



# Interfaces Hombre-Máquina (HMI) controladas por señales mioeléctricas

**Dr. Ing. Marcelo Haberman –  
GIABIC – Grupo de Instrumentación para  
Aplicaciones Biomédicas, Industriales y Científicas  
LEICI - Instituto de Investigaciones en Electrónica,  
Control y Procesamiento de Señales  
(UNLP/CONICET)**

*"Este Proyecto de investigación es financiado por el CONACYT a través del Programa PROCIENCIA  
con recursos del Fondo para la Excelencia de la Educación e Investigación - FEEI"*

# INTERFACES HOMBRE-MÁQUINA (HMI) CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

Dr. Ing. Marcelo Haberman –

GIABIC – Grupo de Instrumentación para Aplicaciones Biomédicas, Industriales y Científicas

LEICI - Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales  
(UNLP/CONICET)

GIABIC

LEICI



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA



FACULTAD DE INGENIERÍA

CONICET



- ▶ Casi todo lo que hacemos requiere la activación muscular
  - ▶ Tareas domésticas
  - ▶ Trabajo
  - ▶ Comunicarse con otros

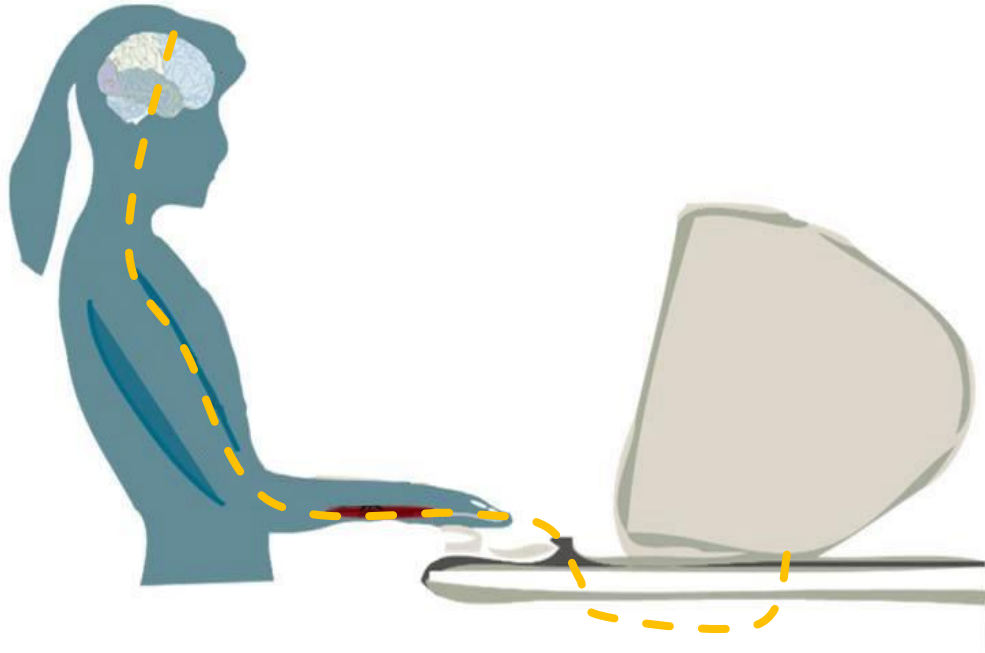
## EL ORIGEN MOVIMIENTO

## LA COMUNICACIÓN DEL CEREBRO AL MÚSCULO



- ▶ El **movimiento voluntario** se “origina” en el **cerebro**, el cual genera impulsos eléctricos que se transmiten a través de los **nervios** finalizando en los **músculos**.
- ▶ Al llegar el impulso al músculo, este se contrae temporalmente y luego se relaja.
- ▶ Para mantener la contracción se mandan más impulsos y se van reclutando más zonas del músculo para lograr la fuerza deseada.

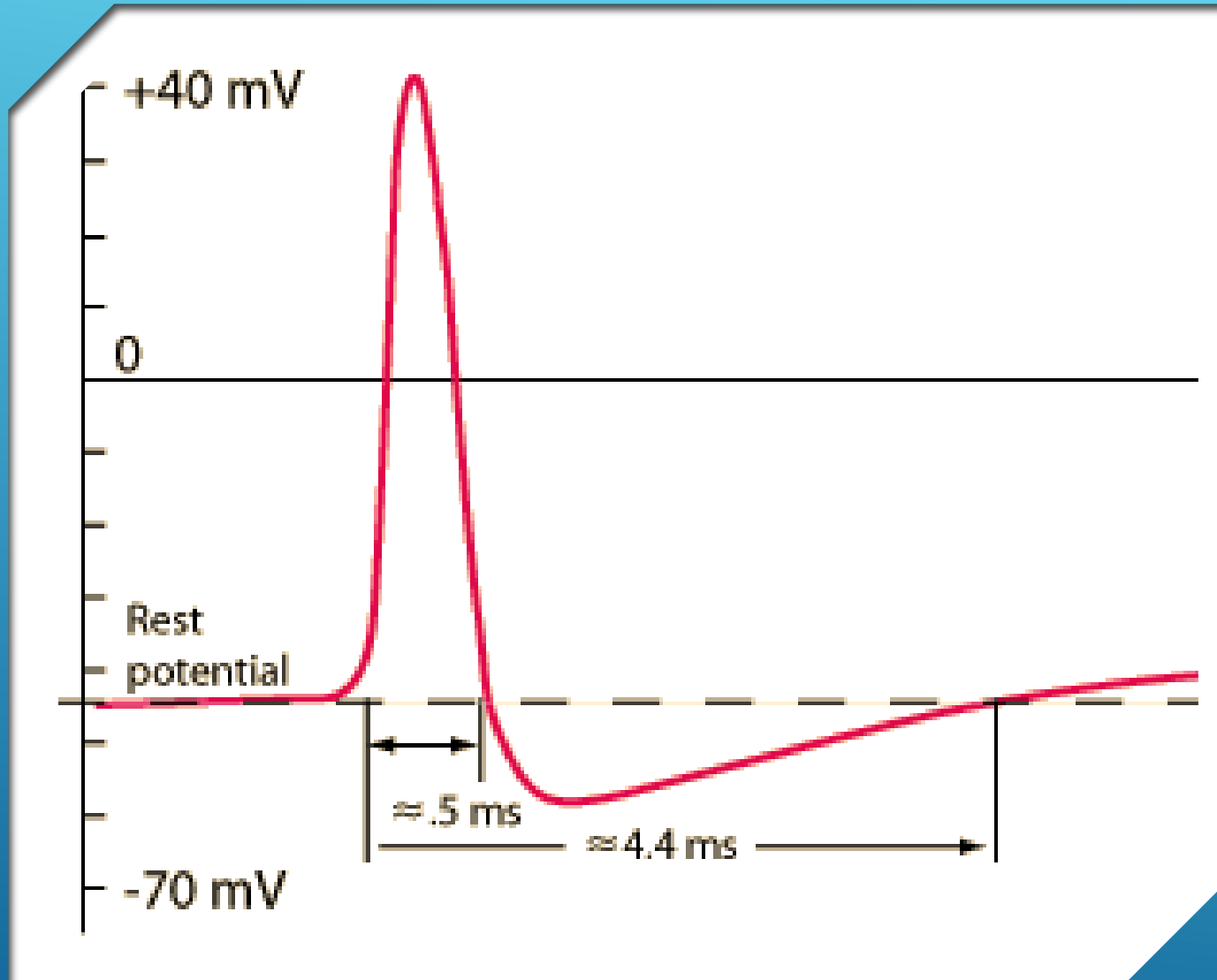
## LA COMUNICACIÓN DEL CEREBRO AL MÚSCULO



- ▶ El **movimiento voluntario** se “origina” en el **cerebro**, el cual genera impulsos eléctricos que se transmiten a través de los **nervios** finalizando en los **músculos**.
- ▶ Al llegar el impulso al músculo, este se contrae temporalmente y luego se relaja.
- ▶ Para mantener la contracción se mandan más impulsos y se van reclutando más zonas del músculo para lograr la fuerza deseada.

## EL POTENCIAL DE ACCIÓN

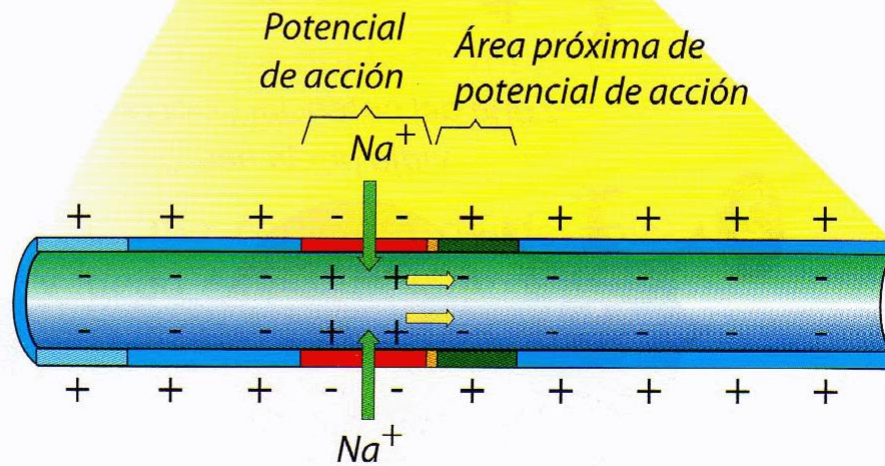
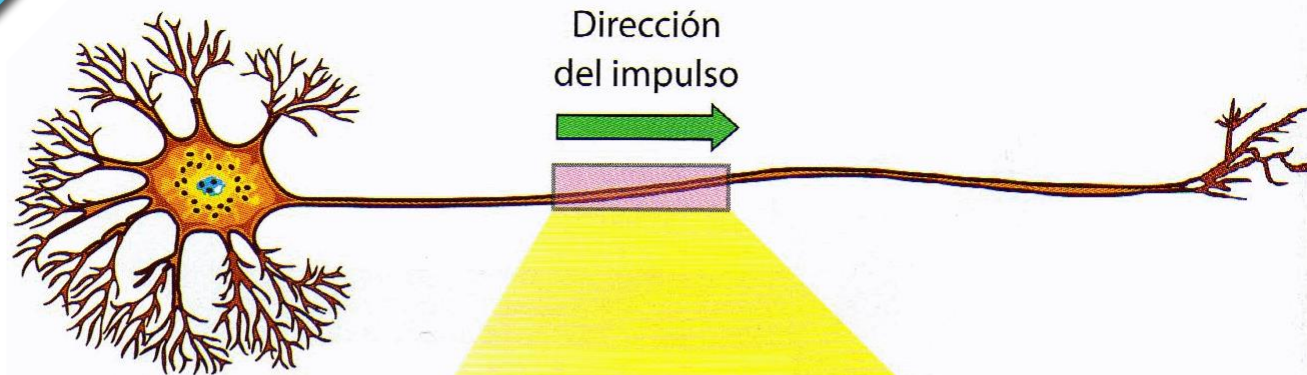
- ▶ Los **impulsos** que viajan por los **nervios** tienen en general la misma forma.
  - ▶ Es decir que **no transportan información en su amplitud o forma de onda.**
- ▶ Se denominan **potenciales de acción (PA)**



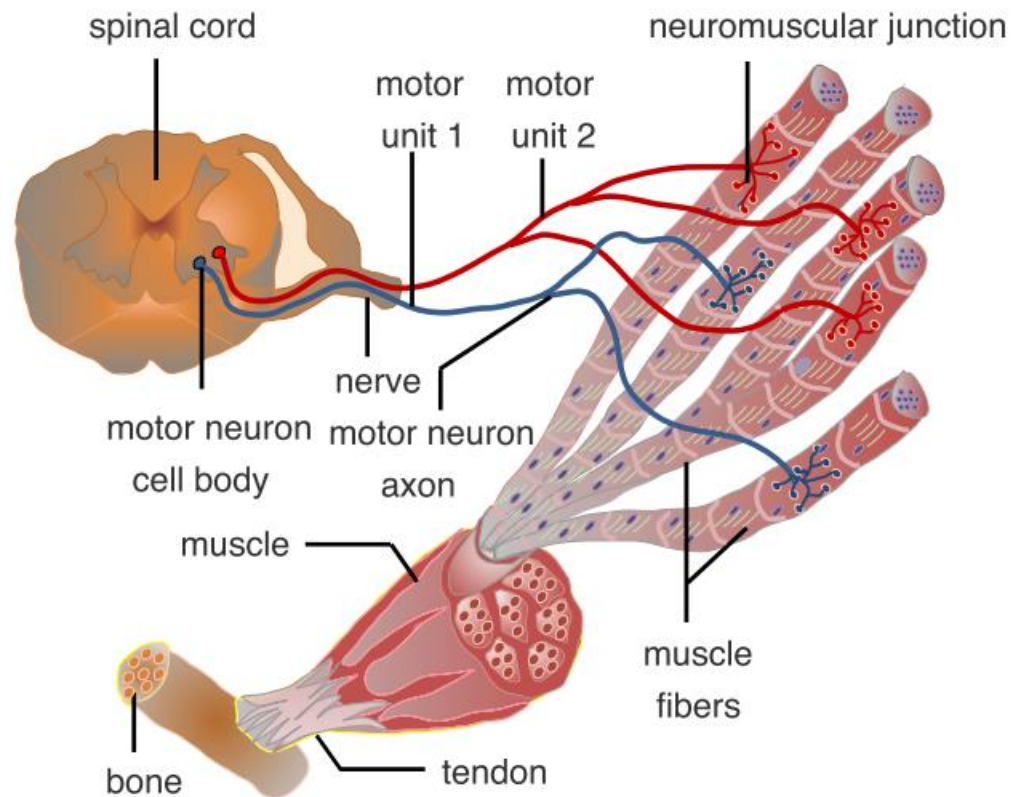
# EL POTENCIAL DE ACCIÓN

- ▶ En una neurona, el impulso se transmite **siempre en la misma dirección**

- ▶ (del cuerpo donde están las dendritas, hacia el axón)



*Generación de un potencial de acción.*

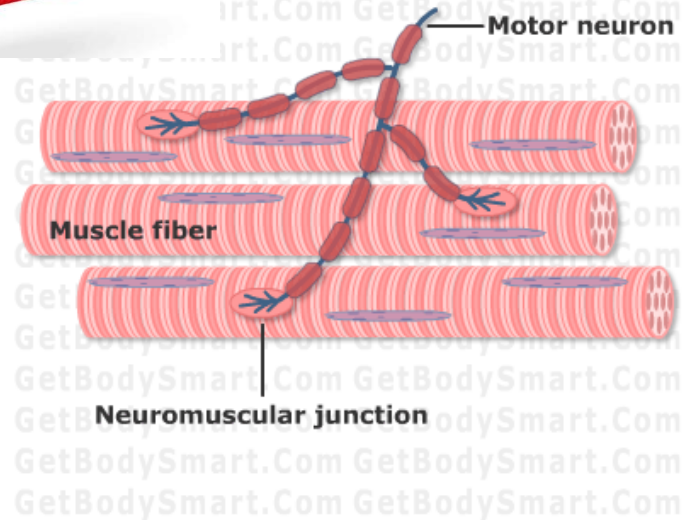
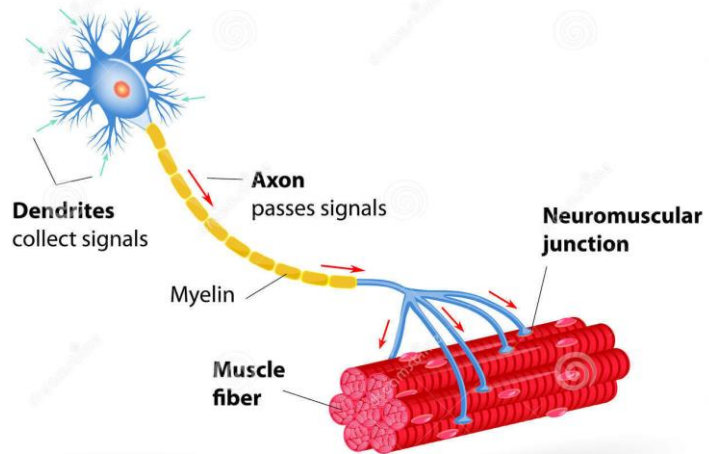


## LAS FIBRAS MUSCULARES

- ▶ El potencial de acción se propaga de una neurona a otra. Hasta que finalmente alcanza el músculo.
- ▶ La célula que compone al músculo estriado se denomina **fibra muscular**
- ▶ Las fibras musculares pueden contraer su longitud al recibir un PA desde la neurona motora que lo inerva



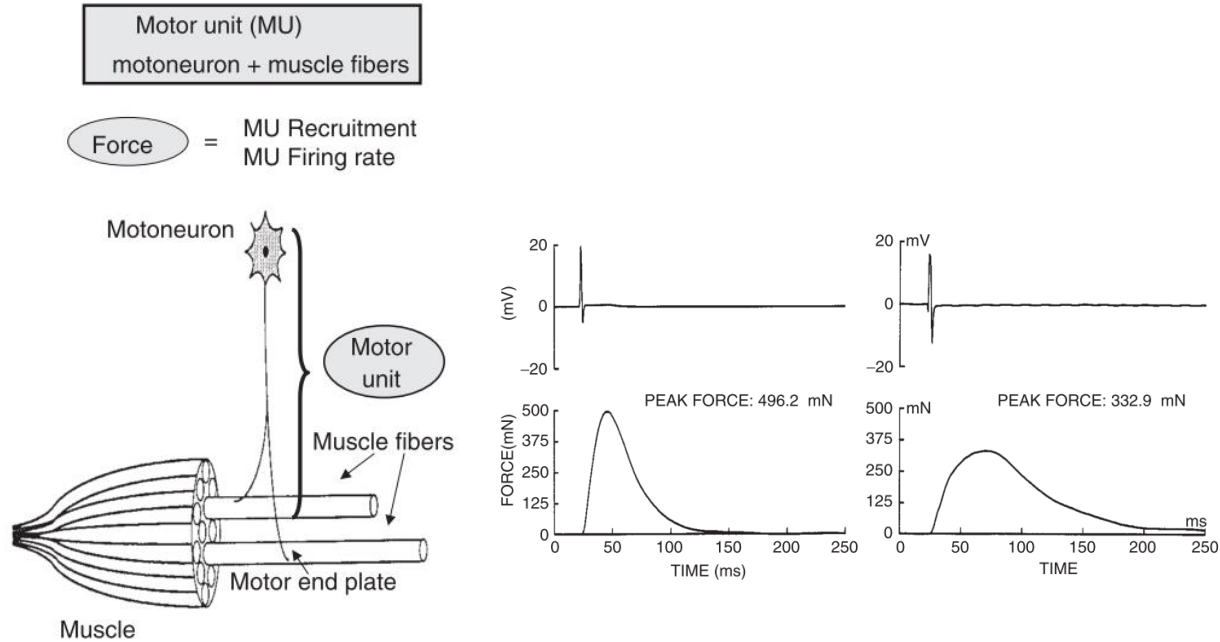
## MOTOR NEURON



## LA UNIDAD MOTORA

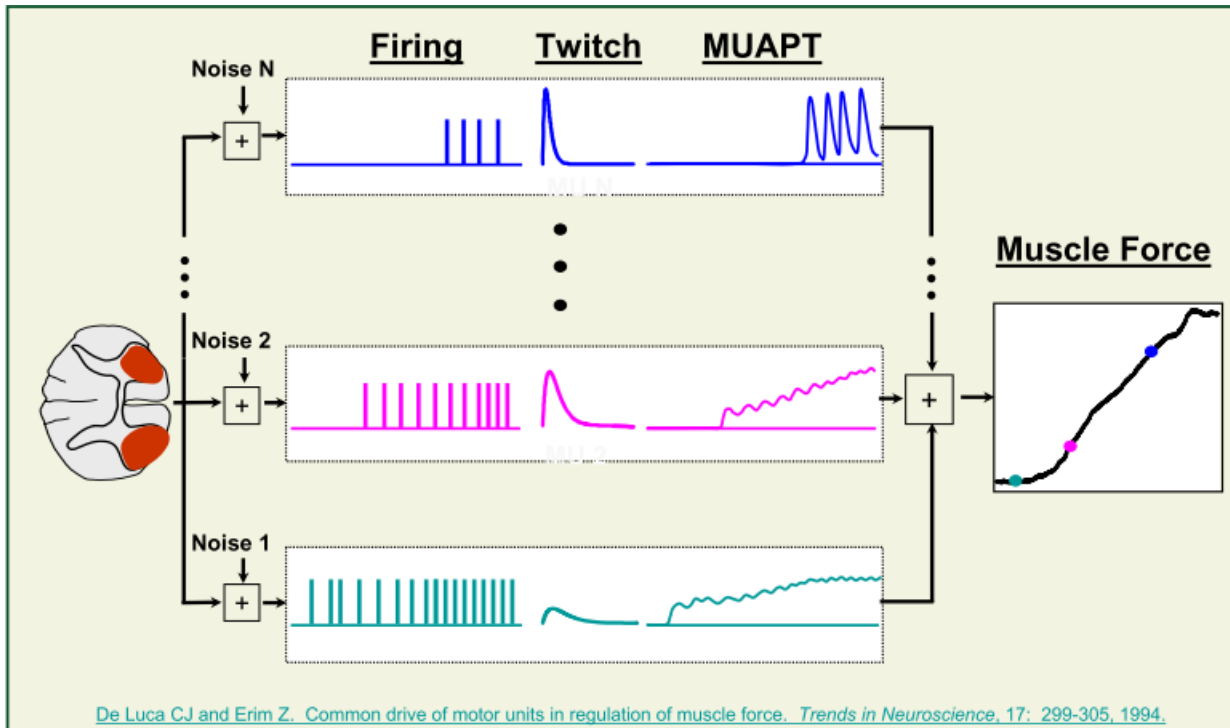
- ▶ El conjunto formado por una misma neurona motora y todas las fibras musculares que inerva se denomina **unidad motora (UM)**
- ▶ En promedio cada UM tiene 150 fibras musculares
- ▶ En músculos grandes, con movimientos potentes y poco precisos, una UM puede tener hasta 2000 fibras
- ▶ En músculos pequeños con movimientos precisos puede haber tan solo 2 o 3 fibras por UM

# LA UNIDAD MOTORA



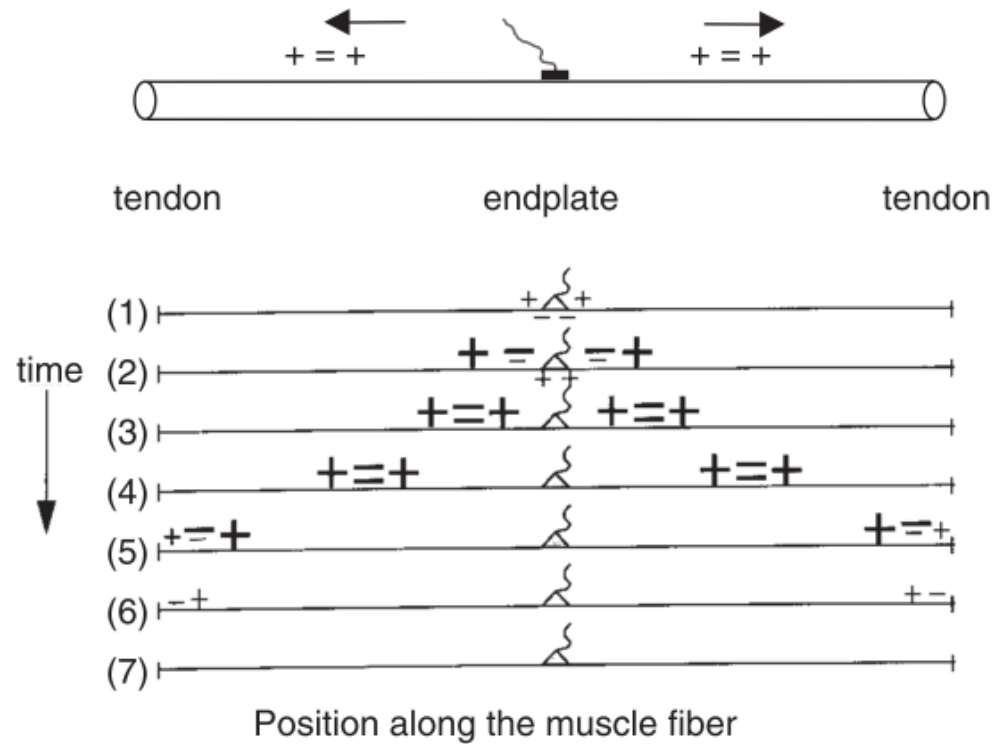
- ▶ En una UM todas las fibras se contraen y relajan a la vez.
- ▶ Al llegar un PA a las fibras musculares, estas se contraen y luego se relajan en tiempos del orden de los 100ms
- ▶ La fuerza se logra mediante el **reclutamiento de distintas UM** y el aumento de la **tasa de disparo**

# LA UNIDAD MOTORA



- ▶ En una UM todas las fibras se contraen y relajan a la vez.
- ▶ Al llegar un PA a las fibras musculares, estas se contraen y luego se relajan en tiempos del orden de los 100ms
- ▶ La fuerza se logra mediante el **reclutamiento de distintas UM** y el aumento de la **tasa de disparo**

# POTENCIAL DE ACCIÓN DE UNIDAD MOTORA



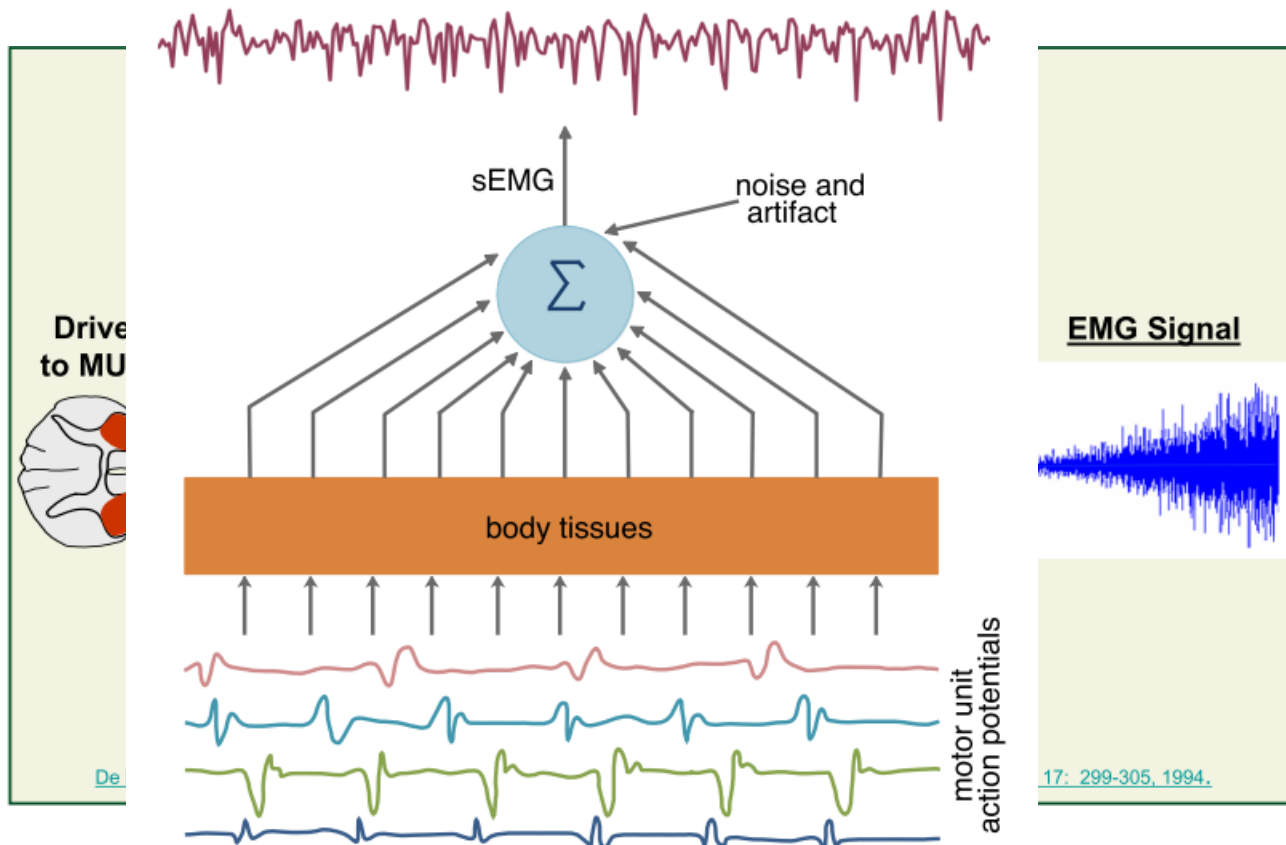
- ▶ Al arribar el PA de la neurona motora, en las fibras musculares de la UM se desarrolla un PA que se propaga a lo largo de la membrana de la fibra muscular, desde el punto de inervación hasta la terminación del músculo (tendones).
- ▶ La suma del potencial individual de cada fibra de una misma UM conforma el **potencial de acción de unidad motora (MUAP)**

- ▶ Si colocamos electrodos sobre la piel y medimos la diferencia de tensión, podremos ver la actividad eléctrica de los músculos cercanos

## LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

# ELECTROMIOGRAMA O SEÑALES MIOELÉCTRICAS

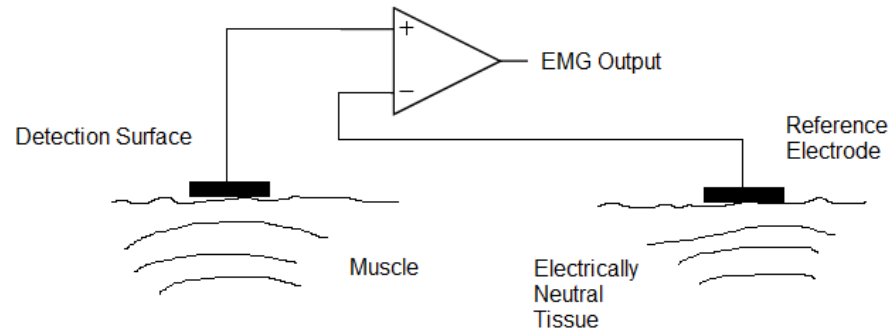
- ▶ Son las **señales eléctricas producidas por el músculo**.
- ▶ Son la **sumatoria de los distintos MUAPs** producidos por las UM activas.
- ▶ Pueden medirse con electrodos intramusculares (técnica invasiva) o superficiales (no-invasiva)
- ▶ la forma de onda, amplitud y frecuencia dependen de numerosos parámetros



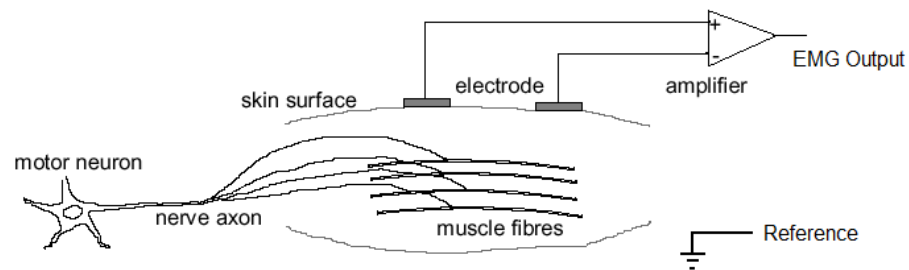
# SEÑALES MIOELÉCTRICAS

- ▶ Topologías básicas de medición de la señal de EMG

Medida monopolar

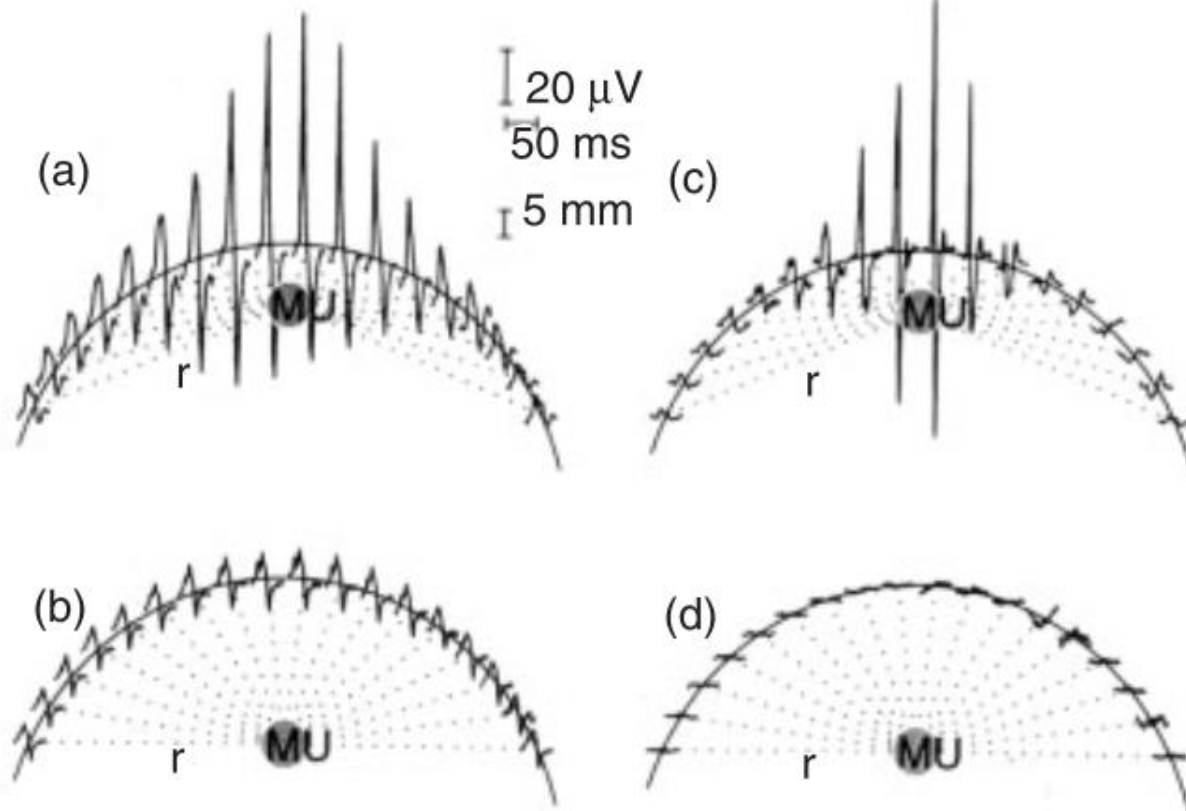


Medida bipolar



Medida  
monopolar

Medida  
bipolar



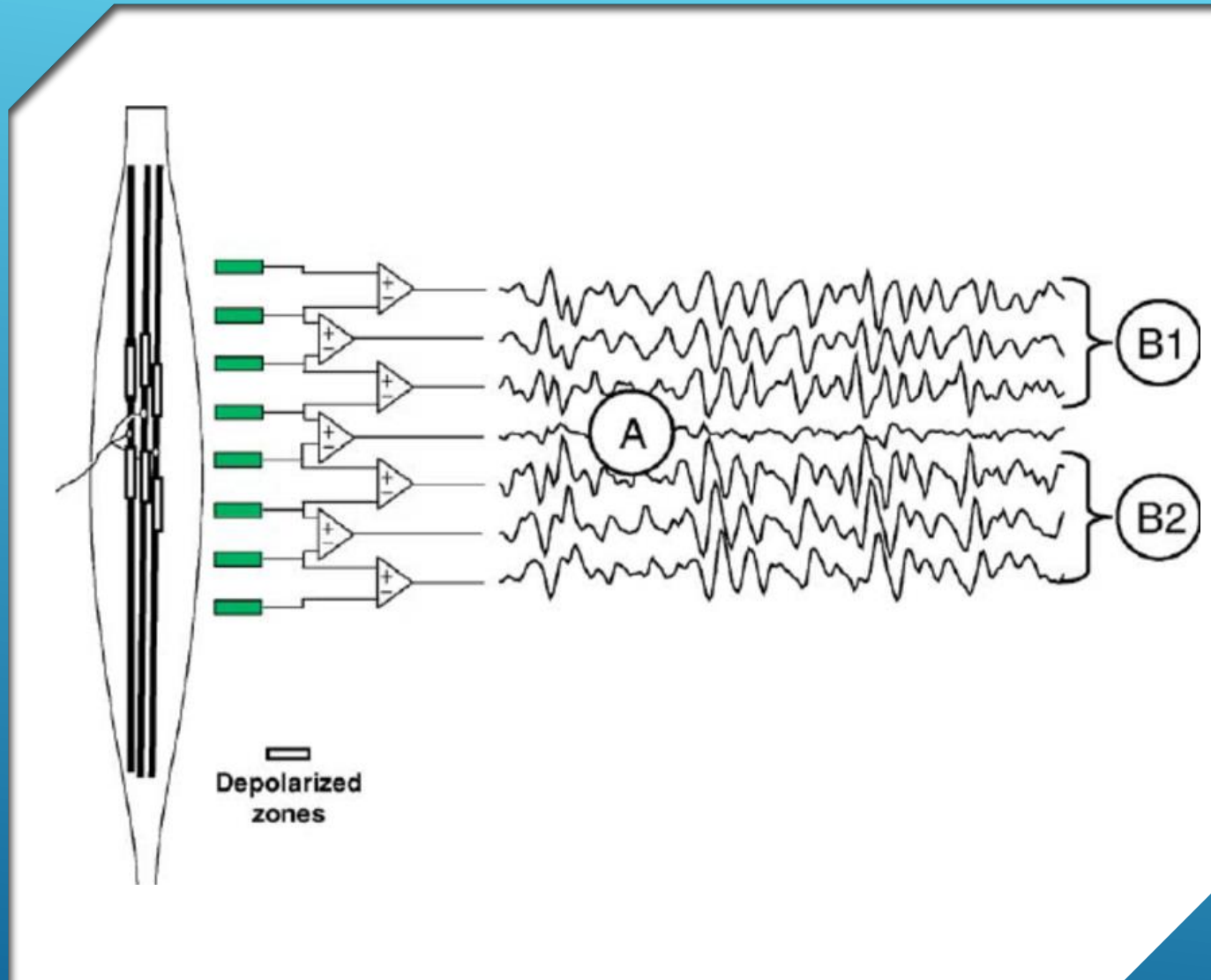
## SEÑALES MIOELÉCTRICAS

- Dependencia de la señal de EMG superficial con la topología de medición (**monopolar** o **bipolar**) y con la distancia respecto a la fuente de señal



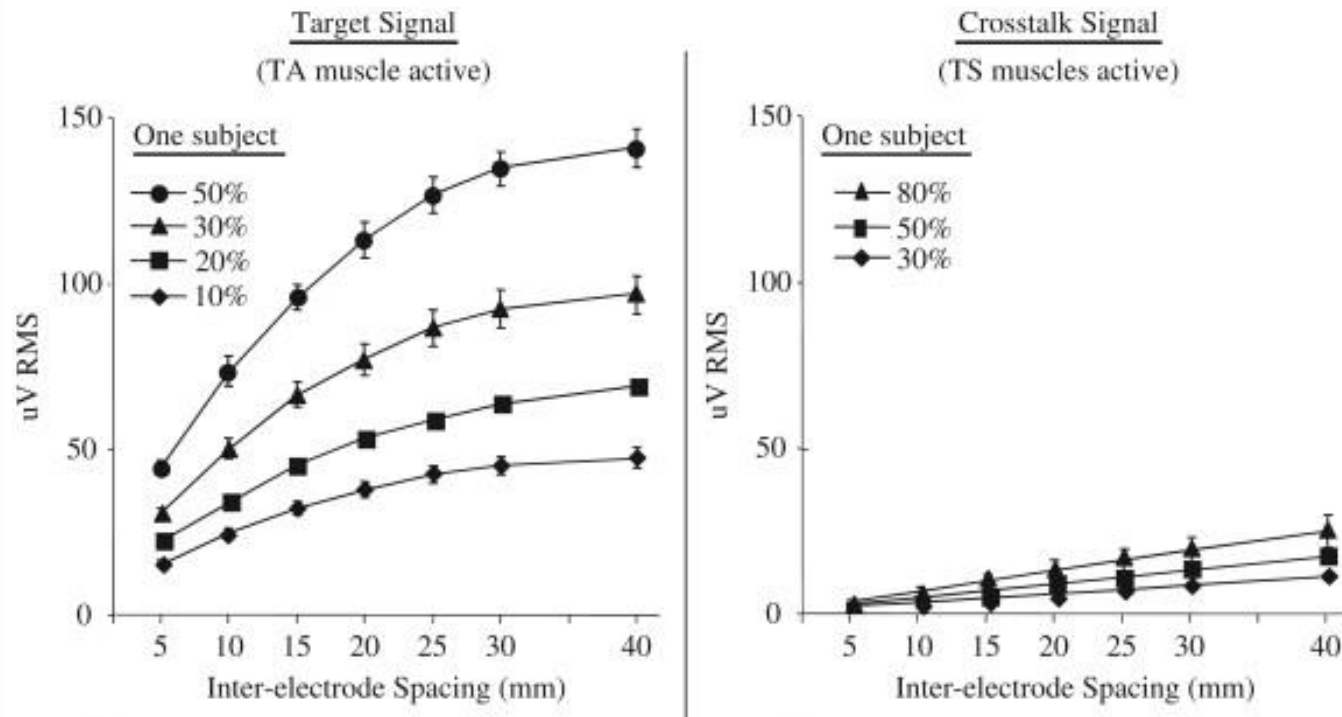
# SEÑALES MIOELÉCTRICAS

- Dependencia de la señal con la ubicación de los electrodos



# SEÑALES MIOELÉCTRICAS

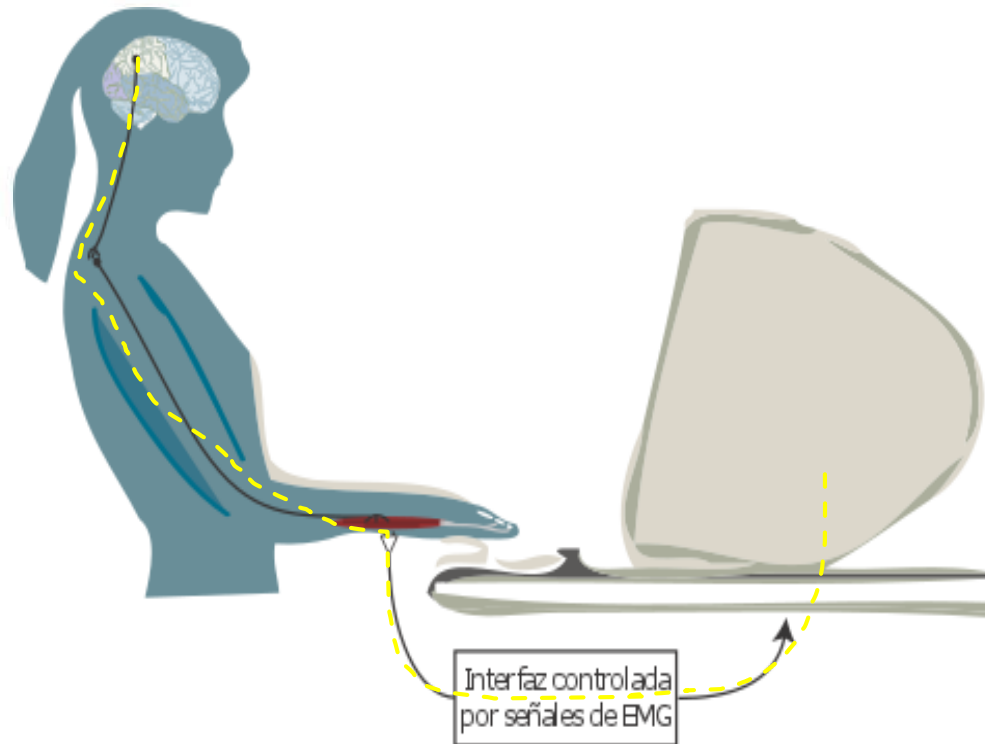
- Dependencia de la señal con la distancia inter-electrodo



- ▶ Dado que las personas podemos controlar la señal de EMG a voluntad, disponemos de una vía de comunicación alternativa

## LAS INTERFACES

# INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS



- ▶ Establecen una vía alternativa de comunicación de la voluntad del usuario.
- ▶ Los músculos no son usados para efectuar un movimiento sino para generar una señal de EMG modulada por el usuario.
- ▶ **voluntad** → cerebro → nervios → músculos → ~~acción~~  
→ EMG → HMI → acción

Switch EMG Switch Control Interface LEICI



**THE NEUROSITCH**  
EMG TECHNOLOGY FOR COMMUNICATION

## INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

### ▶ Ejemplos

▶ **Switches**

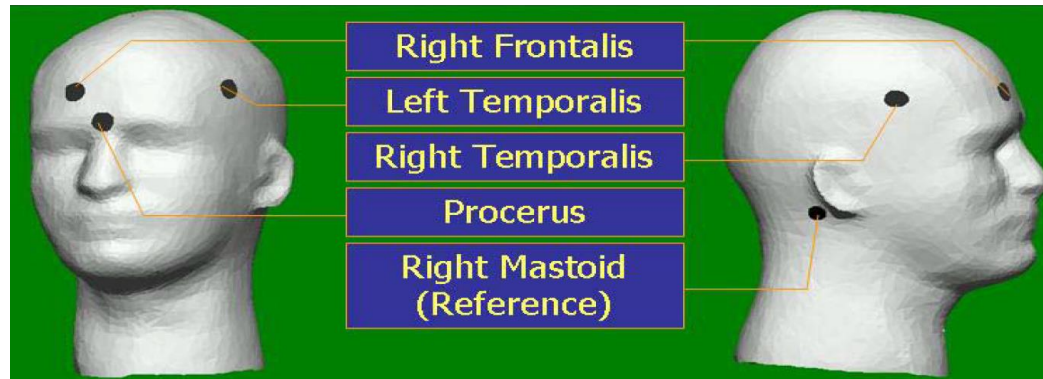
▶ **Mouses**

▶ **Prótesis de miembros**

▶ **Interfaces gestuales**

# INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

Chin, C., Barreto, A., & Alonso, M. (2006). **Electromyogram-based cursor control system for users with motor disabilities**. *10th International Conference, ICCHP 2006*, 905–912.  
[http://doi.org/10.1007/11788713\\_132](http://doi.org/10.1007/11788713_132)



**Table 1.** Relations between cursor actions, facial movements and muscle contractions

Cursor Action	Facial Movement	Muscle Contraction
Left	Left Jaw Clench	Left Temporalis
Right	Right Jaw Clench	Right Temporalis
Up	Eyebrows Up	Right Frontalis
Down	Eyebrows Down	Procerus
Left-Click	Left & Right Jaw Clench	Left & Right Temporalis

## ► Ejemplos

► Switches

► Mouses

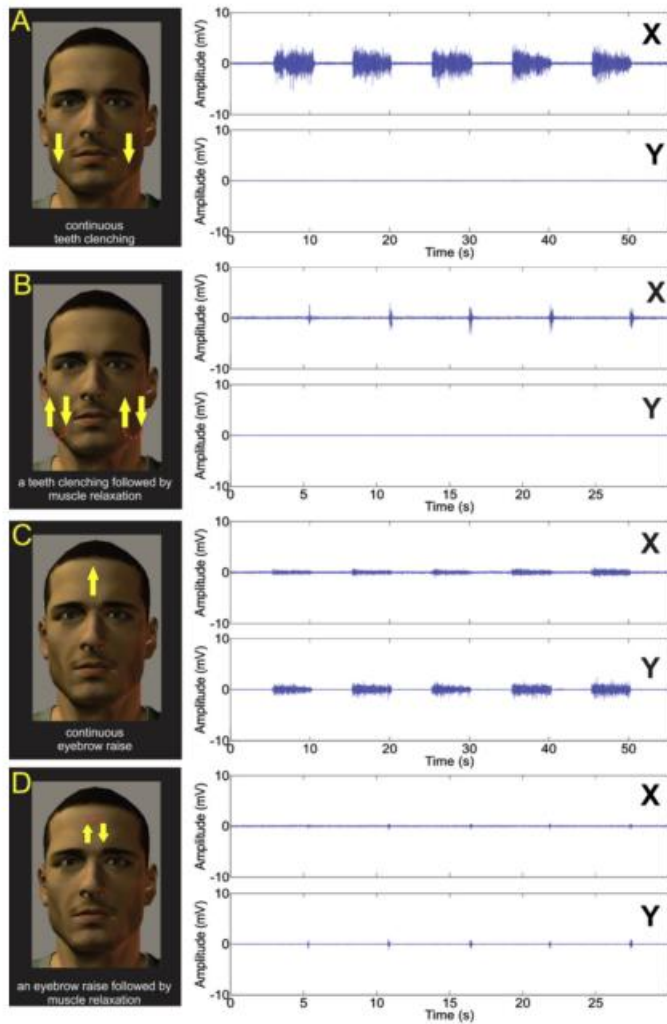
► Prótesis de miembros

► Interfaces gestuales

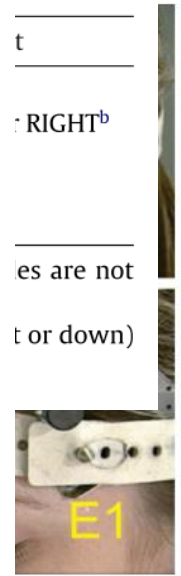
Andrade, A. C.  
**Mouse emula**  
 Signal Process  
<http://...>

**Table 1**  
 Relation

Facial r  
 No mo  
 Contin  
 A teeth  
 Contin  
 An eye  
 a 'No r  
 active.  
 b The e  
 of the m



J. (2013).  
 omedical



# INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

- ▶ Ejemplos
  - ▶ Switches
  - ▶ Mouses
  - ▶ Prótesis de miembros
  - ▶ Interfaces gestuales

Prótesis bajo control Michelangelo de U.S. de Block

La mano Michelangelo le ayuda a recuperar una gran libertad



## INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

### ▶ Ejemplos

▶ **Switches**

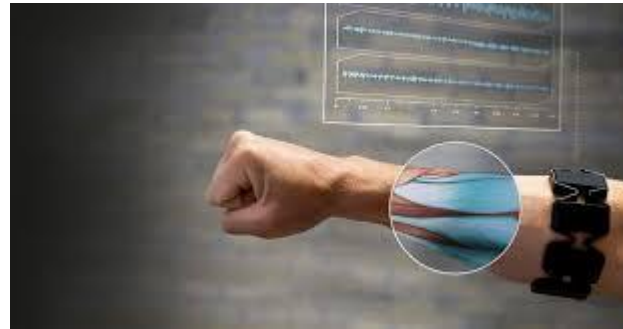
▶ **Mouses**

▶ **Prótesis de miembros**

▶ **Interfaces gestuales**



## Myo de Thalmic Labs



# INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

## ▶ Ejemplos

▶ **Switches**

▶ **Mouses**

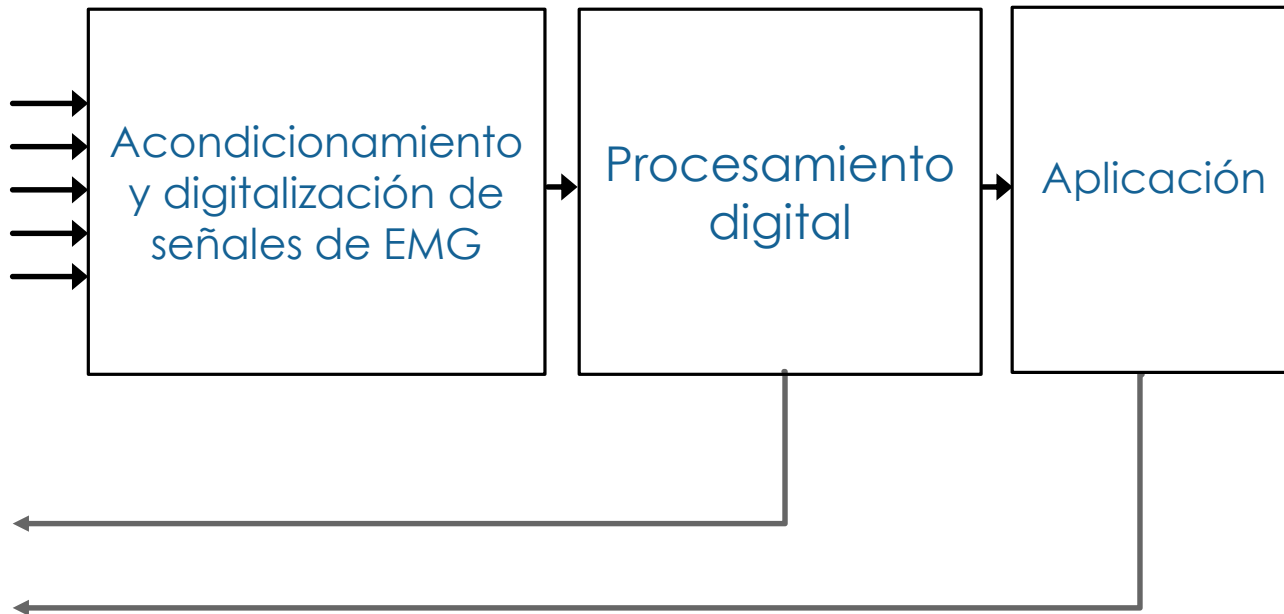
▶ **Prótesis de miembros**

▶ **Interfaces gestuales**

# INTERFACES H-M CONTROLADAS POR SEÑALES MIOELÉCTRICAS

► **Diagrama en bloques  
típico de una HMI  
mioeléctrica:**

- **Instrumentación de  
señales de EMG**
- **Procesamiento digital**
- **Aplicación**

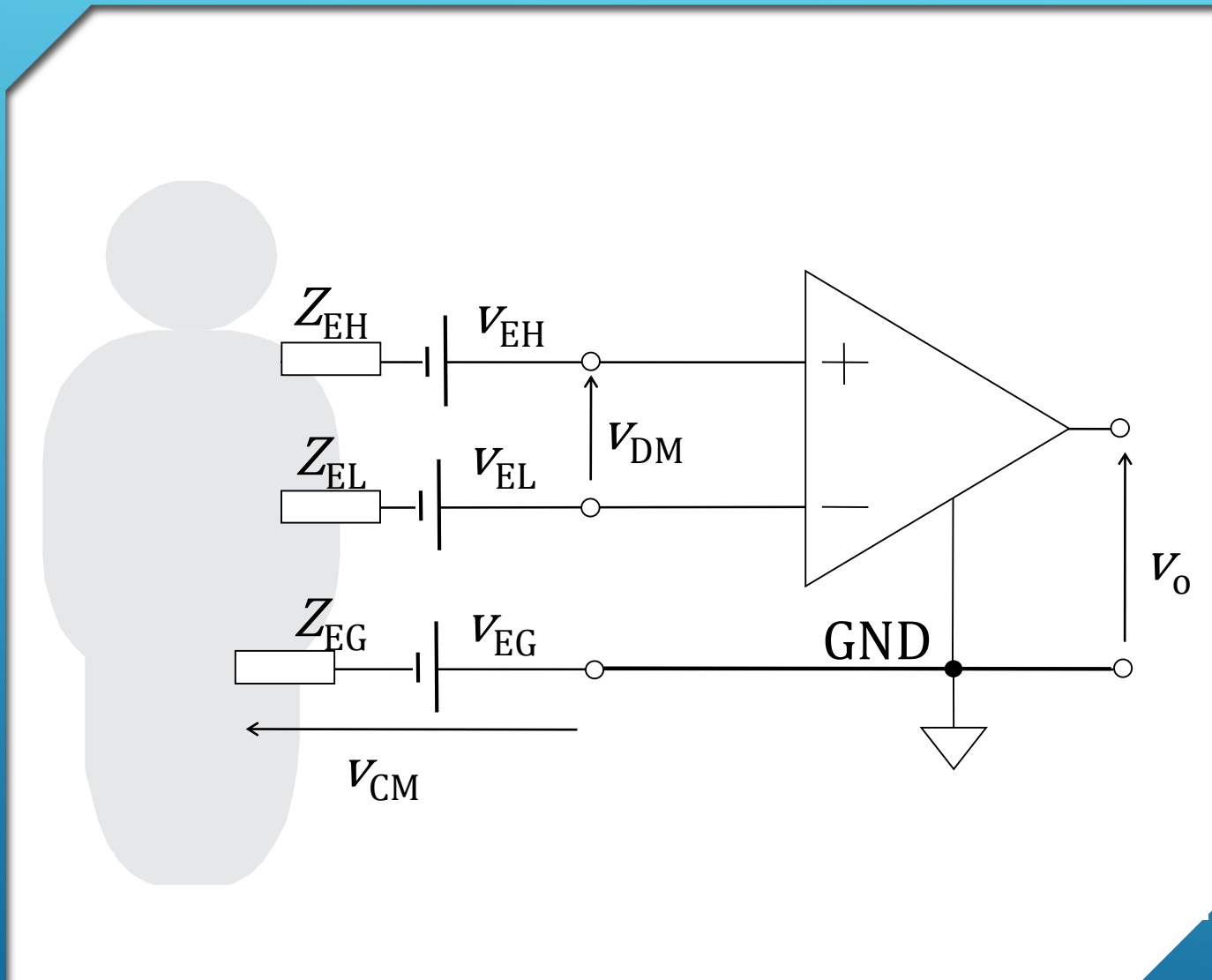


- ▶ Para usar las señales de EMG en una interfaz hay que acondicionarlas mediante circuitos electrónicos analógicos y luego hay que digitalizarla
- ▶ Los objetivos de este bloque son:
  - ▶ incrementar la SNR
  - ▶ reducir/rechazar interferencias
  - ▶ rechazar artefactos
  - ▶ amplificar la señal para hacer un uso óptimo del rango dinámico del ADC
  - ▶ rechazar crosstalk

# LA ELECTRÓNICA DE INSTRUMENTACIÓN

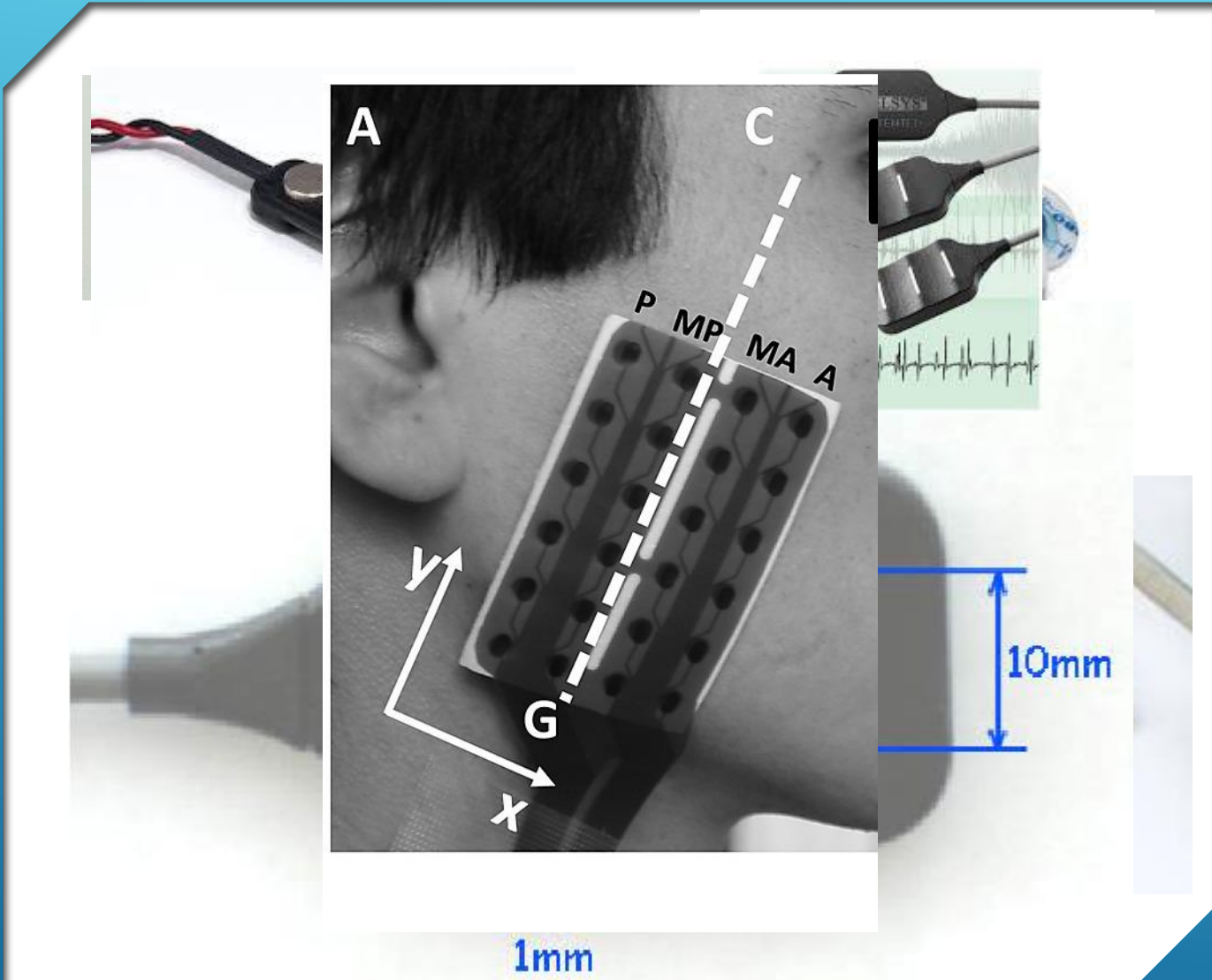
- ▶ La componen principalmente:
  - ▶ Electrodo
  - ▶ Filtros
  - ▶ Amplificador de instrumentación
  - ▶ Buffers
  - ▶ Circuitos específicos para reducir interferencias
  - ▶ ADC
  - ▶ Aislación galvánica y protecciones!!!

# LA ELECTRÓNICA DE INSTRUMENTACIÓN



## ELECTRODOS

- ▶ son el contacto físico entre el circuito electrónico de medida y el cuerpo.
- ▶ Transforman las corrientes iónicas en corrientes electrónicas
- ▶ Su modelo circuital es una impedancia compleja ( $R//C$ ) y **un potencial de continua (offset de electrodo) de hasta 300mV**
- ▶ Se utiliza un electrodo extra de referencia.

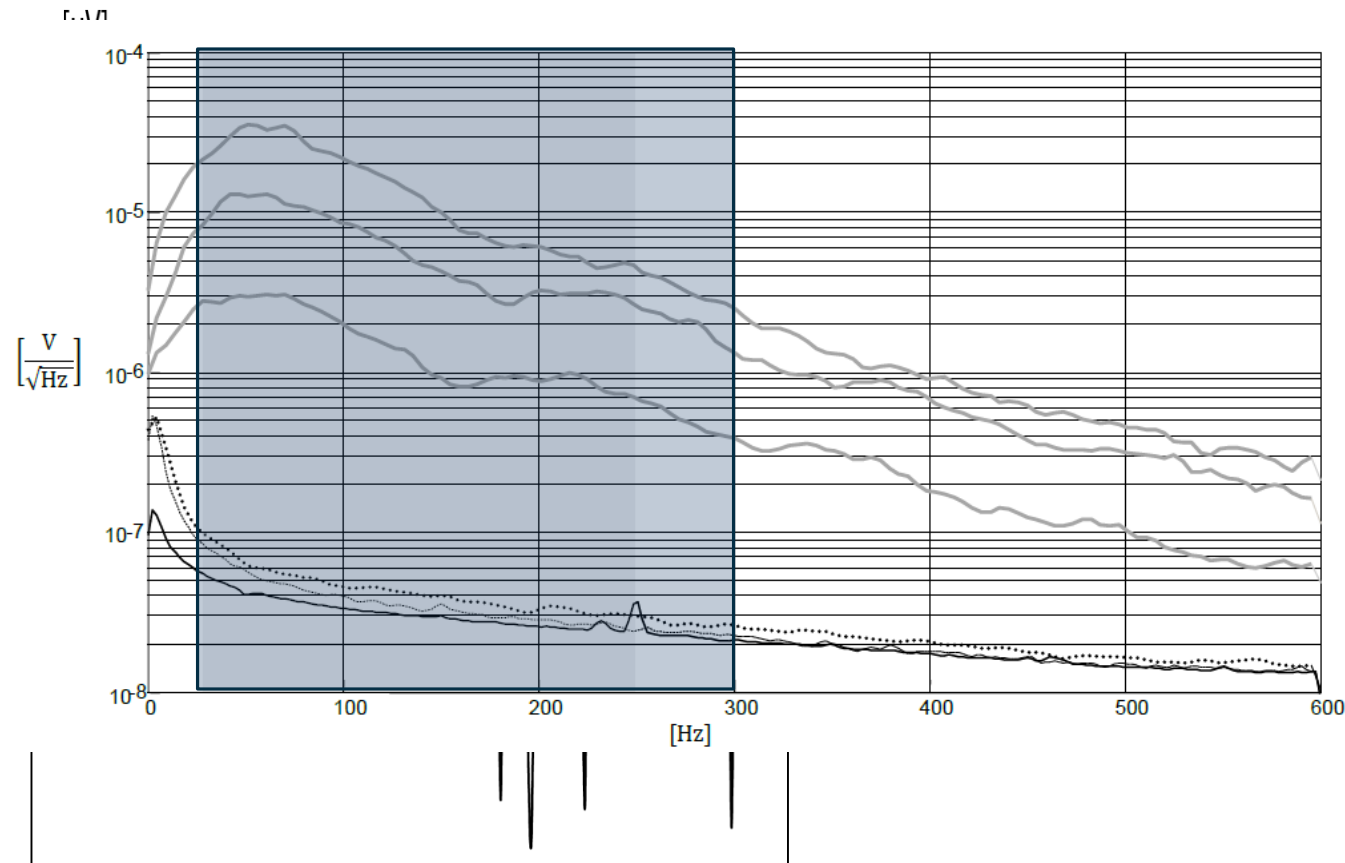


## ELECTRODOS

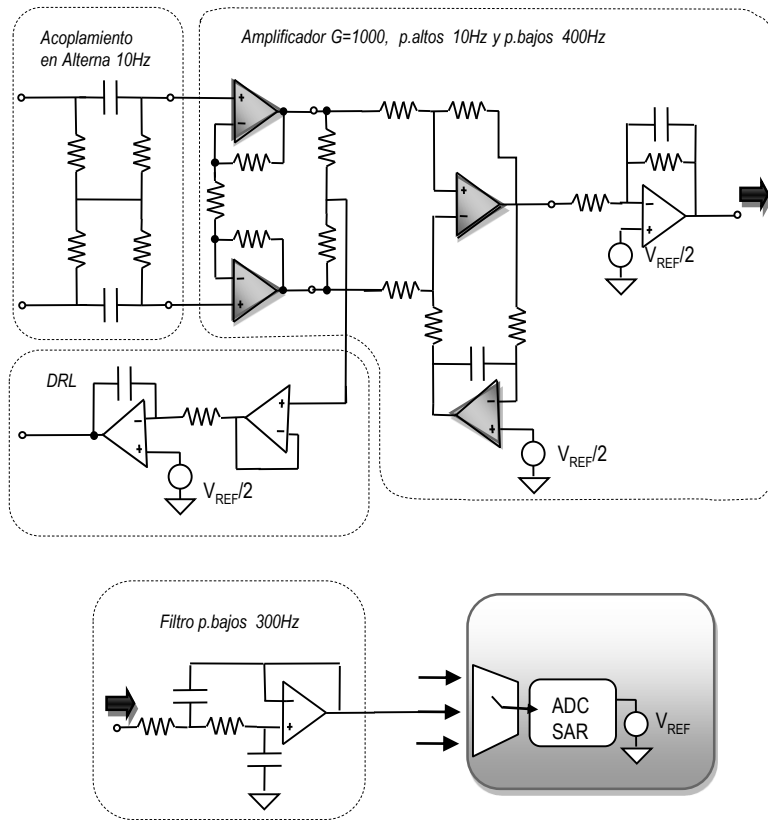
- ▶ Existen distintos tipos de electrodos según su material, su forma, su durabilidad.
- ▶ Una distinción común es según el electrolito utilizado entre el material del electrodo y la piel:
  - ▶ Humedos (geles / pastas)
  - ▶ Secos (transpiración)
  - ▶ Capacitivos / sin contacto (ninguno)
- ▶ **FUENTES DE RUIDO**
- ▶ **IMPEDANCIA**
- ▶ **OFFSET**

## CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL

- ▶ **Rango de amplitudes:** entre  $10 \mu\text{V}_{\text{PP}}$  y  $5 \text{mV}_{\text{PP}}$ .
- ▶ **Resolución:** menor a  $1 \mu\text{V}$
- ▶ **Ancho de banda:** entre  $10/30\text{Hz}$  y  $300/1000\text{Hz}$



## Acoplamiento en AC y ADC compartido



## ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL CLÁSICO

- ▶ Resolución del ADCs de 12 bits como mínimo:

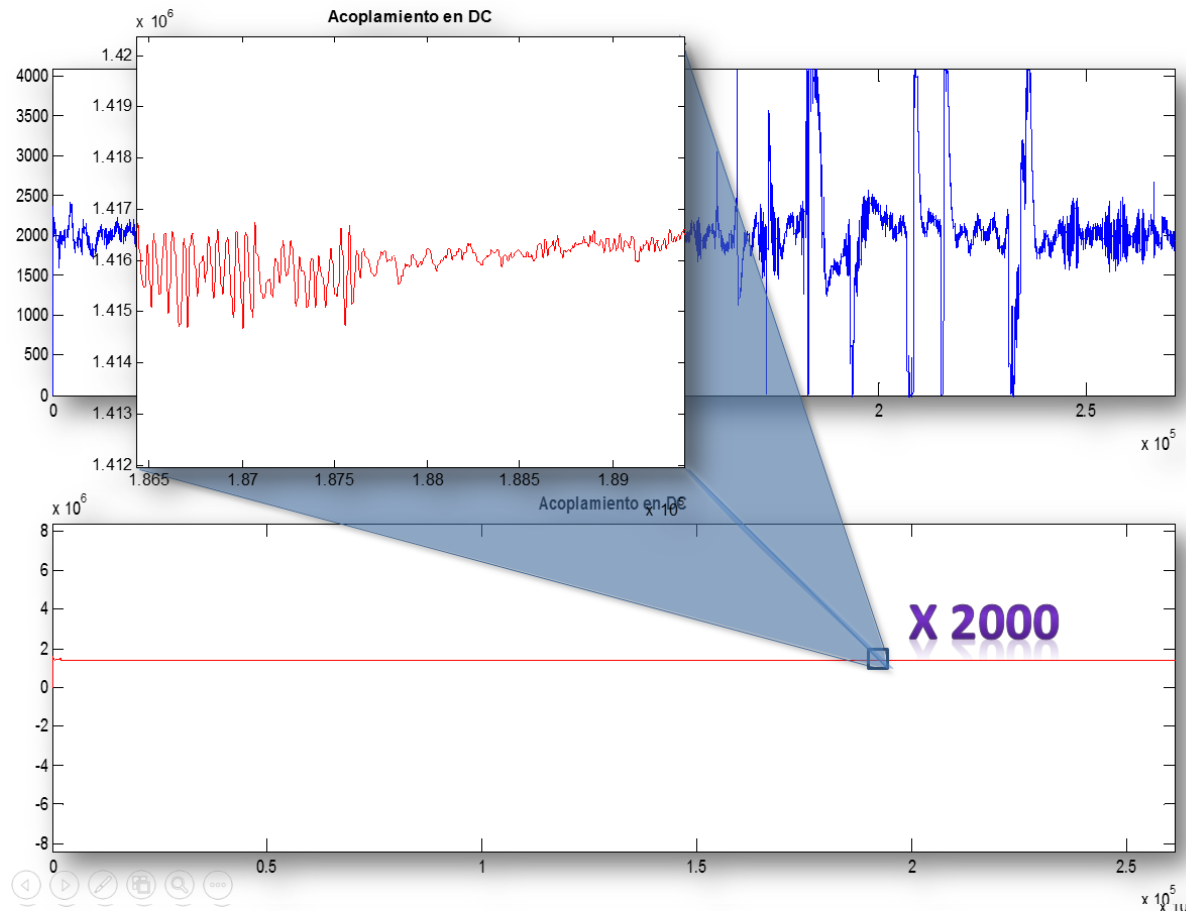
$$N = \log_2 \left( \frac{5mV}{1\mu V} \right)$$

- ▶  $G \approx 1000$
- ▶ Acoplamiento AC
- ▶ Ruido propio del sistema menor a  $1\mu V_{RMS}$
- ▶  $F_s > 1\text{ kpsps}$

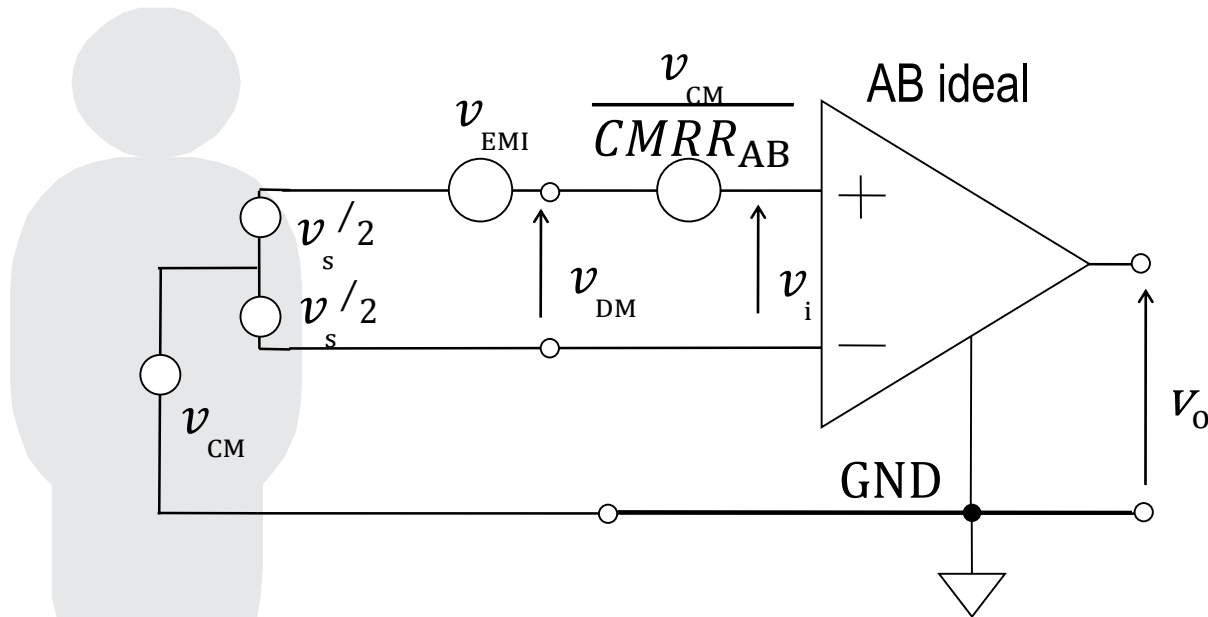


# ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL CON ADC $\Sigma$ - $\Delta$

- ▶  **$N > 16$  bits**
- ▶  **$G \approx 10 \dots 50$**
- ▶ Acoplamiento DC
- ▶ Ruido propio del sistema menor a  $1 \mu V_{RMS}$
- ▶  $F_s > 1$  ksp/s
- ▶ El filtrado antialiasing se relaja



## AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIALES

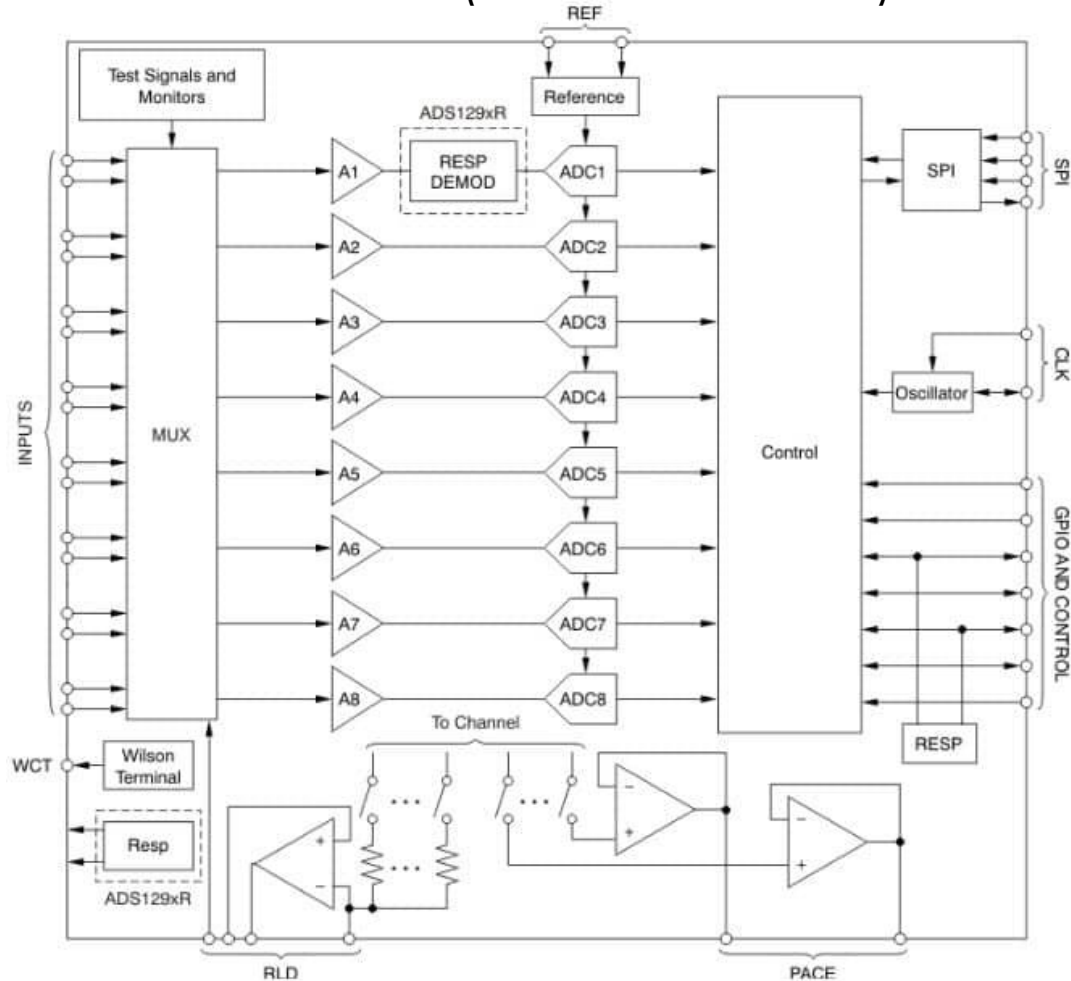


- ▶ Entrega una salida ( $v_o$ ) proporcional a la tensión diferencial de entrada ( $v_i$ )
- ▶ Idealmente debe tener impedancia de entrada infinita, impedancia de salida nula y  $CMRR_{AB}$  infinito
- ▶ La ganancia depende del rango de entrada del ADC y de la cantidad de bits. También el acoplamiento de la señal (AC o DC)

# AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIALES

- ▶ La implementación típica del AB es un Amplificador de Instrumentación (INA)
- ▶ Suelen venir integrados y la ganancia se ajusta con un resistor
- ▶ También pueden implementarse con Amplificadores Operacionales (OpAmp) discretos y algunos resistores
- ▶ **RUIDO**
- ▶ **IMPEDANCIAS DE ENTRADA (MΩ)**
- ▶ **ANCHO DE BANDA**

## ADS1298 (Texas Instruments)



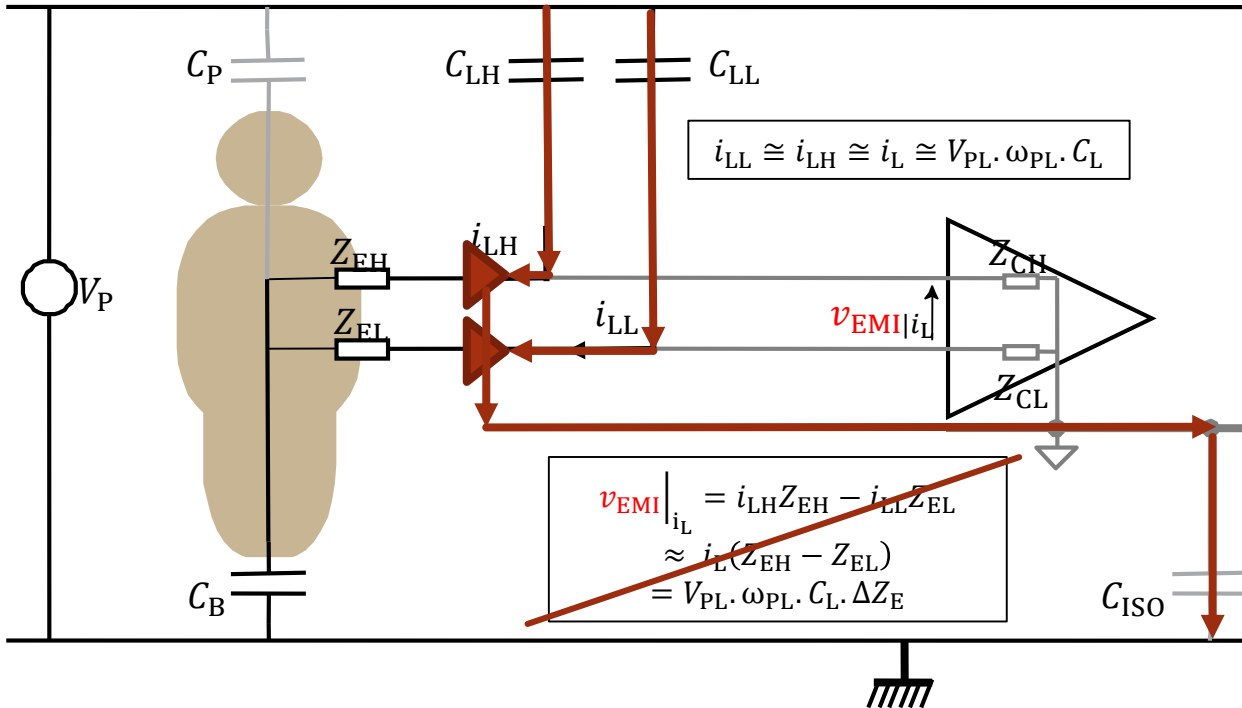
## ESTADO DEL ARTE: TODO EN UN CHIP

En adquisición de múltiples canales están ganando cada vez más terreno los **front-ends** integrados que incluyen AB para varios canales y filtros.

Algunos incluyen ADCs.

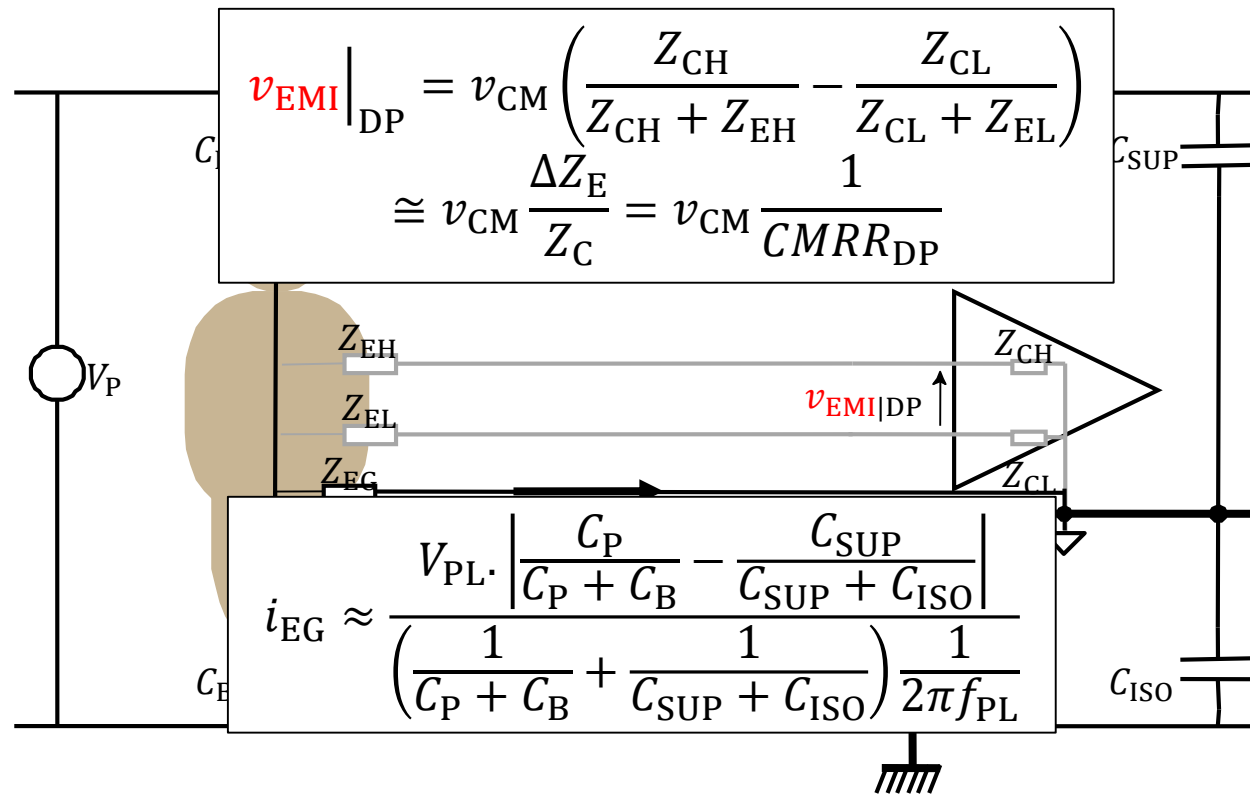


## ACOPLAMIENTO DE CORRIENTE EN LOS CABLES



- ▶ Las corrientes de desplazamiento que se acoplan a los cables de medida, retornan a tierra a través del sujeto, pasando por los electrodos. El desbalance entre las impedancias de electrodo produce una tensión diferencial  $v_{EMI}|_{i_L}$  en la entrada del AB.
- ▶ Mientras más cortos sean los cables menores serán las capacidades de acoplamiento y por lo tanto las corrientes.
- ▶ El caso extremo es llevar parte del amplificador al electrodo (**electrodos activos**).

## EFECTO DIVISOR DE POTENCIAL



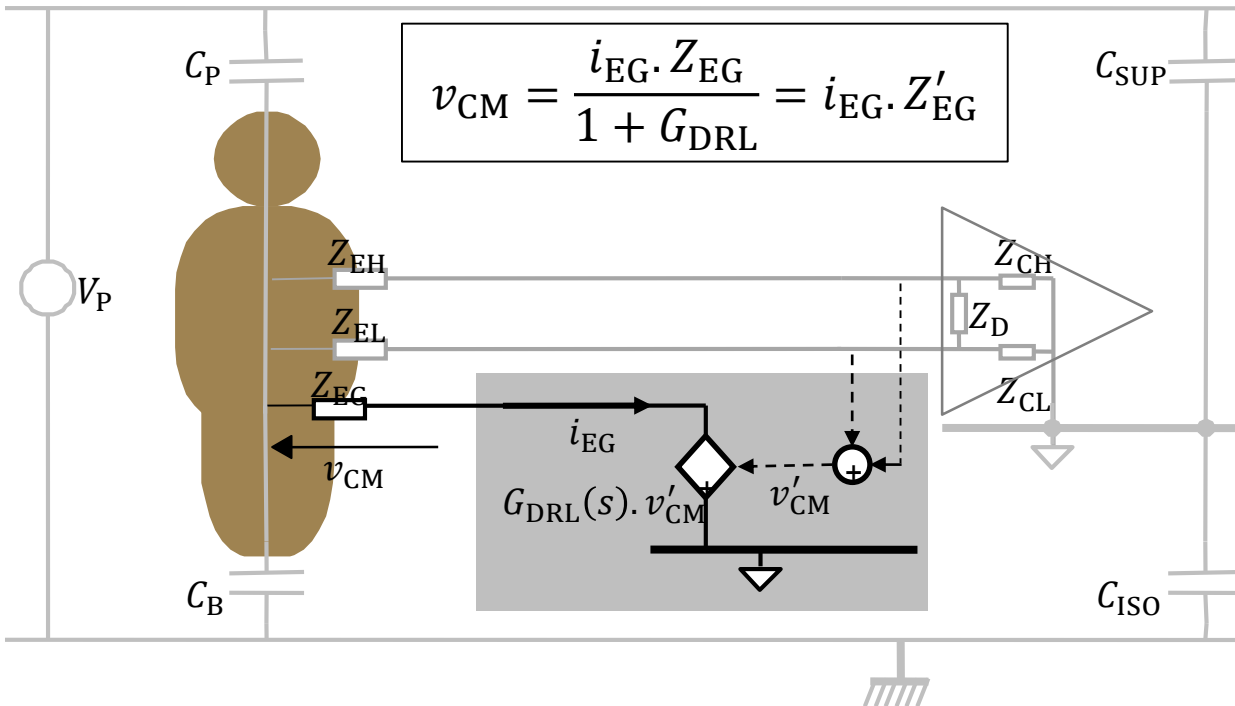
- ▶ Debido a la circulación de corriente  $i_{EG}$  por el electrodo de referencia, se desarrolla una tensión de modo común  $v_{CM}$  entre el sujeto y el común del amplificador.
- ▶ Dado que las impedancias de MC entrada no son infinitas, habrá dos divisores de tensión, uno en cada entrada.
- ▶ Aparecerá una tensión diferencial  $v_{EMI}|_{DP}$  en la entrada del AB.
- ▶ Por más que el AB tenga CMRR infinito, el efecto divisor de potencial degrada el CMRR total.

## VALORES TÍPICOS DE LOS PARÁMETROS DEL MODELO EMI

Parámetro	mínimo	máximo
$C_P$	$\approx 60$ fF	$\approx 3$ pF
$C_B$	$\approx 110$ pF	$\approx 4$ nF
$C_{SUP}$	$\approx 30$ fF	$\approx 3$ pF
$C_{ISO}$	$\approx 18$ pF	$\approx 100$ pF



## REALIMENTACIÓN DE MODO COMÚN



- ▶ En lugar de conectar el electrodo de referencia al común o a una referencia de DC, dicho electrodo suele conectarse a la salida de un circuito de realimentación negativa del modo común.
- ▶ Este circuito mide la tensión modo común, la compara contra la tensión de referencia y realimenta el error mediante una transferencia compensadora.
- ▶ El efecto es una reducción de la impedancia equivalente del electrodo de referencia.

- ▶ Filtros
  - ▶ Antialiasing
  - ▶ Filtros acoplamiento en AC
  - ▶ Filtros Notch
- ▶ ADC
  - ▶ Tecnologías: SAR (12-18 bits) o Sigma-Delta (16-24 bits)
  - ▶ Frecuencia de muestreo
  - ▶ Interfaz digital: SPI, I2C, Paralelo
  - ▶ Referencia de tensión
  - ▶ Ruido

# OTROS ASPECTOS IMPORTANTES...

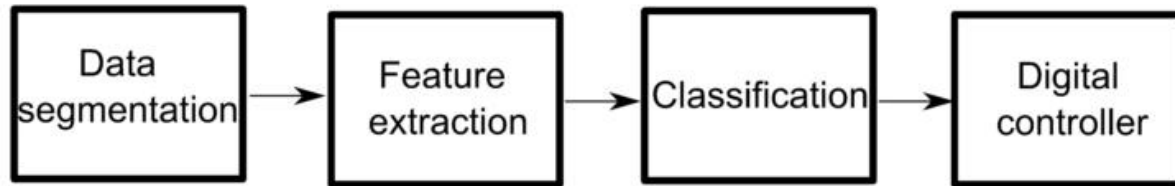
- ▶ Alimentación y consumo
  - ▶ Fuente simple
  - ▶ Fuente partida
- ▶ Seguridad eléctrica
  - ▶ Norma IEC60601-1
  - ▶ Protecciones

## OTROS ASPECTOS IMPORTANTES...

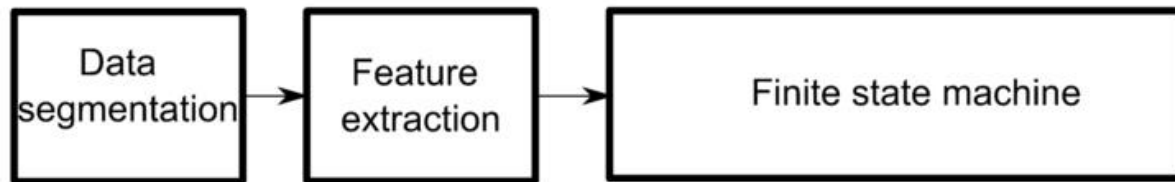
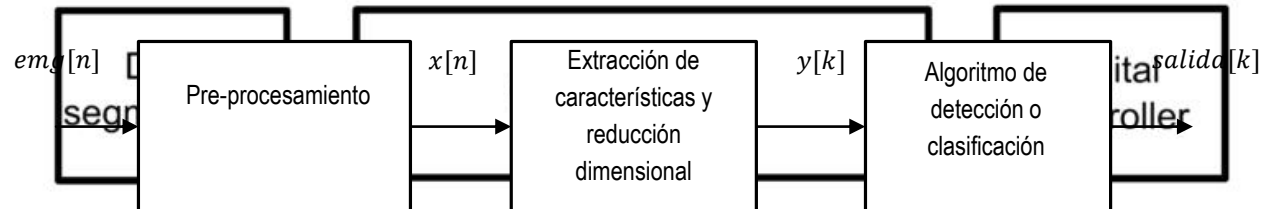
- ▶ Una vez medida la señal, la misma es procesada para decodificar la intención del usuario

# EL PROCESAMIENTO DIGITAL

## PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES DE EMG



Pattern recognition based myoelectric control approach

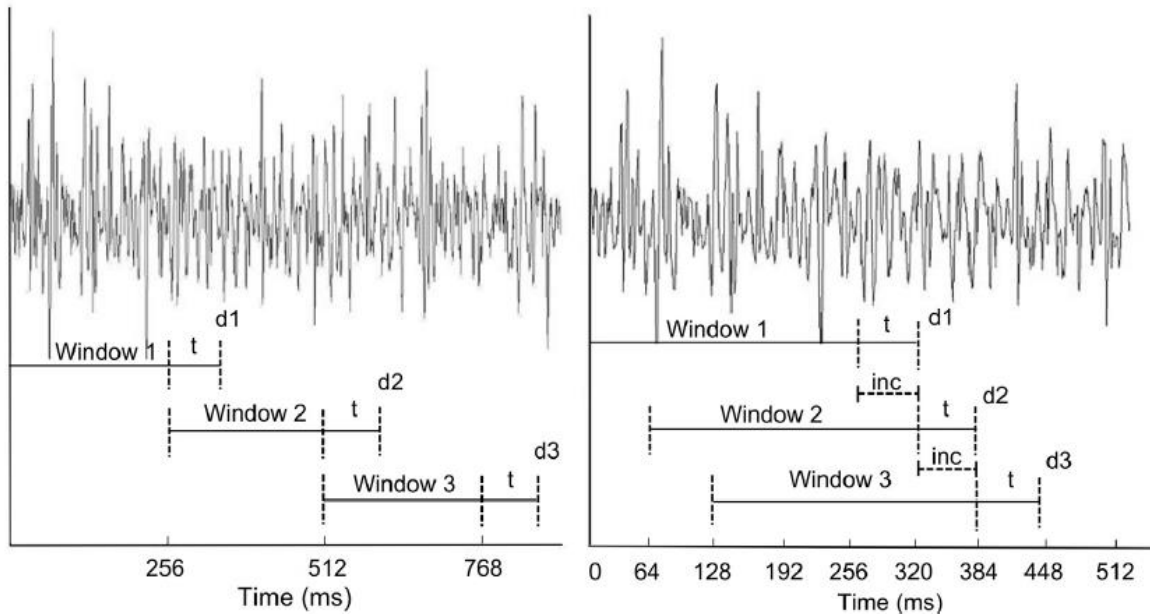


Non-pattern recognition based myoelectric control approach

- ▶ Existen distintos enfoques o paradigmas de procesamiento de las señales de EMG
- ▶ Todos comienzan por segmentar la señal de EMG en ventanas temporales y “extraer” una o más características de interés en cada ventana
- ▶ Si las características extraídas de cada segmento tienen redundancia suele aplicarse una reducción dimensional
- ▶ Luego el vector de características se procesa, comparándolo contra umbrales o como entrada de un algoritmo de clasificación

## PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES DE EMG

- ▶ La segmentación puede ser en ventanas **disjuntas** o **solapadas**



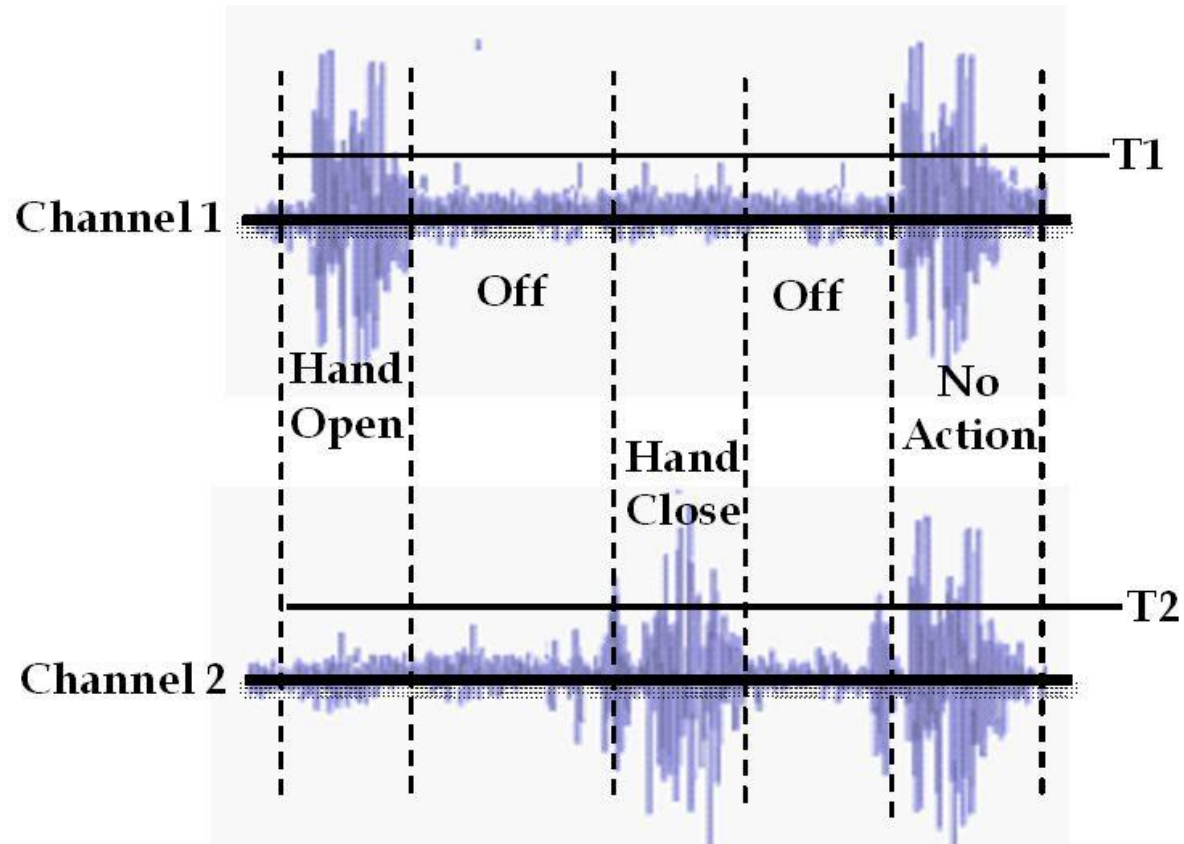
### SEMG FEATURE LIST

Zero crossing <sup>3</sup>	$ZC = \sum_{i=1}^{N-1}  sgn(x_{i+1} \times x_i)  \cap f( x_{i+1} - x_i )$
Slope sign change	$SSC = \sum_{i=2}^{N-1} f[(x_{i+1} - x_i) \times (x_i - x_{i-1})]$
Willison amplitude	$WAMP = \sum_{i=1}^{N-1} f(x_{i+1} - x_i)$
Myopulse percentage rate	$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(x_i)$
Median Frequency	$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j$
Standard deviation	$SD(\sigma) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$
Histogram of sEMG	Amplitude statistics
$Skewness(x_1 \dots x_N) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[ \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right]^3$	
$Kurtosis(x_1 \dots x_N) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[ \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right]^4 - 3$	
Annotation: 1. $w_i$ is weighted function	
$2. f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad 3. sgn(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x \leq 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$	

## PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES DE EMG

- ▶ Las características a extraer pueden ser de distintos tipos
- ▶ Suelen clasificarse según el dominio en el cual se computan
  - ▶ dominio del tiempo
  - ▶ dominio de la frecuencia
  - ▶ dominio tiempo-frecuencia

## PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES DE EMG

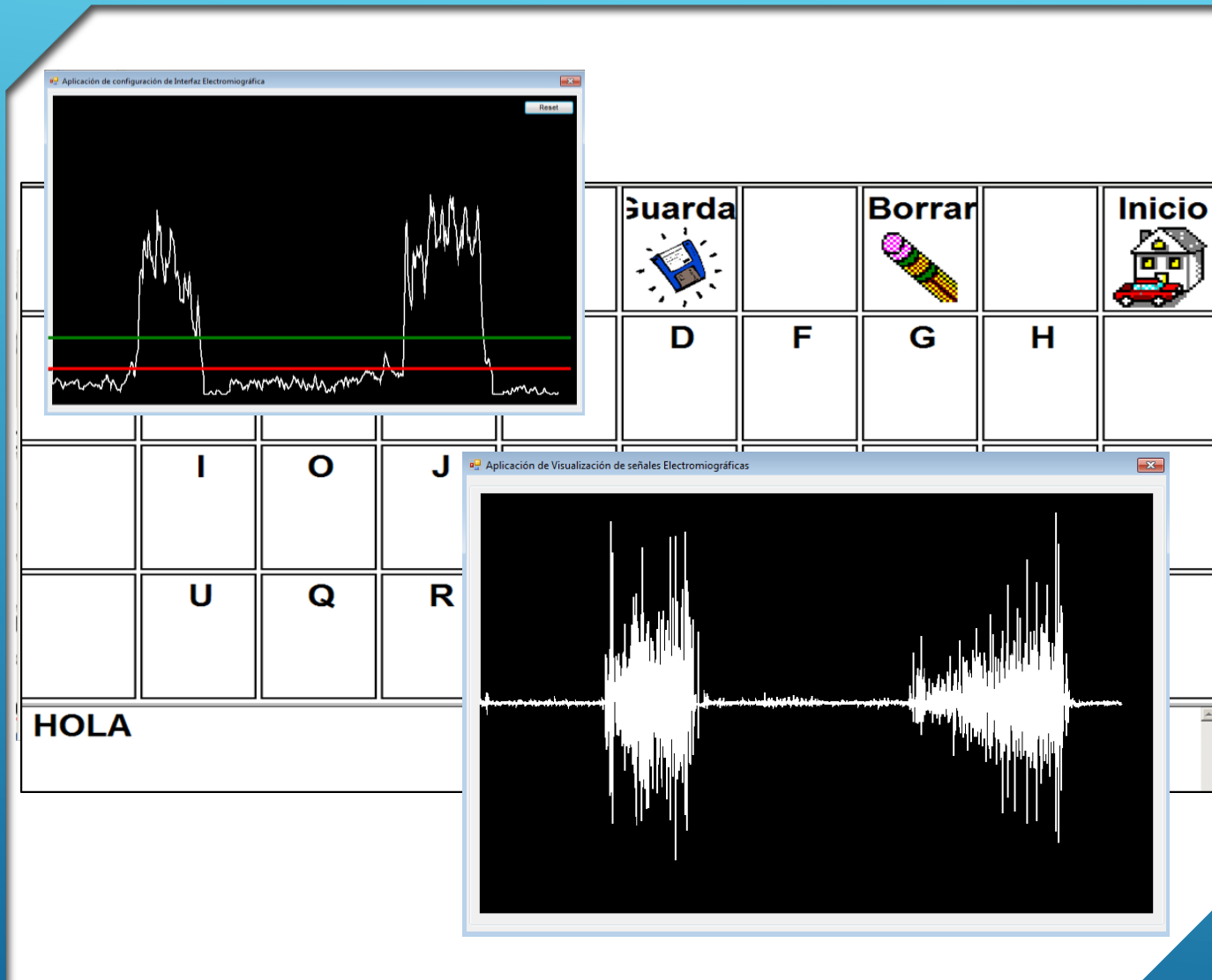


- ▶ **Clasificador:** recibe un “vector de características” y le asigna una categoría según un entrenamiento previo
- ▶ **Detección no basada en patrones:** ejecuta un comando cuando la característica supera cierto umbral, puede utilizar la amplitud en forma proporcional como señal de control



► Un ejemplo integrador

# SWITCH EMG

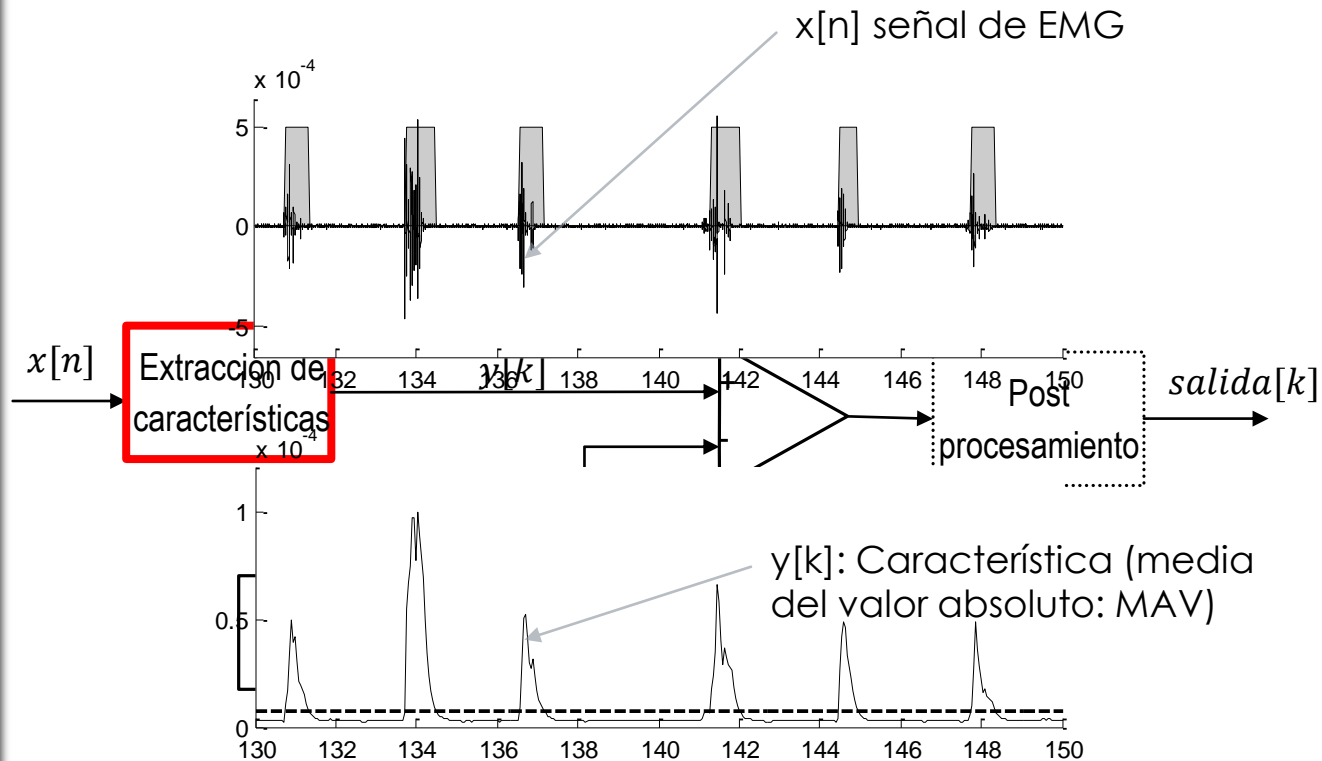


## SWITCH EMG

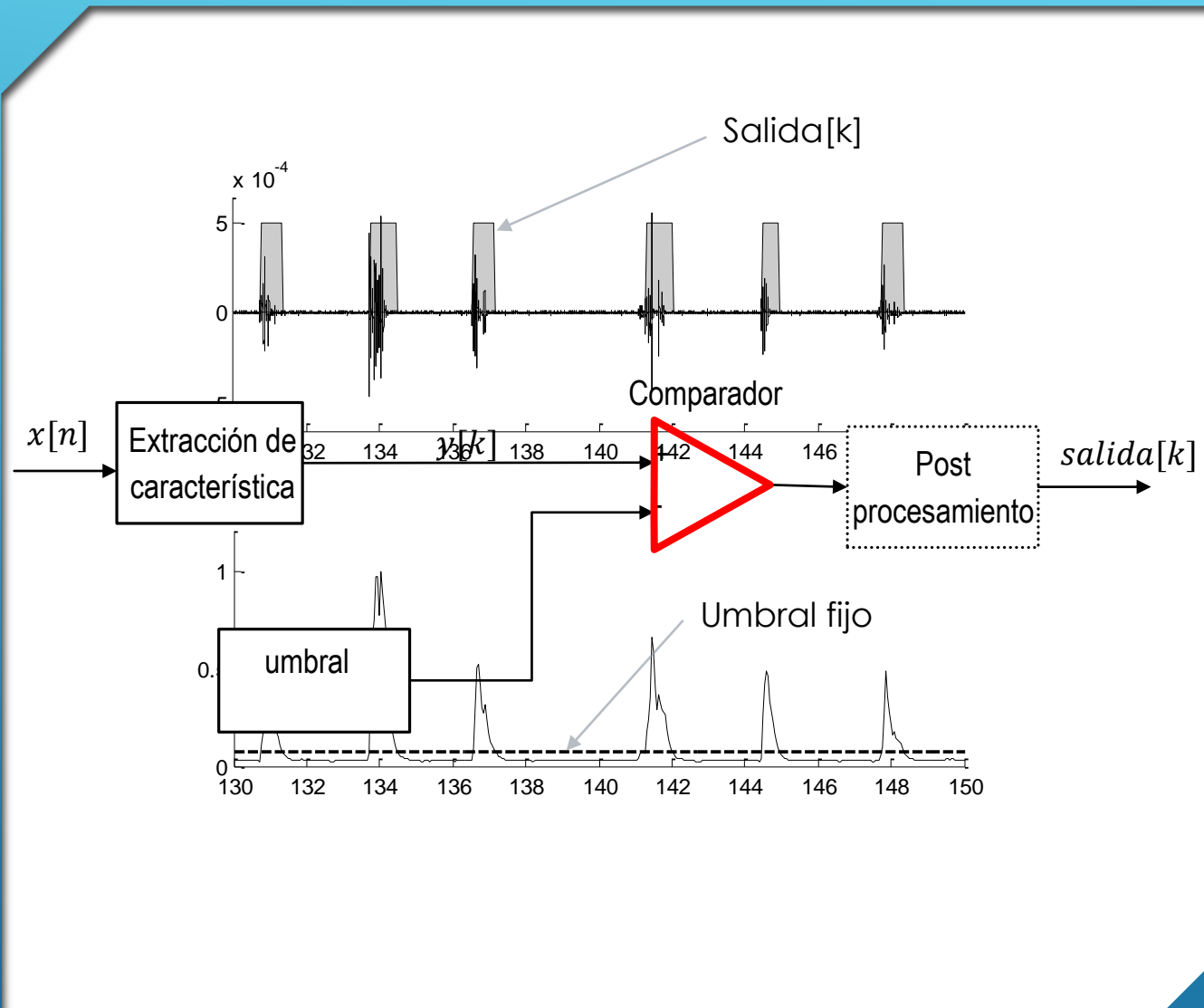
- ▶ Destinado a brindar un canal de comunicación alternativo para personas con discapacidades motoras severas (ELA, ACV)
- ▶ Se conecta por USB a una PC y se muestra como un mouse (clase HID-mouse)
- ▶ Al detectarse una contracción genera un click
- ▶ Presenta una segunda interfaz (clase HID-genérica) para reconfigurar el equipo y obtener las señales internas

## SWITCH EMG

- ▶ **Procesamiento ON-OFF de umbral fijo**
- ▶ El bloque de **extracción de características** asigna, a cada segmento (de N muestras) de la señal x , un valor y en función de alguna característica en el dominio del tiempo, frecuencia, tiempo/frecuencia, estadístico, etc.
  - ▶ Con esto se logra disminuir la complejidad y la dimensionalidad de la señal

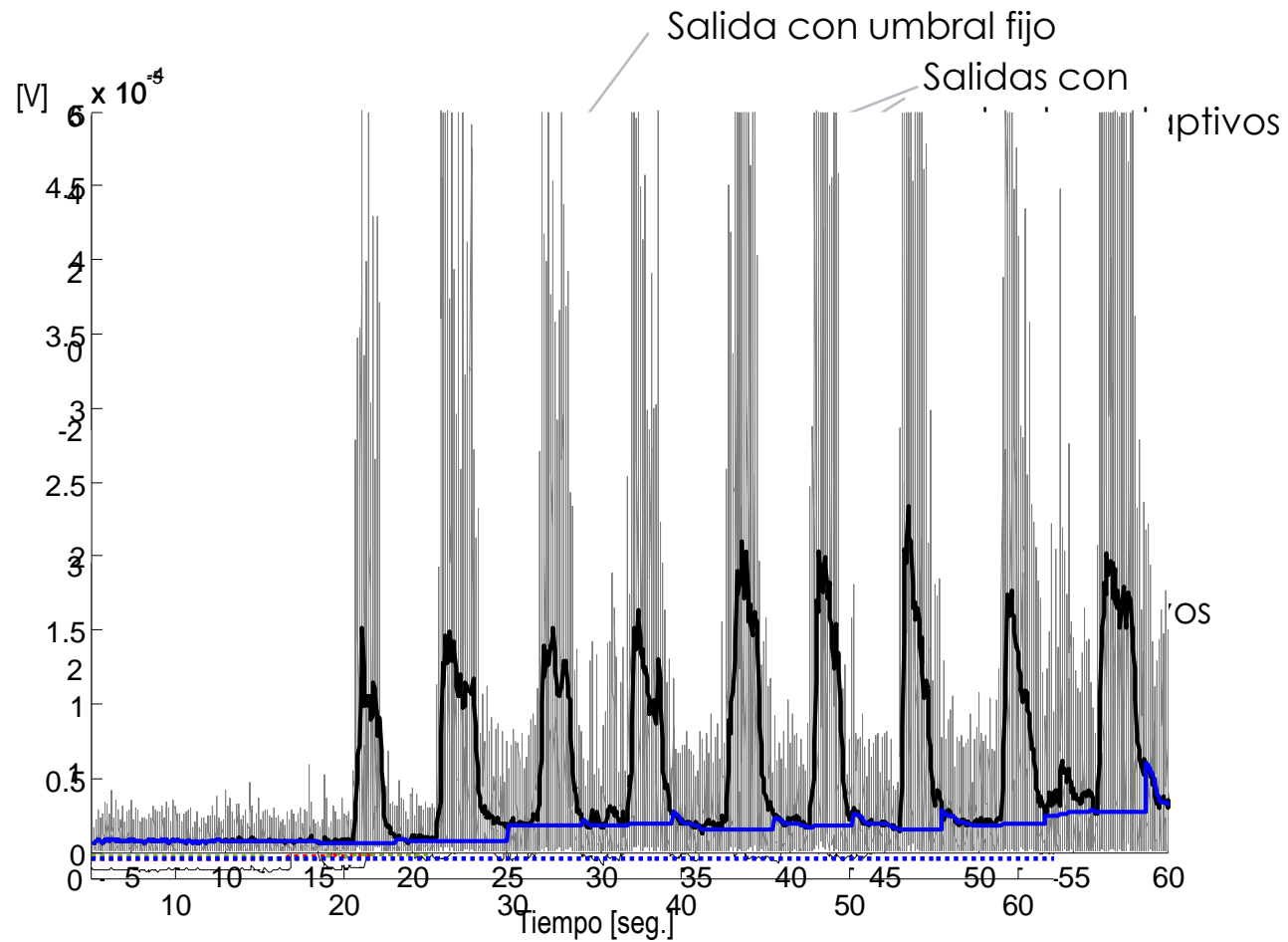


$$y[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=kN+1}^{kN+N} |x[n]|$$



## SWITCH EMG

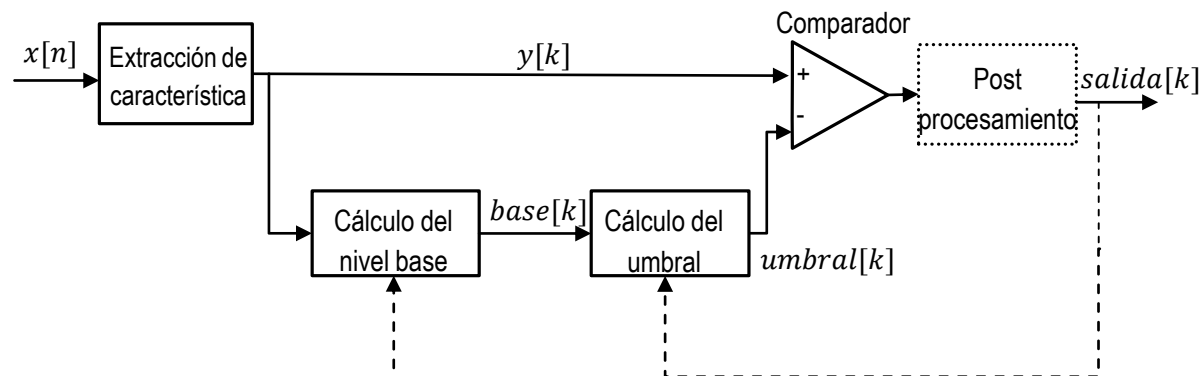
- ▶ **Procesamiento ON-OFF de umbral fijo**
- ▶ El **comparador** da una salida ON-OFF según la característica sea mayor o menor que un umbral fijo
- ▶ El bloque de **post-procesamiento** suele filtrar activaciones espurias en base a la duración de las mismas



## SWITCH EMG

- ▶ **Procesamiento ON-OFF con umbral adaptivo**
- ▶ El procesamiento con umbrales fijos es poco robusto a cambios en el nivel base: incremento de EMI y/o ruido aleatorio en interfaz electrodo-piel.
- ▶ Se desarrollaron y analizaron dos técnicas distintas para superar problemas del umbral fijo
- ▶ El umbral depende del nivel base

## SWITCH EMG



- ▶ **Procesamiento ON-OFF con umbral adaptivo**
- ▶ Se desarrollaron y analizaron dos técnicas distintas para superar problemas del umbral fijo
- ▶ A partir de la característica durante el reposo se obtiene el nivel base de la señal

Registro	incremento del ruido			Incremento de la interferencia								
	HFD	[%]	HFD	[%]	HFD	[%]	HFD	[%]	HFD	[%]	HFD	[%]
	(Tecnica I)		(Tecnica II)		(Umbral fijo)		(Tecnica I)		(Tecnica II)		(Umbral fijo)	
1	100		100		47		100		100		41	
2	100		100		52		100		100		44	
3	89		91		40		89		91		41	
4	99		100		65		99		100		74	
5	100		100		70		100		98		70	
6	98		100		85		98		100		51	
7	100		97		46		100		90		46	
8	100		98		58		100		100		53	
9	96		94		82		96		94		65	
10	98		97		58		98		97		53	
11	100		100		98		100		100		87	
12	97		98		94		92		98		88	
<b>Total</b>	<b>98</b>		<b>98</b>		<b>67</b>		<b>97</b>		<b>98</b>		<b>60</b>	

sempañ

erentes

istro

h con umbral fijo

sempañ: diferencia

► ¡Muchas gracias por su atención!

...FIN...