

## ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es el estudio de la señal eléctrica asociada a la contracción muscular (EMG). La señal de EMG es influenciada por varias variables, la velocidad de acortamiento o alargamiento, la velocidad de aumento de la tensión y la fatiga. En consecuencia, es importante una comprensión de la electrofisiología y la tecnología de adquisición del EMG para una adecuada valoración de su relación con la biomecánica.

### ELECTROFISIOLOGÍA DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

Las fibras musculares conducen potenciales eléctricos. La señal eléctrica generada por el reclutamiento de una unidad motora se denomina “*potencial de acción de la unidad motora*” (m.u.a.p.). La señal generada sobre un electrodo será mayor cuanto más cerca se encuentre de una unidad motora.

Una motoneurona se une a una unidad motora por medio de una placa motora terminal. Cuando el potencial de acción llega hasta allí, se libera una cantidad de Acetilcolina que atraviesa el espacio sináptico, causando la despolarización de la membrana postsináptica, y en condiciones normales inicia un potencial de acción en la fibra muscular adyacente.

Una secuencia de eventos químicos comienzan con un m.u.a.p. que generan la liberación de  $\text{Ca}^{++}$  que difunde entre los filamentos contráctiles de actina y miosina y terminan con la conversión de ATP en ADP más calor y energía mecánica (tensión), originada en los puentes transversos del elemento contráctil.

### GENERACIÓN DE UN POTENCIAL DE ACCIÓN MUSCULAR

La despolarización del sistema tubular transverso y el retículo sarcoplásmico resulta en un frente de onda de despolarización y subsecuente repolarización.

Existen muchos tipos de electrodos pero básicamente se los puede dividir en superficiales e internos. Los superficiales son generalmente discos de 1 cm de diámetro de plata-cloruro de plata y detectan la actividad promedio del músculo, dan señales más reproducibles que los internos. Un tipo de electrodo interno puede ser una aguja hipodérmica aislada externamente con su extremo descubierto para hacer contacto con el músculo. Se utilizan para evaluar movimientos finos o músculos profundos. También se utilizan multielectrodos formados por alambres de un grosor similar a un cabello para evaluar el territorio de una unidad motora.

Los electrodos sensan la actividad eléctrica no sólo de la superficie de contacto sino también de ondas que pasan a algunos milímetros de este. Las ecuaciones de campo que describen el potencial de electrodos son complejas al formular las funciones

de densidad de corriente temporal y espacial de las ondas de despolarización y repolarización. Una forma simplificada de la densidad de corriente consiste en asimilarla a un dipolo y produce una razonable aproximación cuando la fibra activa se encuentra a más de 1 mm de la superficie del electrodo.

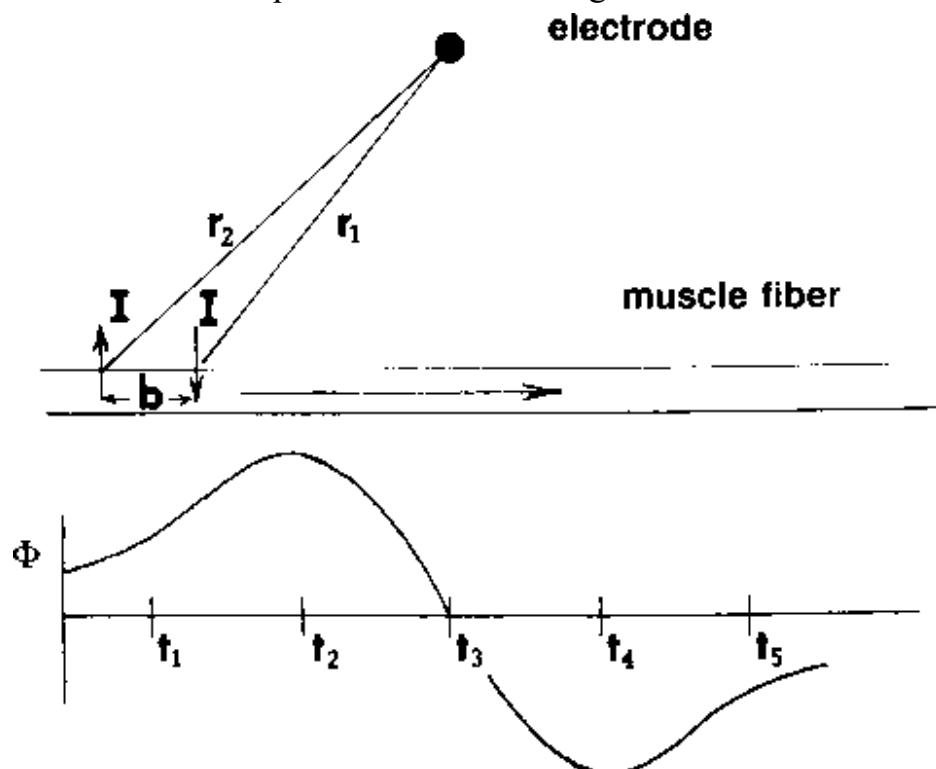
En el modelo de dipolo (Figura 1) la corriente se supone concentrada en dos puntos, la corriente  $I$  de despolarización y  $-I$  de repolarización separadas por una distancia  $b$ . El potencial registrado por un electrodo puntual para una corriente,

$$\Phi = \frac{I}{4\pi\sigma} \frac{1}{r}$$

donde  $\sigma$  es la conductividad del medio (isotrópico). Luego para ambas corrientes el potencial es,

$$\Phi = \frac{I}{4\pi\sigma} \left[ \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right]$$

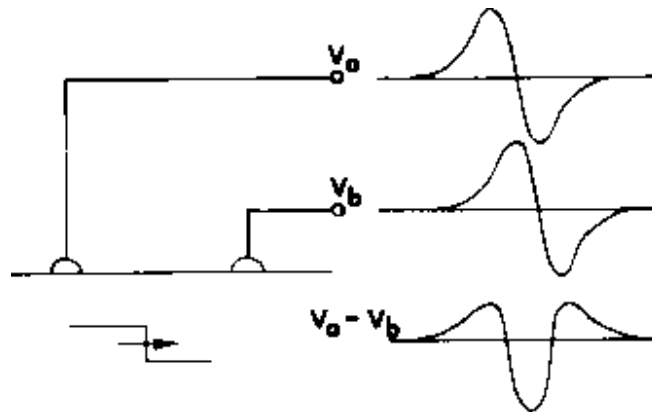
Con  $r_1$  y  $r_2$  variando de acuerdo al frente de onda que se propaga a lo largo de la fibra produciendo la onda bifásica que se observa en la figura.



**Figura 1:** Propagación del frente de onda de un m.u.a.p. que pasa por debajo del electrodo de registro sobre la superficie de la piel.

Varios factores influyen sobre el potencial sensado, la distancia  $b$  entre las corrientes (usualmente entre 0,5 y 2 mm), la profundidad de la fibra y la superficie del electrodo. De hecho, la señal es el promedio (la integral) de la señal sobre toda la superficie del electrodo, y genera un potencial más largo y de menos amplitud que un electrodo puntual. Otras variables fisiológicas constituyen  $I$  y  $r$ . Cuando una unidad motora inerva un mayor número de fibras mayor será la señal. Desde electrodos superficiales unidades motoras pequeñas (50 fibras) pueden ser detectadas hasta 0,5 cm y unidades motoras grandes (2500 fibras) pueden ser detectadas hasta 1,5 cm.

La mayoría de los registros de EMG requieren el uso de dos electrodos. De esta manera una onda bifásica se convierte en una forma de onda de tres fases cuando se toma la señal diferencial entre electrodos (Figura 2). Una menor separación de electrodos genera una señal que se asemeja a la derivada de la señal unipolar y tiene un mayor contenido en alta frecuencia que cuando los electrodos están más separados.



**Figura 2:** Forma de onda en dos electrodos debidos a la propagación de una onda simple. La señal diferencial muestra una onda de tres fases comparada con las ondas bifásicas de los electrodos simples.

#### DURACIÓN DEL POTENCIAL DE ACCIÓN DE UNA UNIDAD MOTORA

Si un electrodo posee mayor superficie el potencial registrado tiene mayor duración. Por ejemplo: en un electrodo tipo aguja tiene una duración de 3 a 20 mseg y se duplica en los electrodos superficiales. Para un electrodo la duración es función de la velocidad de propagación del frente de onda (en casos normales 4 m/seg).

En algunos casos como miopatías o fatiga muscular la duración del m.u.a.p. se incrementa por disminución de la velocidad de conducción y dado que la amplitud no varía el área del EMG se incrementa. En general se requiere un análisis computacional (FFT, análisis de autocorrelación) para detectar la duración promedio de un m.u.a.p..

## REGISTRO DEL EMG

El registro de la señal de EMG desde un electrodo superficial o interno requiere que la señal no sea distorsionada y permanezca libre de ruidos o artefactos. Para no distorsionar la señal se requiere un amplificador lineal, considerando que las señales de EMG tienen una amplitud desde menos de 100  $\mu\text{V}$  hasta 5 mV se deben mantener absolutamente proporcionales. Los ruidos incluyen los del ambiente (líneas de potencia, máquinas) y los del propio cuerpo (ECG para músculos torácicos). Los artefactos se refieren a cualquier cambio de la línea de base que no se corresponda con el EMG (movimiento de los cables o electrodos).

Principales características que debe cumplir un amplificador de EMG.

## GANANCIA DEL AMPLIFICADOR

Las señales de EMG de electrodos superficiales tienen un máximo de 5 mV y la de electrodos internos de 10 mV. Un m.u.a.p. tiene una amplitud de 100 $\mu\text{V}$  en consecuencia el nivel de ruido del amplificador (se mide con las entradas punteadas) debería ser inferior a 50  $\mu\text{V}$ . Es deseable que la ganancia de un buen bioamplificador de EMG posea ganancias variables en el rango de 100 a 10.000.

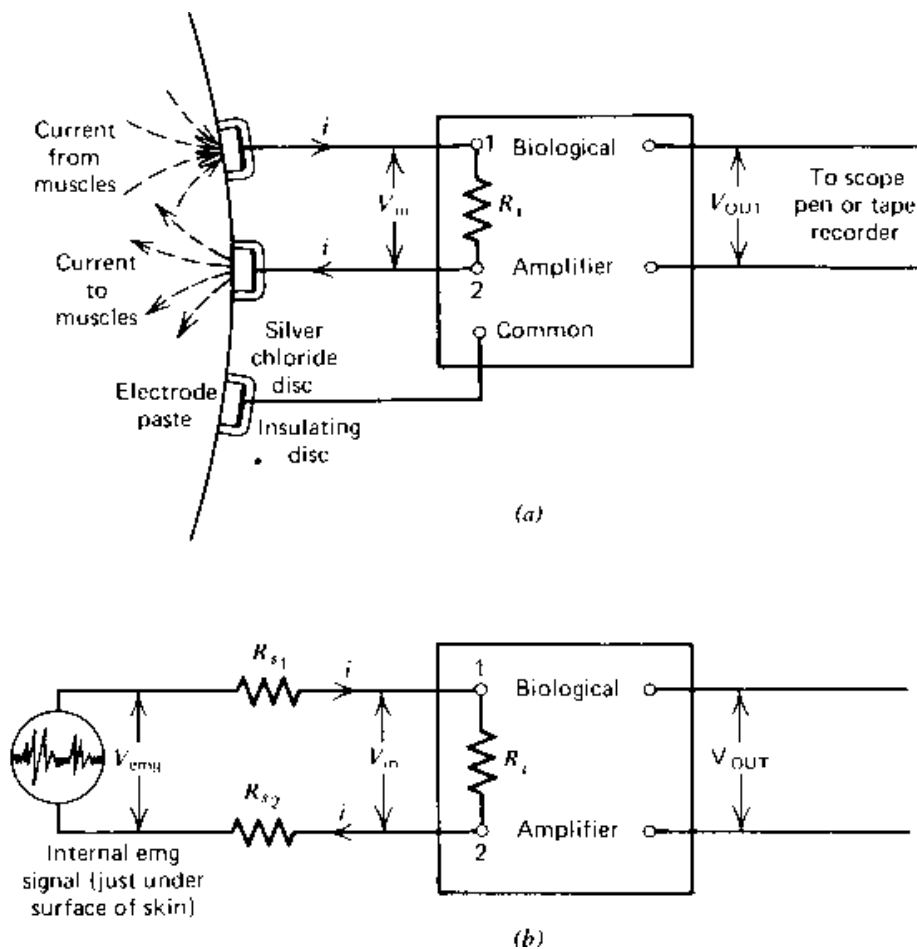
## IMPEDANCIA DE ENTRADA

La señal de EMG es obtenida conectando los electrodos a los terminales de entrada del amplificador. En la Figura 3a se observa la conexión de los electrodos, queda claro que existe una impedancia finita en la interfase electrodo-piel que depende del espesor de la piel, el tamaño del electrodo y la higiene de la piel previo a la colocación del electrodo. En el caso de electrodos internos la impedancia es más alta debido a la pequeña superficie de contacto.

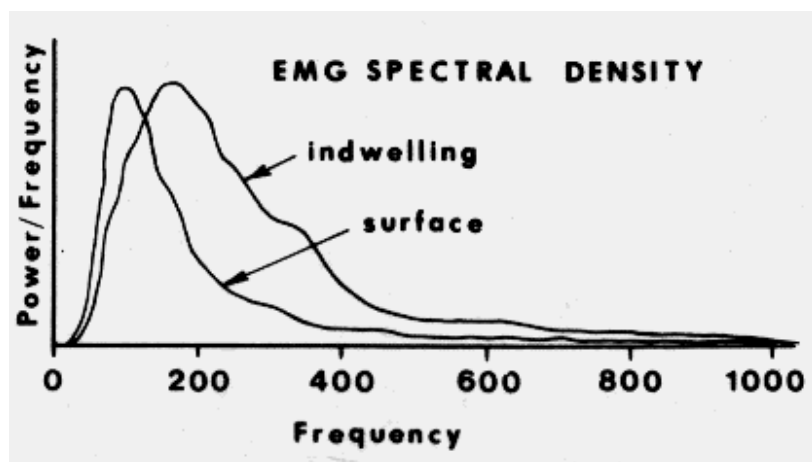
En la Figura 3b las interfaces electrodos-piel se han sustituido por resistencias, el caso más real incluiría una capacidad entre el electrodo y la piel también. Un simple análisis permite darse cuenta que es necesario hacer lo mayor posible la resistencia interna del amplificador y minimizar la resistencia electrodo-piel. En el caso de electrodos internos la resistencia suele ser de 50 K $\Omega$ .

## RESPUESTA EN FRECUENCIA

El ancho de banda de la señal de EMG generalmente se toma de 5 a 2000 Hz. En realidad, para electrodos de superficie los m.u.a.p. son más largos por lo que el ancho de banda se supone entre 10 y 1000 Hz. Para el caso de los electrodos de internos el ancho de banda sugerido es de 20 a 2000 Hz. Cuando se quiere realizar un reconocimiento computacional de patrones de m.u.a.p. individuales se sugiere una frecuencia de corte superior de 10 KHz. En la Figura 4 se muestra un espectro típico de una señal de EMG.

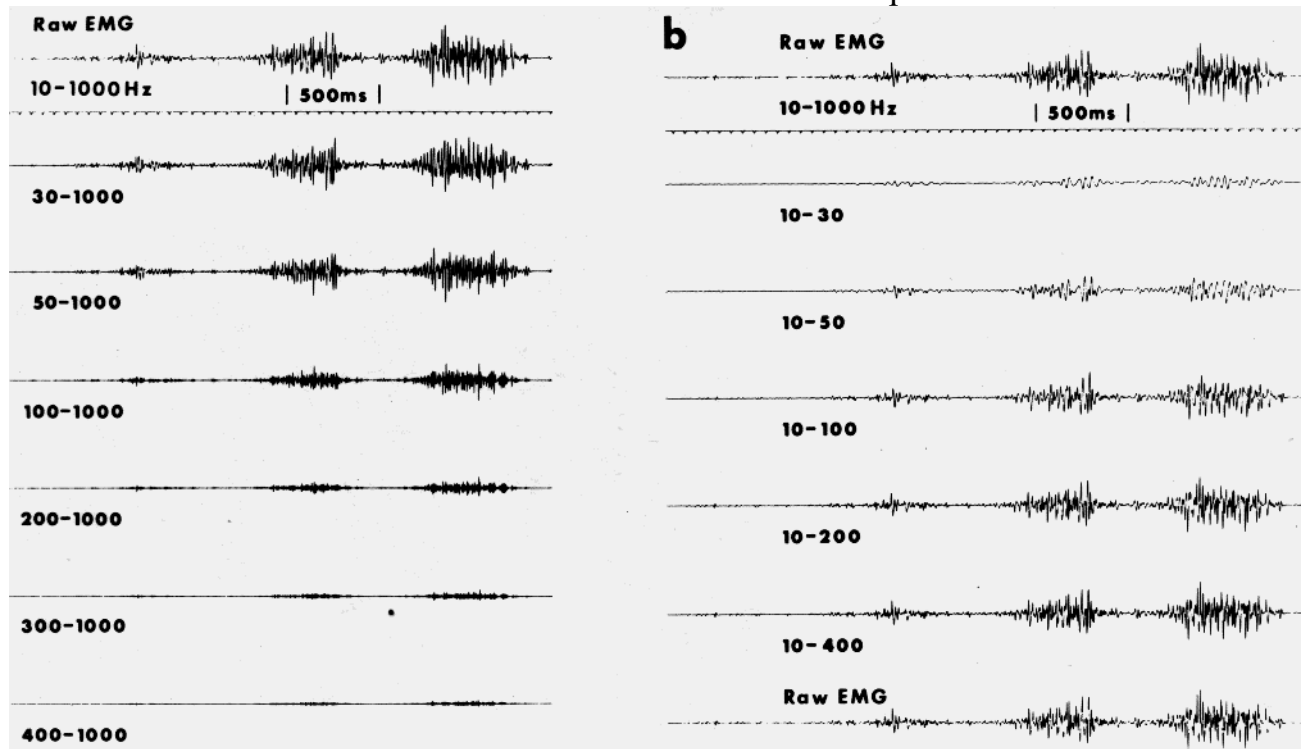


**Figura 3:** Amplificador biológico usado para registrar potencial entre electrodos. *a)* El flujo de corriente generado por el potencial de acción muscular que atraviesa la interfase electrodo-piel y genera una señal sobre la entrada del amplificador  $V_{in}$ . *b)* Circuito equivalente con los electrodos sustituidos por resistencias.



**Figura 4:** Espectro de frecuencia del EMG obtenido por medio de electrodos superficiales e internos.

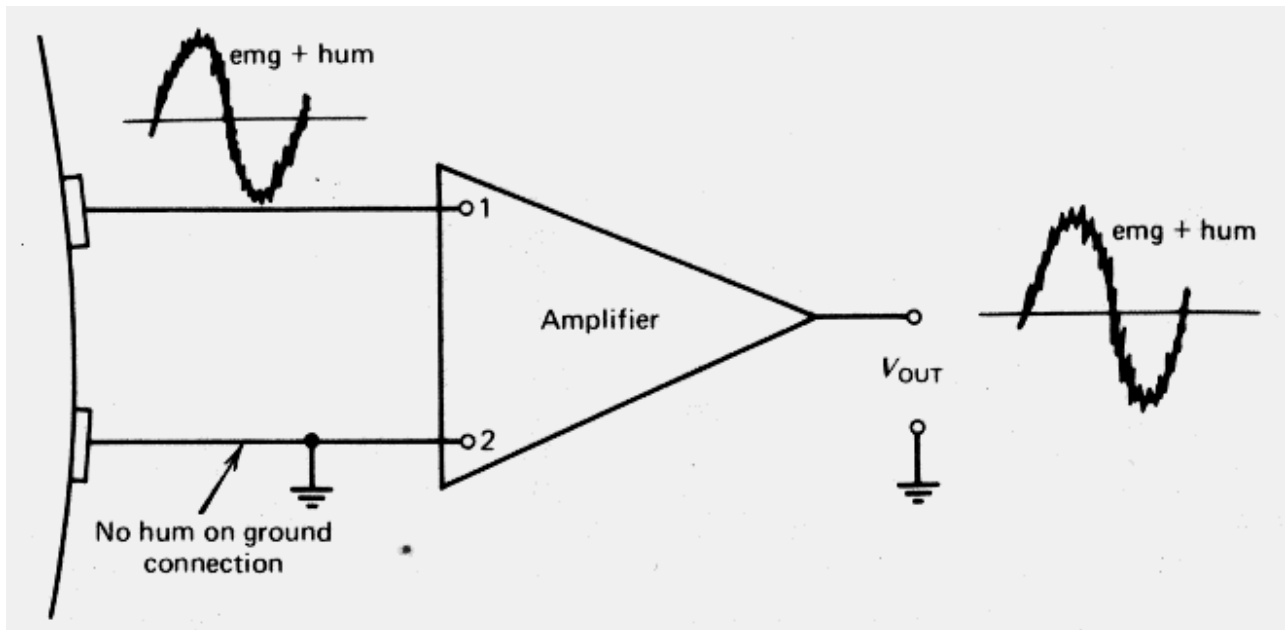
Se debería considerar que dentro del espectro quedan contenidos el ruido de línea, señales biológicas como el ECG (importante sobre todo en registros de EMG de músculos torácicos). En la Figura 5 se observan diferentes formas que resultan cuando la señal de EMG es filtrada en varias frecuencias de corte superior e inferior.



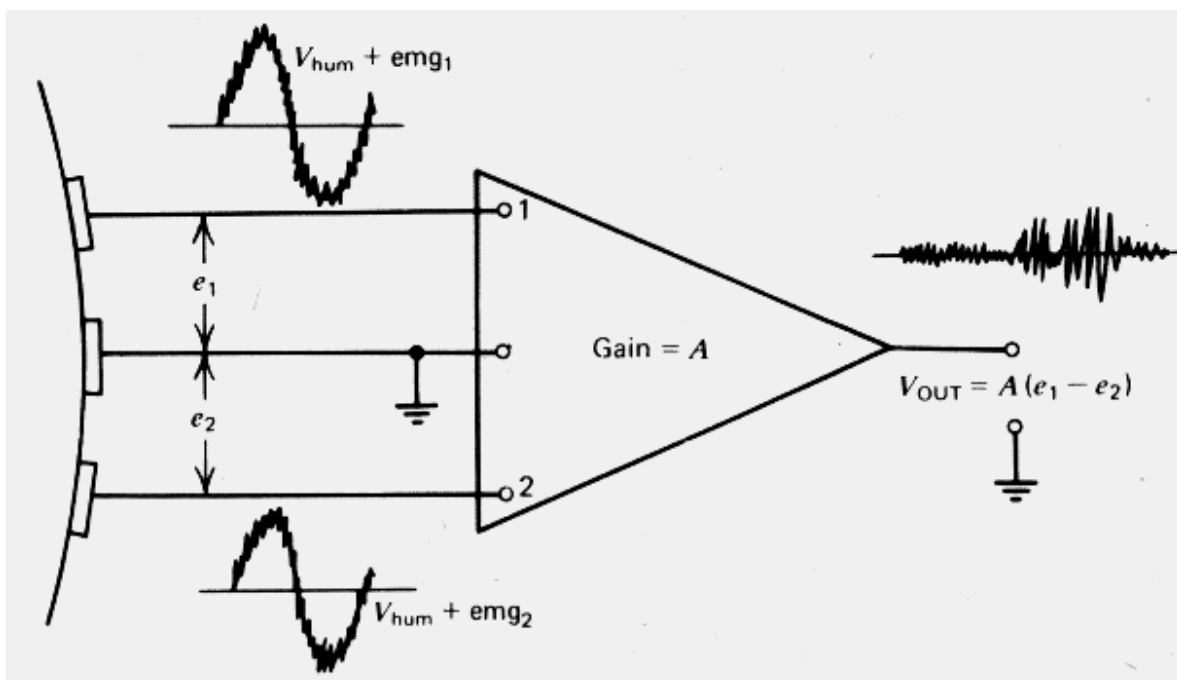
**Figura 5:** Registro de EMG con electrodos de superficie, con filtrados en diferentes frecuencias de corte. *a)* Variando la frecuencia de corte inferior (30 a 400 Hz). *b)* Variando la frecuencia de corte superior (30 a 400 Hz).

#### RECHAZO EN MODO COMÚN

Si la señal de EMG es tomada utilizando un amplificador con entrada unipolar y la otra entrada a masa, como se dibuja en la Figura 6, posiblemente el cuerpo actúe como una antena captando el ruido ambiente que en general poseerá una señal mucho mayor por ejemplo, 100 mV. Por el contrario, si se utiliza un amplificador diferencial como el que aparece en la Figura 7 es posible eliminar casi completamente la señal en modo común producida por la interferencia ambiente. Existe una relación de rechazo de modo común (CMRR) que mide el cociente entre la amplificación de una señal diferencial y una señal en común en un amplificador diferencial.



**Figura 6:** Amplificación sin rechazo del modo común.



**Figura 7:** Amplificador diferencial que rechaza la señal en modo común (ambiente).

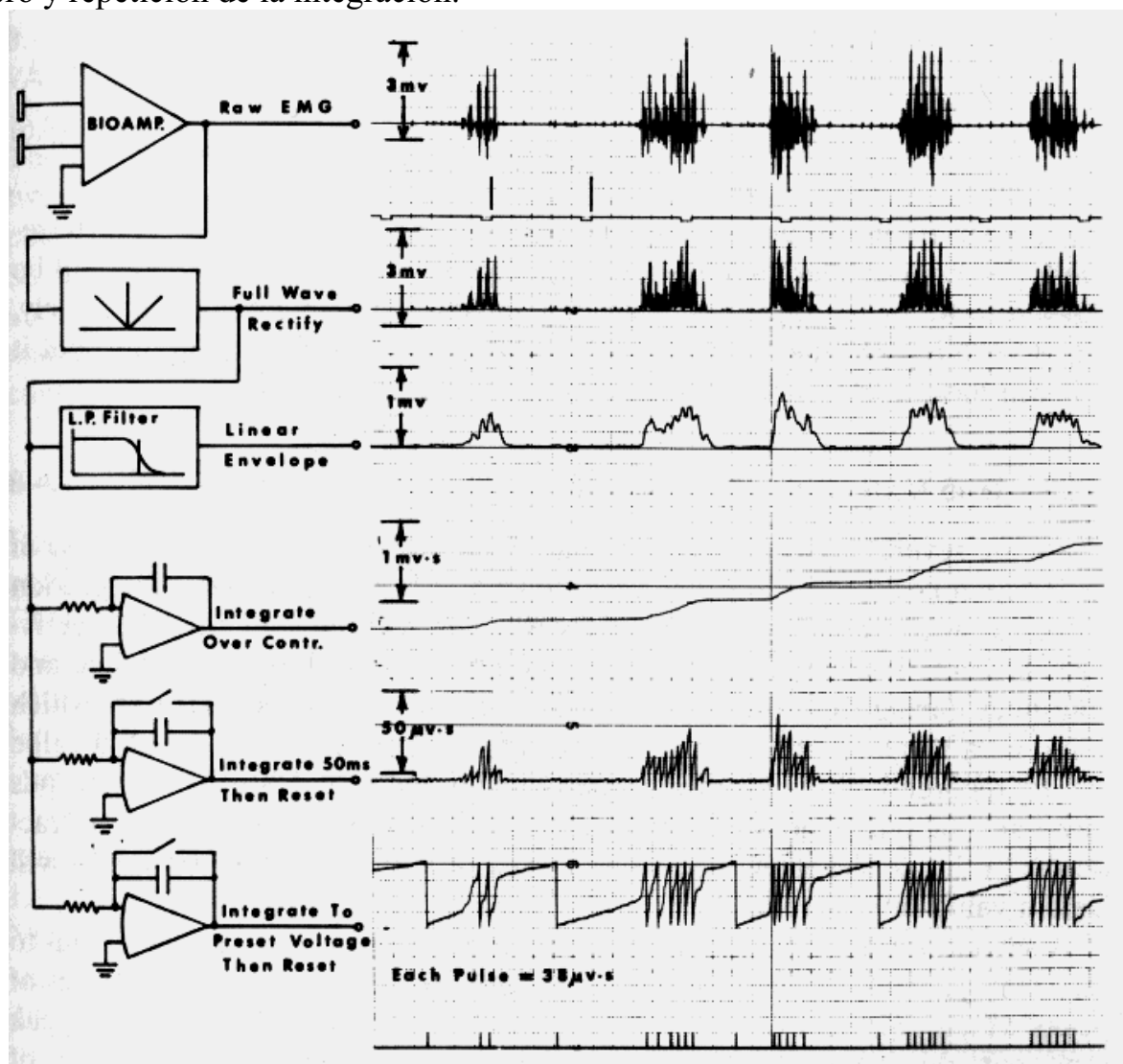
### PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

La señal de EMG debe procesarse para poder compararla o correlacionarla con otras señales fisiológicas o biomecánicas. Se requiere un procesamiento considerando que los datos originales no son adecuados para registro o para correlacionarlos, dado

que poseen señales en alta frecuencia que se pierde en un equipo registrador común por ejemplo.

Los procesamientos on-line más comunes son (Figura 8):

- 1- Rectificación de media onda u onda completa.
- 2- Detector de envolvente lineal.
- 3- Integración de la señal rectificada en onda completa, sobre el período entero de una contracción muscular.
- 4- Integración de la señal rectificada en onda completa, para un tiempo fijo, reset a cero y repetición del ciclo de integración.
- 5- Integración de la señal rectificada en onda completa, hasta un nivel preseteado, reset a cero y repetición de la integración.



**Figura 8:** Diagrama esquemático de varios sistemas de procesamiento comunes de las señales de EMG.



## RECTIFICACIÓN DE ONDA COMPLETA

La señal original de EMG tiene un nivel medio de tensión 0, debido a la frecuencia de corte en 10 Hz. La señal rectificada en onda completa tiene un promedio que varía con la fuerza de la contracción muscular. En general este procesamiento de señal es utilizado para otro procesamiento posterior, en sí mismo sirve para una evaluación semicuantitativa de la actividad de grupos musculares.

## ENVOLVENTE LINEAL

Luego de la rectificación en onda completa la señal es pasada por un filtro pasabajos. Se puede describir como un movimiento promedio, puesto que sigue el tren de pulsos de EMG y de alguna manera representa la curva de tensión muscular.

La principal decisión es la elección de la frecuencia de corte del filtro pasabajos. Si la señal representa una curva de tensión muscular, y considerando que los movimientos humanos no poseen armónicos por encima de los 10 Hz, el filtro podría elegirse entre 3 y 10 Hz. Elección de mayores frecuencias, produce menores retardos en la señal pero mayores ruidos, e inversamente.

## INTEGRACIÓN MATEMÁTICA

La integración es una manera de medir el área bajo la curva. Para una señal rectificada en onda completa se puede iniciar la integración a un tiempo preestablecido y continuar la integración sobre todo el tiempo que dura la contracción o una serie de contracciones. El valor promedio de EMG se obtiene luego dividiendo por el tiempo total de la contracción.

La segunda forma de integración de la señal de EMG rectificada en onda completa realiza un restablecimiento de la tensión a cero con un período de tiempo fijo (entre 40 y 200 msec). La señal obtenida posee picos que son proporcionales a la actividad de EMG en ese período de tiempo. Igual que al elegir la frecuencia de corte del pasabajos en la envolvente lineal, la elección de un período largo impedirá observar variaciones rápidas del EMG y la elección de una frecuencia de reseteo muy corta dejará pasar más ruido.

La tercer forma de integración de la misma señal resetea la integración cuando la señal alcanza un nivel en tensión preseteado. De esta forma, cuando mayor es la actividad de EMG más rápido se resetea el sistema. Así la fuerza de la contracción muscular es una medida de la frecuencia de reseteo. Para los neurofisiólogos resulta muy interesante por el parecido con la frecuencia de descarga en el potencial de acción.

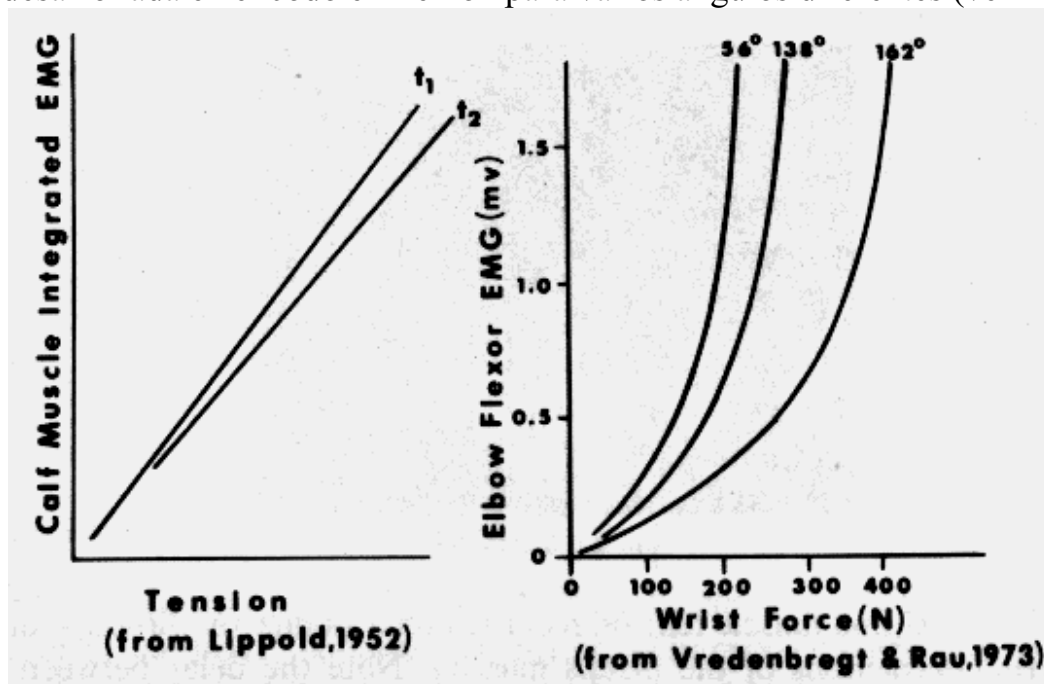
## RELACIÓN ENTRE EMG Y VARIABLES BIOMECÁNICAS

En general el mayor uso del EMG considera su relación con las variables biomecánicas. ¿Es posible predecir la tensión muscular con la señal de EMG?

En efecto de ser posible, este es un método económico y no invasivo de medir la tensión muscular. También el EMG permite valorar el metabolismo muscular, la potencia, el estado de fatiga y el reclutamiento de elementos contráctiles.

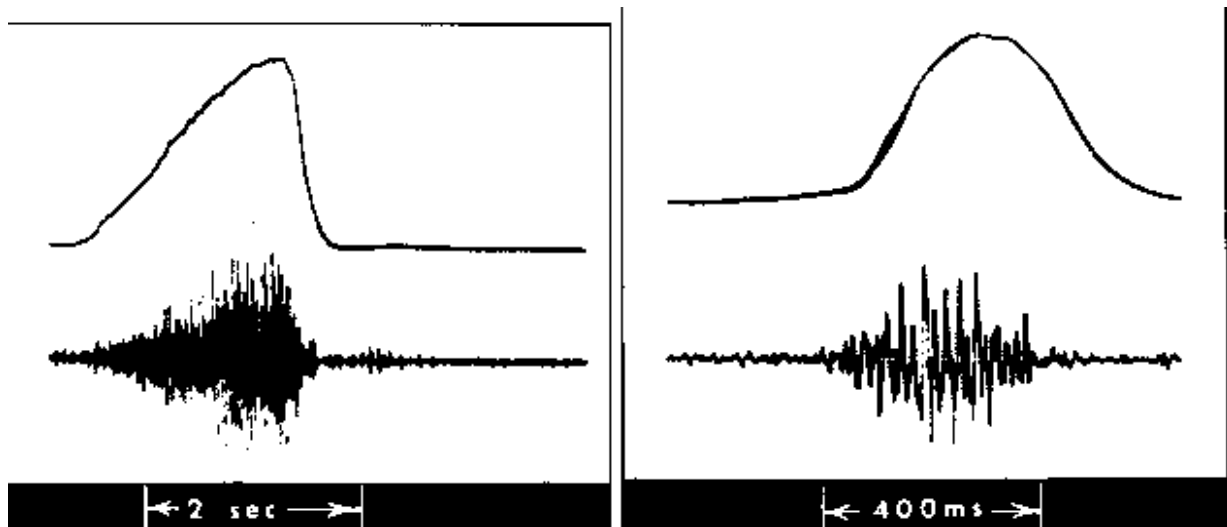
#### RELACIÓN ENTRE EMG Y LA TENSIÓN ISOMÉTRICA

Si la tensión es constante, es suficiente calcular el promedio de la señal de EMG rectificadas en onda completa. Entre la amplitud de la señal de EMG y la tensión desarrollada se han encontrado relaciones lineales y no lineales. Lippold (1952) ha reportado una relación lineal para los músculos de la pantorrilla, mientras que Vredenburg y Rau (1973) han encontrado una relación no lineal entre el EMG y la tensión desarrollada en el codo en flexión para varios ángulos diferentes (ver Figura 9).



**Figura 9:** Relación entre la amplitud promedio del EMG y la tensión en el músculo en una contracción isométrica.

La relación entre la fuerza y la envolvente lineal del EMG se conserva también durante cambios dinámicos en la tensión en condiciones isométricas. Mediante transductores de fuerza se ha podido observar durante una contracción dinámica isométrica que existe un retardo entre la señal de EMG y la tensión. Este retardo corresponde a que los m.u.a.p. alcanzan el máximo 40 a 100 msec más tarde, y la tensión total no es más que la suma del reclutamiento de las unidades motoras por lo que este retardo se verá reflejado (Figura 10).



**Figura 10:** EMG y tensión muscular registrados durante una contracción isométrica del bíceps. Notar los retardos en el inicio de la tensión, el pico y la desaparición en todos los casos, un tiempo atrasado respecto del EMG. *a)* Durante una contracción gradual y rápida relajación. *b)* Durante una contracción corta de 400 msec.

La dificultad surge cuando intentamos analizar las relaciones entre EMG y tensión para la situación dinámica donde varios músculos actúan en una articulación. Interesa saber como afecta el cambio de longitud no sólo en la condición mecánica sino en la señal de EMG en si misma. Cual es el aporte a la tensión cuando se solapan músculos agonistas y antagonistas.

#### EMG DURANTE EL ACORTAMIENTO O ALARGAMIENTO MUSCULAR

Para que un músculo realice trabajo positivo o negativo debe existir un cambio de longitud. En estas condiciones de movimiento hay que evaluar el aporte del EMG para predecir la tensión. Con este fin Komi (1973 y 1987) realizó un estudio con una máquina de testeo muscular isocinética, donde el sujeto debía generar la máxima tensión mientras los músculos se alargaban o acortaban a una velocidad controlada. Se ha encontrado que la amplitud de EMG es independiente de la disminución de tensión en el acortamiento o el aumento en contracciones excéntricas, y depende solamente del estado de activación del elemento contráctil y no de la tensión generada. Además se ha encontrado que la amplitud del EMG asociada con un trabajo negativo es menor que la amplitud para realizar el mismo trabajo positivo. De alguna manera, si la amplitud del EMG es una medida del metabolismo muscular, el trabajo negativo tendría un menor costo metabólico.

## CAMBIOS DE EMG DURANTE LA FATIGA MUSCULAR

La fatiga muscular puede aparecer por ejemplo por isquemia. Normalmente la fatiga se manifiesta como un descenso en la tensión si la activación permanece constante o requiriendo un incremento en el reclutamiento de nuevas unidades motoras para mantener constante la tensión muscular.

En general la fatiga no sólo disminuye la tensión, sino que distorsiona los m.u.a.p. individuales. En general la forma de los m.u.a.p. no es registrable, pero una autocorrelación muestra un descenso de la duración promedio de los m.u.a.p., que es confirmada por una disminución en los componentes de alta frecuencia del espectro del EMG en fatiga. Las causas podrían ser:

1. Un descenso en la velocidad de conducción de algunos o todos los potenciales de acción.
2. Las unidades motoras lentas con tiempos de m.u.a.p. más largos permanecen mientras que las unidades rápidas ya no se contraen.

Un cambio en el EMG asociado a la fatiga es una tendencia a descargas más sincronizadas en las unidades motoras. En condiciones normales cada unidad motora se dispara bastante independientemente una de otra en un mismo músculo. El EMG es considerado como un patrón de interferencia de la sumatoria de un número de m.u.a.p. aleatoriamente espaciados. En general aparece una variación en la tensión y en el EMG en el orden de 8 a 10 HZ, que evidencia un patrón de descargas más sincronizadas en la fatiga.