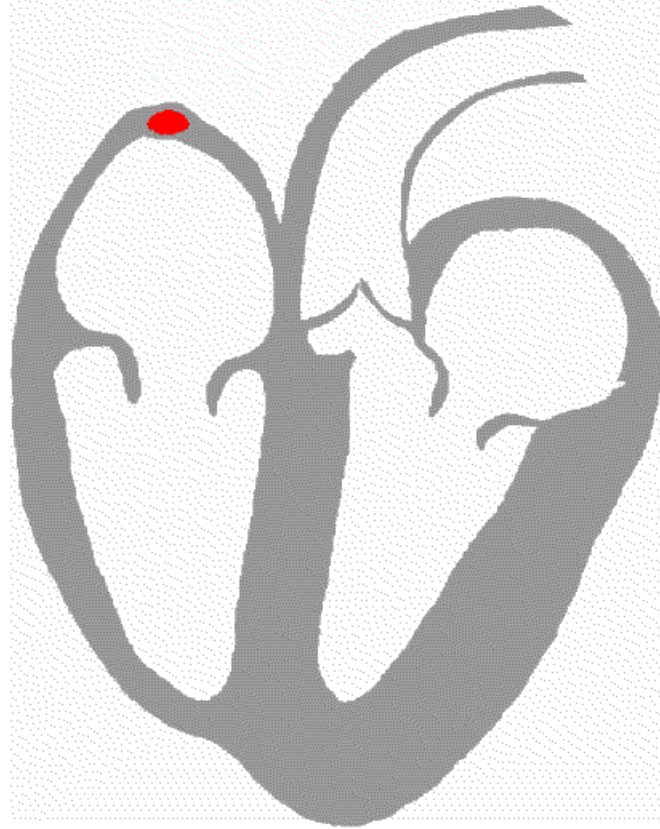
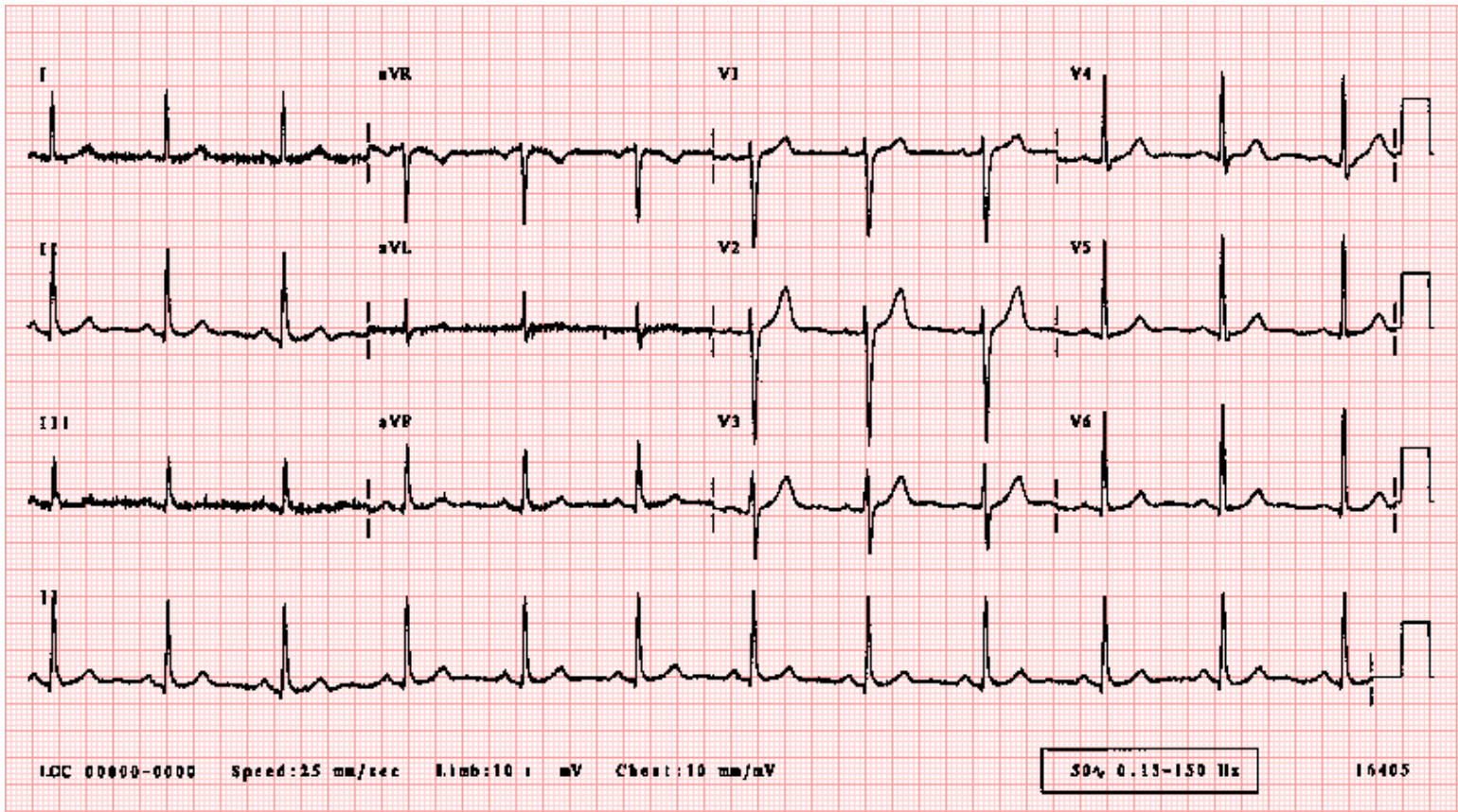
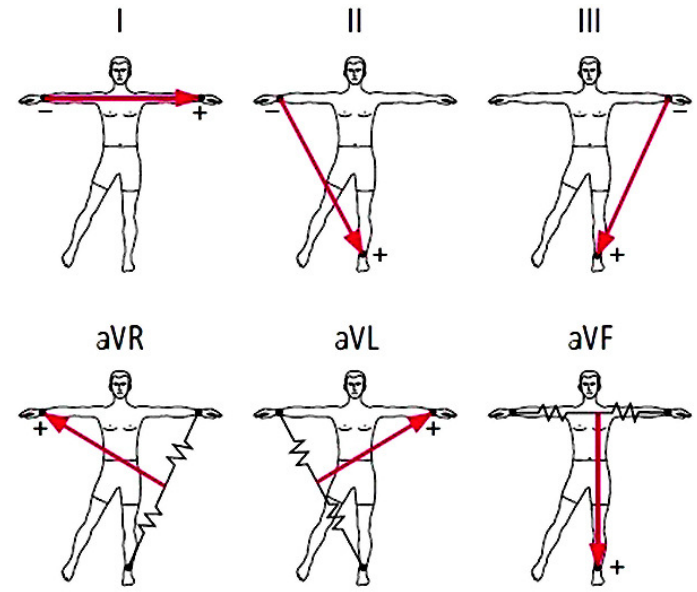


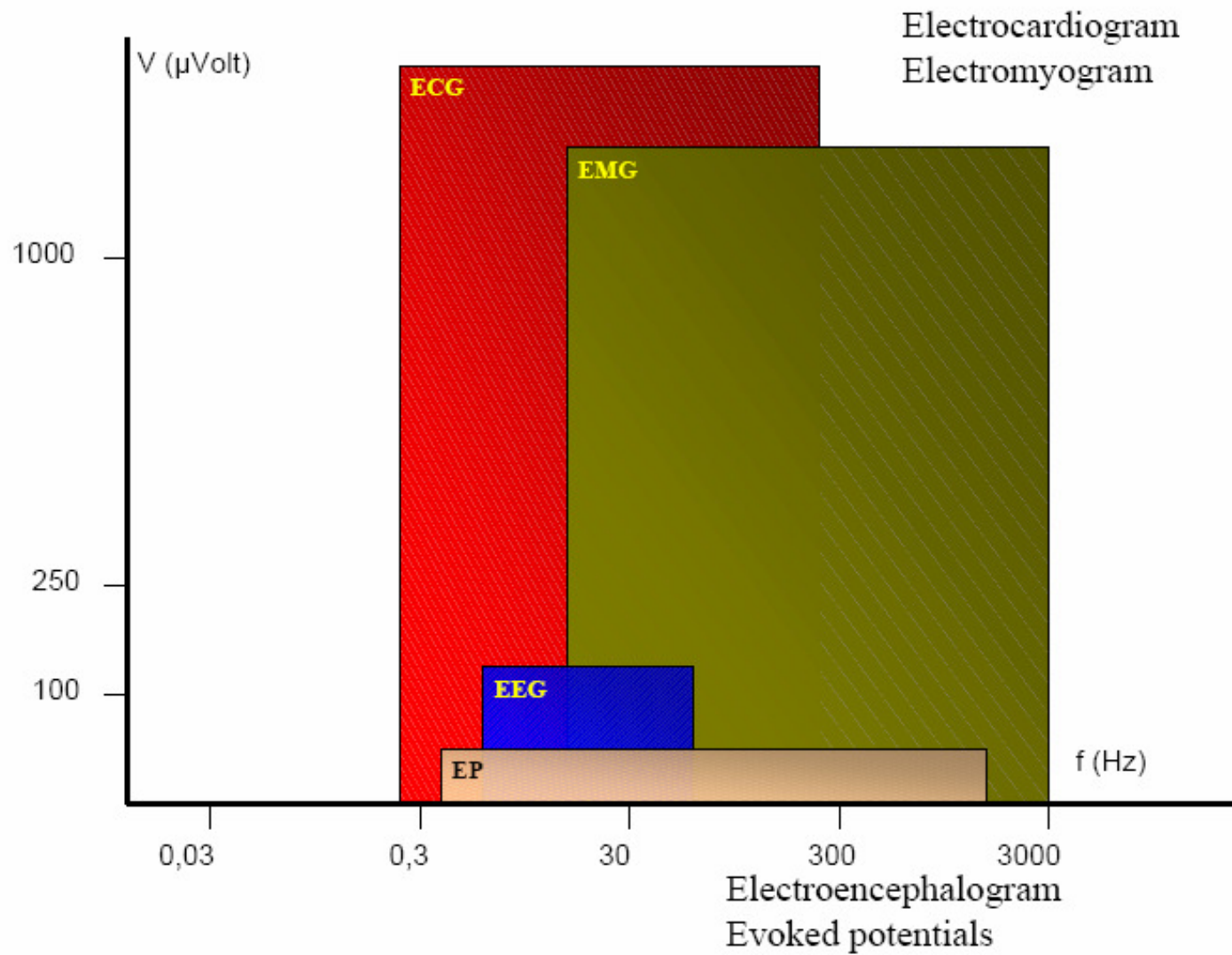


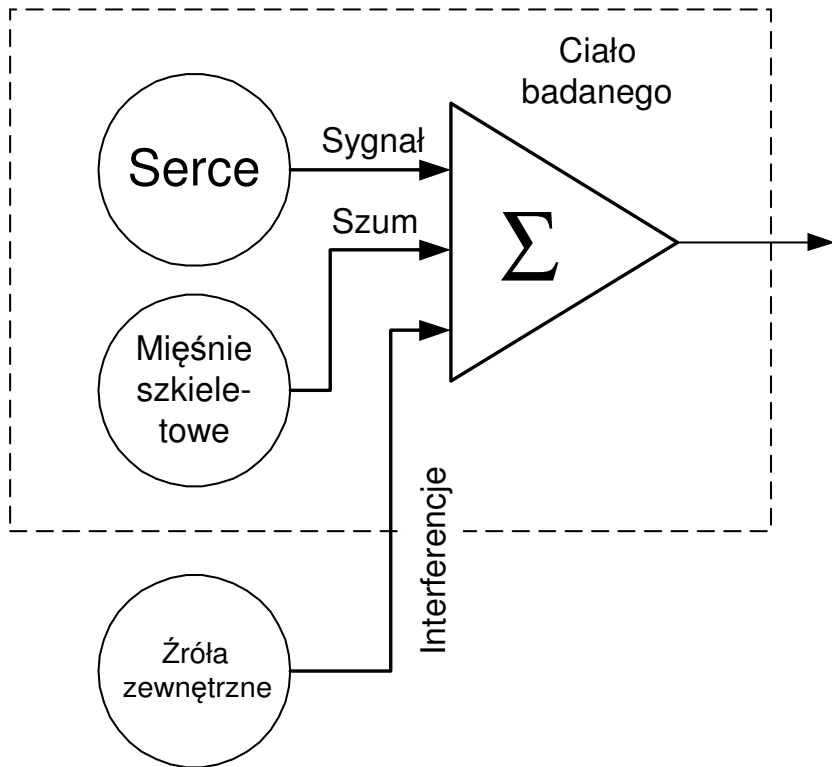
Elektroniczna Aparatura Medyczna 2018

Mateusz Moderhak



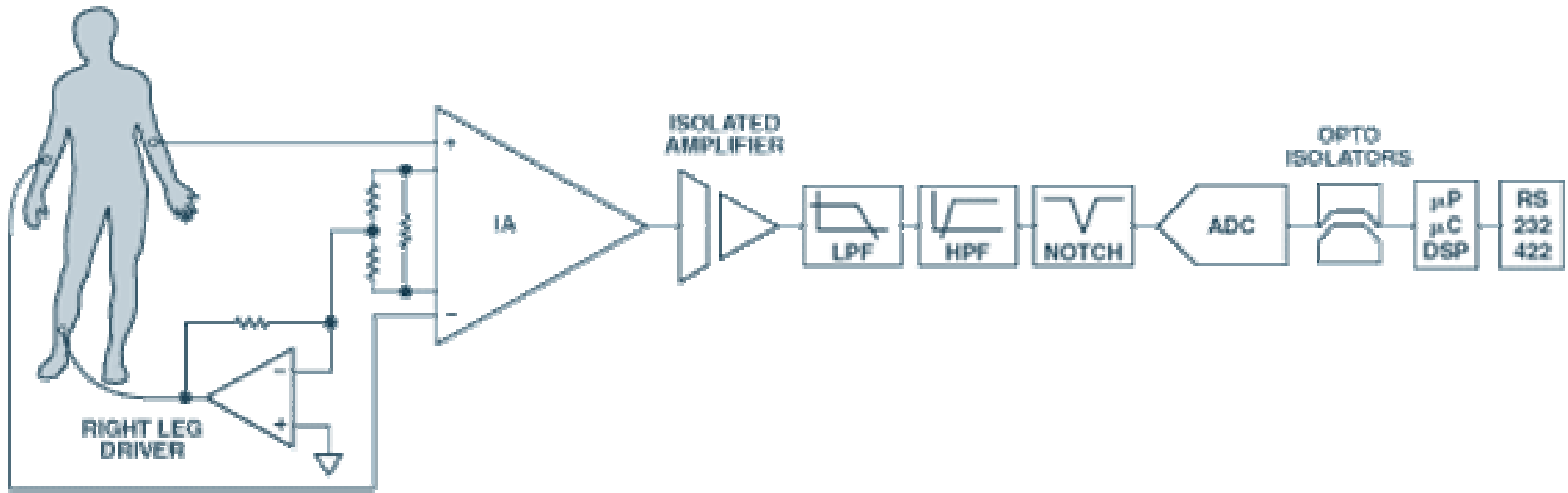




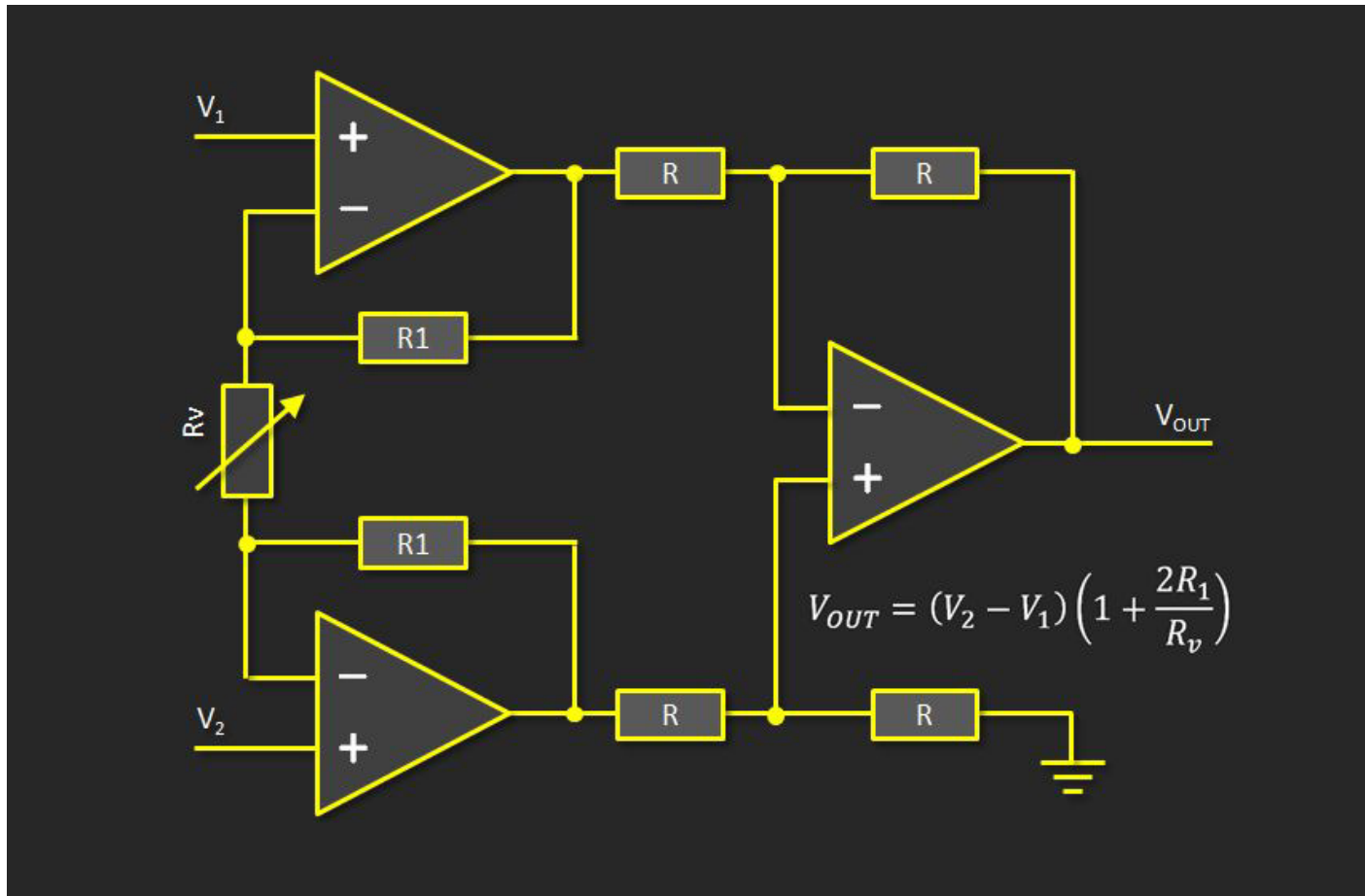


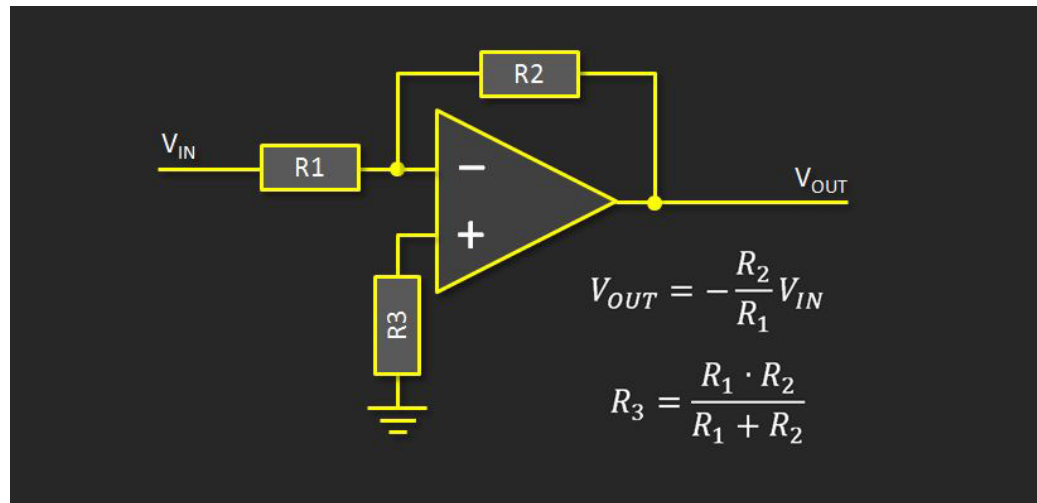
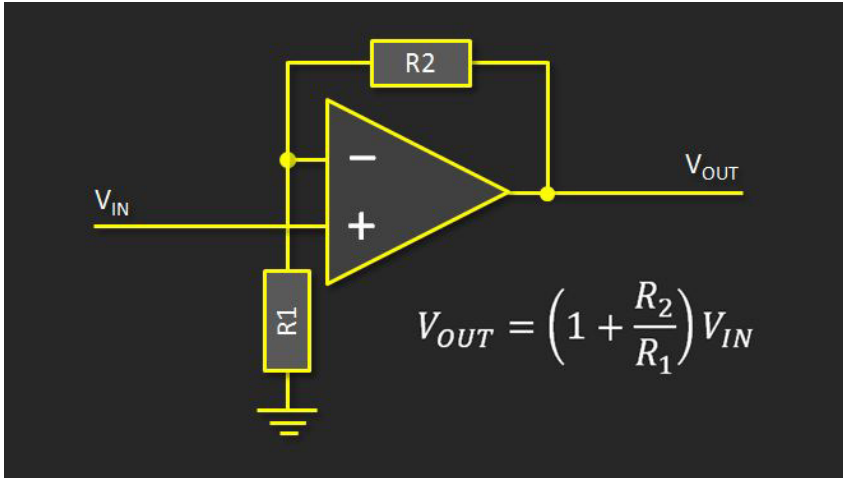
Parametry sygnału EKG

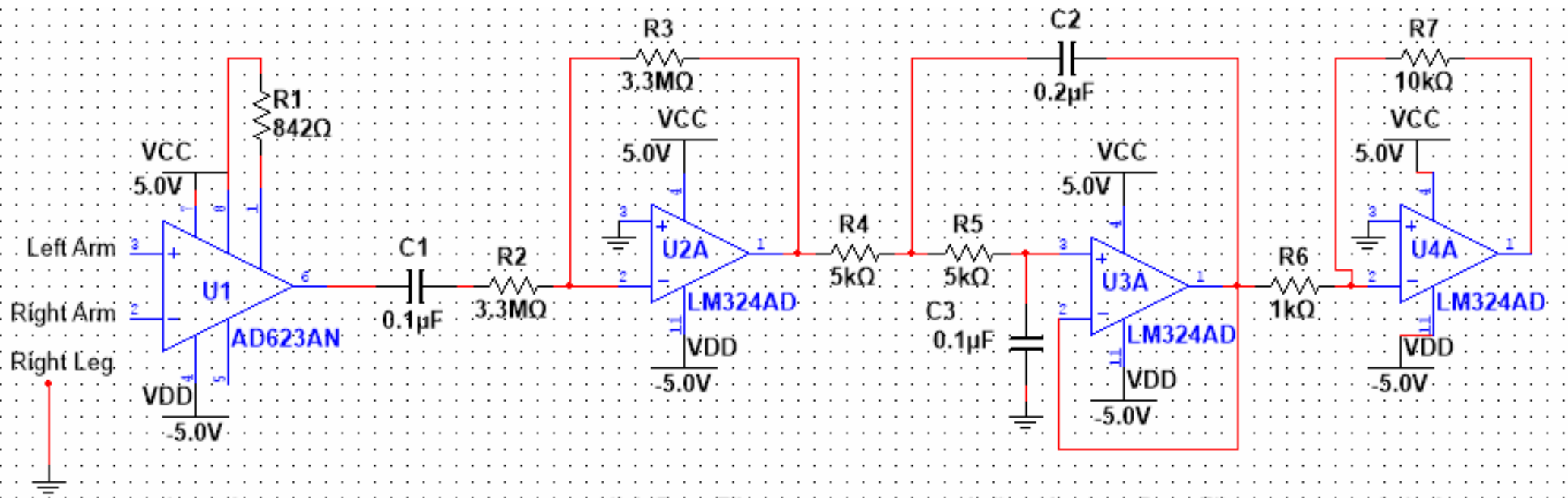
- zakres amplitudy: $0,5 - 5 \text{ mV}$,
- zakres częstotliwości: $0,05 - 250 \text{ Hz}$

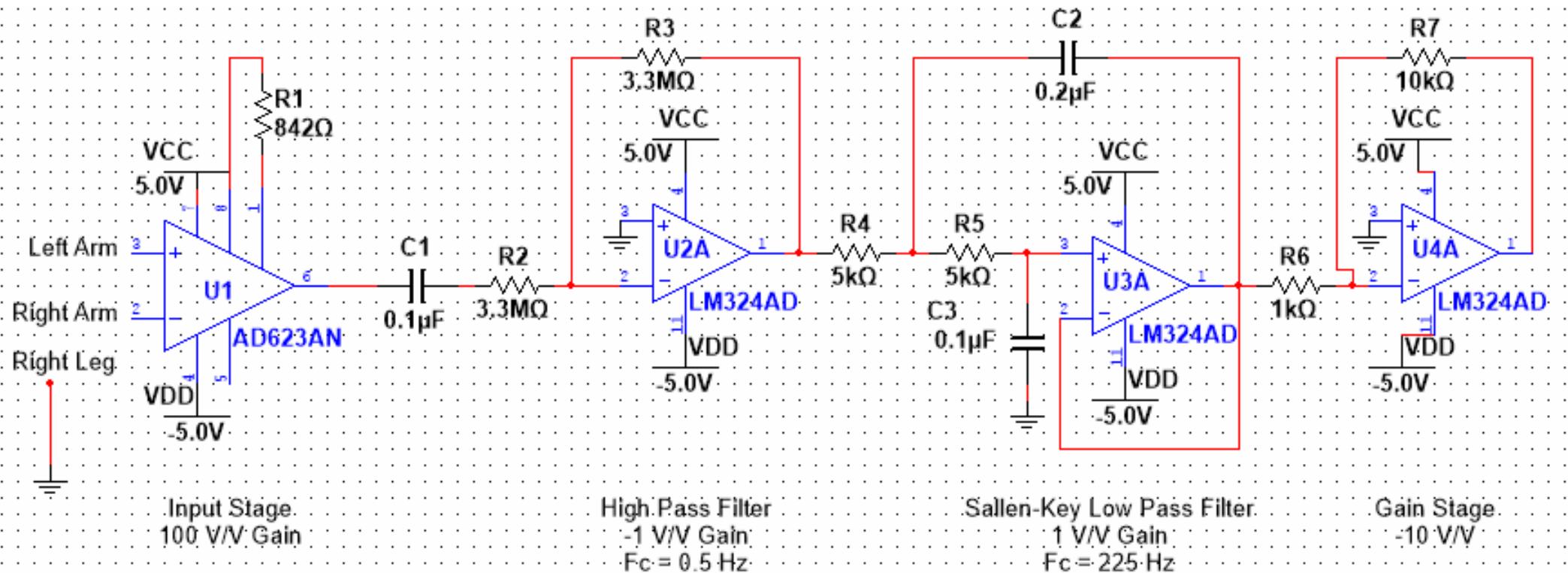


Pomiar EKG









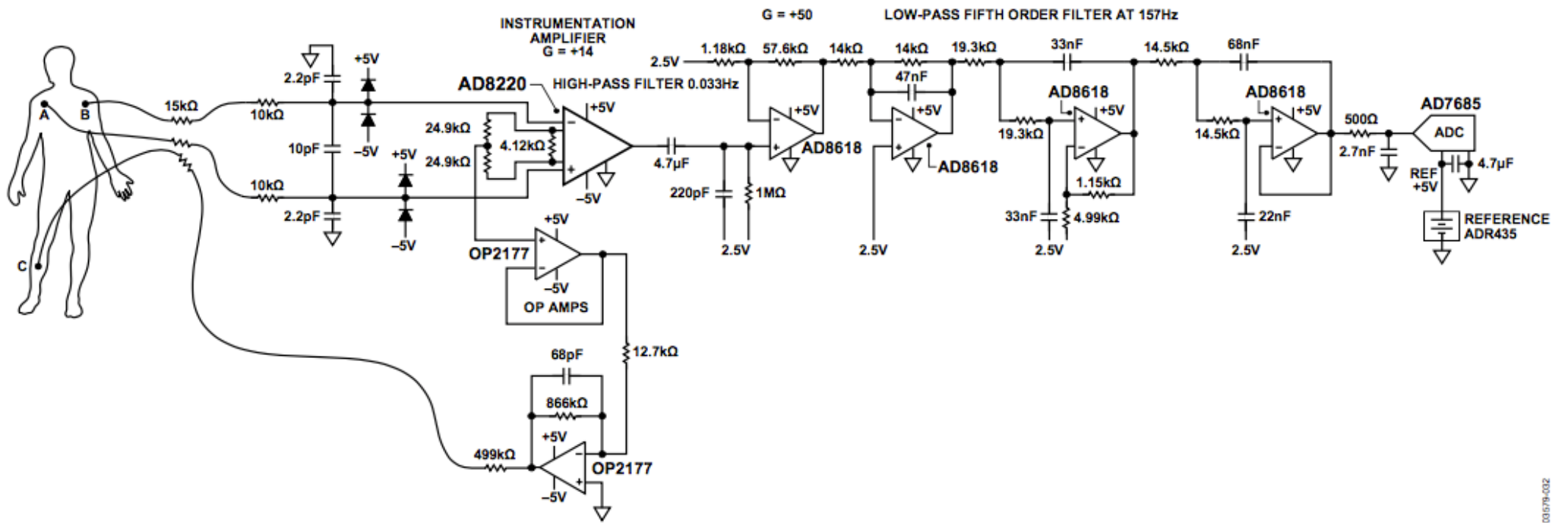


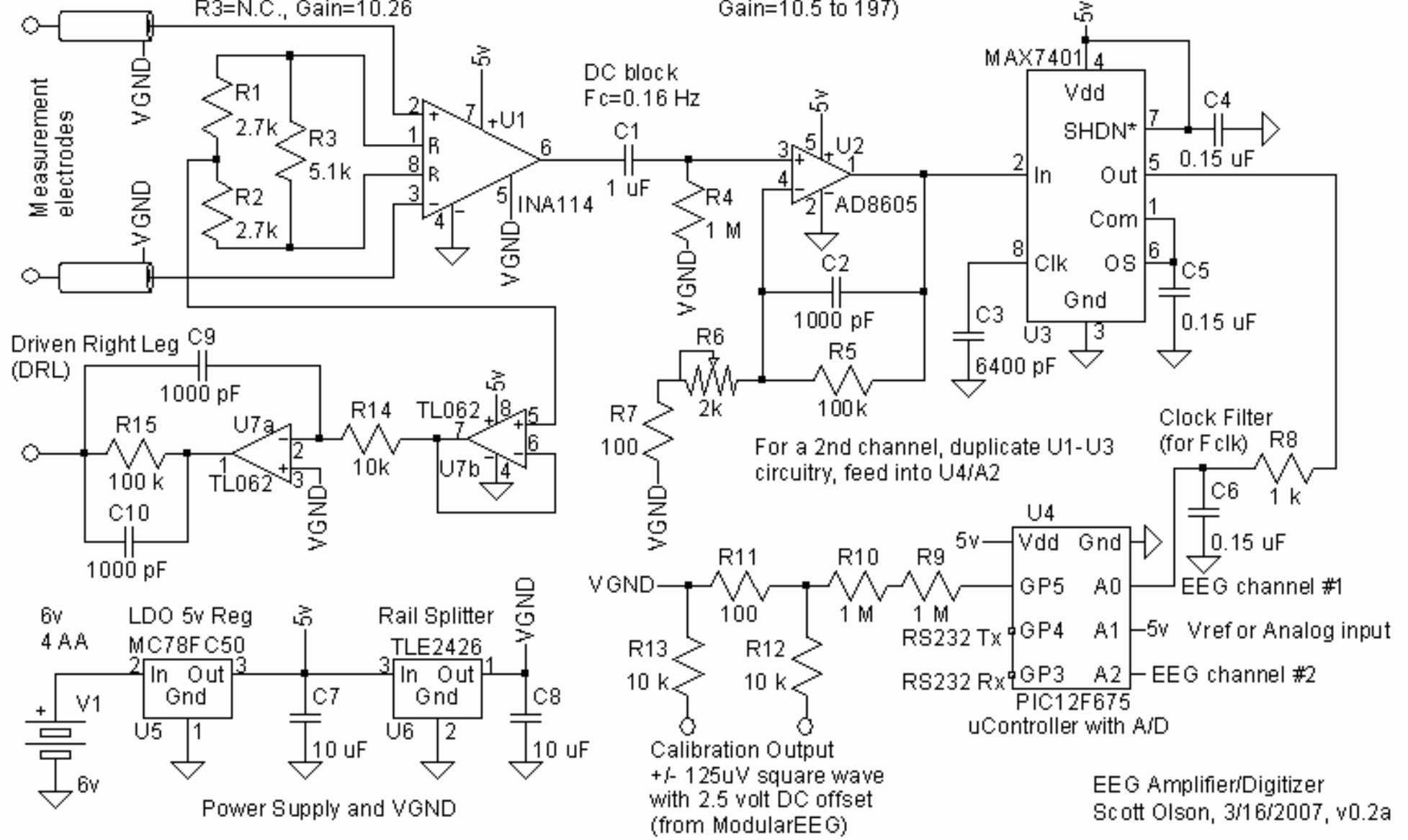
Figure 67. Example ECG Schematic

2017-03

$Req = R3 // (R1 + R2)$
 Gain(INA114 or INA128) = $1 + 50k/Req$
 Gain(LT1168 or INA129) = $1 + 49.4k/Req$
 R3=560, Gain=99.54
 R3=5.1k, Gain=20.06
 R3=N.C., Gain=10.26

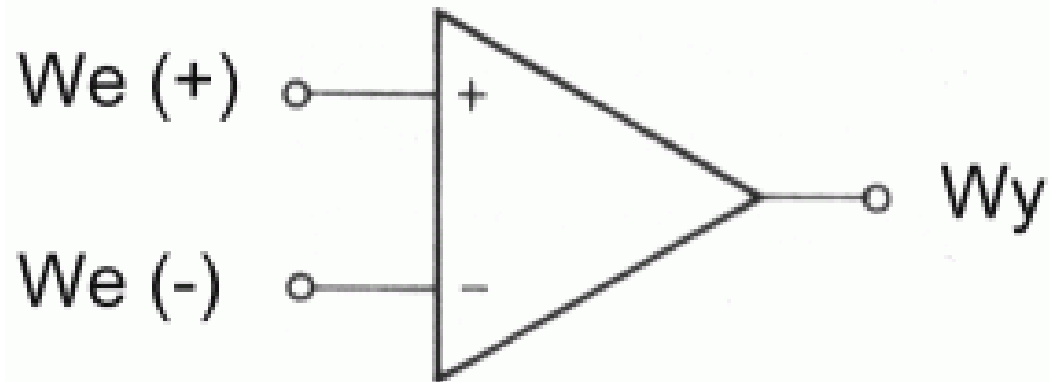
Second Gain Stage
 Gain=48.6 to 1001
 (with R6=10k, R7=510
 Gain=10.5 to 197)

8th order Bessel
 Lowpass Filter, $F_c = 59 \text{ Hz}$
 $F_c = 38e-8 / C3$
 $F_{clk} = 100 \times F_c$
 Gain = 1

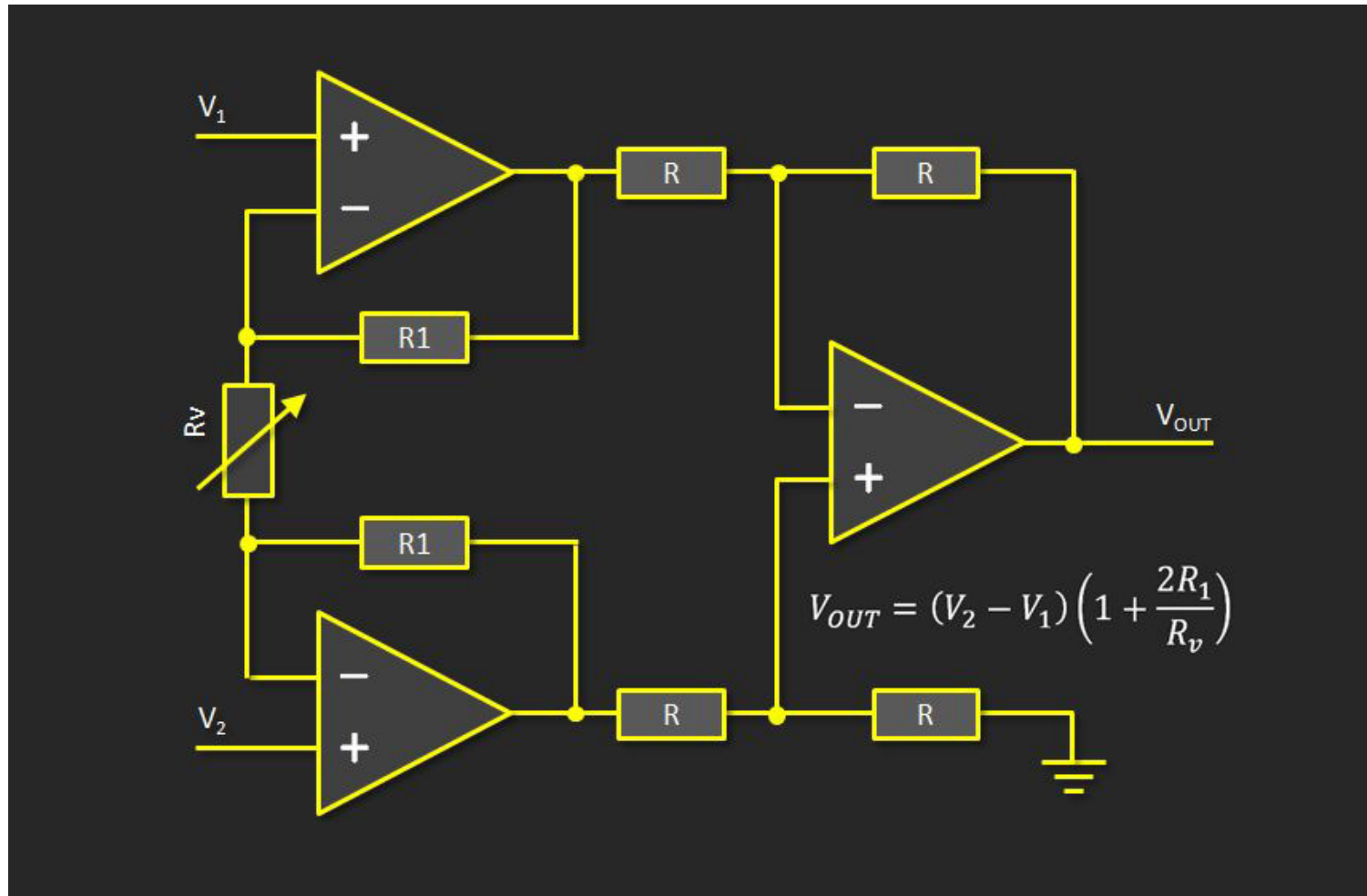


Sygnal wspólny

$$U_{we(+)} = U_{we(-)}$$



Wzmacniacz instrumentalny (pomiarowy)





CMRR

Miarą stopnia symetrii wzmacniacza różnicowego i jego zdolności do eliminowania składowych sumacyjnych na wyjściu jest tzw. współczynnikiem tłumienia sygnału sumacyjnego (wspólnego) CMRR (ang. Common Mode Rejection Ratio). Współczynnik CMRR definiuje się jako stosunek wzmocnienia sygnałów różnicowych do wzmocnienia sygnałów sumacyjnych

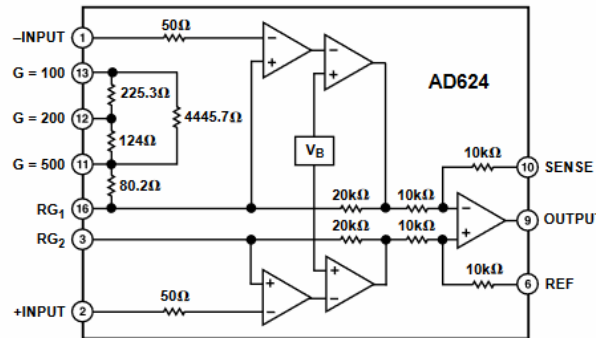
$$CMRR = \frac{K_{\text{różnicowe}}}{K_{\text{sumacyjne}}} [dB]$$

W przypadku idealnej symetrii wzmacniacza różnicowego współczynnik CMRR jest równy nieskończoności. W rzeczywistym układzie jednak współczynnik CMRR ma skończoną wartość.

FEATURES

- Low Noise: 0.2 μV p-p 0.1 Hz to 10 Hz
- Low Gain TC: 5 ppm max ($G = 1$)
- Low Nonlinearity: 0.001% max ($G = 1$ to 200)
- High CMRR: 130 dB min ($G = 500$ to 1000)
- Low Input Offset Voltage: 25 μV , max
- Low Input Offset Voltage Drift: 0.25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
- Gain Bandwidth Product: 25 MHz
- Pin Programmable Gains of 1, 100, 200, 500, 1000
- No External Components Required
- Internally Compensated

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



PRODUCT DESCRIPTION

The AD624 is a high precision, low noise, instrumentation amplifier designed primarily for use with low level transducers, including load cells, strain gauges and pressure transducers. An outstanding combination of low noise, high gain accuracy, low gain temperature coefficient and high linearity make the AD624 ideal for use in high resolution data acquisition systems.

The AD624C has an input offset voltage drift of less than

FEATURES

- Easy to use
 - Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
 - Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
 - Higher performance than 3 op amp IA designs
 - Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
 - Low power, 1.3 mA max supply current
- Excellent dc performance (B grade)
 - 50 μV max, input offset voltage
 - 0.6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max, input offset drift
 - 1.0 nA max, input bias current
 - 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)
- Low noise
 - 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
 - 0.28 μV p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)
- Excellent ac specifications
 - 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
 - 15 μs settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

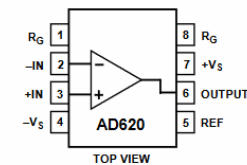


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μV max, and offset drift of 0.6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with

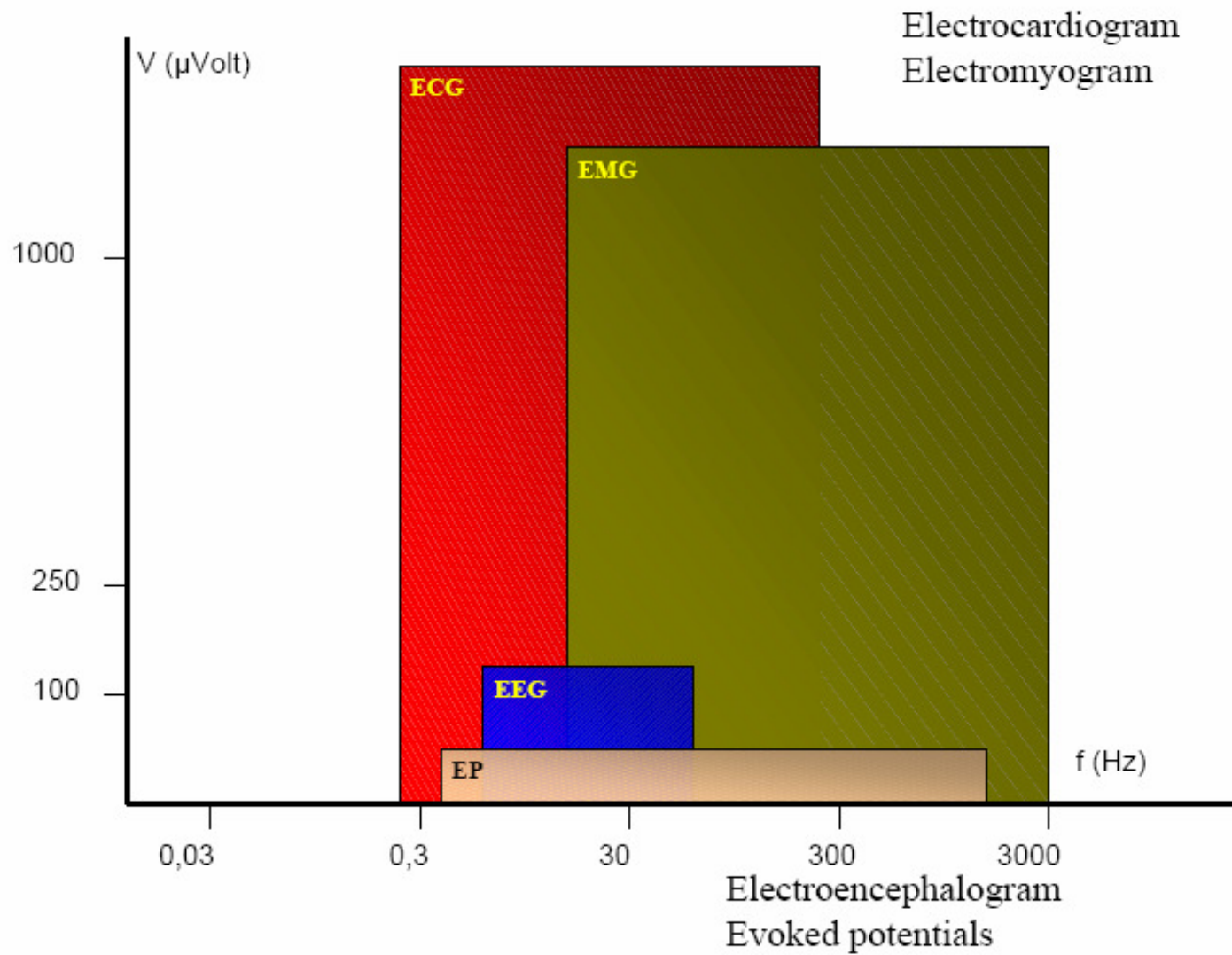
DC Electrical Characteristics ⁽¹⁾

Symbol	Parameter	Conditions	TL082C			Units
			Min	Typ	Max	
V _{OS}	Input Offset Voltage	R _S = 10 kΩ, T _A = 25°C Over Temperature		5	15	mV
					20	mV
ΔV _{OS} /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R _S = 10 kΩ		10		μV/°C
I _{OS}	Input Offset Current	T _J = 25°C, ⁽¹⁾ ⁽²⁾ T _J ≤ 70°C		25	200	pA
					4	nA
I _B	Input Bias Current	T _J = 25°C, ⁽¹⁾ ⁽²⁾ T _J ≤ 70°C		50	400	pA
					8	nA
R _{IN}	Input Resistance	T _J = 25°C		10 ¹²		Ω
A _{VOL}	Large Signal Voltage Gain	V _S = ±15V, T _A = 25°C, V _O = ±10V, R _L = 2 kΩ Over Temperature	25	100		V/mV
			15			V/mV
V _O	Output Voltage Swing	V _S = ±15V, R _L = 10 kΩ	±12	±13.5		V
V _{CM}	Input Common-Mode Voltage Range	V _S = ±15V	±11	+15		V
				-12		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	R _S ≤ 10 kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	⁽³⁾	70	100		dB
I _S	Supply Current			3.6	5.6	mA

(1) These specifications apply for V_S = ±15V and 0°C ≤ T_A ≤ +70°C. V_{OS}, I_B and I_{OS} are measured at V_{CM} = 0.

(2) The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature, T_J. Due to the limited production test time, the input bias currents measured are correlated to junction temperature. In normal operation the junction temperature rises above the ambient temperature as a result of internal power dissipation, P_D. T_J = T_A + θ_{JA} P_D where θ_{JA} is the thermal resistance from junction to ambient. Use of a heat sink is recommended if input bias current is to be kept to a minimum.

(3) Supply voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously in accordance with common practice. V_S = ±6V to ±15V.





Elektromiografia

- elektromiografia [gr. élektron ‘bursztyn’, mys, myós ‘mięsień’, gráphō ‘piszę’], EMG,:
- jedna z metod diagnostycznych elektrografii polegająca na odbiorze, rejestracji i analizie sygnałów elektr. generowanych przez mięśnie szkieletowe podczas skurczu (potencjały bioelektryczne);



Elektromiografia - EMG

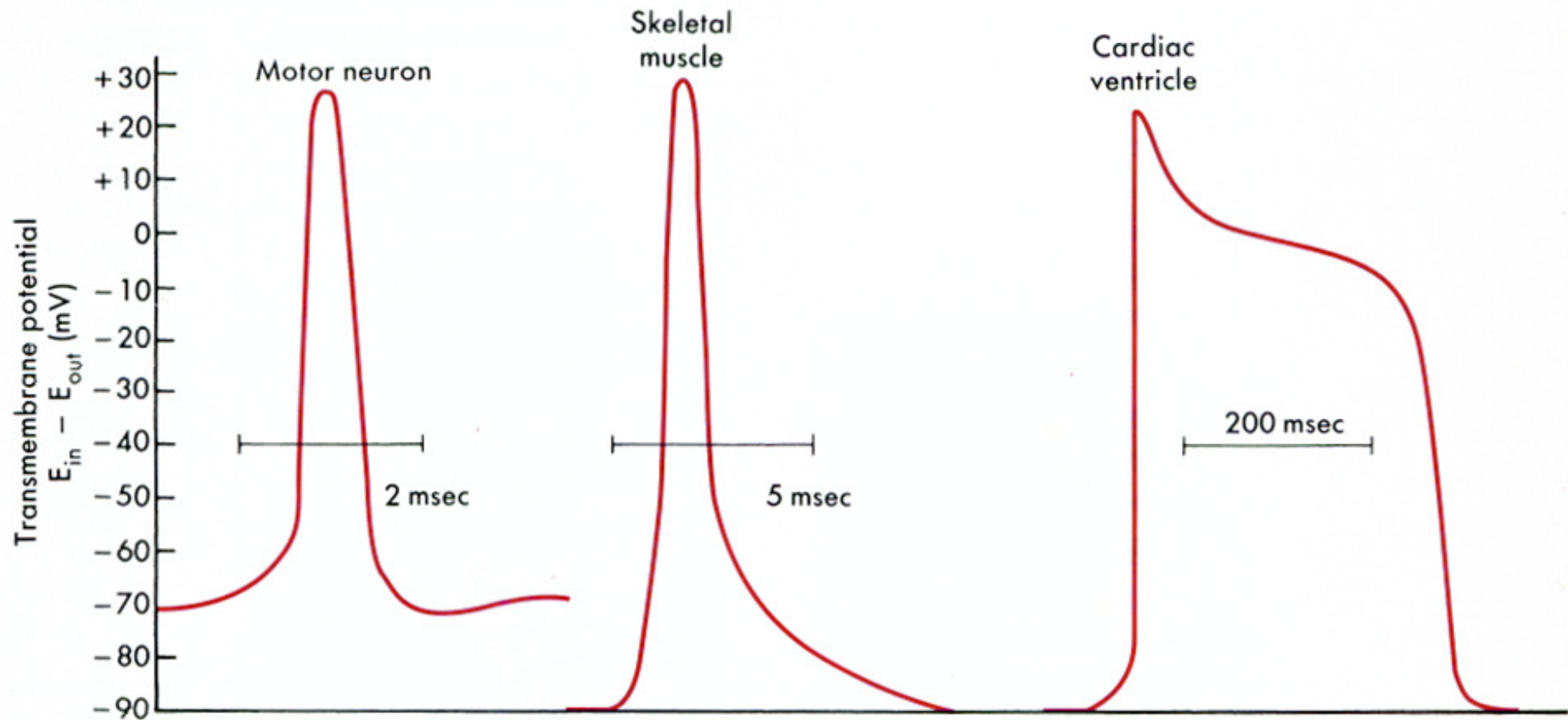
- Początki elektromiografii nierozzerwalnie wiążą się z rozwojem metod pomiaru napięć bioelektrycznych, których prekursorem stał się profesor anatomii Uniwersytetu Bolońskiego Luigi Galvani (1786–1797).
- W 1792 roku opisał on skurcz mięśnia żaby wywołany elektrycznością a dokładniej – iskrą wytworzoną w maszynie elektrostatycznej.
- Stwierdził także, iż dotykane żabich udek metalowymi prętami, również wywołuje ich skurcz.



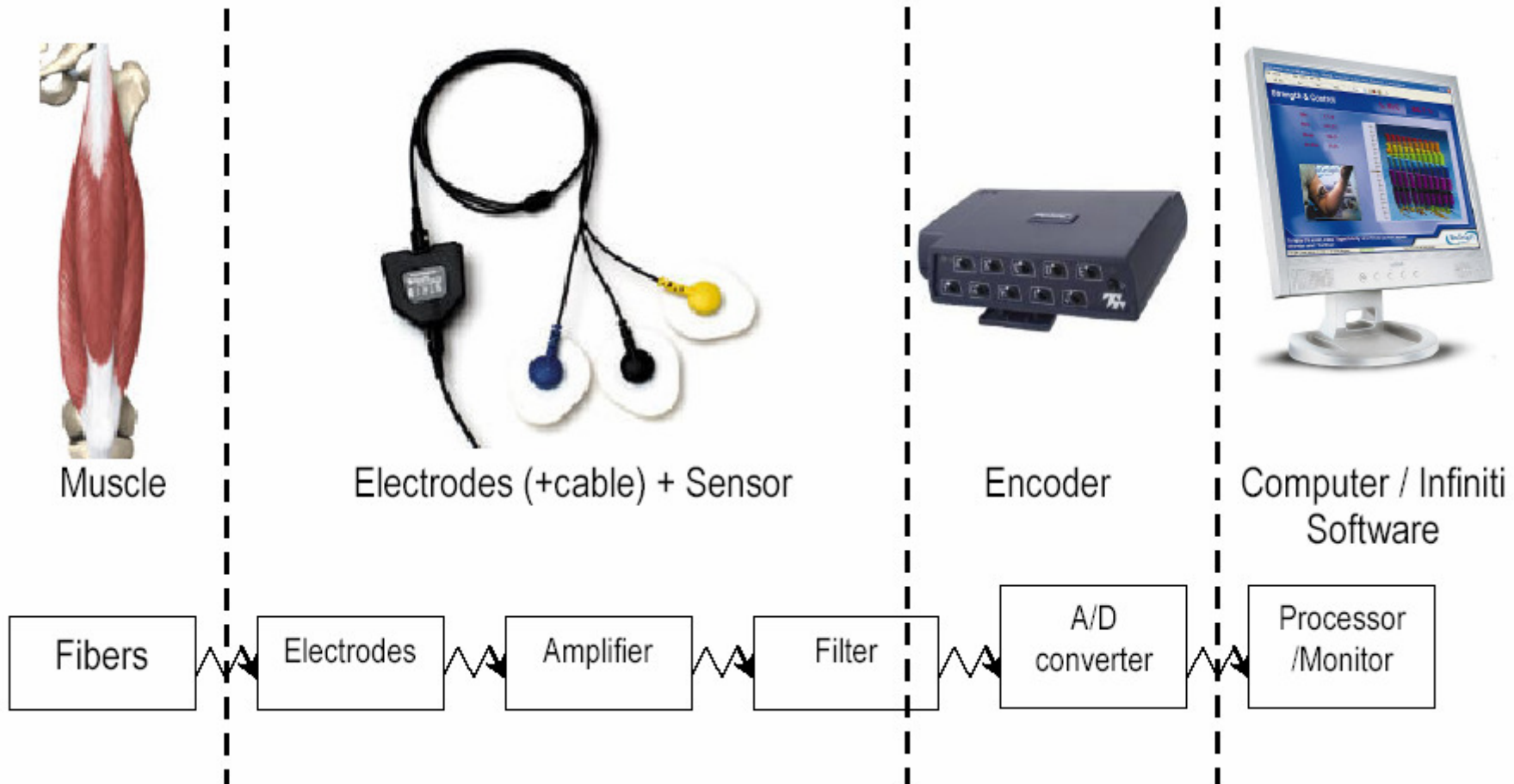
EMG

- Alessandro Volta (1745–1827), twórca pierwszej baterii elektrycznej w swoich doświadczeniach dowiódł, iż rzeczywistą przyczyną powstawania „elektryczności zwierzęcej” jest zamknięcie obwodu przez tkankę mięśniową w momencie zetknięcia dwóch różnych metali i powstanie tzw. napięcia kontaktowego.
- Odpowiednikiem tego układu stało się połączenie elektrod miedzianej i cynkowej zanurzonych w wodnym roztworze kwasu siarkowego.

Potencjał czynnościowy

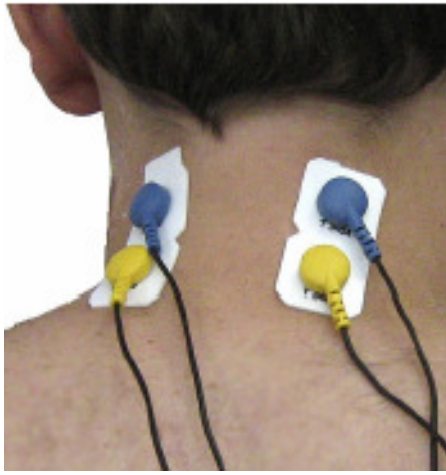


EMG

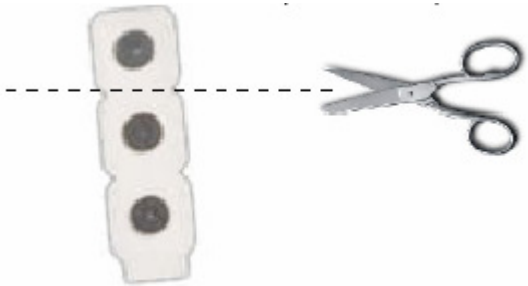




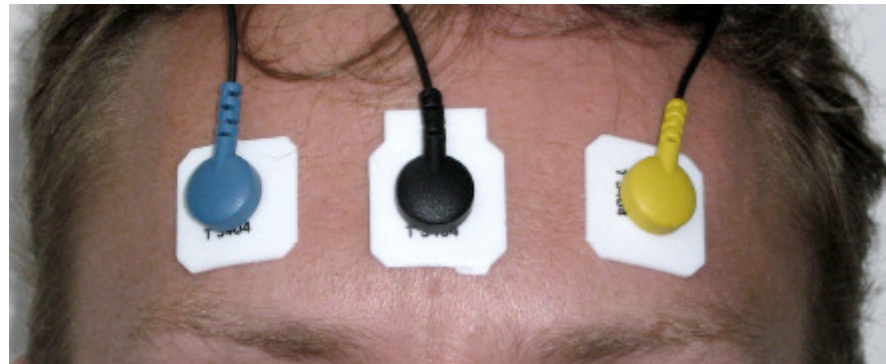
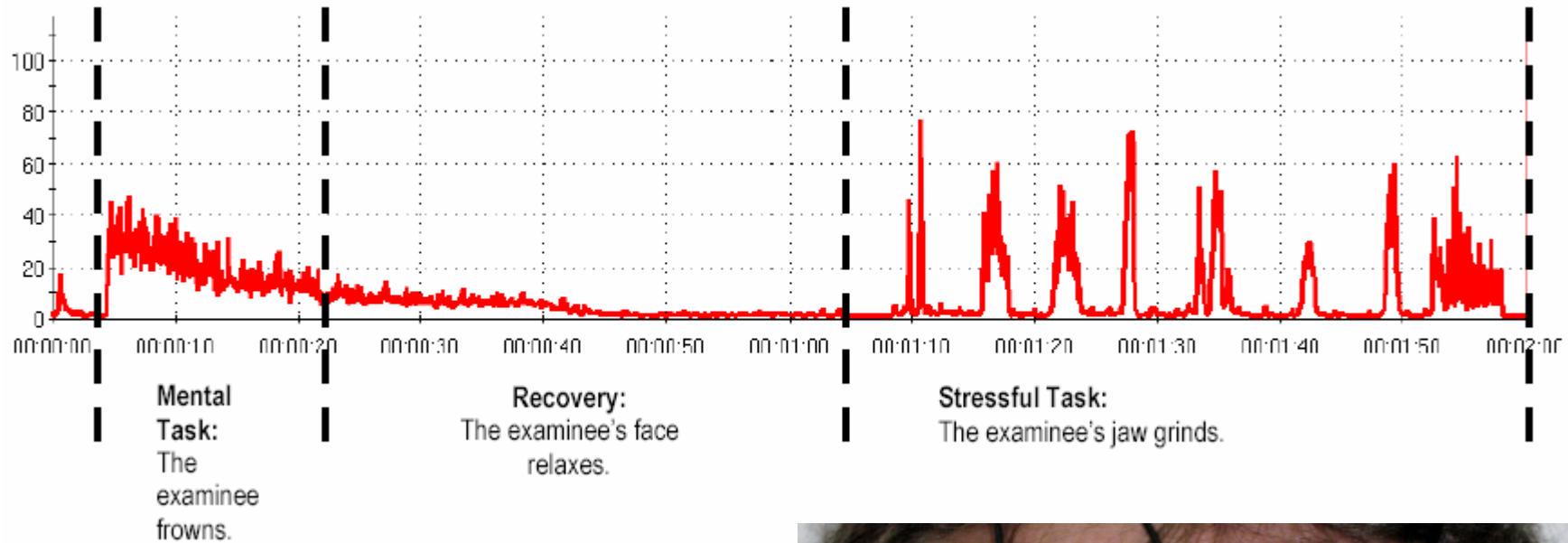
EMG



+



Elektrody do EMG umieszczone na twarzy. Ich aktywność można b. łatwo wykryć i korelować z emocjami



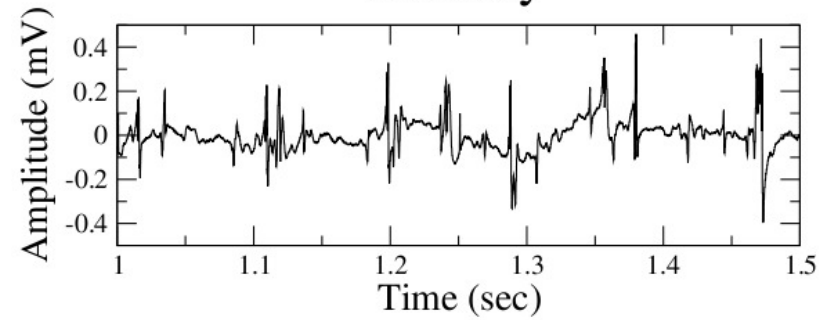


EMG

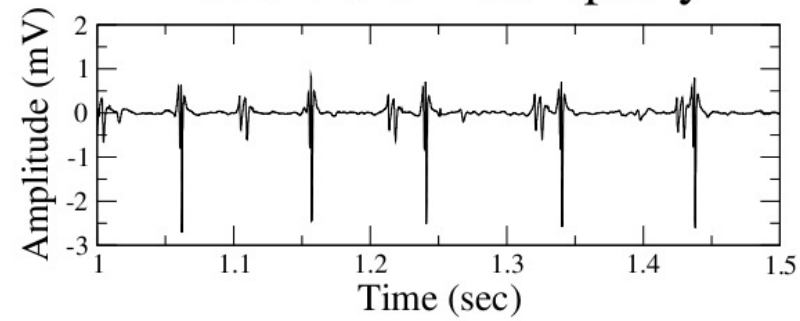
- Badanie siły maksymalnego skurczu mięśnia, zmęczenia mięśni
- Diagnostowanie schorzeń mięśni
- Diagnostowanie schorzeń neurologicznych - neuropatia
- Interfejs człowiek – komputer
- Protezy



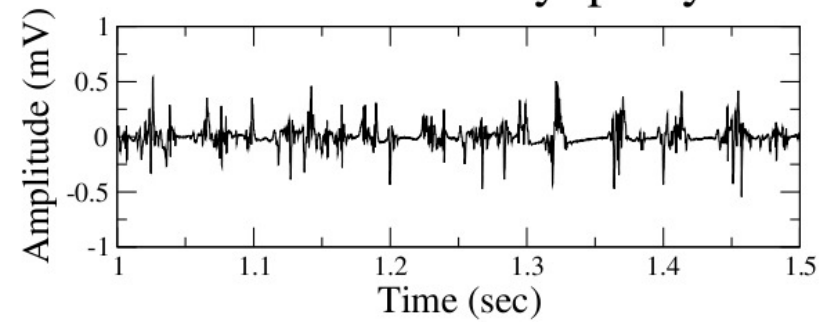
Healthy



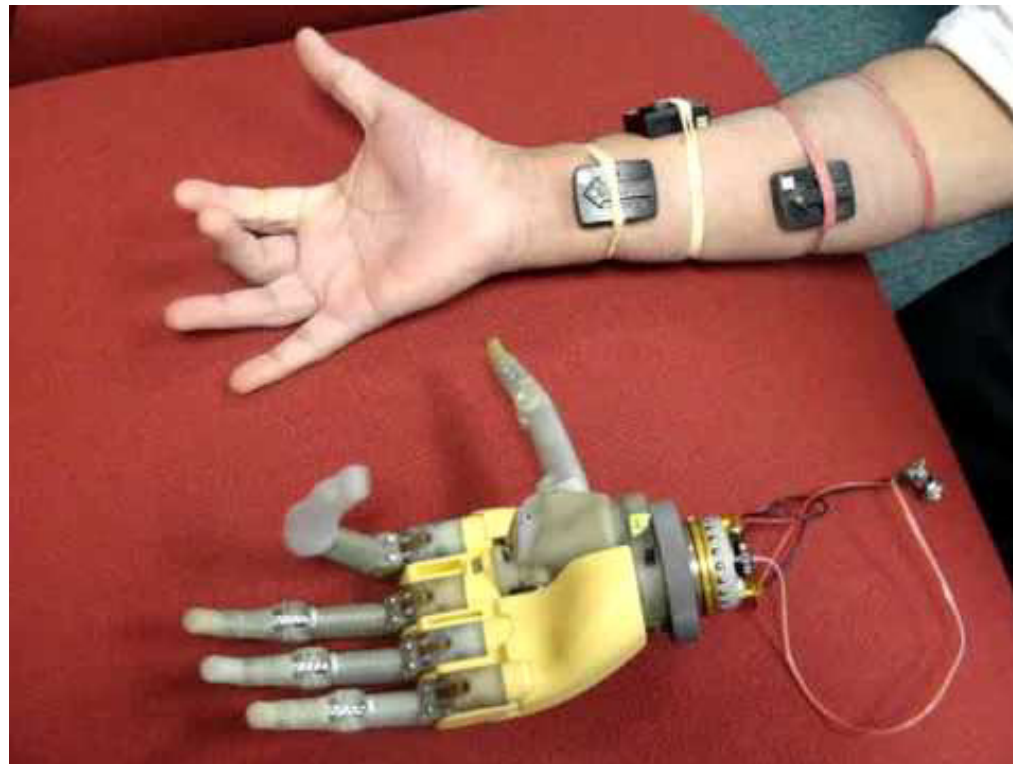
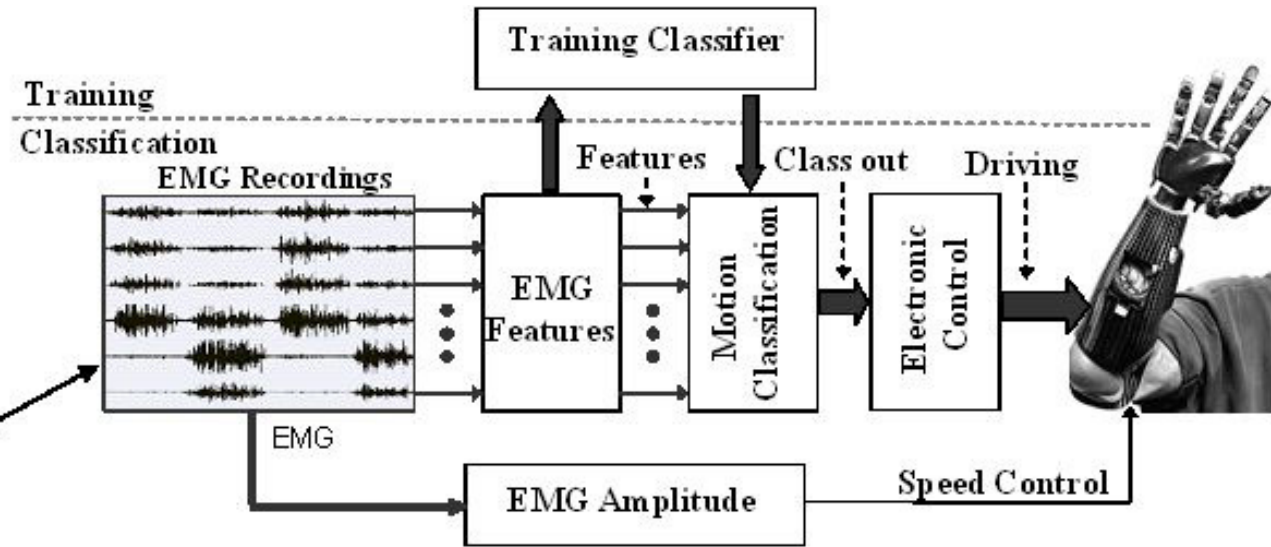
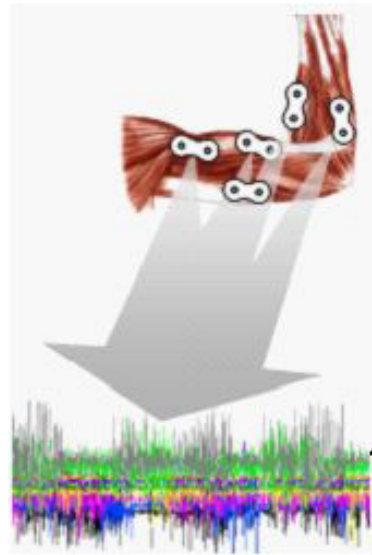
Patient with Neuropathy



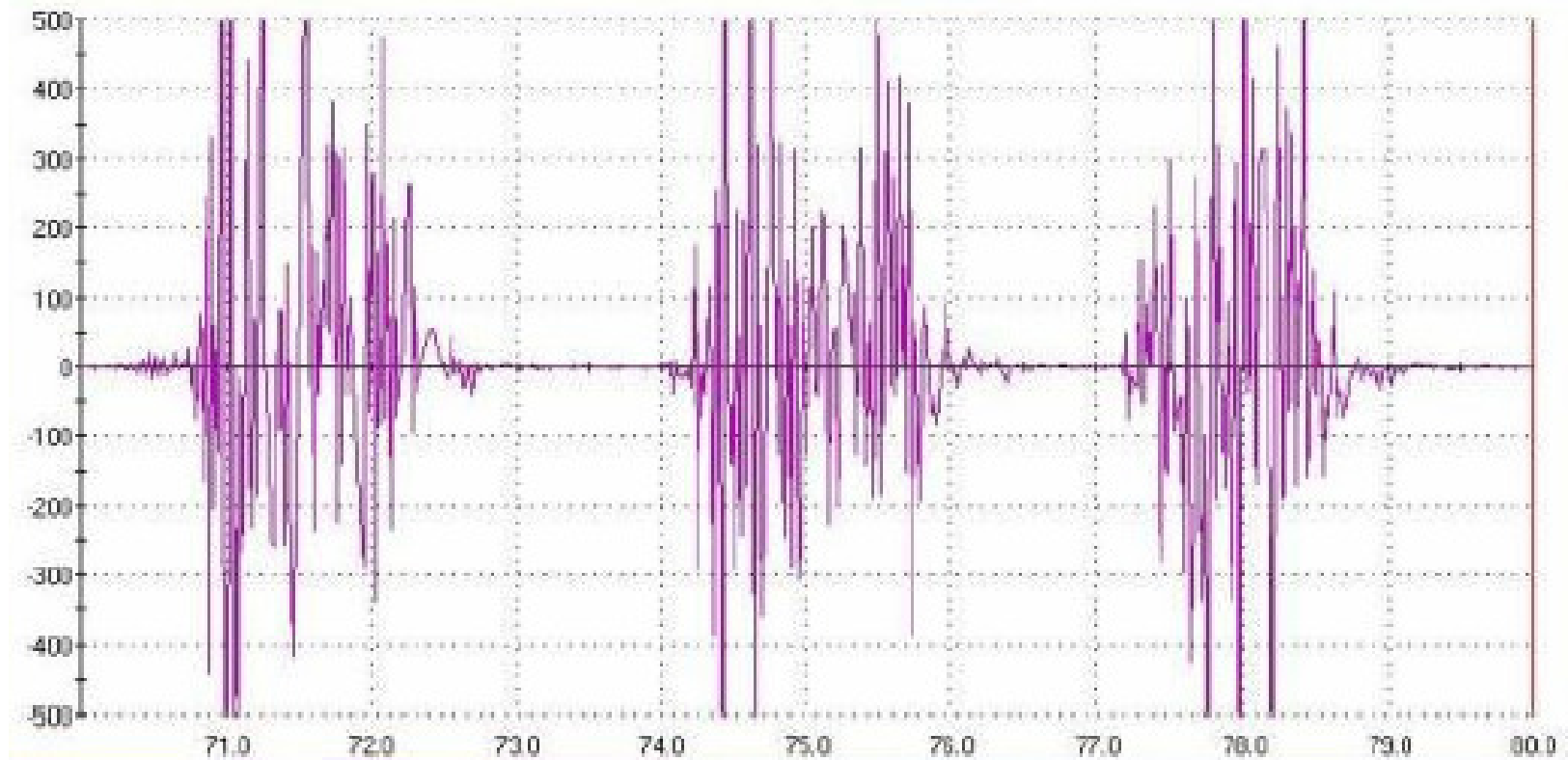
Patient with Myopathy



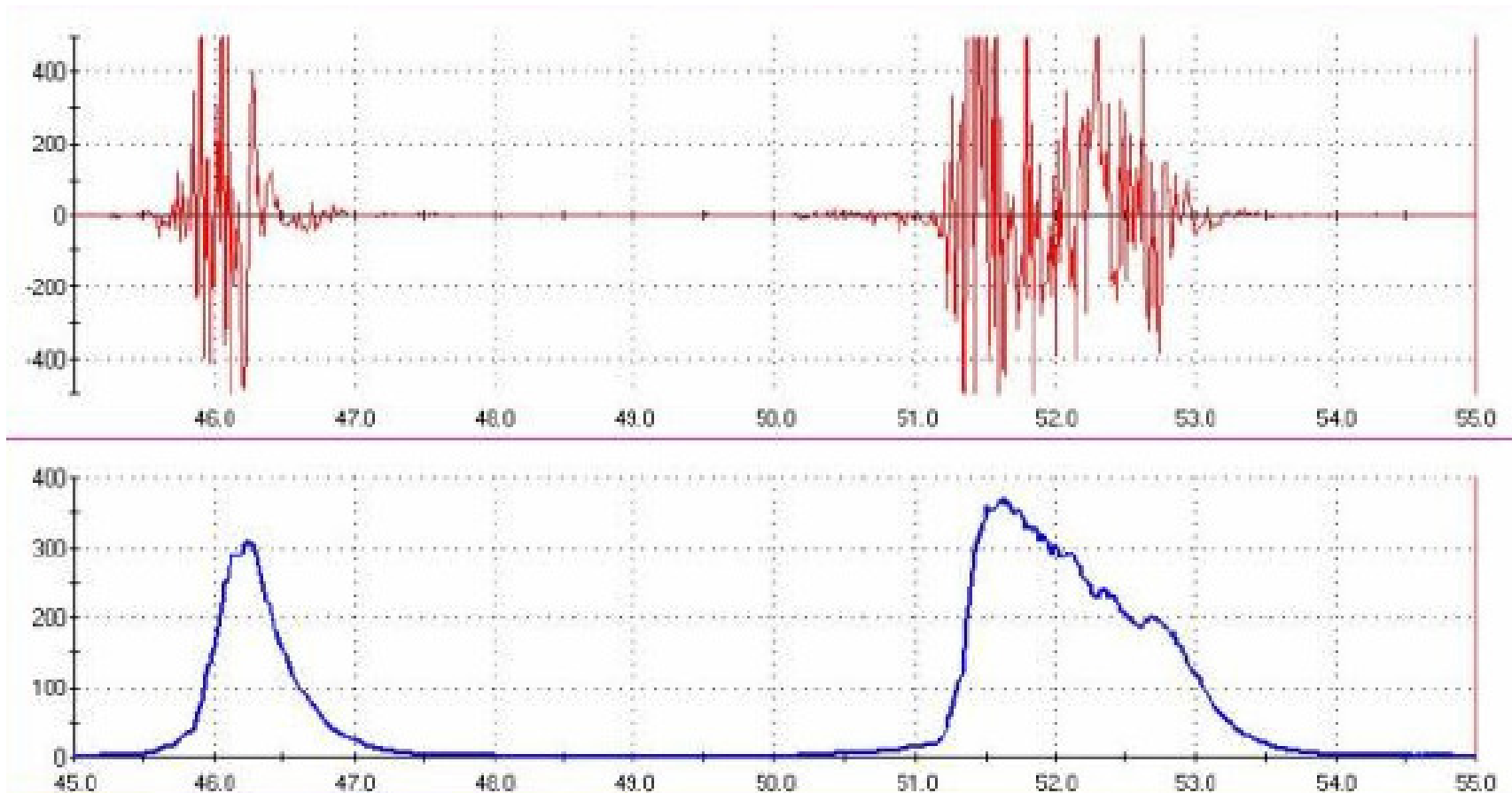




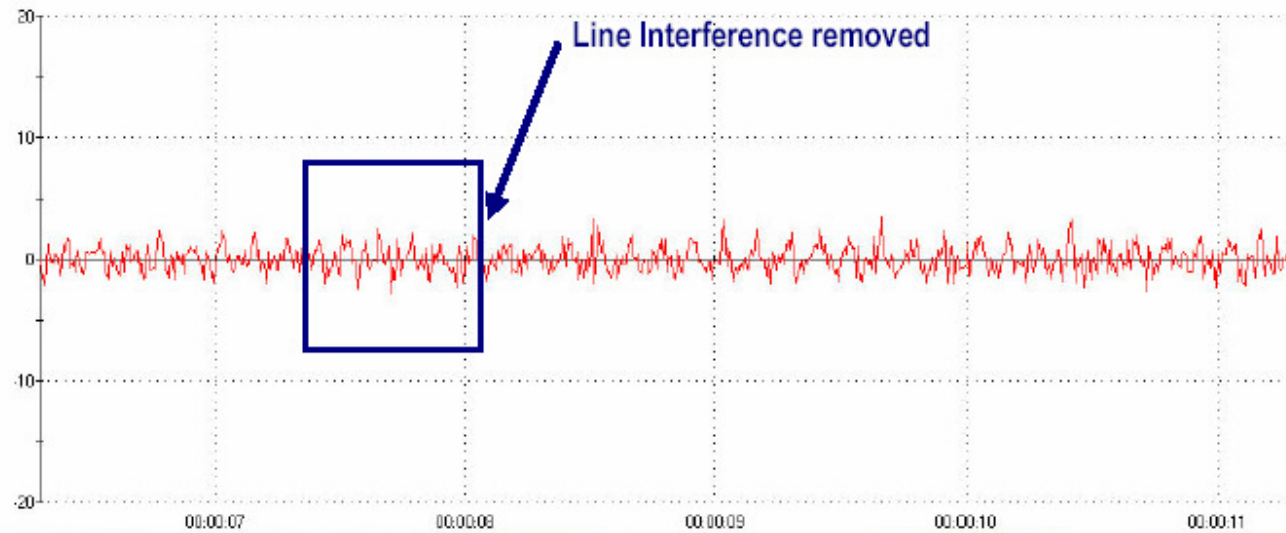
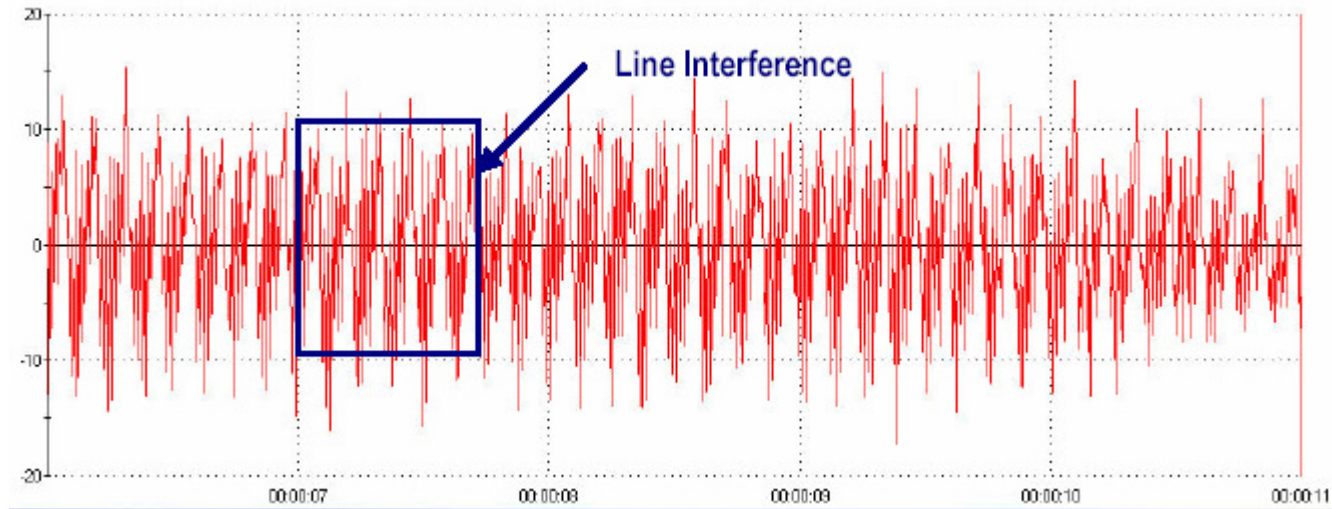
EMG – kształt przebiegu



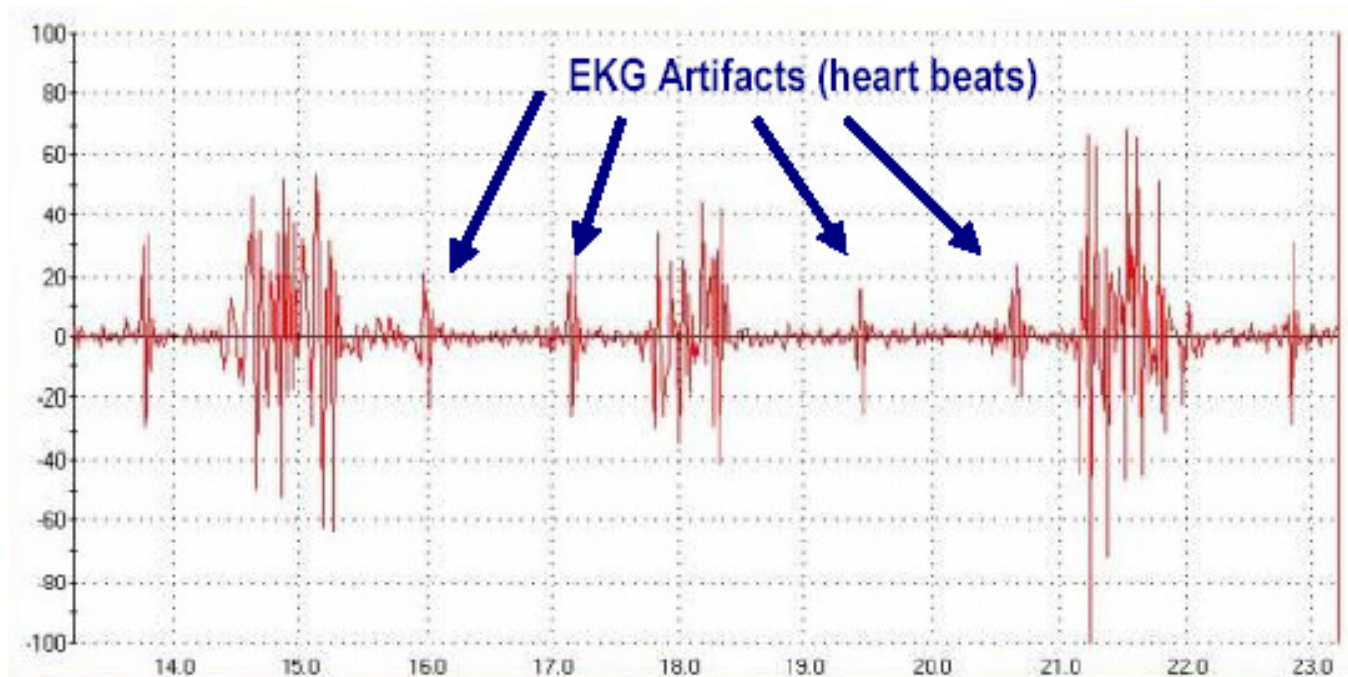
EMG – kształt przebiegu



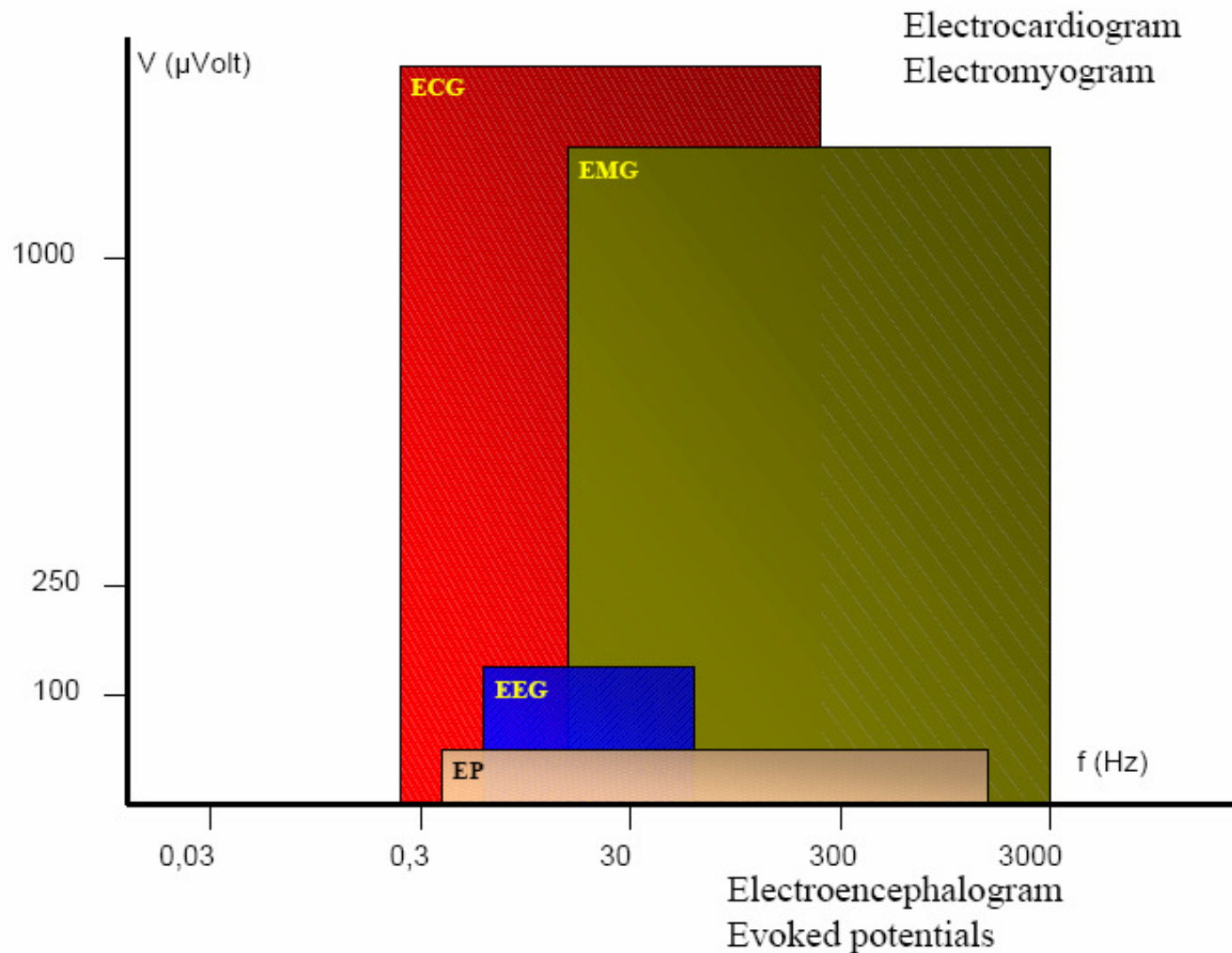
EMG zakłócenia



EMG zakłócenia

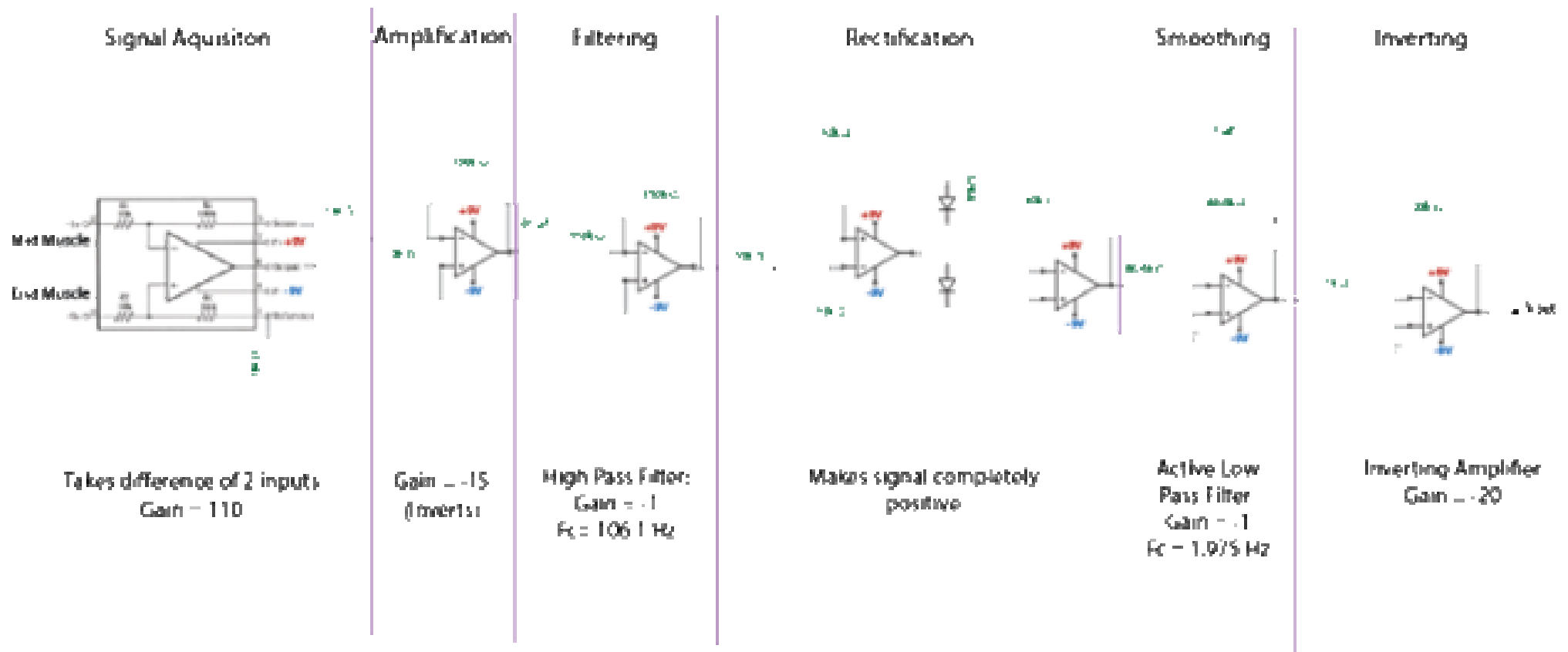


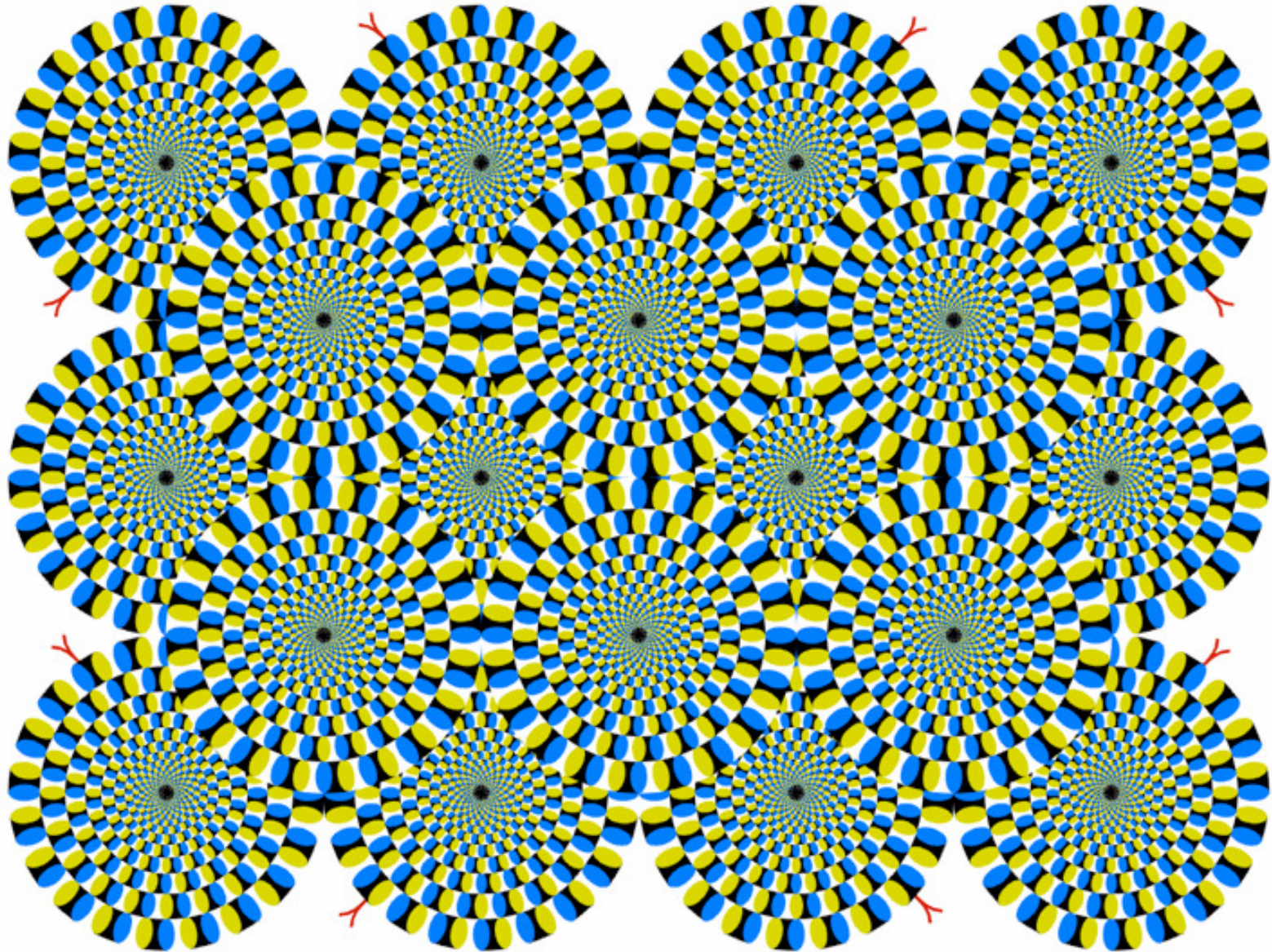
Schemat blokowy układu do pomiaru EMG



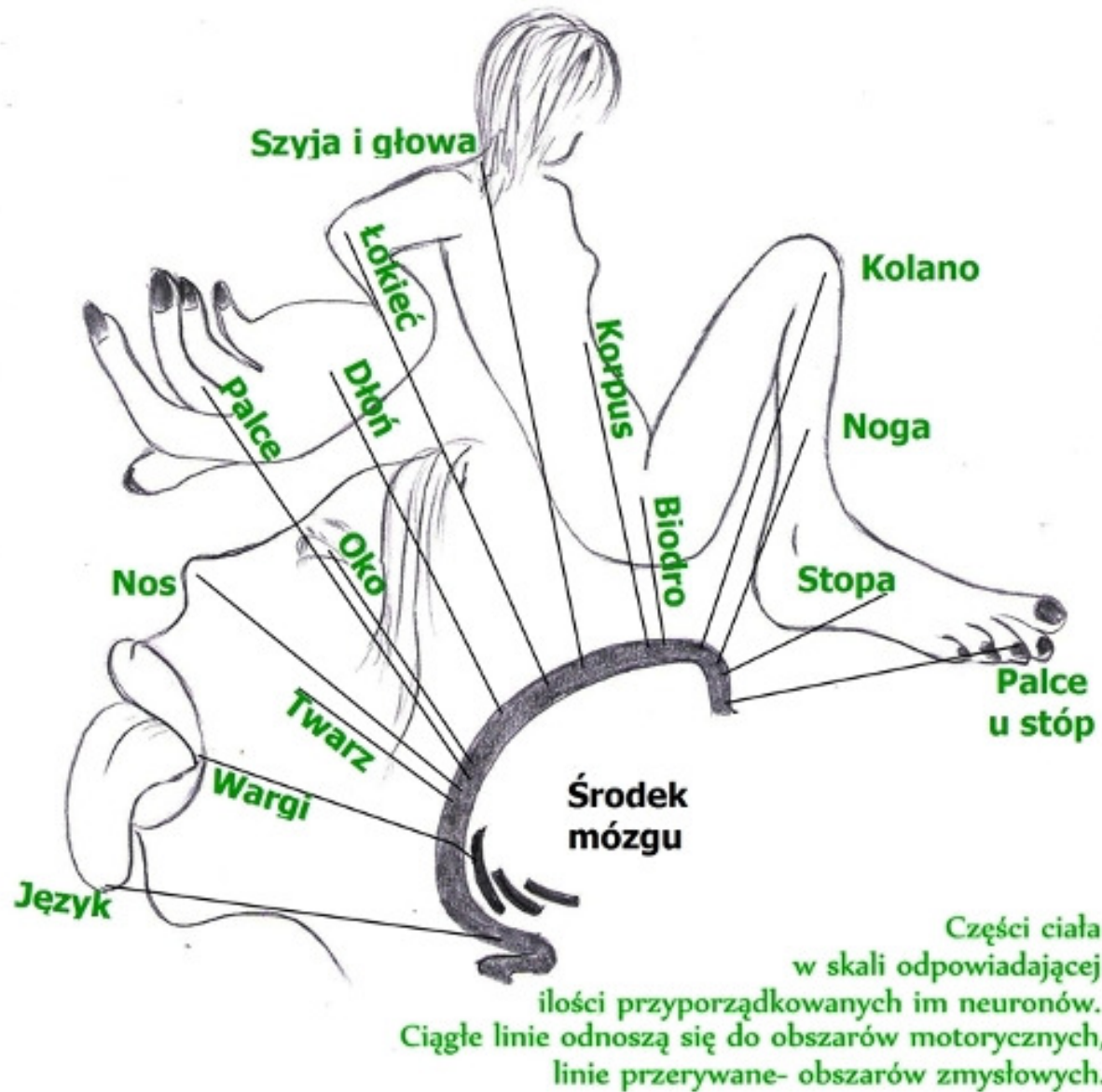
Electromyogram (EMG) Circuit Diagram

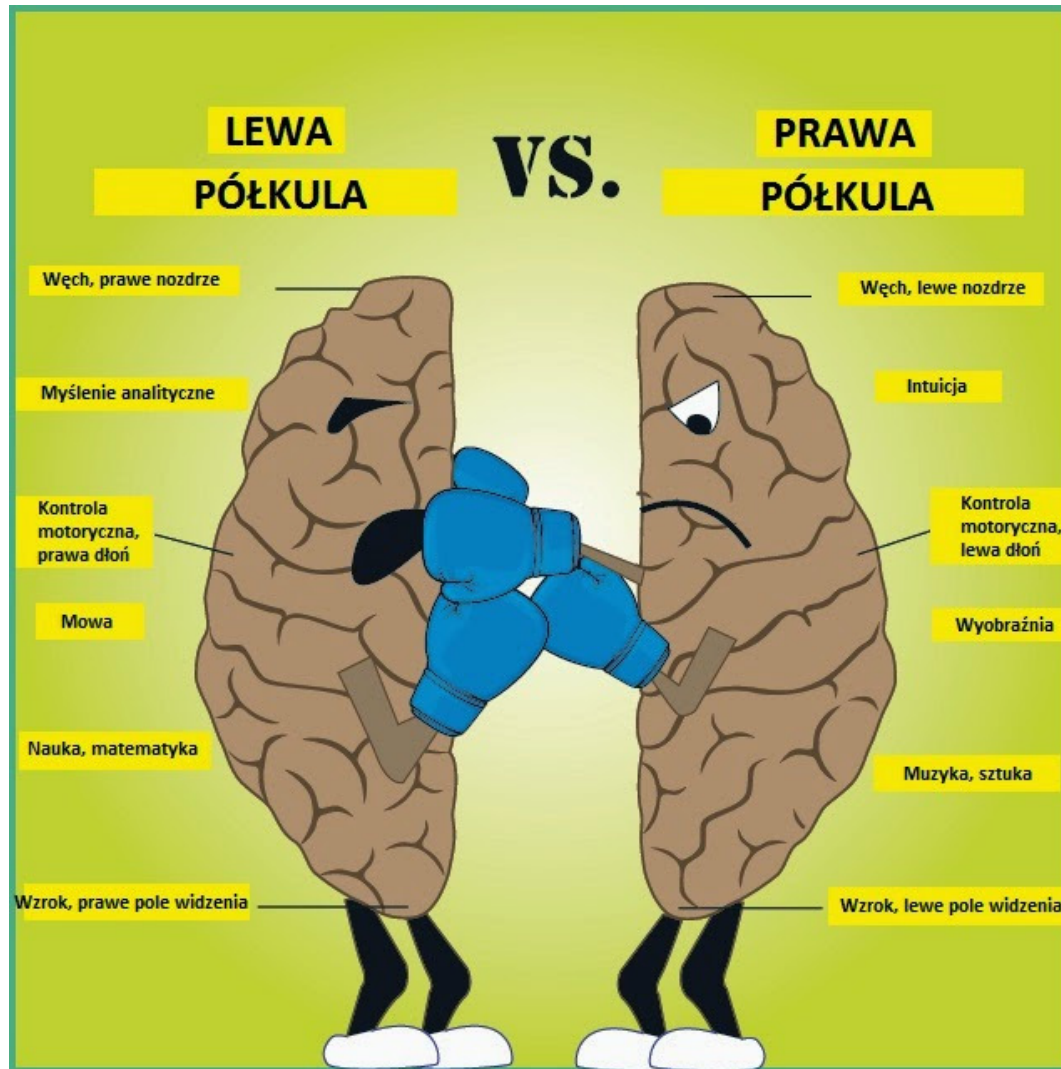
Prosthetic Design and Development OSS

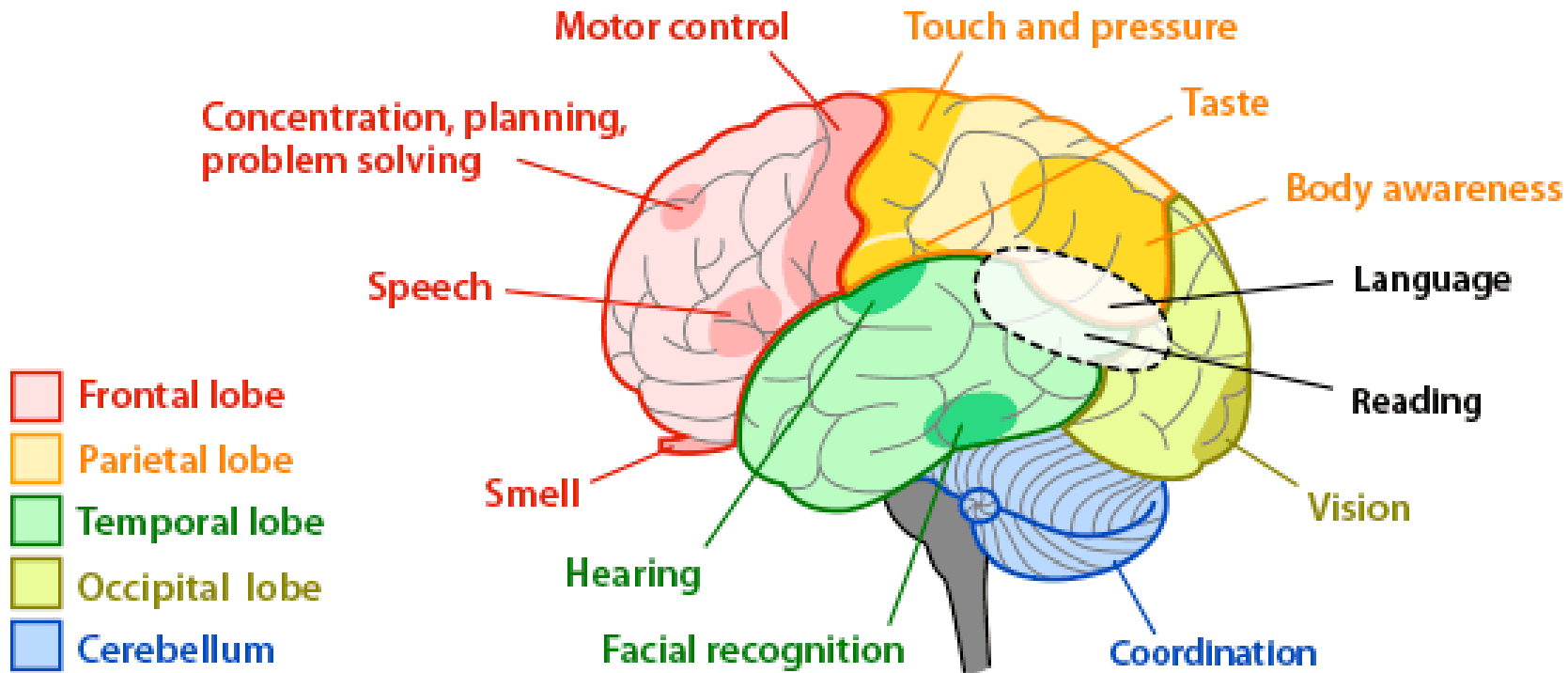




Elektroencefalografia










Elektroencefalografia - EEG

- elektroencefalografia [gr. *élektron* ‘bursztyn’, *egképhalos* ‘mózg’, *gráphō* ‘piszę’], EEG:
- metoda badania mózgu za pomocą elektroencefalografu, polegająca na pomiarze i rejestracji przebiegów czasowych potencjałów elektr. mózgu i ich analizie.

- 
- Badanie faz snu
 - Diagnostyka epilepsji
 - Brain Computer Interface – BCI
 - Potencjały wywołane: AEP, VEP...



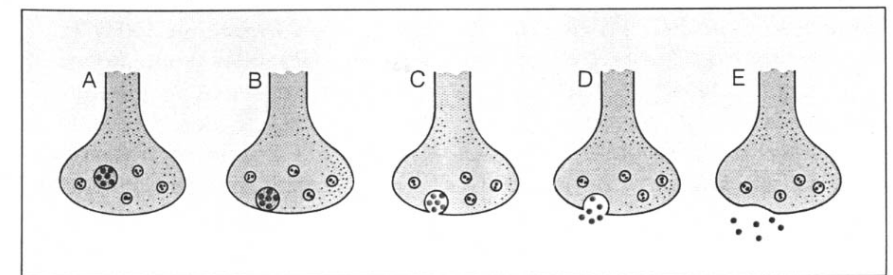
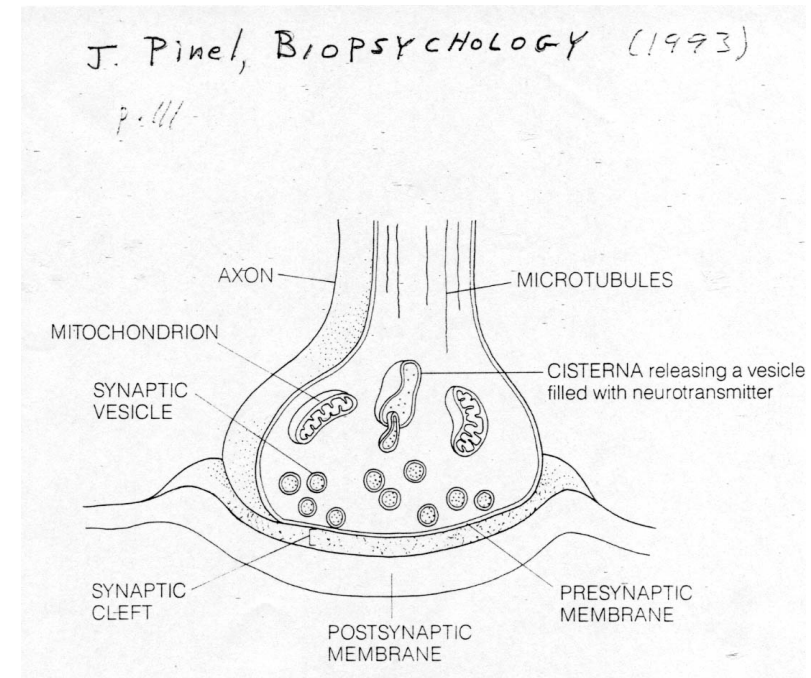
EEG

- Pomiar EEG (elektroencefalogramu) mózgu człowieka zostały wykonane po raz pierwszy przez H. Bergera w 1924 r.
- EEG używane jest w wielu aplikacjach klinicznych, np. diagnoza epilepsji, poziomu świadomości, klasyfikacja snu, etc.
- Charakteryzuje się dobrą rozdzielczością czasową pozwalającą na badania w skali milisekundowej.
- EEG jest spontaniczną aktywnością elektryczną neuronów, mierzona jest różnica potencjałów pomiędzy elektrodami umieszczonymi na czaszce
- Mózg składa się z około 10^{11} neuronów, z których każdy może być połączony z 1000-100 000 innych neuronów za pomocą połączeń synaptycznych
- Informacja pomiędzy neuronami jest przesyłana w postaci potencjałów czynnościowych przemieszczających się wzdłuż aksonów. Każdy akson łączy się z innym neuronem za pomocą złącza zwanego synapsą i do komórki mięśniowej za pomocą złącza neuromięśniowego. Pomędzy częścią przed i postynaptyczną znajduje się szczelina o szerokości 10-50 nm.

EEG

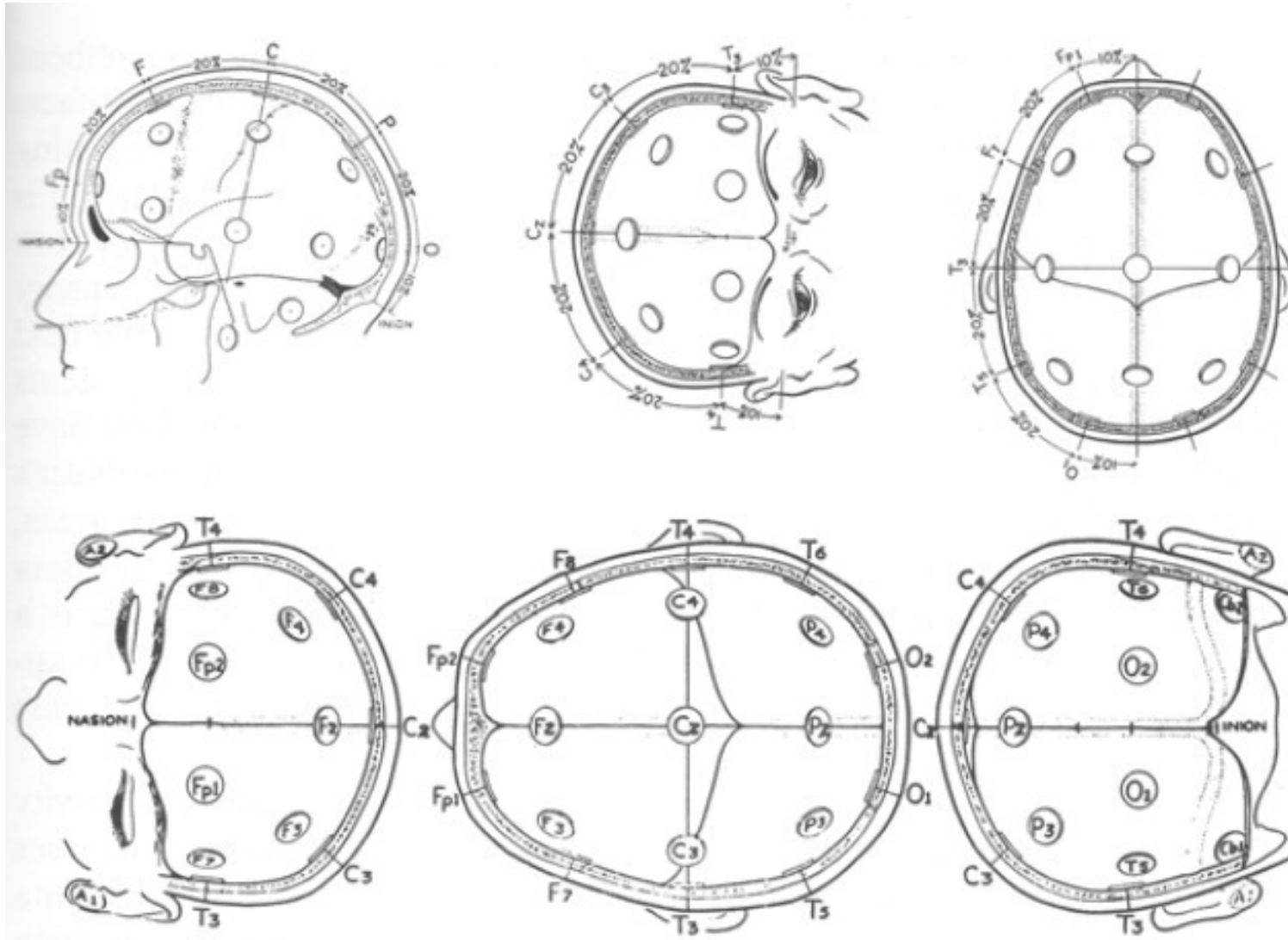
Przenoszenie impulsu przez synapsę związane jest z wydzieleniem chemicznych transmiterów przez końcówkę przedsynaptyczną. Transmitery te aktywują część postsynaptyczną w wyniku czego otwierają się kanały w błonie skutkujące w zmianie potencjału błonowego.

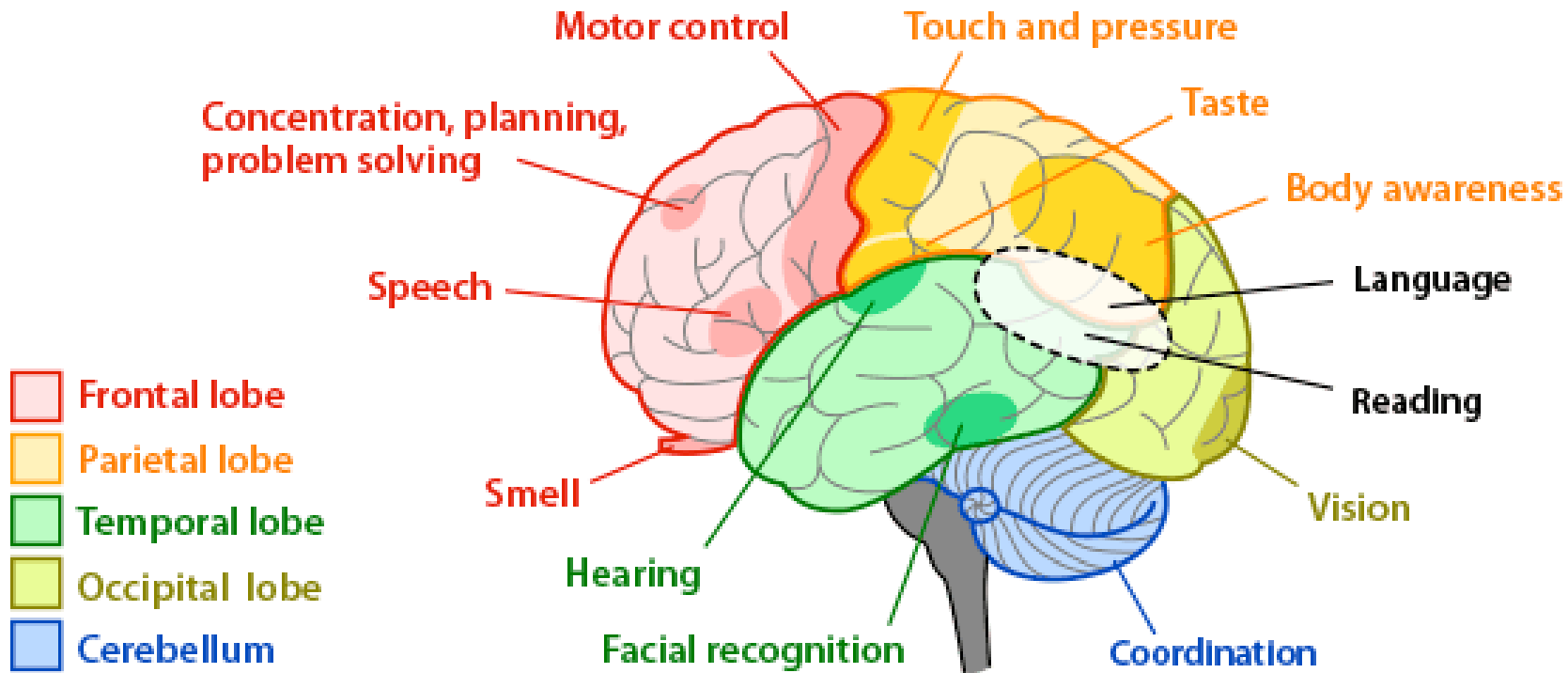
W zależności od transmitera, zmiana potencjału może być depolaryzująca skutkująca w postaci pobudzenia postsynaptycznego lub hyperpolaryzacyjna skutkująca w postaci potencjału hamującego. Otwierające się kanały jonowe indukują przepływ prądu przez błonę w synapsie i w dalszej kolejności prądu wewnątrzkomórkowego, który można modelować w postaci dipola prądowego.



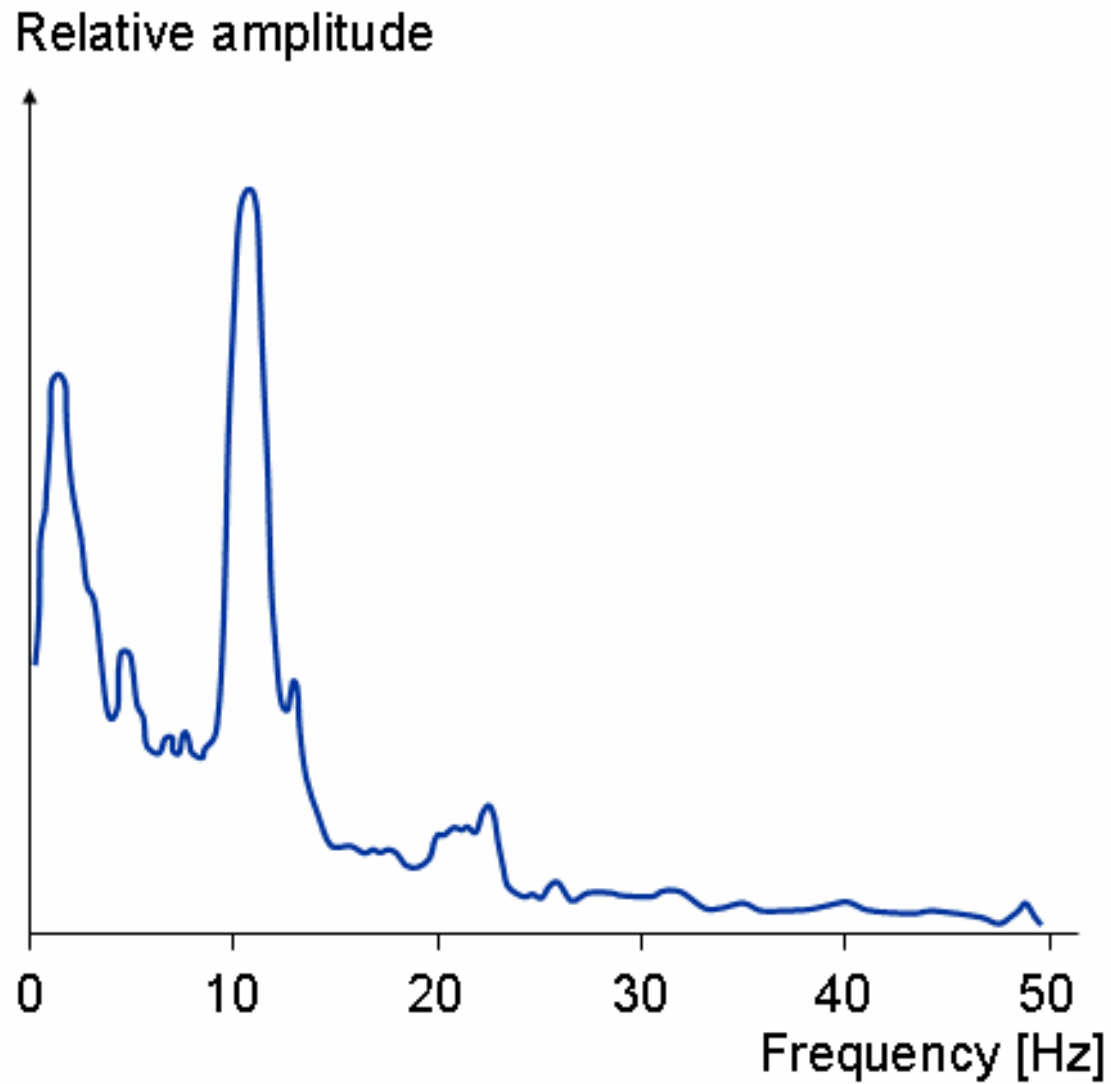
Pinel/1993

EEG – odprowadzenia 10-20





Widmo sygnału EEG





Składowe sygnału EEG

Związane z pacjentem

ruchowe

EMG

ECG

puls

QRS

stymulatory

Ruch gałek ocznych

Pot

pływanie linii bazowej

utrata kontaktu przez elektrody

Artefakty techniczne

sieciowe, 50 Hz

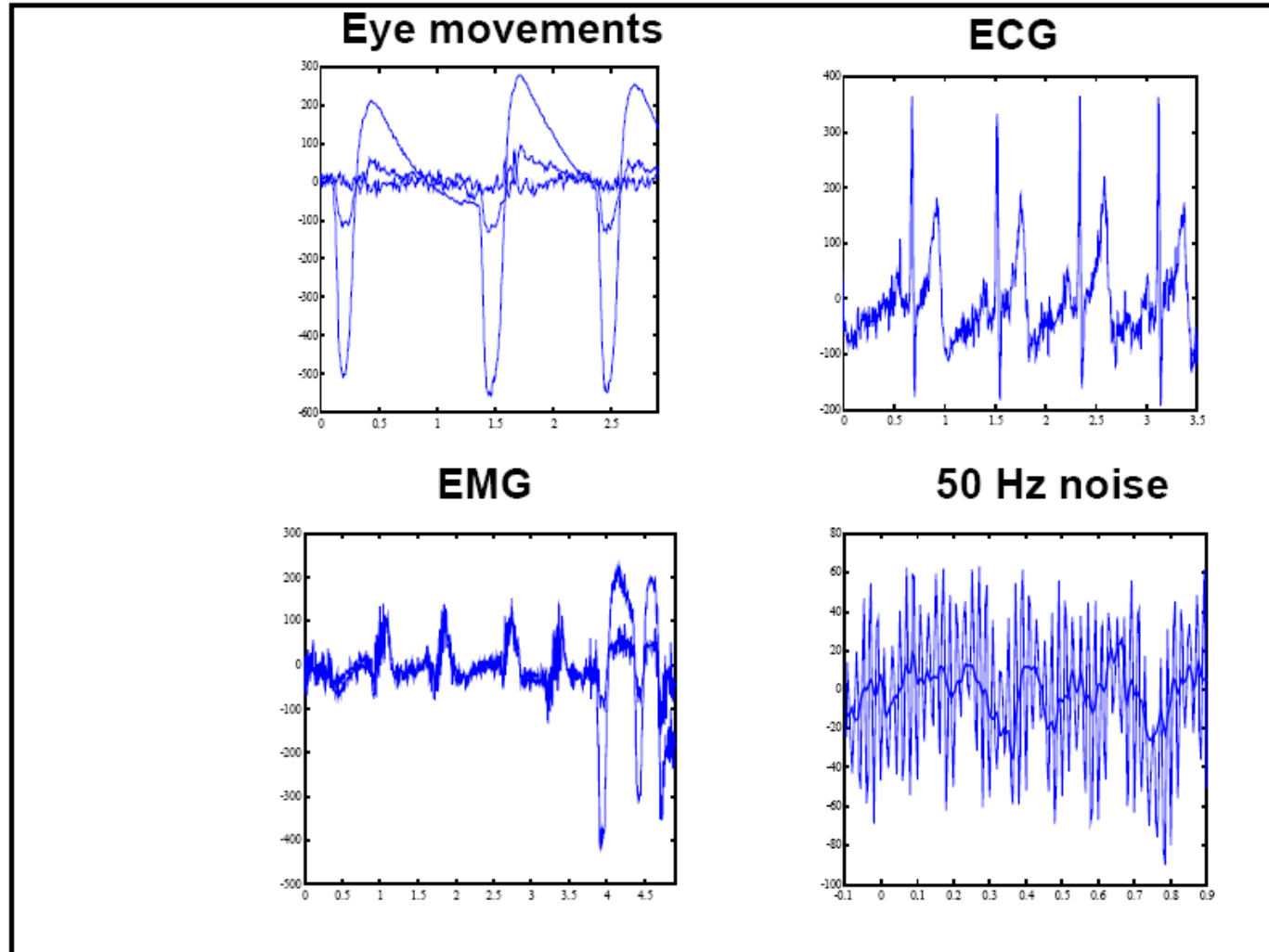
fluktuacja impedancji

elektrodowej

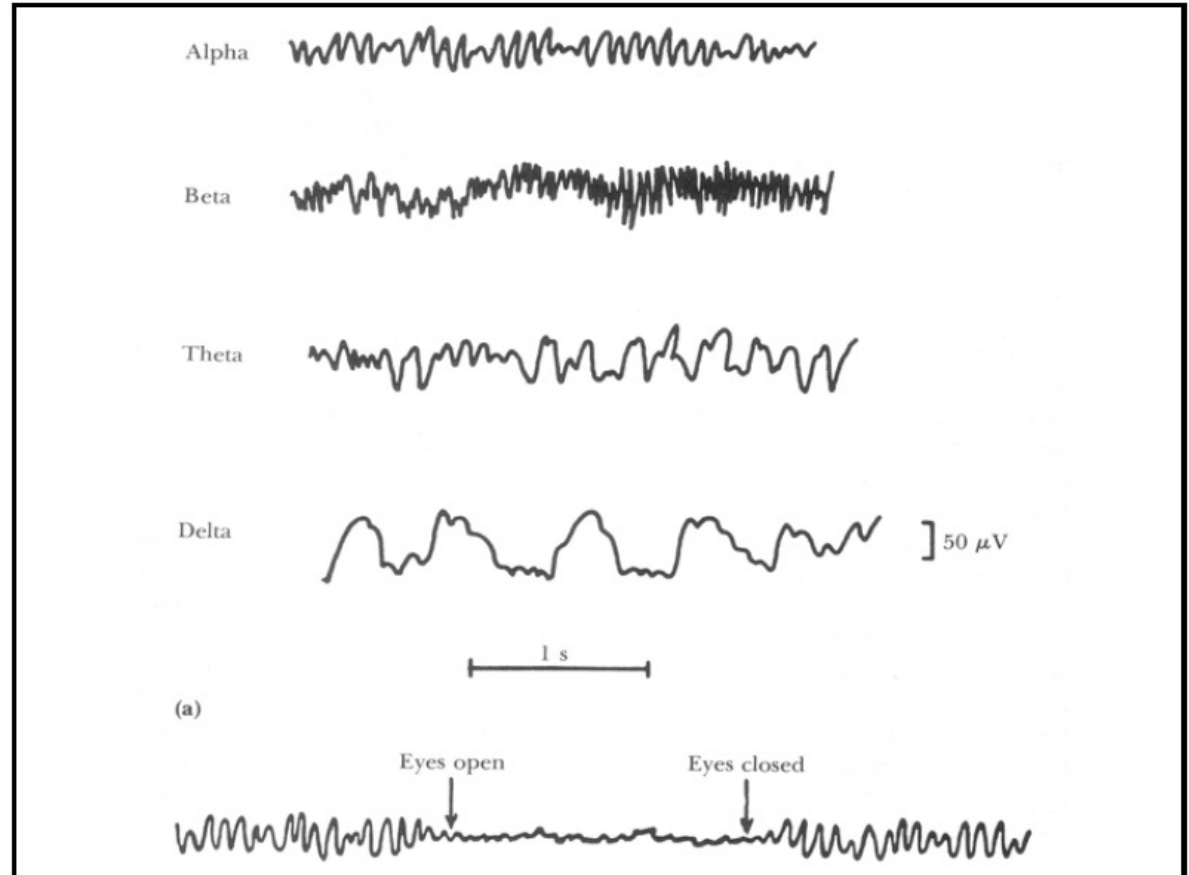
ruchy kabli połączeniowych

zbyt mało lub zbyt dużo pasty

elektrodowej



Fale mózgowe:



- Sygnały w dziedzinie częstotliwości:

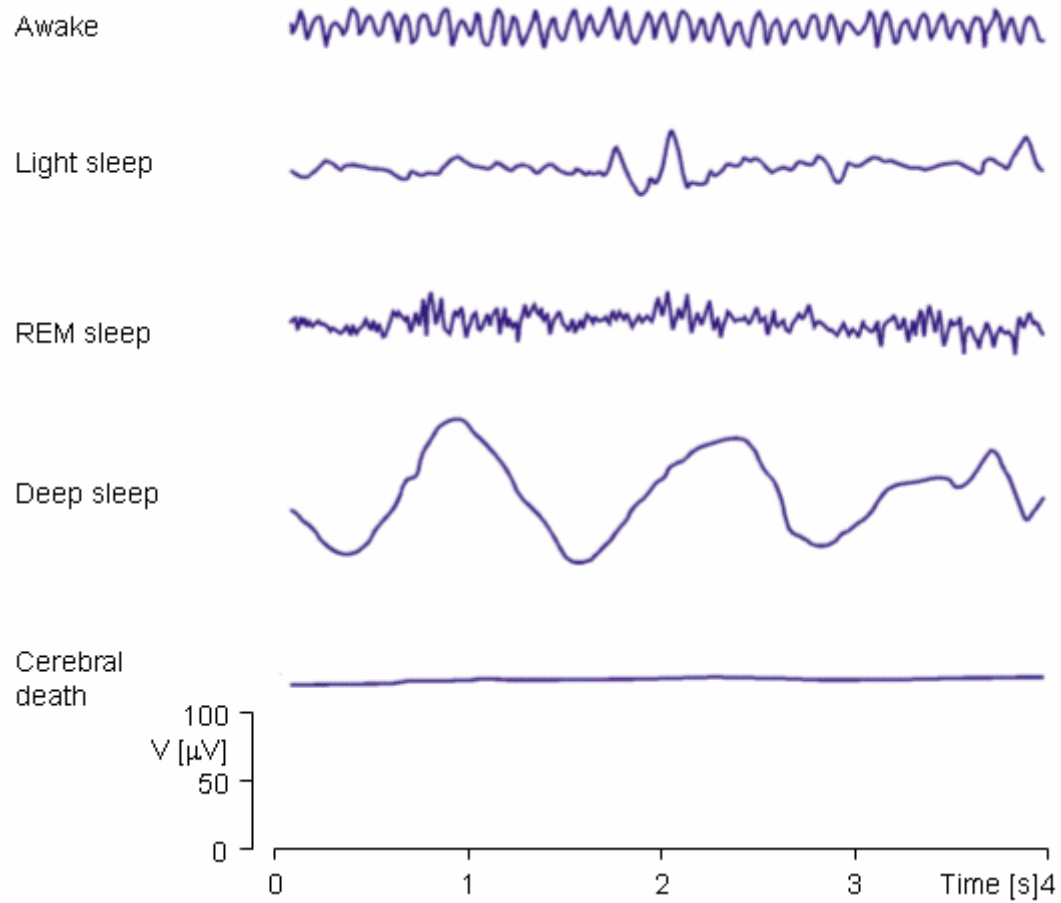
Delta (< 4 Hz): dzieci, dorośli w czasie snu

Theta (4-8 Hz): lekki sen, wczesne dzieciństwo

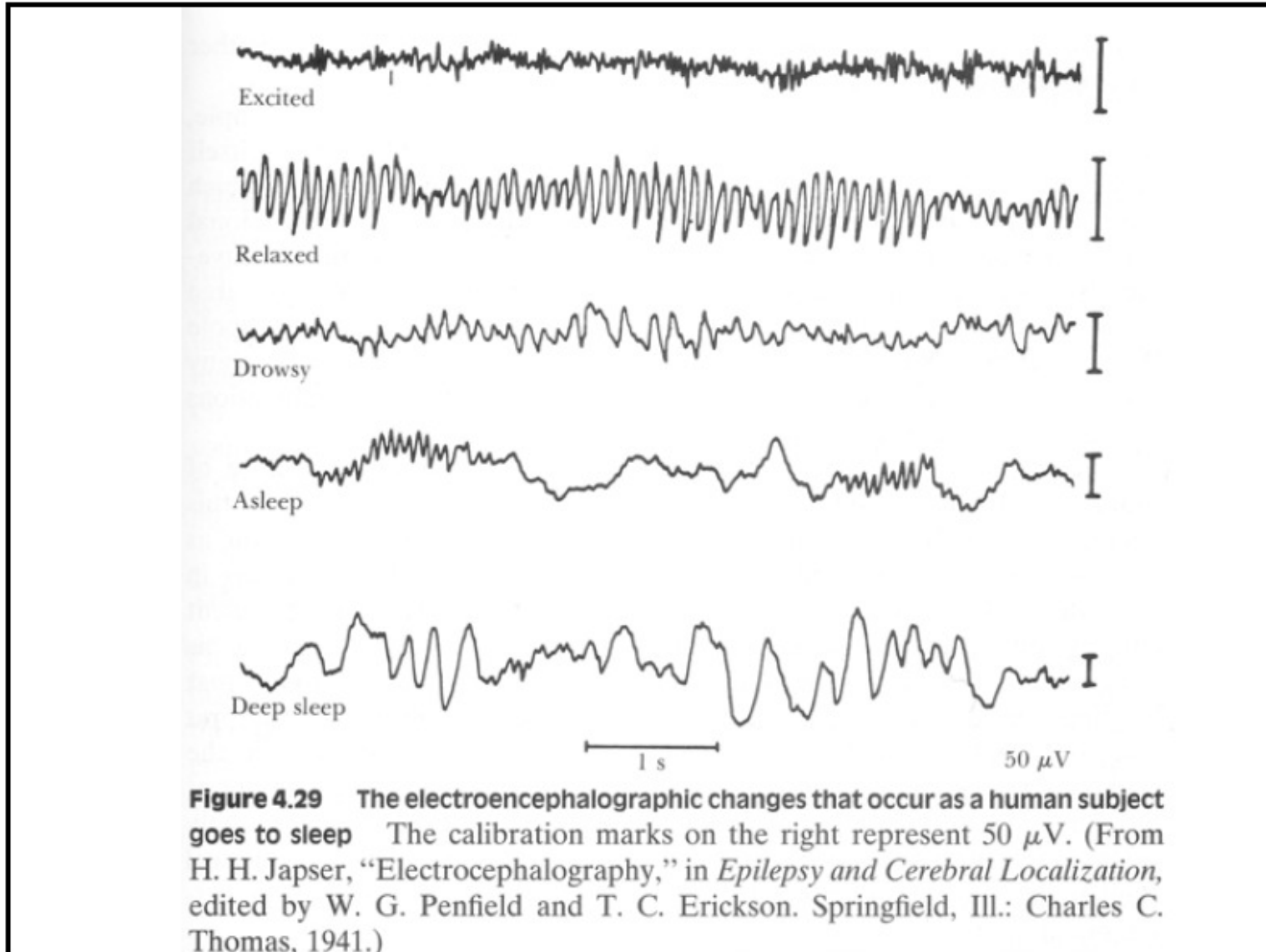
Alfa (8-13 Hz): dorośli, obudzony z otwartymi oczami

Beta (>13 Hz): wysoka aktywność lub leki

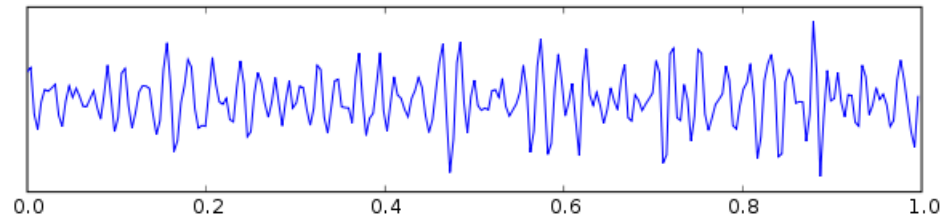
Fale mózgowe - sen:



Fale mózgowe:

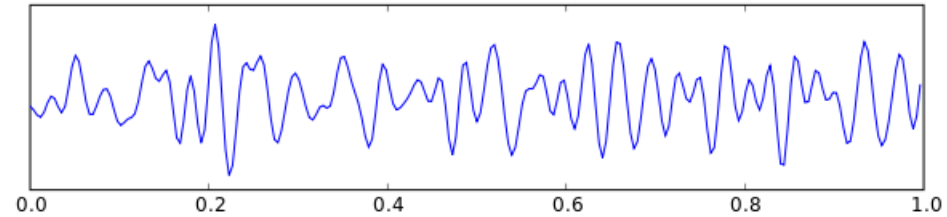


Fale gamma:



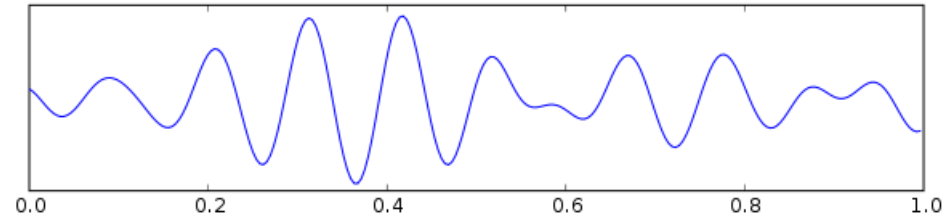
- Powyżej 30 Hz, do 80–100 Hz, rytm gamma towarzyszy działaniu i funkcjom motorycznym; Ośrodki mózgowie biorące udział w wyobrażaniu ruchu komunikują się ze sobą na częstotliwości 40 Hz w określonej kolejności, a potem dopiero pojawia się "błysk" aktywności gamma w ośrodku mózgowym zawiadującym wykonaniem ruchu.

Fale beta:



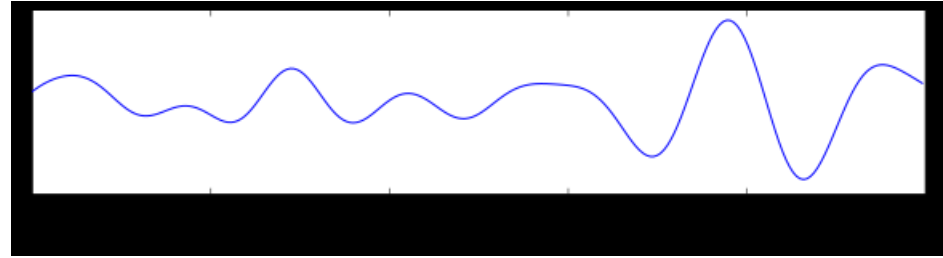
- Od 12 do ok. 28 Hz, mała amplituda, zdesynchronizowane – rytm gotowości, charakteryzuje szczególnie zwykłą codzienną aktywność, percepcję zmysłową i pracę umysłową, specyficzna aktywność beta towarzyszy również stanom po zażyciu niektórych leków, szczególnie benzodiazepin.

Fale alfa:



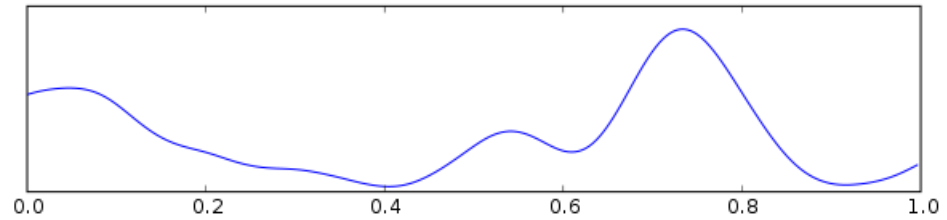
- Od 8 do 13 Hz, zmienna amplituda – spoczynkowy, charakterystyczny dla stanu relaksu, odprężenia, gdy leżymy z zamkniętymi oczami, przed zaśnięciem i rano po przebudzeniu. Wykorzystywany w technikach szybkiego uczenia się.

Fale theta:



- Zakres o częstotliwości 4–7 Hz. Fale theta są najczęściej występującymi falami mózgowymi podczas medytacji, transu, hipnozy, intensywnego marzenia, intensywnych emocji. Świadomość przy tej częstotliwości pozwala na kontrolowanie bólu fizycznego, a w skrajnych przypadkach nawet krwawienia. Dla tej częstości tok myśli staje się niespójny i zanikają związki logiczne, co wyraźnie widać na przykładzie myślenia w czasie marzeń sennych.

Fale delta:



- Od ok. 0,5 do 3 Hz, wysoka amplituda – występują w stanie najgłębszego snu, podczas głębokiej medytacji, także u małych dzieci i w przypadku pewnego rodzaju uszkodzeń mózgu (np. lezji).



Potencjały wywołane:

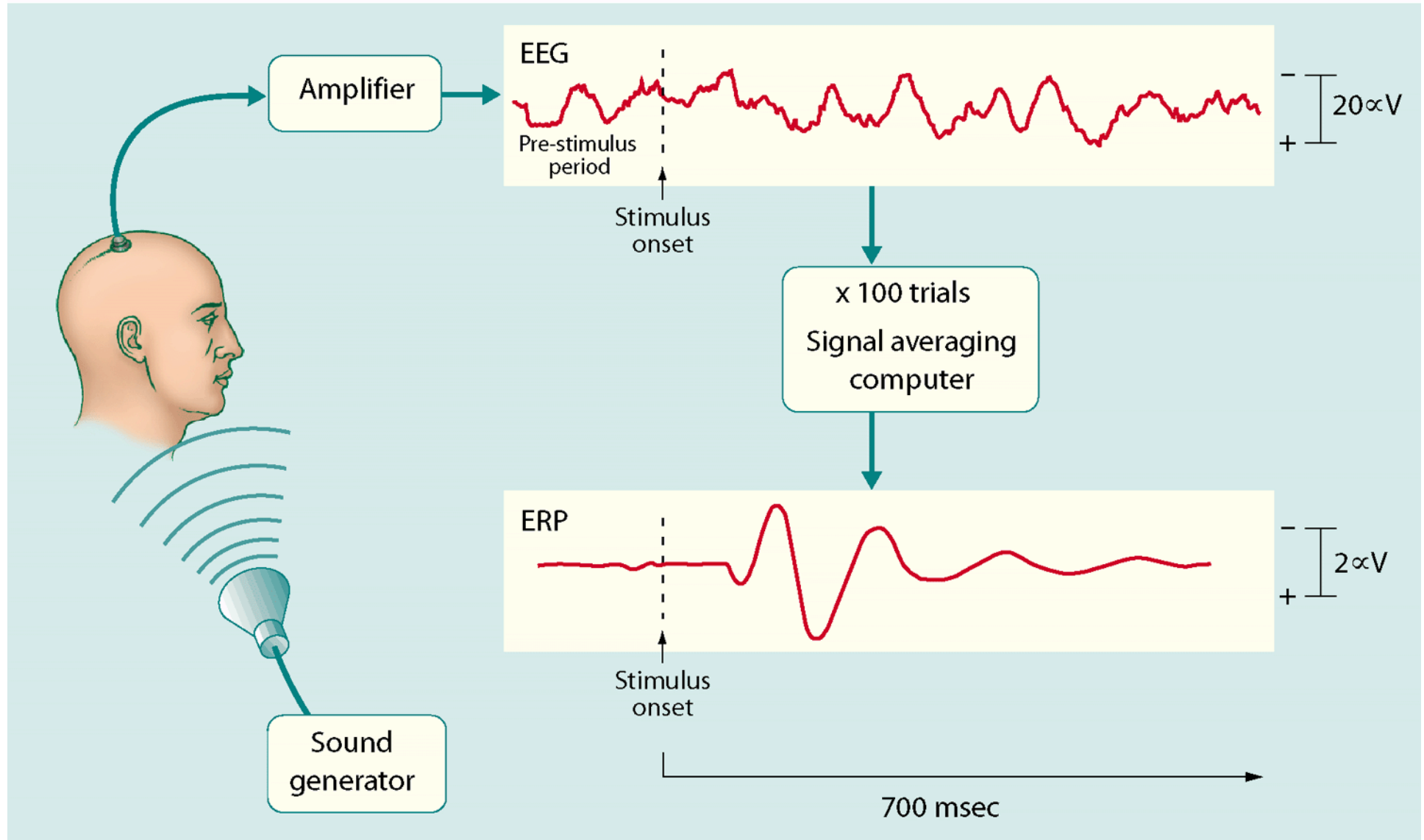
- Potencjały wywołane (ang. evoked potentials, EP; event-related potentials, ERP) – potencjały elektryczne rejestrowane z powierzchni głowy po zadziałaniu odpowiedniego bodźca. Może to być bodziec wzrokowy (np. błysk światła), słuchowy lub czuciowy. W zależności od tego wyróżniamy wzrokowe potencjały wywołane, słuchowe potencjały wywołane i somatosensoryczne potencjały wywołane.

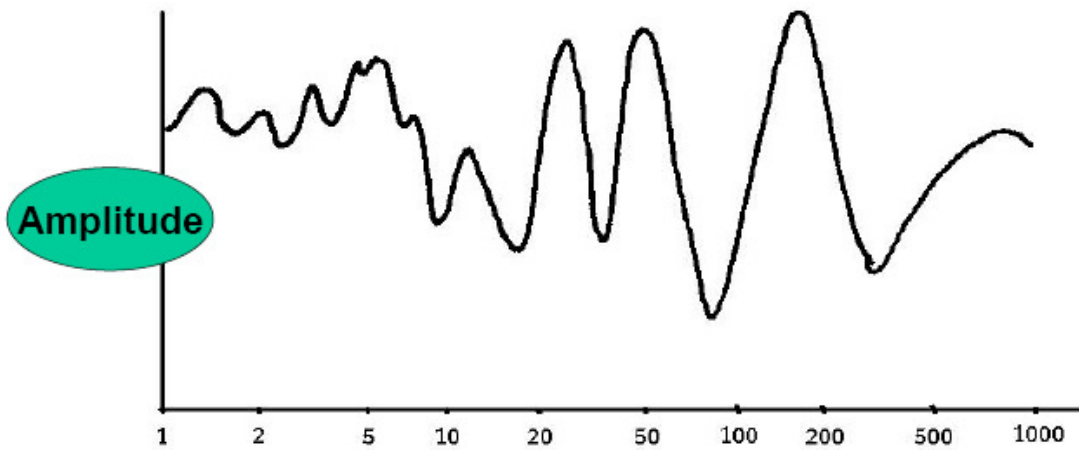
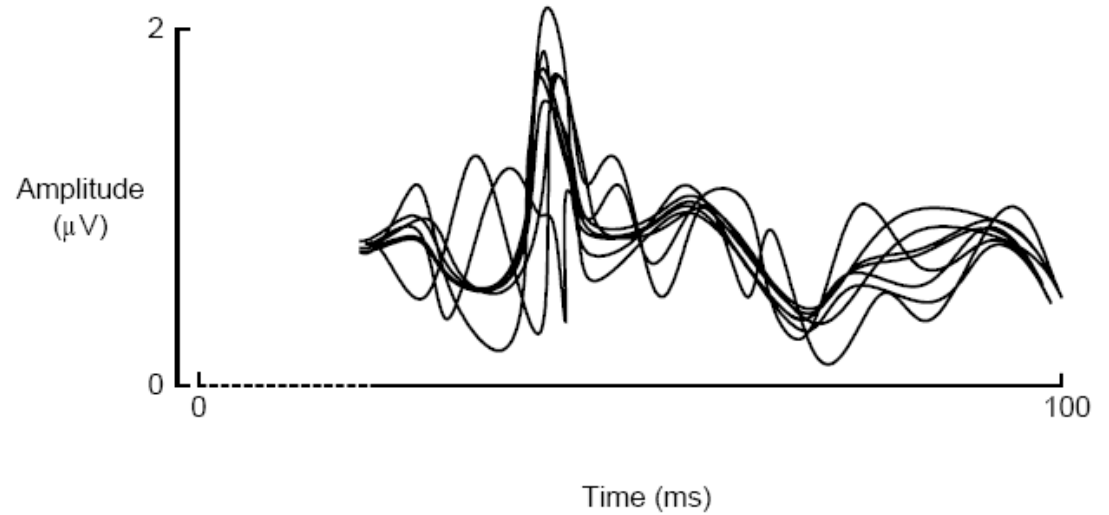


Potencjały wywołane:

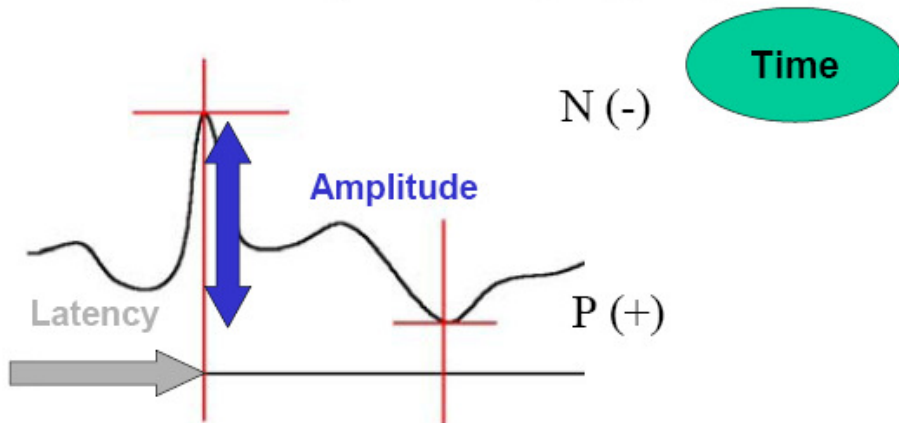
- Z uwagi na niską amplitudę większości ERP oraz współistnienie spontanicznej czynności elektrycznej mózgu przy rejestracji potencjałów wywołanych stosuje się wielokrotne powtarzanie danego bodźca, a następnie komputerowe uśrednienie uzyskanych odpowiedzi. Analiza potencjałów wywołanych pozwala na nieinwazyjne obrazowanie funkcjonowania mózgu.

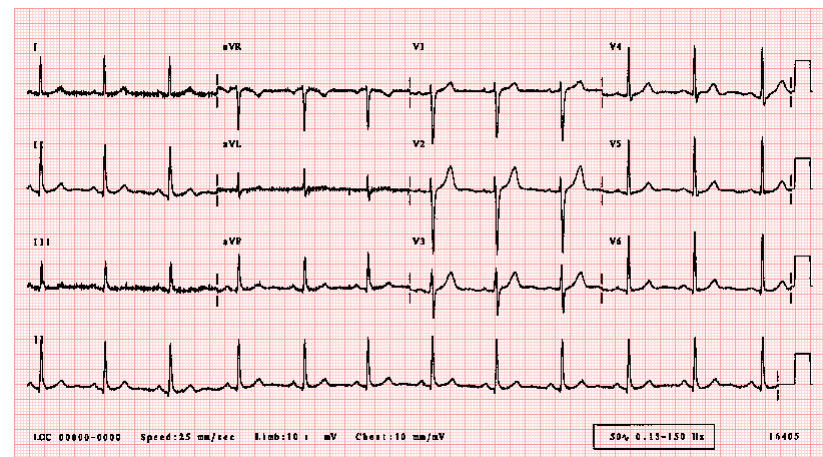
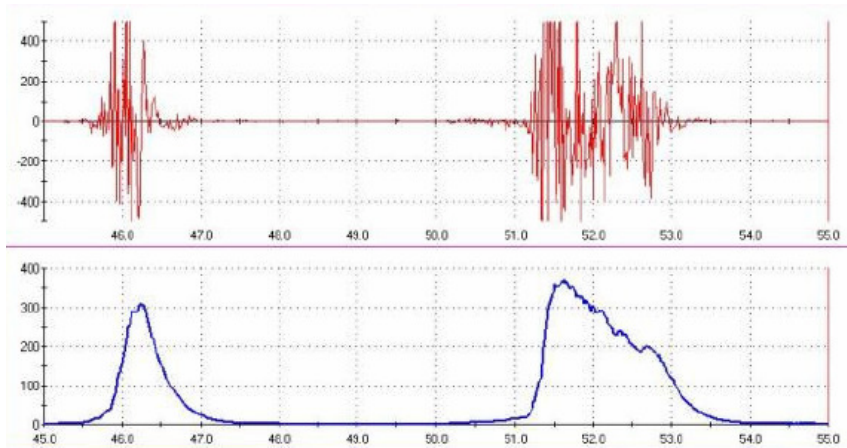
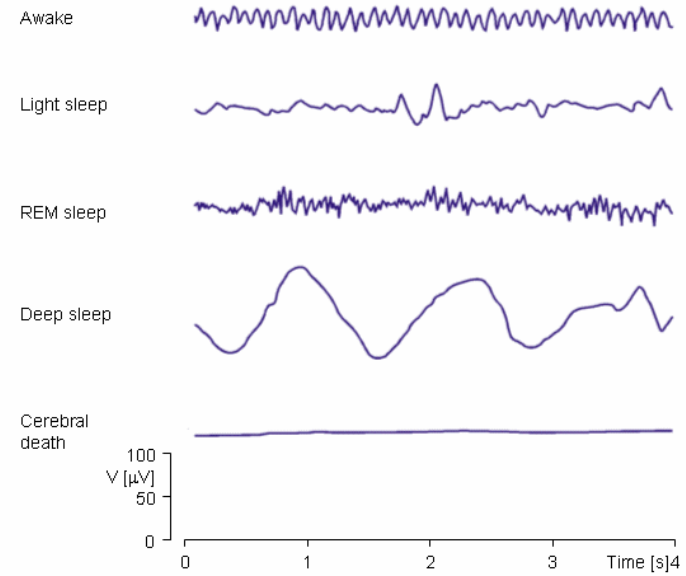
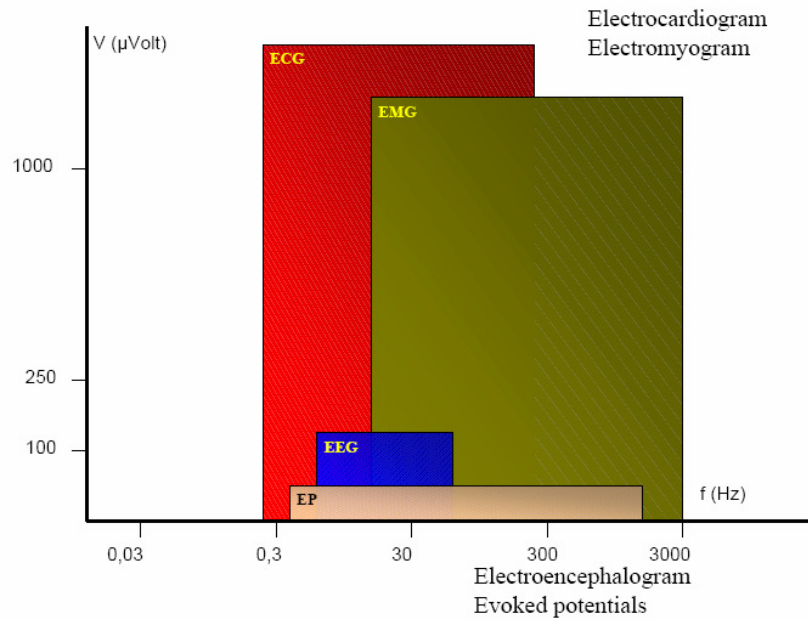
Auditory Evoked Potentials (AEP)





- Amplitudy rzędu [μV] maskowane przez inne aktywności mózgu
- Wielokrotna stymulacja i uśrednianie pozwala na eliminację składowej losowej i wzmocnienie sygnału deterministycznego







Dziękuję za uwagę