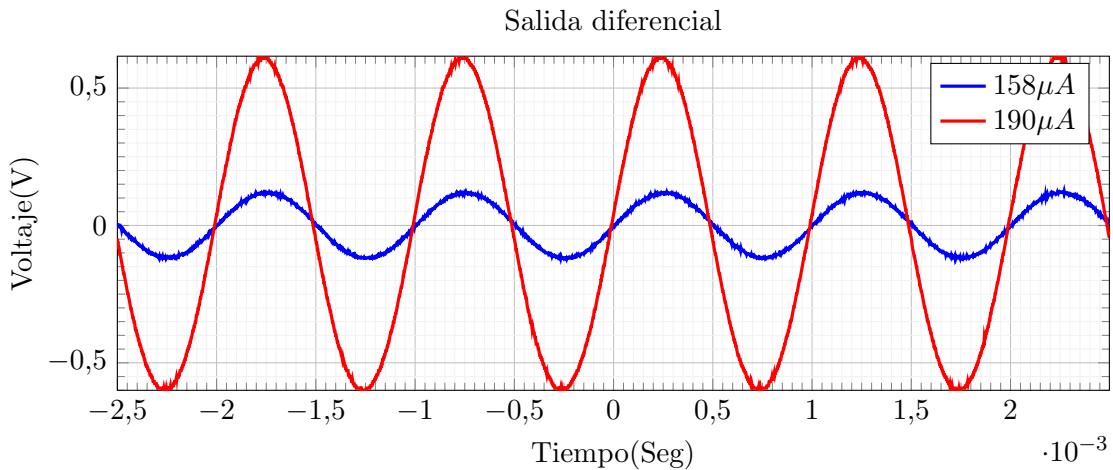


Figura 4.7: Cambios en la magnitud de la señal de salida ante distintos valores de corriente I_D , al considerar ambas entradas en el amplificador diferencial.

En el momento en que son realizadas las pruebas por medio de los electrodos, no se logró apreciar ninguna señal asociada a algún movimiento muscular, lo único observable era ruido, la solución inicial propuesta consiste en incrementar el valor de ganancia del amplificador MOSFET con la finalidad de lograr observar una respuesta favorable ante los estímulos musculares.

La ganancia por rama del amplificador diferencial como se ha mencionado anterior-

mente viene dada por la ecuación:

$$Av = \frac{1}{2}gm \cdot R_d \quad (4.2)$$

Donde el valor de gm depende de la polarización del transistor y R_d no puede ser muy grande debido a que su tamaño podría bajar mucho el nivel DC llegando a puntos donde no se deja una ventana de voltaje en la cual pueda ser apreciada la señal sino que todo el voltaje es consumido tanto por la resistencia como por el transistor y el espejo.

Datos:

- Ganancia por rama = 14 V/V.
- Impedancia de entrada = 947 kΩ.
- Impedancia de salida sencilla 8.43 kΩ
- Nivel DC ≈ 1.12 V
- Resistencia de programación de la fuente de corriente: 24.2 kΩ
- Corriente por rama ≈ 202 μA

4.1.1. Seguidor por emisor

La resistencia de salida del seguidor por emisor fue de 340Ω mientras que su impedancia de entrada resultó de 483kΩ la idea original consistía en implementar un divisor de voltaje en la entrada del amplificador con la finalidad de ajustar el nivel de voltaje DC a la entrada, sin embargo después de realizar las pruebas en el laboratorio se consideró que ajustar el voltaje DC a la entrada no era necesario, primero por el hecho de que el condensador de acople permitía separar el nivel DC de ambas etapas y segundo debido a que solo bastaba una resistencia que funcionase como un lazo de corriente entre la base del transistor y la tierra con la finalidad de que la corriente necesaria para polarizar el transistor proviniese de esta conexión más no de la señal que se desea seguir.

Datos:

- Impedancia de entrada = 483kΩ
- Impedancia de salida = 340Ω.
- Nivel DC ≈ -2.70 V
- Resistencia de programación de la fuente de corriente: 20.87 kΩ
- Corriente de polarización ≈ 467 μA

4.1.2. Amplificador diferencial BJT

El amplificador diferencial presentado a continuación fue desarrollado con la finalidad de observar la equivalencia entre las simulaciones y el montaje físico de los transistores. Primero se estableció una ganancia por rama de 45 a partir de una corriente en el colector de los transistores QS5W1 haciendo uso de la siguiente ecuación.

$$A_d = \frac{1}{2} \frac{I_{CQ}}{V_t} R_c \quad (4.3)$$

$$I_{CQ} = \frac{2A_d \cdot V_t}{R_c} = \frac{2 \cdot 45 \cdot 0,025}{15000} = 150\mu A \quad (4.4)$$

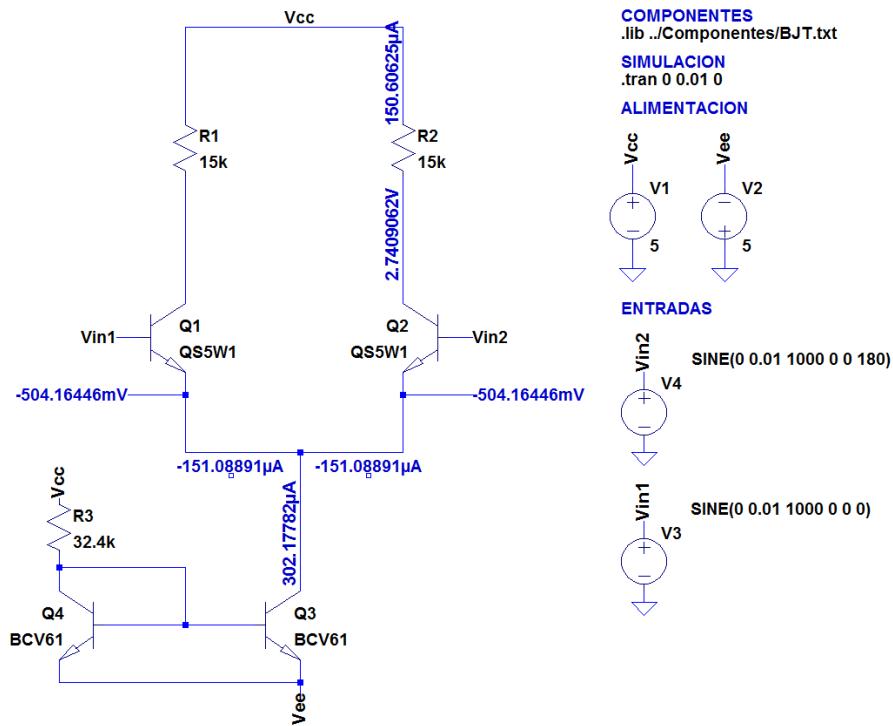


Figura 4.8: Amplificador diferencial con transistores bipolares.

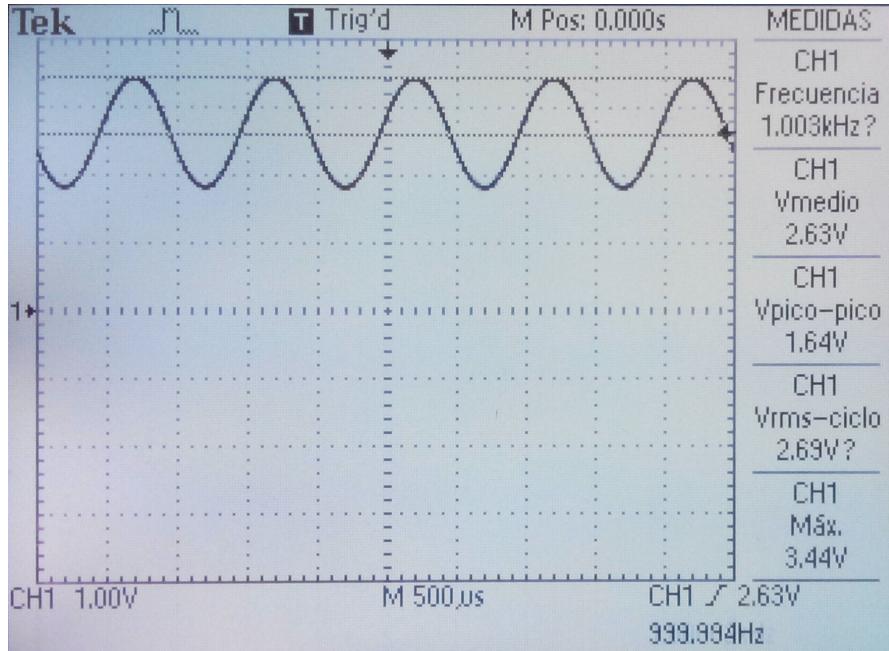


Figura 4.9: Amplificador diferencial con transistores bipolares.

Datos:

- Ganancia por rama = $1.48 \text{ V}/0.02 \text{ V} = 74 \text{ V/V}$.
- Voltaje resistencia rama izquierda: 3.434 V.
- Voltaje resistencia rama derecha: 3.472 V.
- Impedancia de entrada diferencial: $1,929k\Omega$, despues de reemplazar la resistencia conectada en la base por una de $330 \text{ k}\Omega$ originalmente tenia una de $160 \text{ k}\Omega$ lo que daba como resultado una impedancia de entrada de $1,360k\Omega$.
- Impedancia de salida por rama $11,88k\Omega$.
- Resistencia de programación de la fuente de corriente: $24,9 \text{ k}\Omega$
- Corriente por rama $\approx 195\mu\text{A}$

Nota: Algunos de los parámetros cambiaron al momento de realizar las mediciones con el voltímetro, situación que no es muy favorable.

4.2. Filtro Pasabanda

En el desarrollo del electromiógrafo, es necesaria la implementación de un filtro pasabanda ya que las señales EMG se encuentran en un intervalo aproximadamente entre los 50 Hz y los 5 kHz, como se observaba en el capítulo 2. De no realizarse esta etapa,

sería posible obtener señales de otros intervalos como las ECG o AAP.

Se propone el circuito que se muestra en la figura 4.10, en el cual se muestra una configuración de seguidor de emisor para la implementación del mencionado filtro. La respuesta en frecuencia del circuito se puede apreciar en el diagrama de Bode que de muestra en la figura 4.11.

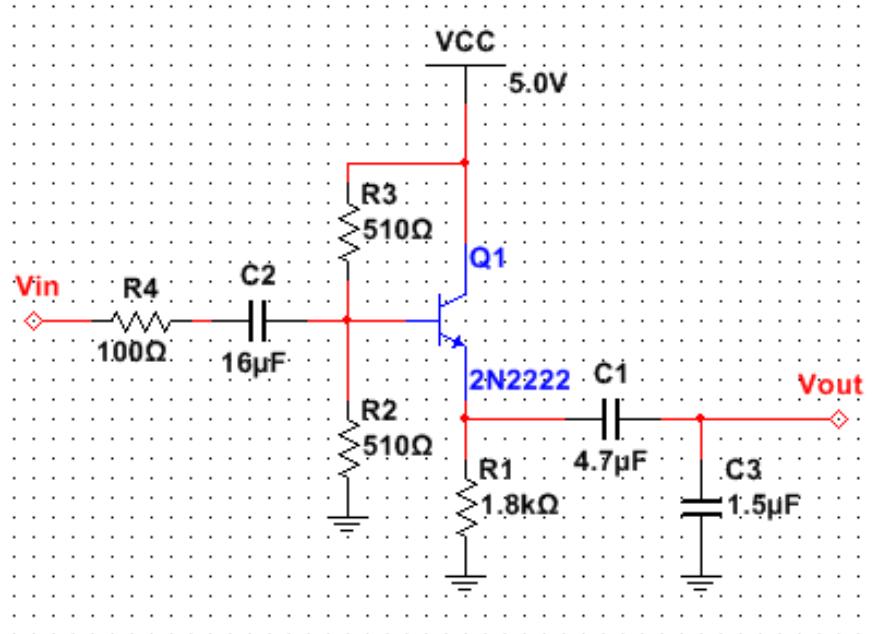


Figura 4.10: Filtro Pasabanda EMG

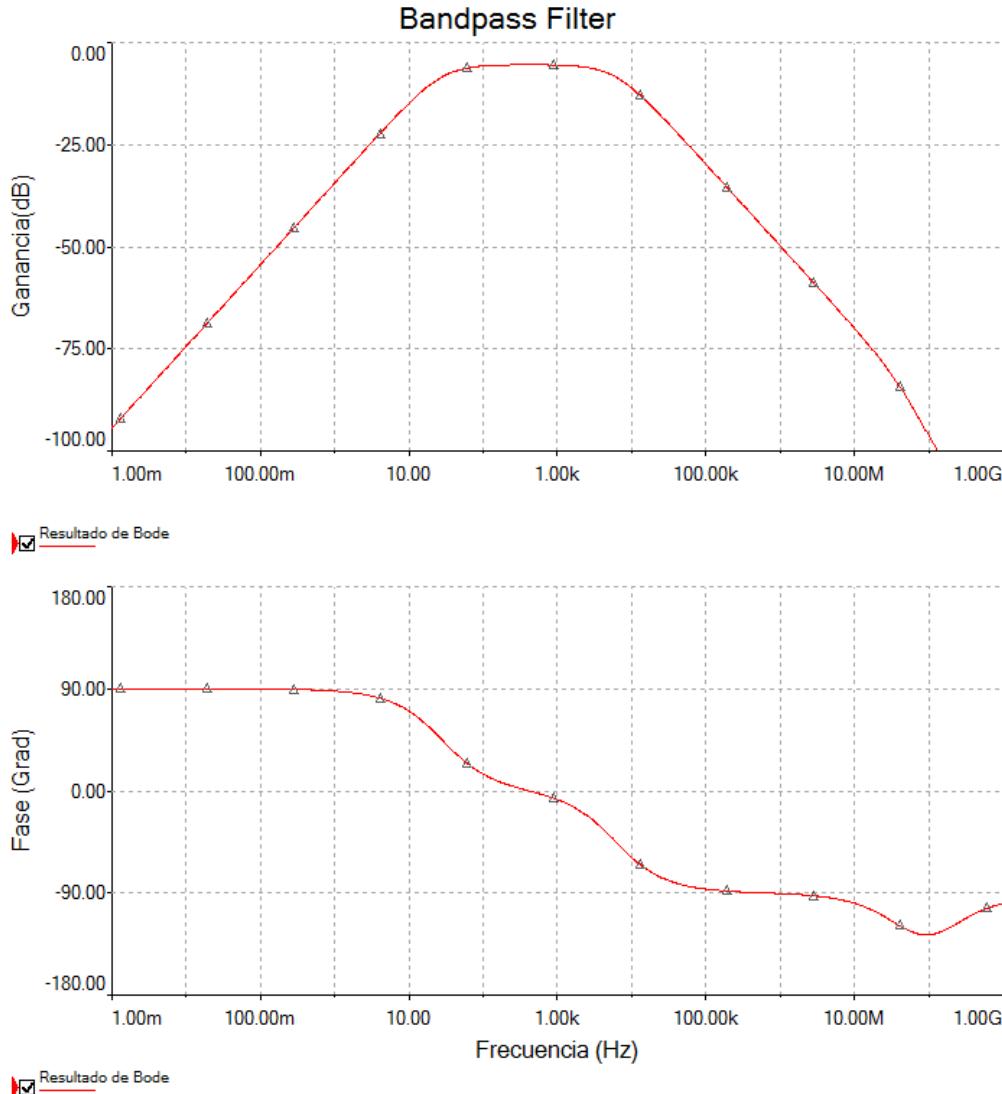


Figura 4.11: Diagrama de Bode Filtro Pasabanda EMG

4.3. Rectificador de Onda Completa de Precisión

Una vez filtrada la señal EMG obtenida en la etapa anterior, es necesario realizar una rectificación de onda completa. Inicialmente se tomará como referencia el modelo de rectificador propuesto en la figura 4.12. La señal de salida de la figura 4.13 corresponde a una señal sinusoidal rectificada de $2V_p$ y $1kHz$ de frecuencia.

4 Diseño del electromiógrafo

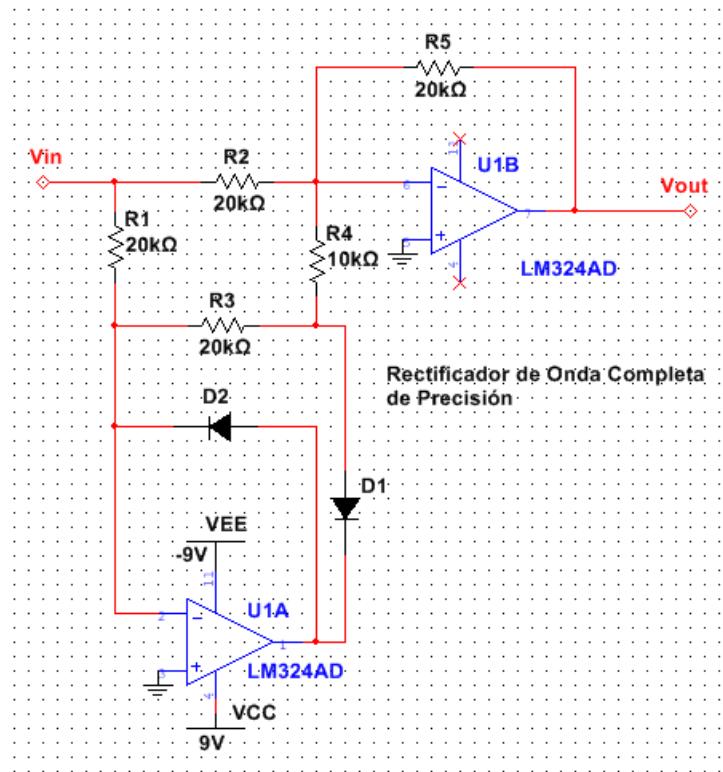


Figura 4.12: Rectificador de onda Completa de Precisión utilizando Amplificadores Operacionales

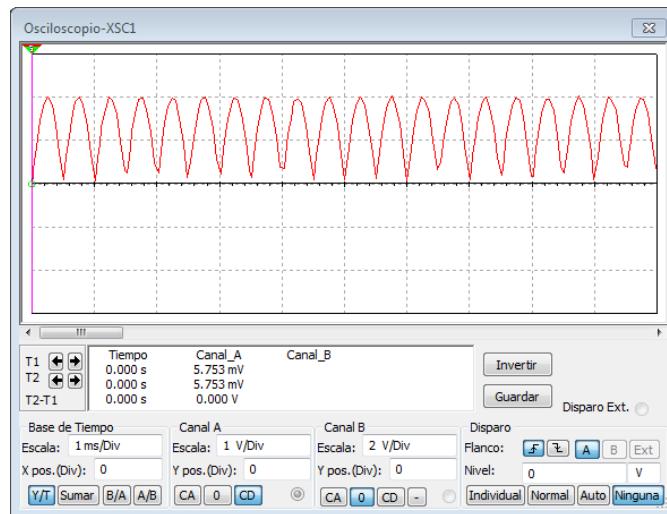


Figura 4.13: Señal de Salida Rectificador de onda Completa de Precisión utilizando Amplificadores Operacionales

Bibliografía

- [1] Gary Kamen; David A Gabriel. *Essentials of electromyography*. Human Kinetics, 2010. ISBN: 978-0-7360-6712-6,0-7360-6712-4,978-0-7360-8550-2,0-7360-8550-5.
- [2] iskin. *skindiagram1*. [Online; recuperado Marzo 5, 2007]. 2015. URL: <http://www.iskinnewyork.com/wp-content/uploads/2015/07/skindiagram1.jpg>.
- [3] Charles Kitchin y Lew Counts. *A designer's guide to instrumentation amplifiers*. 3.^a ed. [Online; recuperado Febrero 18, 2007]. Analog Devices, 2006. URL: <http://www.analog.com/media/en/training-seminars/design-handbooks/designers-guide-instrument-amps-complete.pdf>.
- [4] Peter Konrad. "The abc of emg". En: *A practical introduction to kinesiological electromyography* 1 (2005).
- [5] Jillian Fairley Tom Chau. *Paediatric Rehabilitation Engineering: From Disability to Possibility*. 1.^a ed. Rehabilitation Science in Practice Series. CRC Press, 2010. ISBN: 978-1-4398-0842-9,978-1-4398-0851-1,1439808422.
- [6] John G. Webster. *Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition*. 4.^a ed. 2009. ISBN: 9780471676003,0471676004.