

# 2. PŘEDNÁŠKA

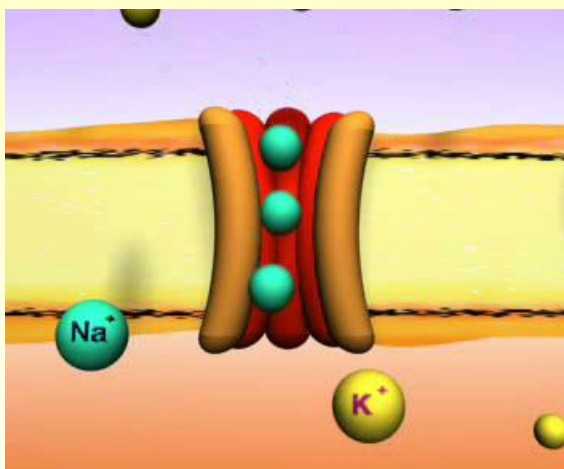
7. října 2021

- **geneze bioelektrických signálů**
- **modelování neuronu**
  - modelování elektrických vlastností buněčné membrány
  - teorie vedení
  - Hodgkinův – Huxleyho model
  - modelování axonů
- **měření rychlosti šíření podél ulnárního nervu**
- **úvod do EMG** (historie, geneze, snímání)
- **aplikace EMG**
  - diagnostické EMG
  - kineziologické EMG
  - ovládání protéz
- **zpracování EMG**
  - artefakty
  - obálky
  - kvantitativní charakteristiky
    - v časové oblasti
    - ve spektrální oblasti

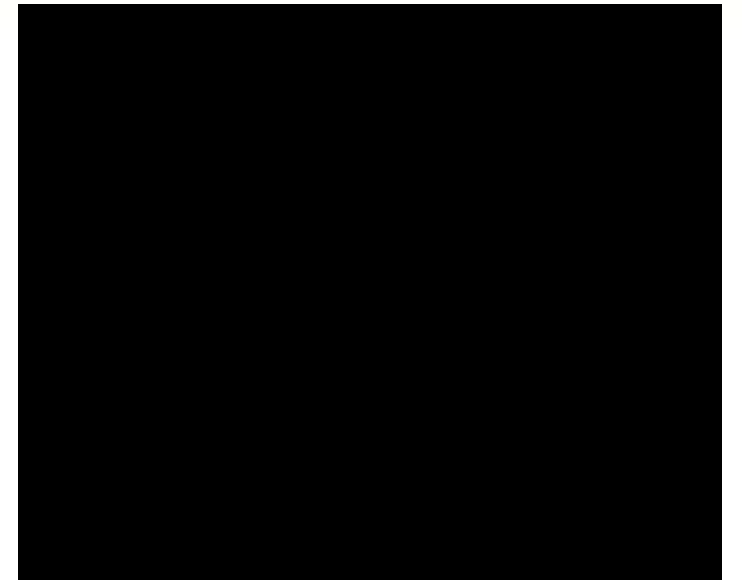
# Elektrické vlastnosti živých organismů

- **organismus jako celek**
- **system**
  - kardiovaskulární
  - nervový
  - trávicí
- **orgán**
  - srdce
  - mozek
- **tkáň**
  - nervová
  - svalová
- **buňka**
  - neuron
  - buňky srdečního svalu
- **buněčná membrána**

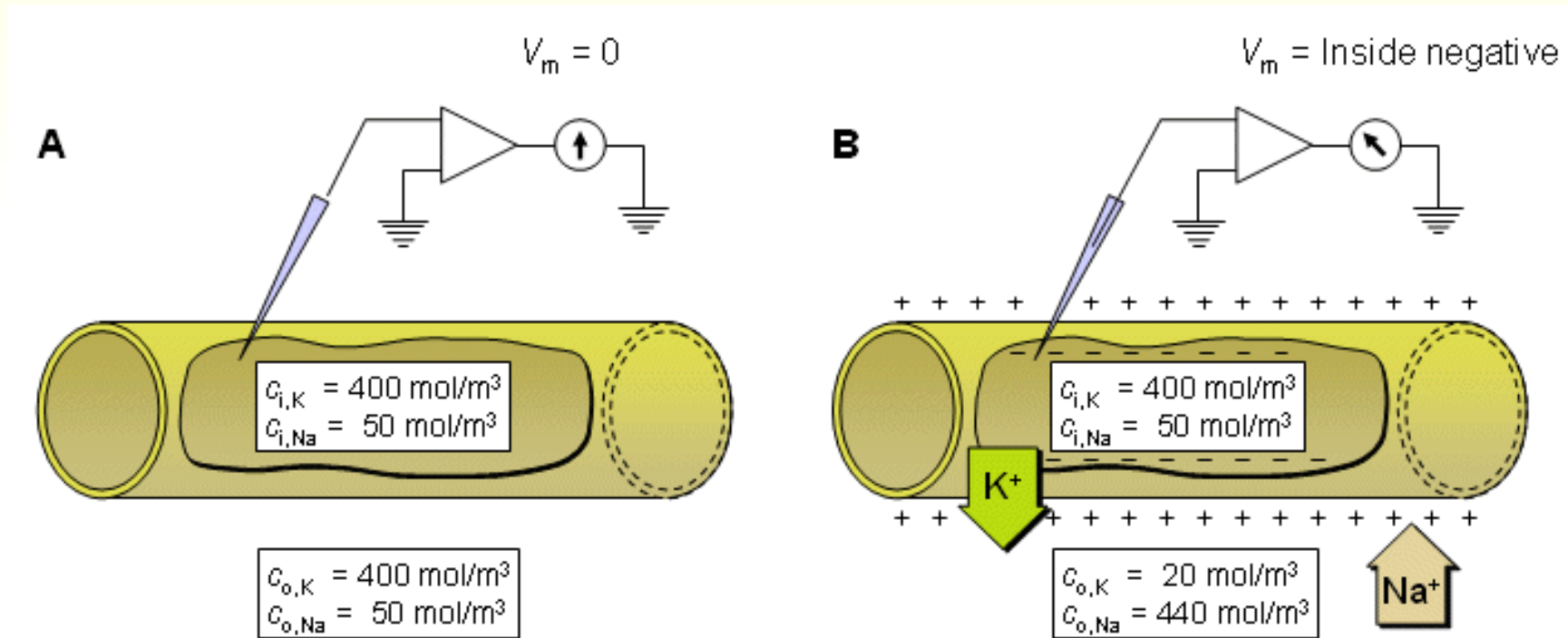
# Klidový membránový potenciál



	<b>Vně buňky</b>	<b>Uvnitř buňky</b>
Na <sup>+</sup>	150 mM	15 mM
K <sup>+</sup>	5,5 mM	150 mM
Ca <sup>+2</sup>	2.4 mM	~50 nM
Mg <sup>+2</sup>	1.2 mM	4 mM
Cl <sup>-</sup>	125 mM	9 mM
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	28 mM	10 mM
SO <sub>4</sub> <sup>-2</sup>	1 mM	2 mM
Phosphates	4 mM	75 mM
pH	7.4	7.0



# Klidový membránový potenciál





# Klidový membránový potenciál

Nernstova rovnice (1888)

každý iont má svůj rovnovážný potenciál

$$V_x = \frac{RT}{F} \ln \frac{[X]_o}{[X]_i}$$

$$V_x = 61 \cdot \log \frac{[X]_o}{[X]_i} \text{ mV}$$

Rovnovážné koncentrace

iont X	$[X]_o$	$[X]_i$	$E_x$
K <sup>+</sup>	5,5	150	-90 mV
Na <sup>+</sup>	150	15	62 mV
Cl <sup>-</sup>	125	9	-71 mV

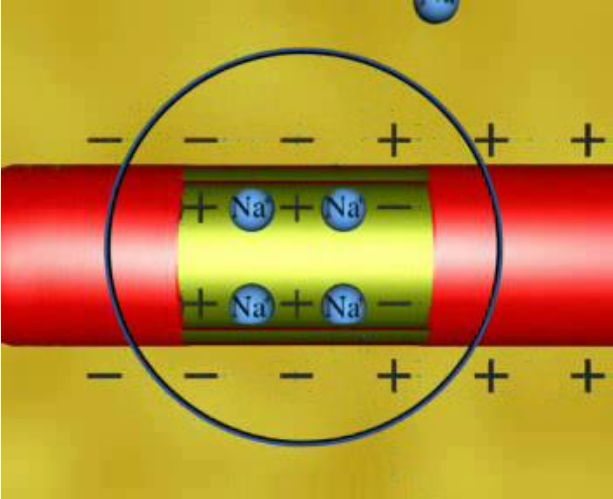
# Klidový membránový potenciál

Goldmannova rovnice

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o + P_{Cl} [Cl^-]_i}{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_o}$$

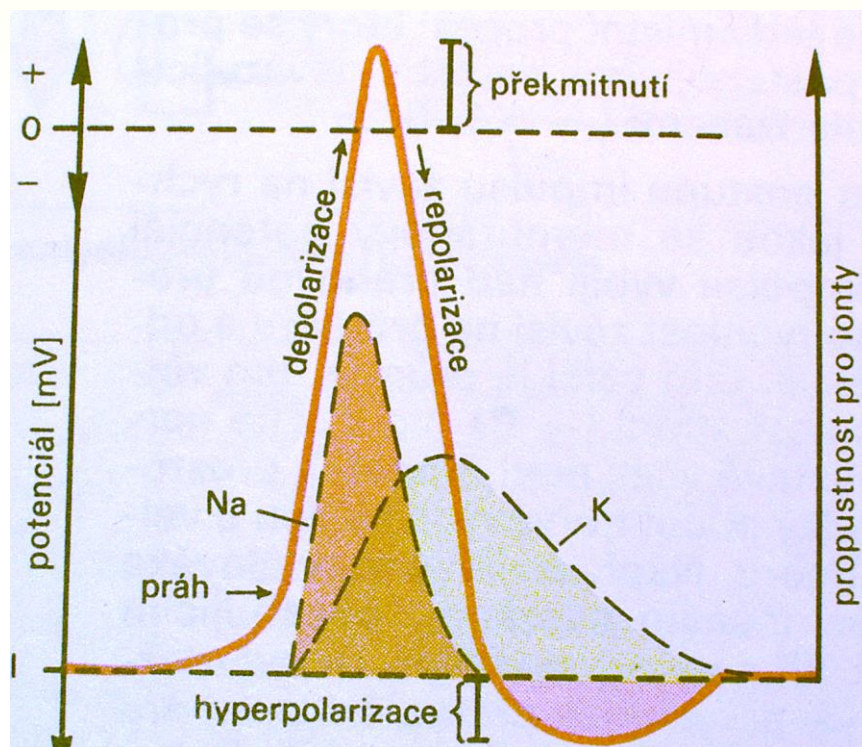
iont X	$P_X$	$[X]_o$	$[X]_i$
K <sup>+</sup>	1	5,5	150
Na <sup>+</sup>	0,03	150	15
Cl <sup>-</sup>	0,1	125	9

-73 mV

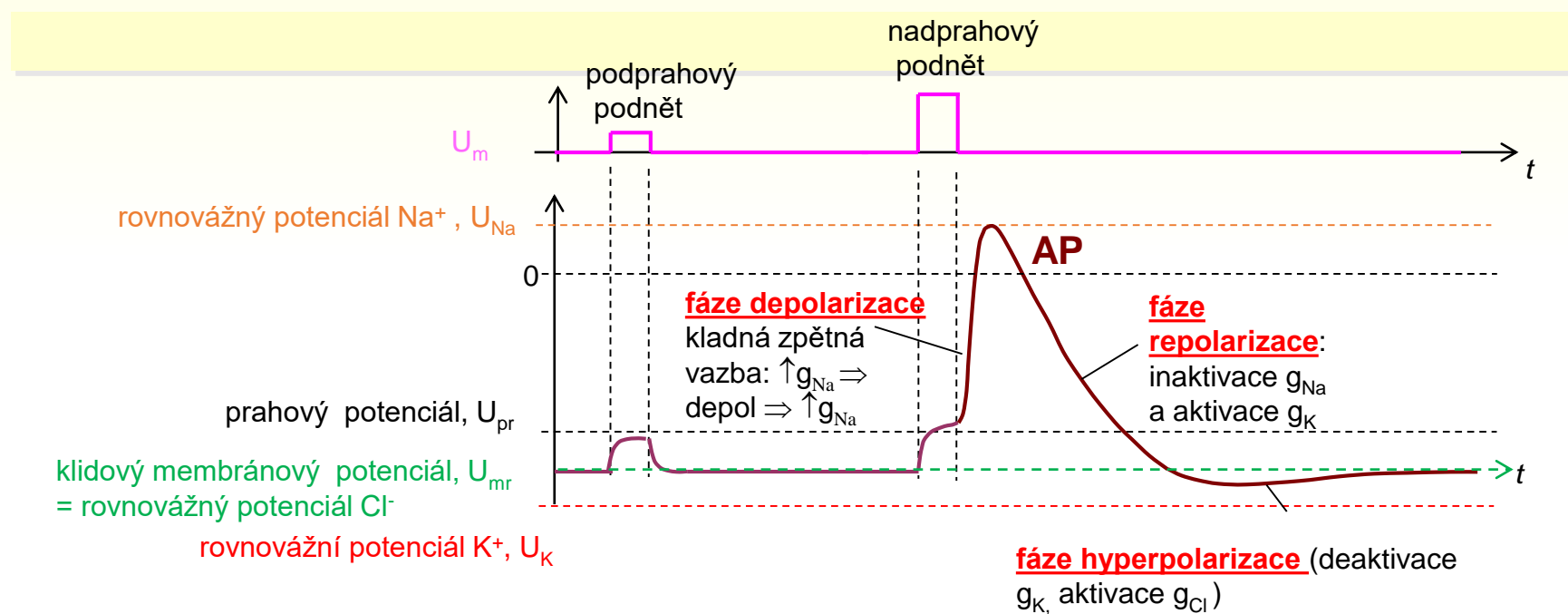


# Akční membránový potenciál

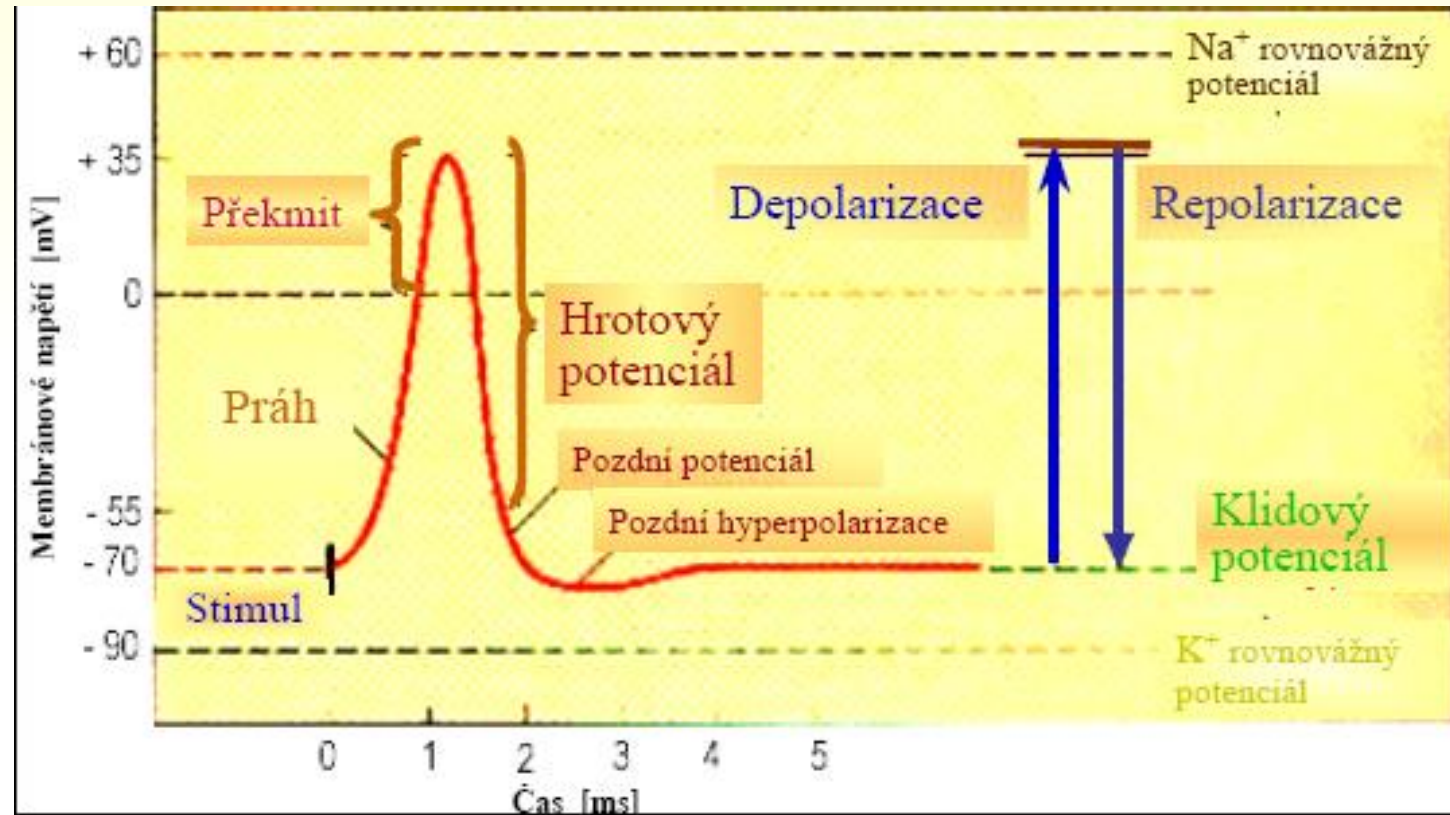
GBI\_2B15\_02A

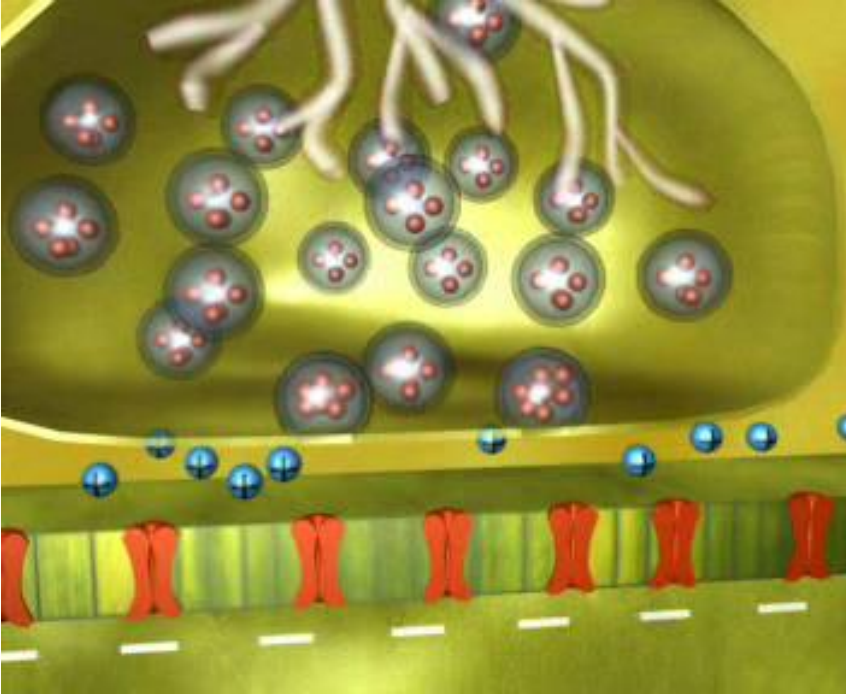


# Popis akčního potenciálu



# Popis akčního potenciálu



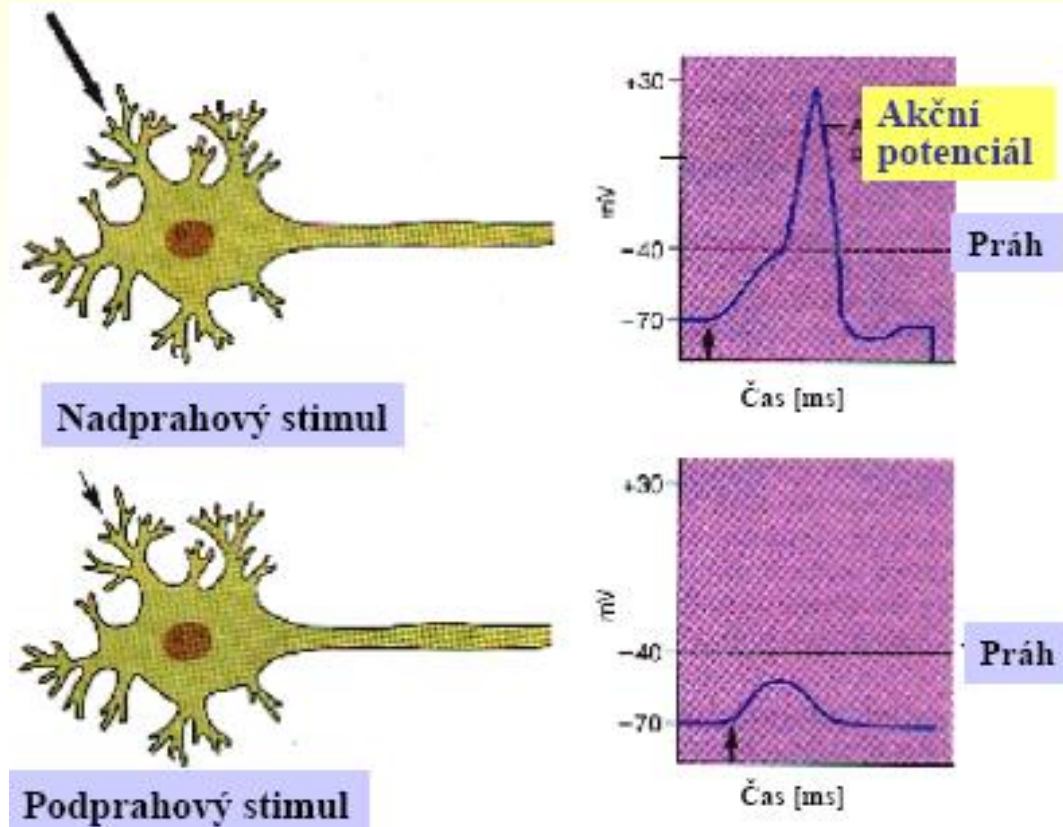


# Vedení proudu

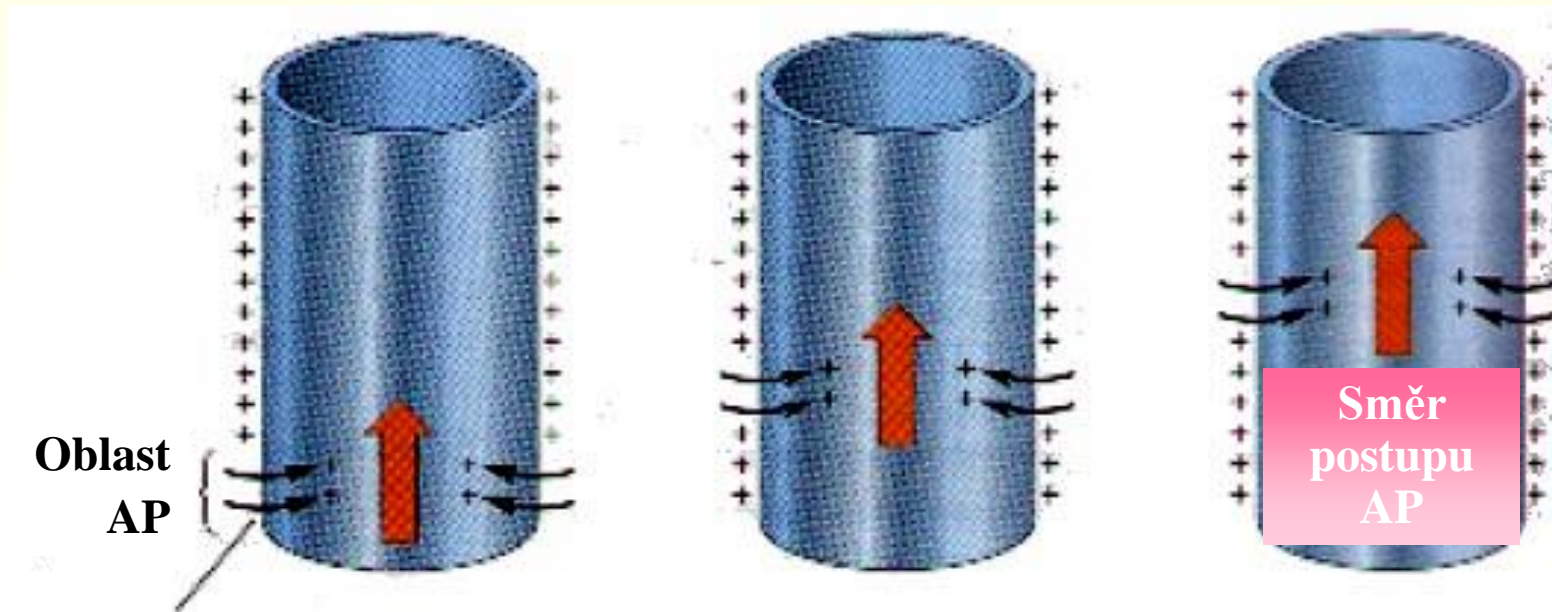




# Vznik akčního potenciálu

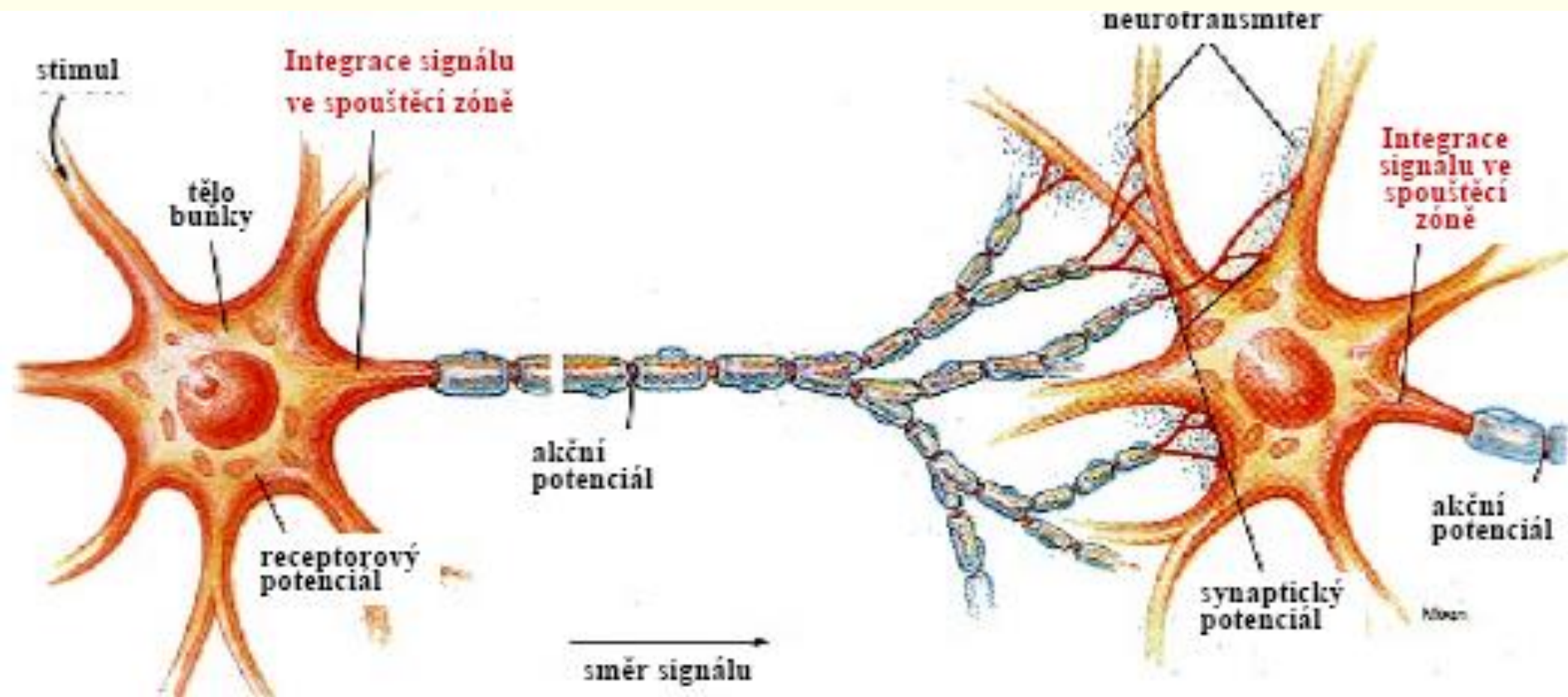


# Vedení vzruchu po membráně

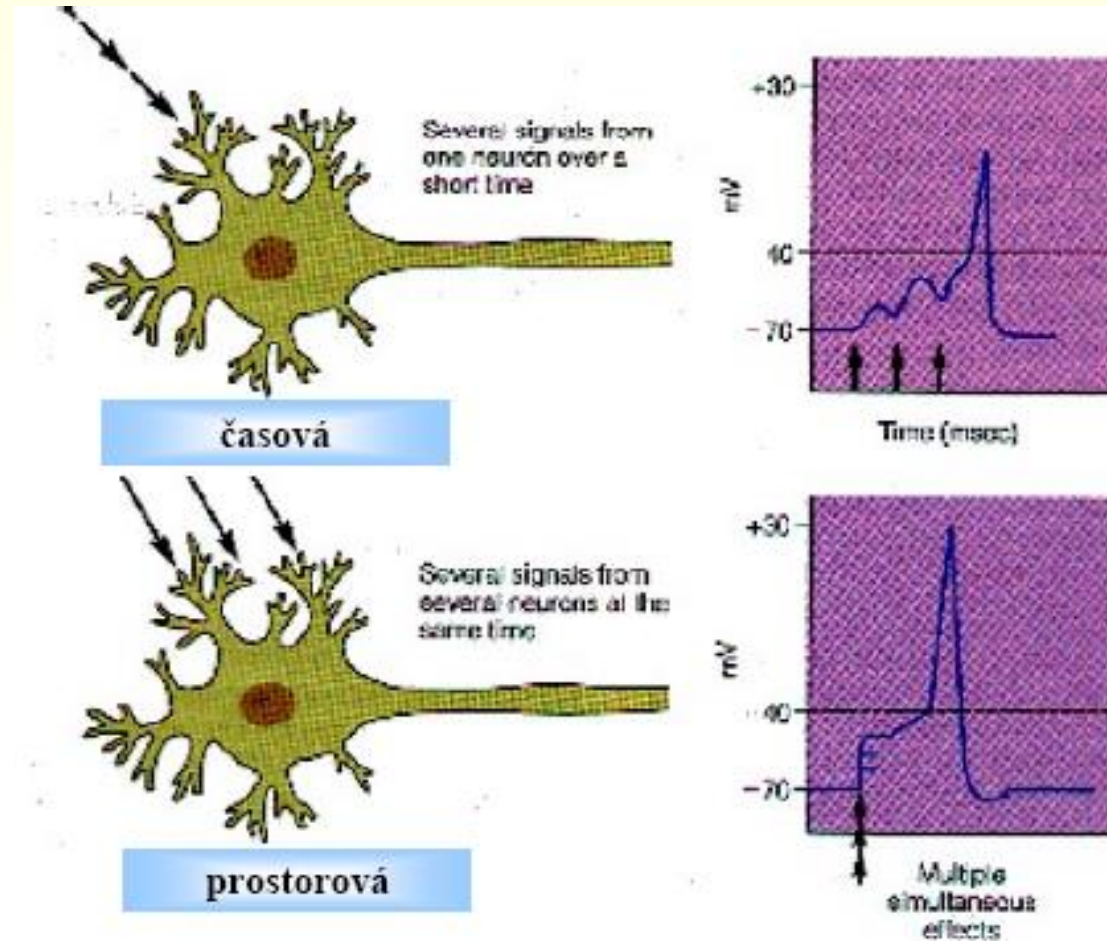




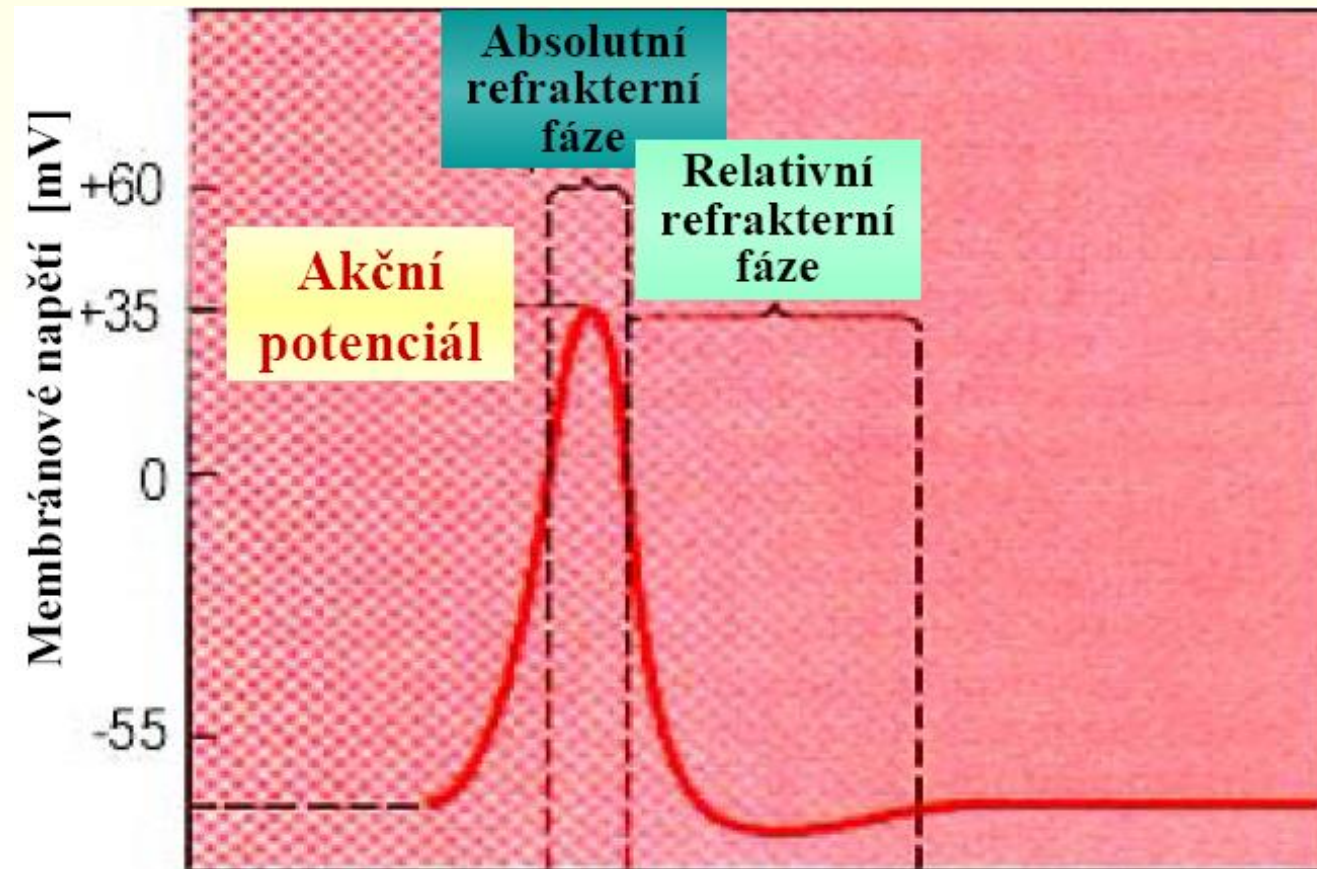
# Vedení vzruchu mezi nervovými buňkami



# Sumace vzruchů



# Akční potenciál



# Refrakterní fáze

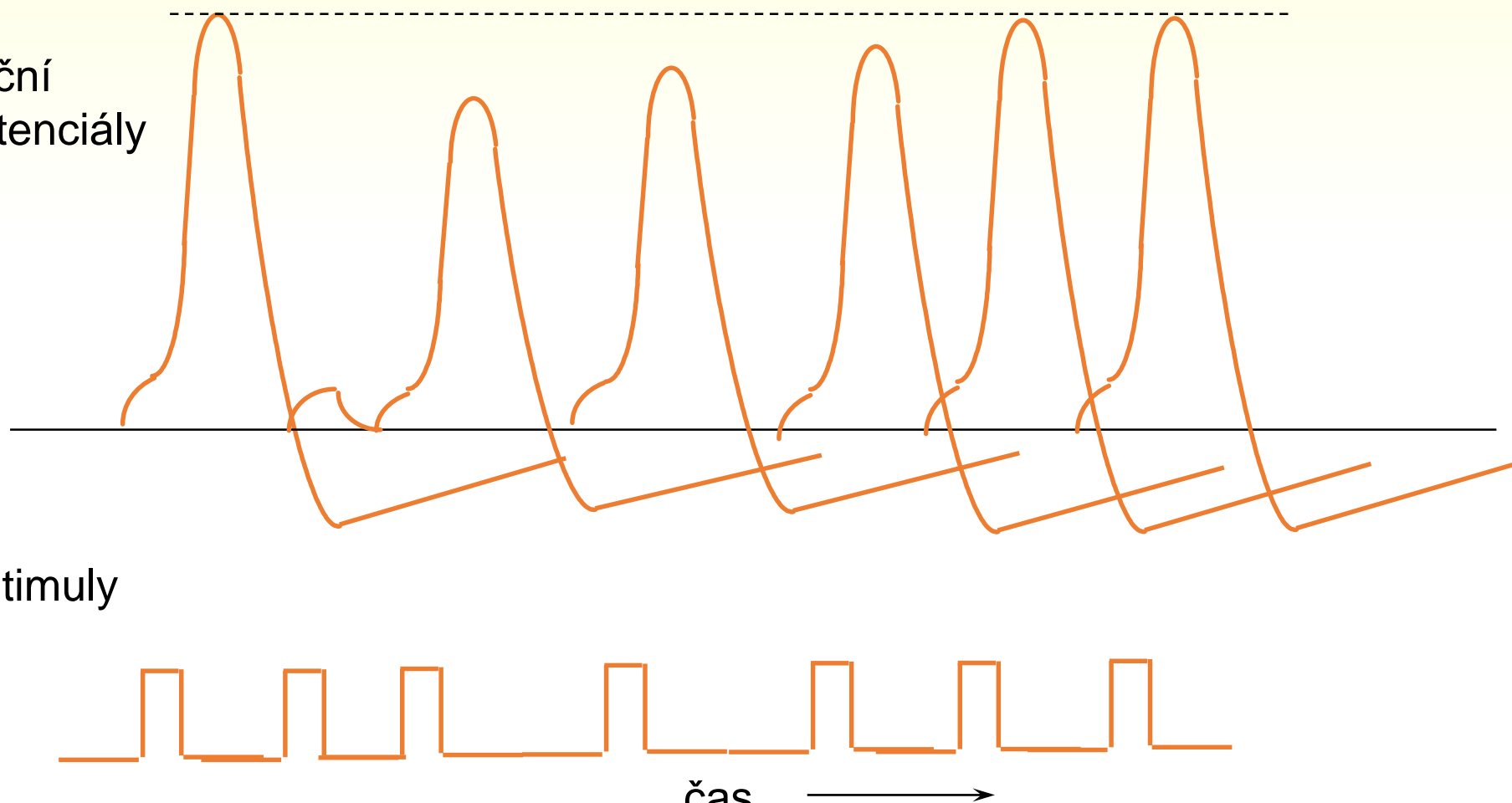
Absolutní  
refrakterní fáze

Relativní refrakterní fáze

Akční  
Potenciály

Stimuly

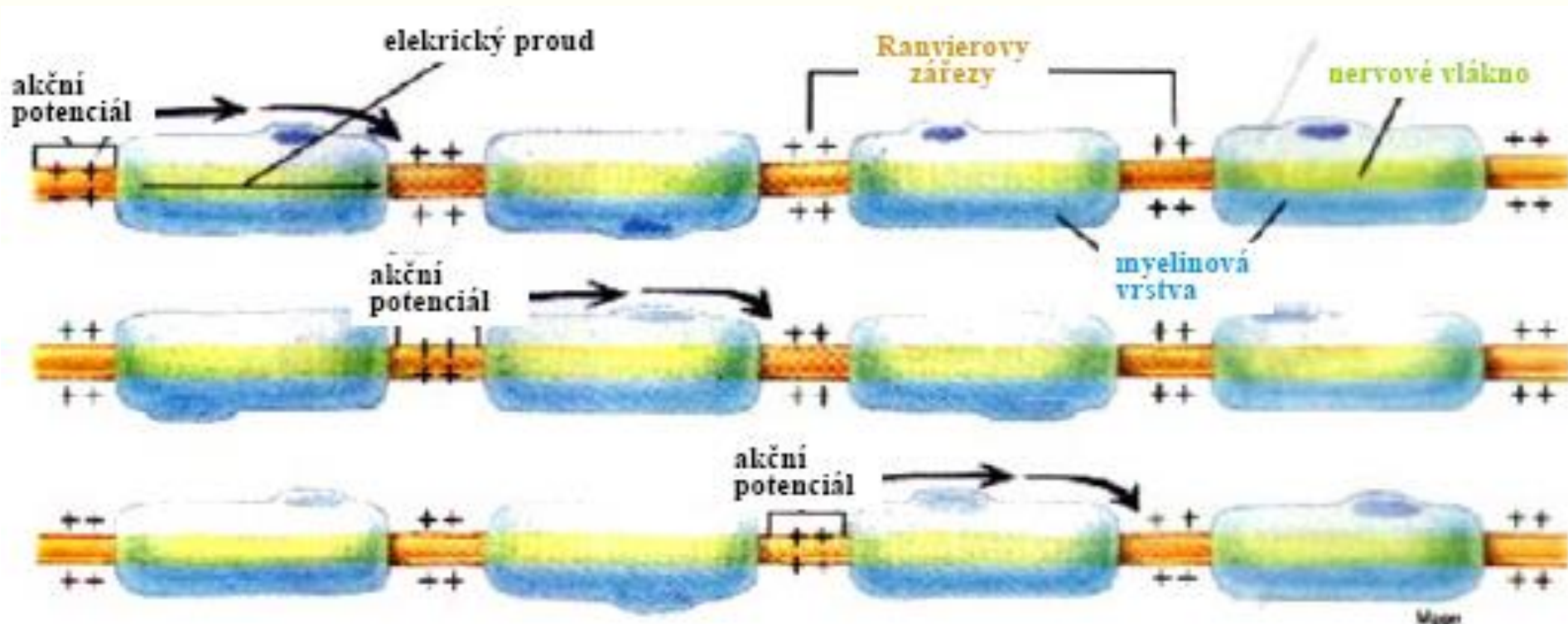
čas



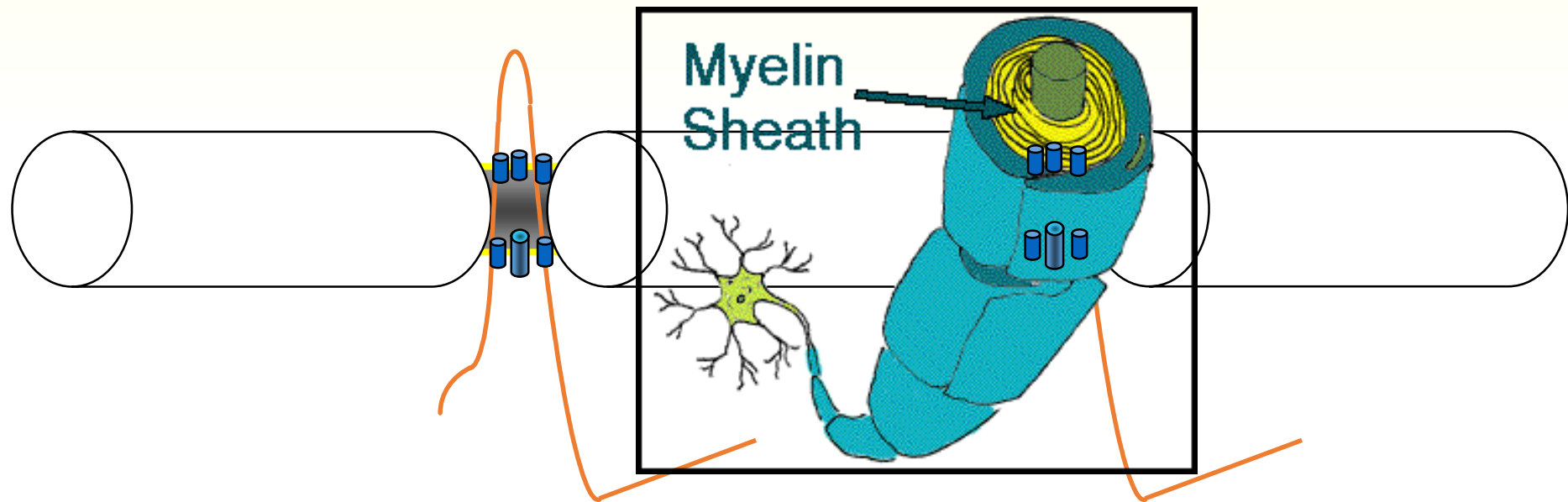


# Vedení vzruchu po (myelinizovaném) nervovém vlákně

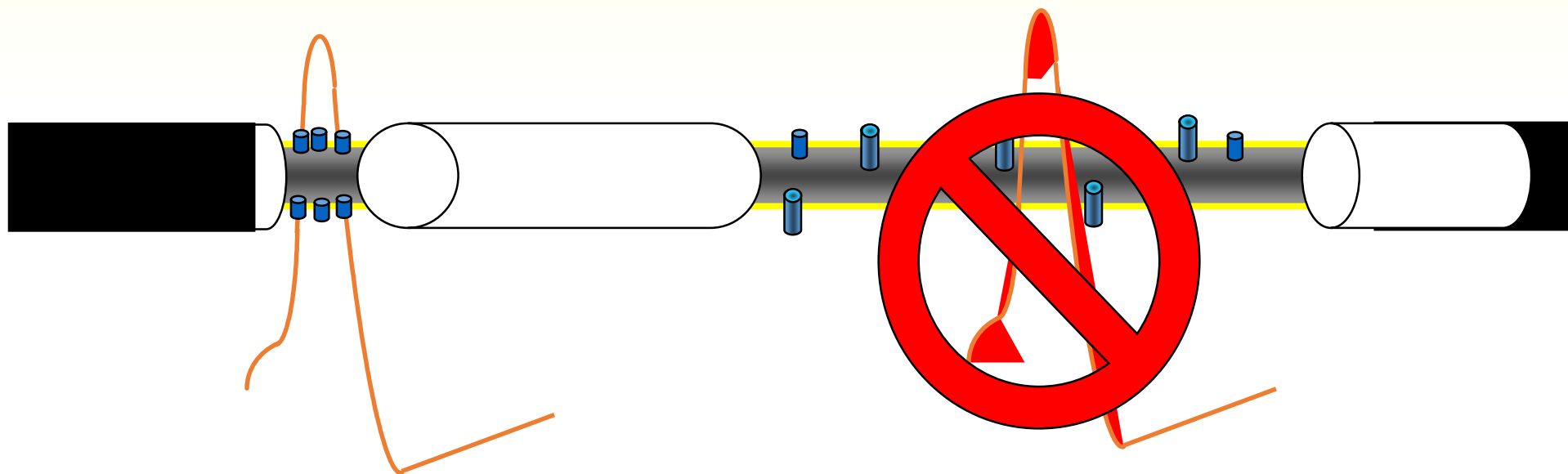
saltatorické - skokem



# Rychlost šíření



# Roztroušená skleróza



Porušení myelinu vede ke zhoršení šíření akčních potenciálů.  
Akční potenciály se šíří pomaleji, případně vymizí.

# Rychlost šíření

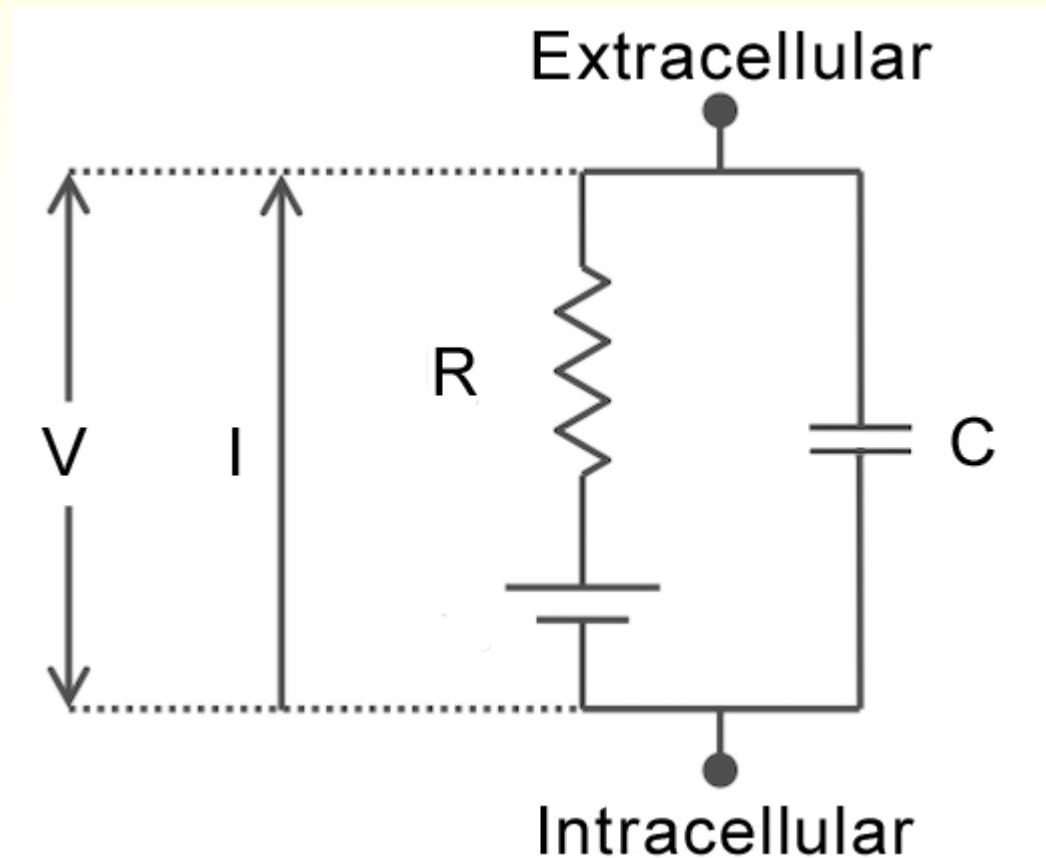
Buňka	Průměr ( $\mu\text{m}$ )	Rychlost (m/s)
Axon chobotnice	500	50
Axon kraba	30	10
Nerv kočky (nemyelinizovaný)	0.3 – 1.3	0.7 – 2.3
Nerv kočky (myelinizovaný)	2 – 20	10 – 100

- Zvětšení průměru axonu zvyšuje rychlost šíření akčního potenciálu
- Myelin zvyšuje rychlost šíření

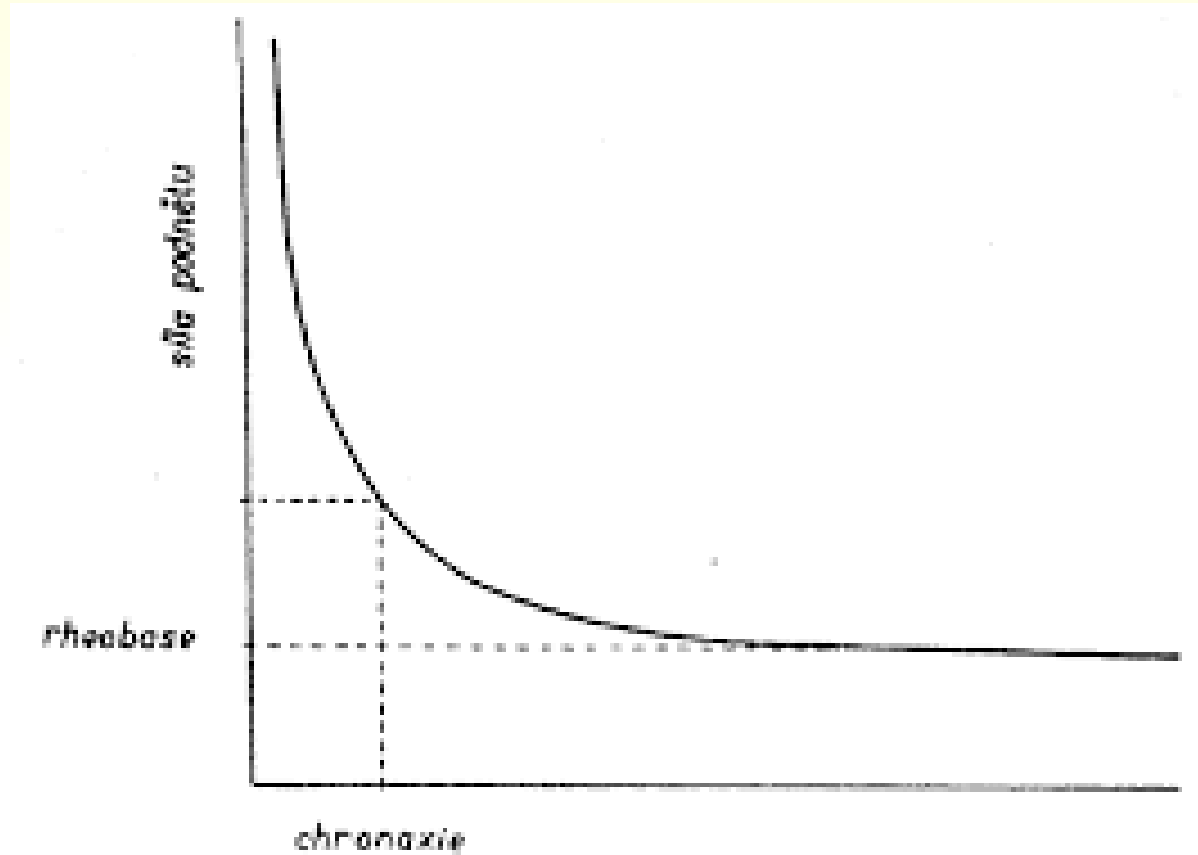


# Modelování elektrických vlastností buněčné membrány

1907 Louis Lapicque

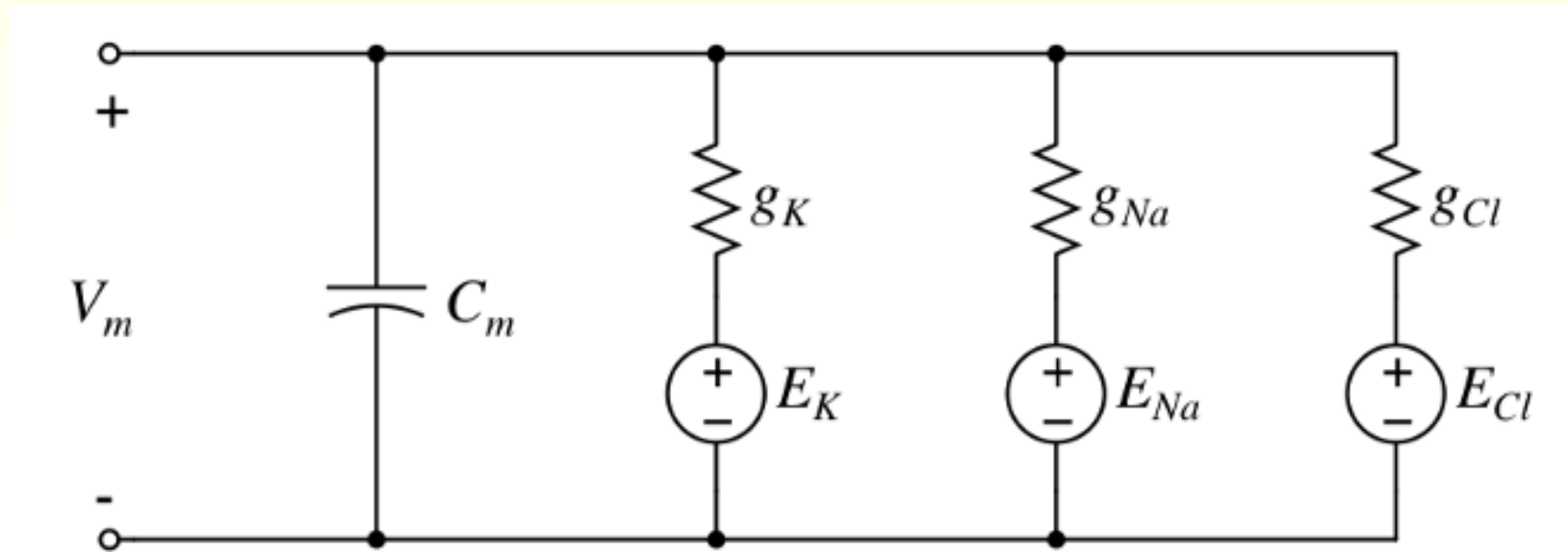


# Modelování elektrických vlastností buněčné membrány

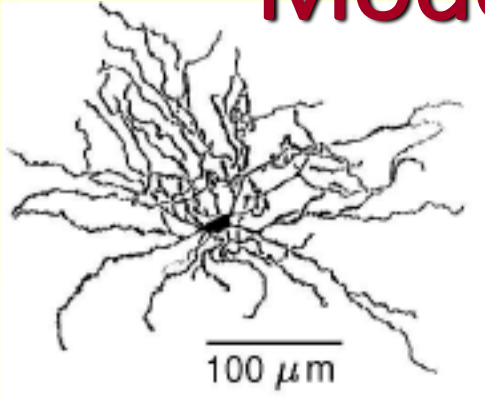


# Modelování membrány

pro výpočet klidového potenciálu

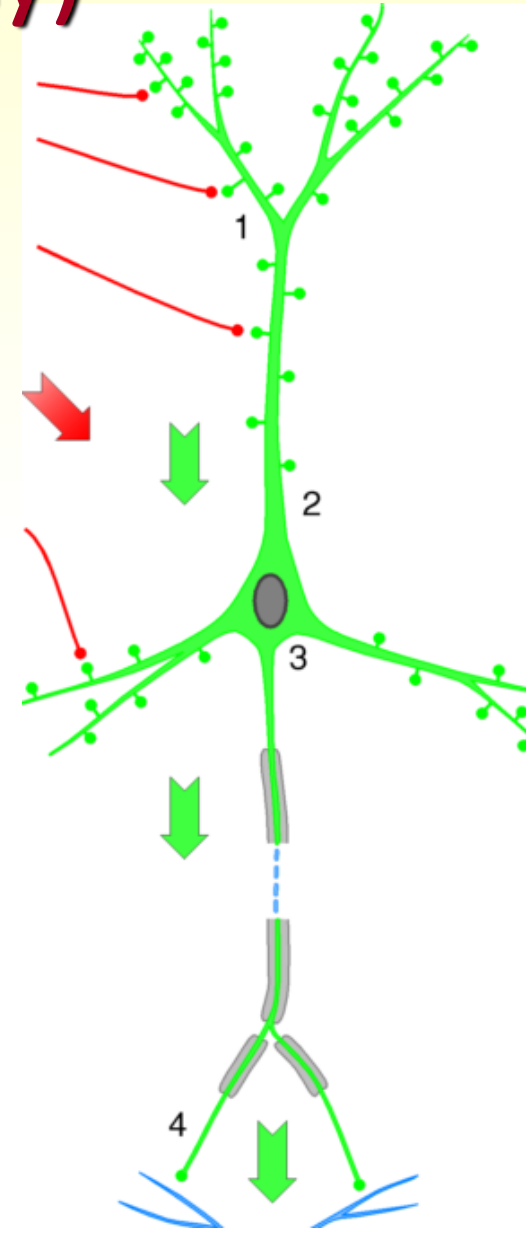
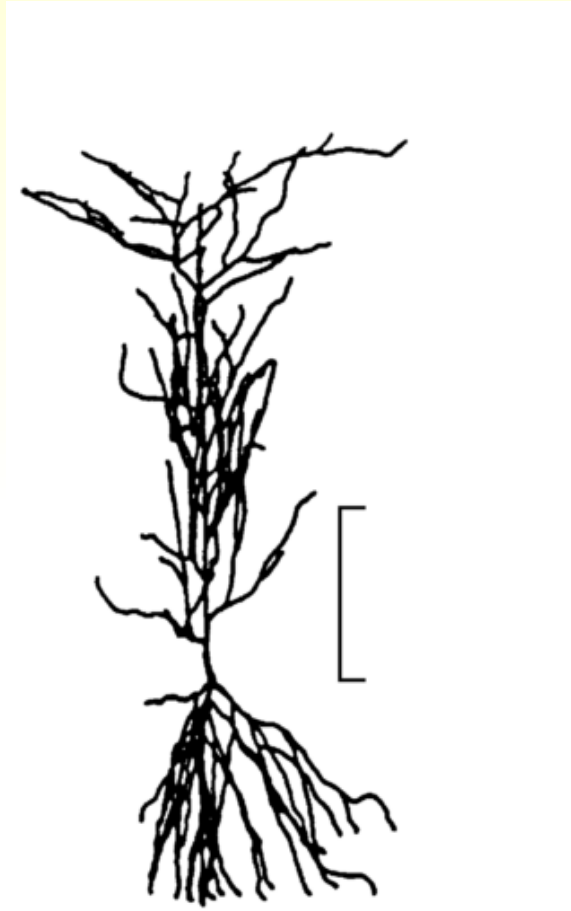


# Modelování neuronu

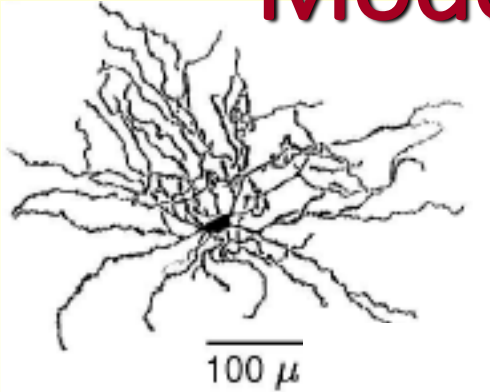


- Modelování těla (somy)
- Modelování dendritů
- Modelování synapsí
- Modelování axonů

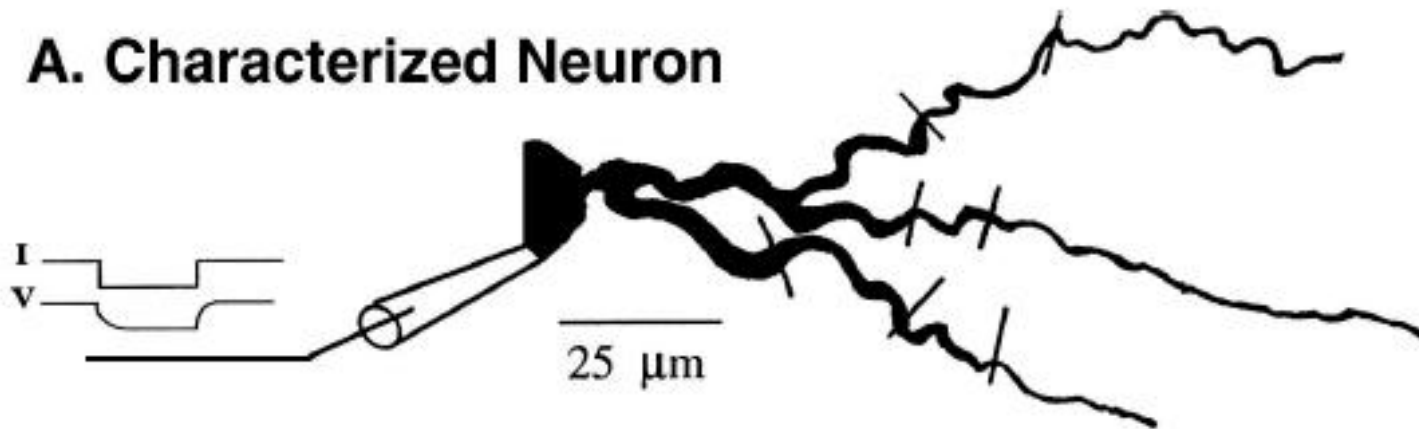
# Modelování těla (somy)



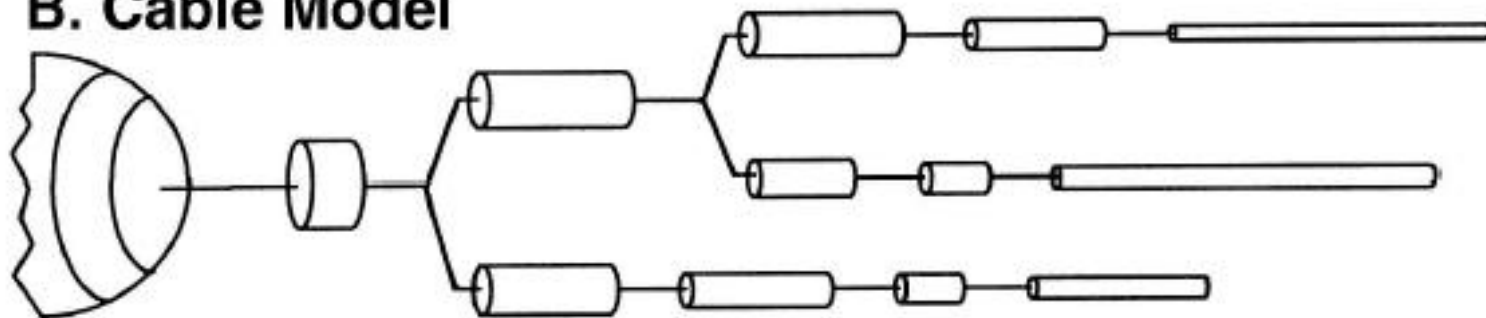
# Modelování dendritů



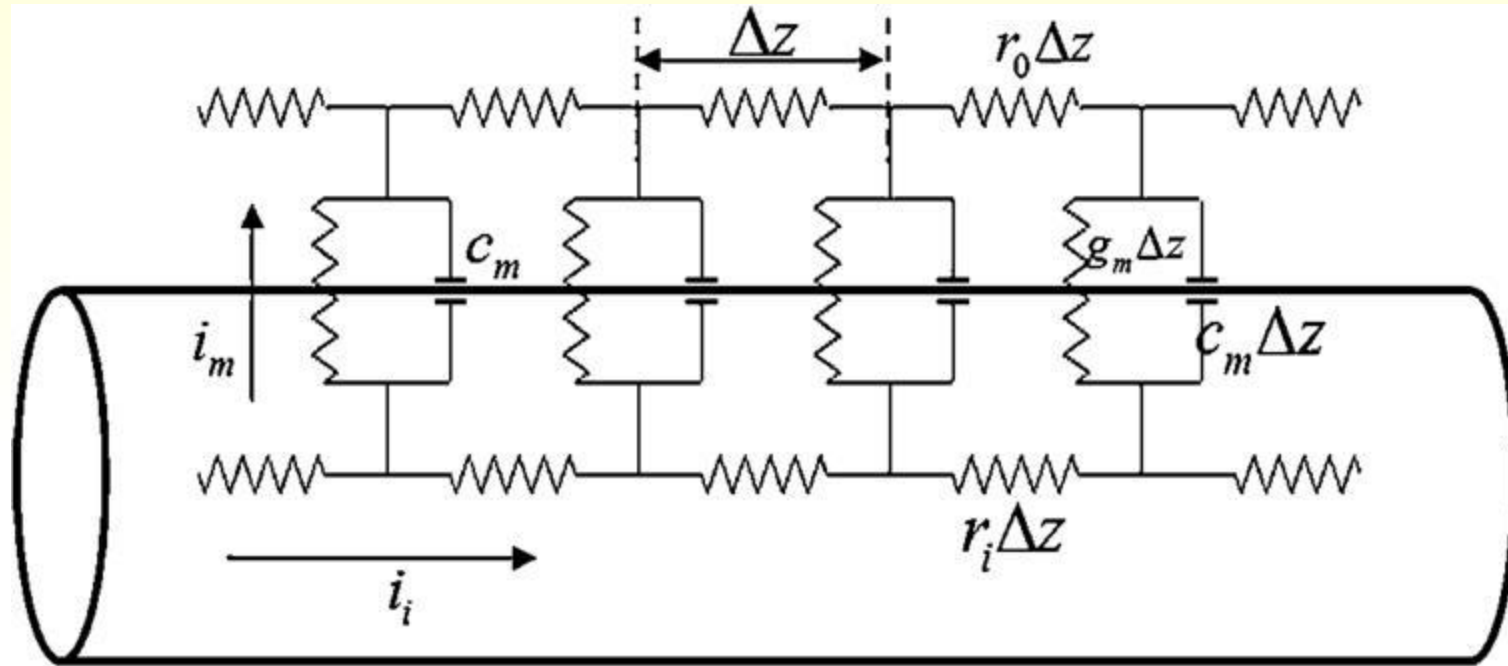
**A. Characterized Neuron**



**B. Cable Model**



# Teorie vedení



$z$

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} = \tau \frac{\partial V}{\partial t} + V$$

# Teorie vedení

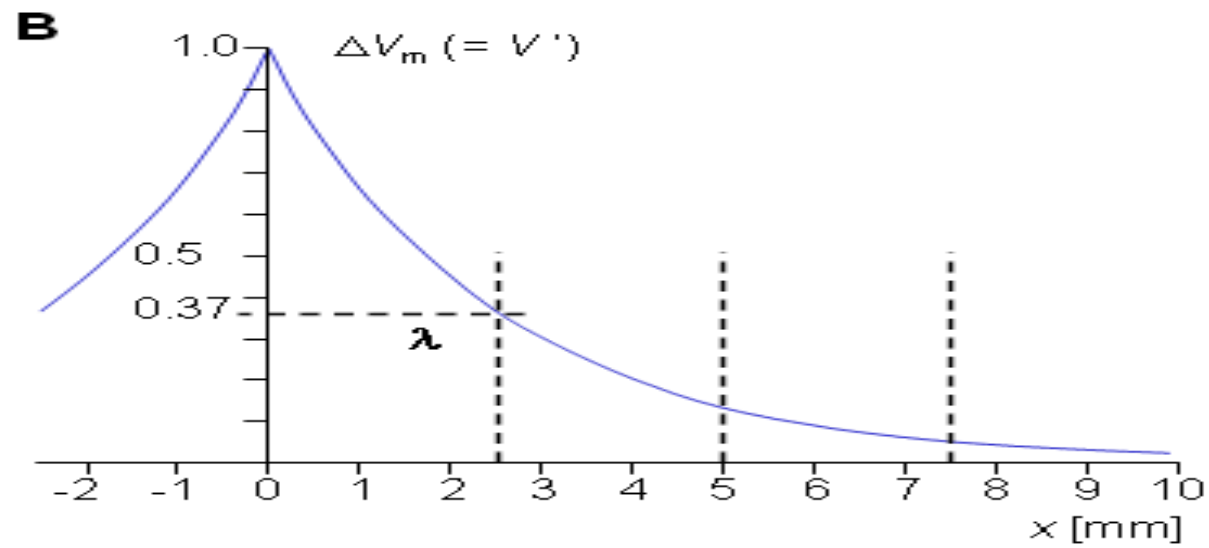
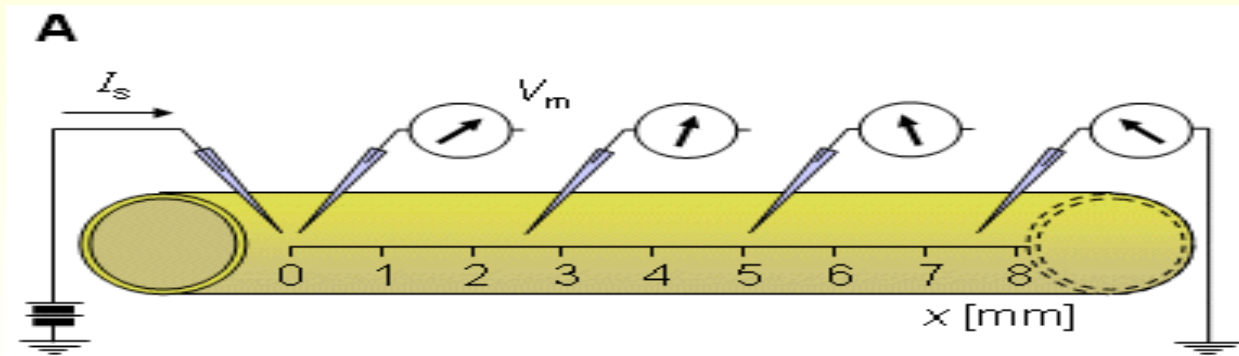
- Popisuje tok proudu a šíření potenciálu v lineárních (pasivních) dendritech
- Analýza signálů – přenos dendrity



# Teorie vedení

- Předpoklady:
  - Neuvažujeme napětově závislé kanály
  - Membrána je pasivní a rovnoměrná
  - Uvažujeme délku a čas, nikoliv průměr
- Metoda je nepřesná, avšak užitečná
- Zjednodušující předpoklady umožňují modelování bez velké ztráty fyziologické podstaty

# Teorie vedení



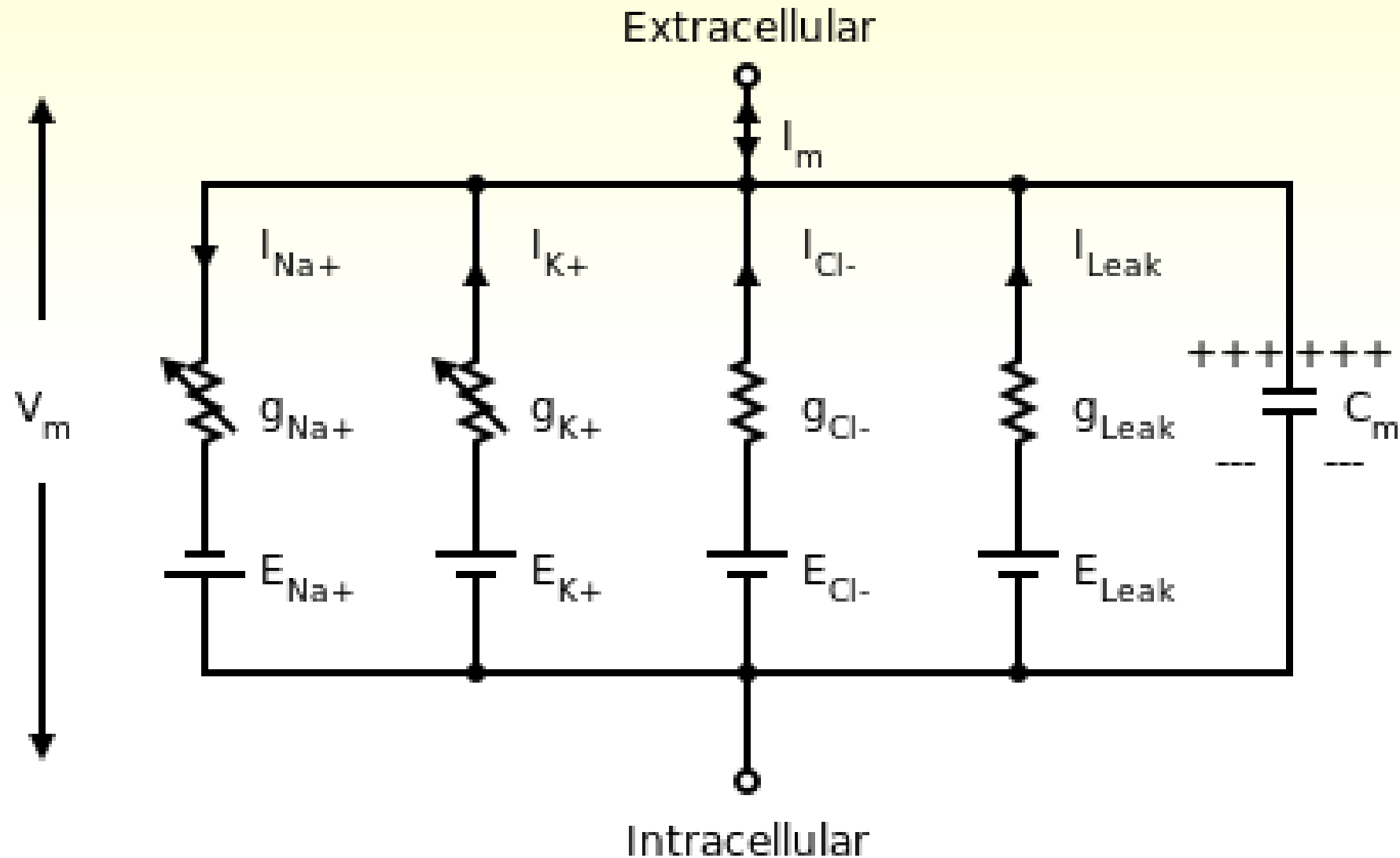
# Modelování synapsí



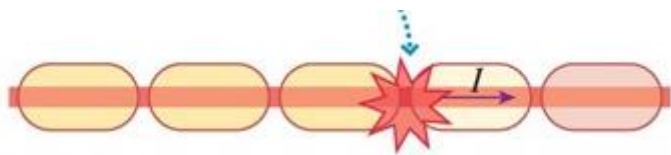
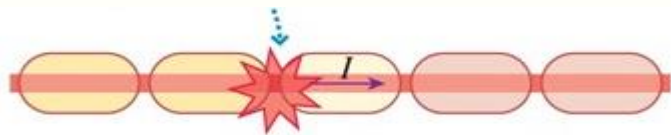
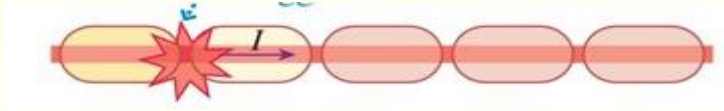
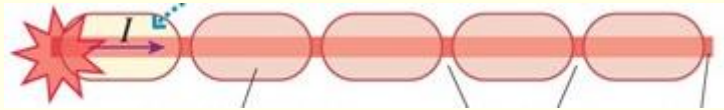
# Modelování axonů



# Hodgkin–Huxley model - 1952

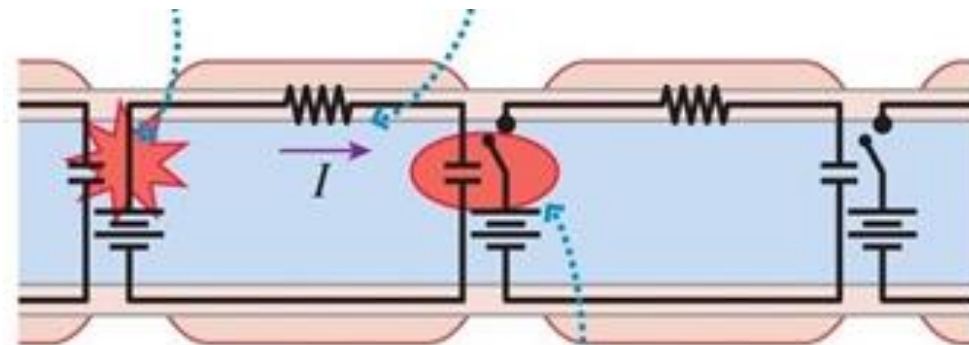
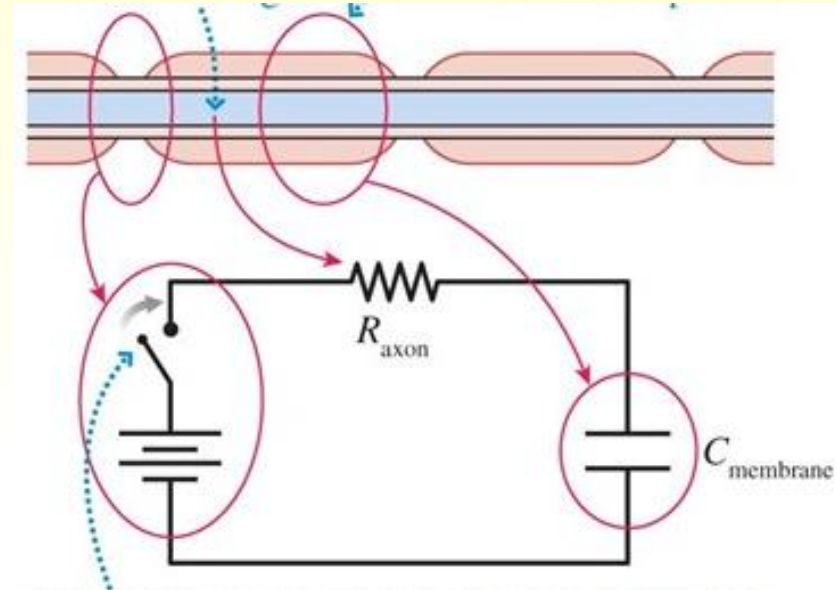


# Modelování axonů jako RC obvodů



$$v = \frac{L_{node}}{\tau} = \frac{1 \times 10^{-3} \text{ m}}{40 \times 10^{-6} \text{ s}} = 25 \text{ m/s}$$

$$\tau = RC = (2.5 \times 10^7 \text{ } \Omega)(1.6 \times 10^{-12} \text{ F}) = 4 \times 10^{-5} \text{ s} = 40 \text{ } \mu\text{s}$$



# Měření rychlosti vedení nervového vzruchu ulnárním nervem

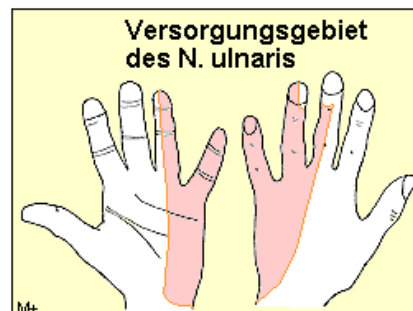
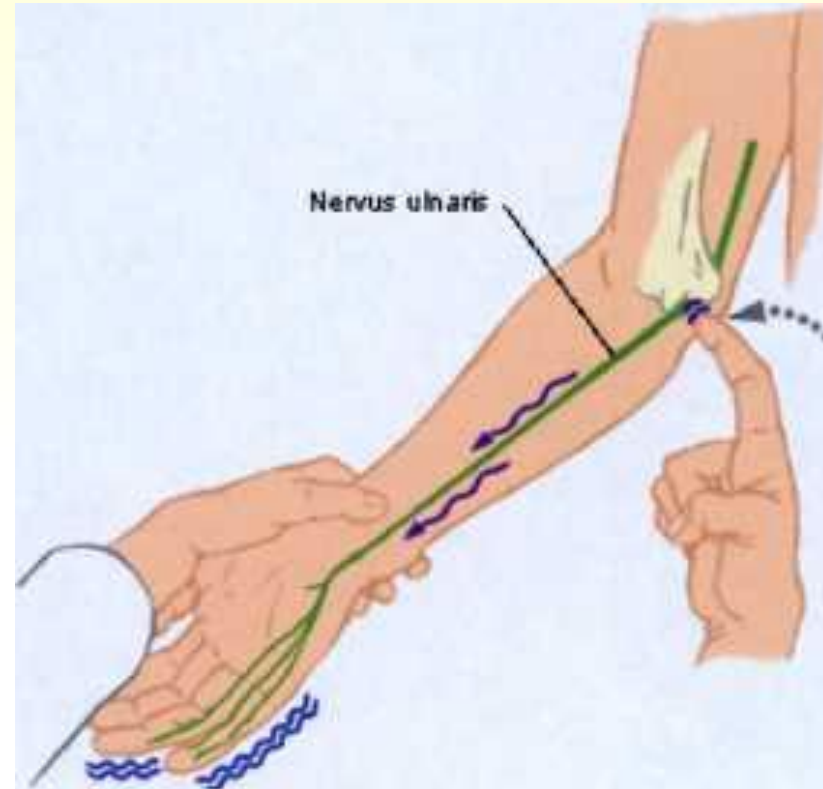
## Cíle úlohy:

- pořízení biologických signálů
  - registrace elektrické aktivity vyvolané při stimulaci ulnárního nervu
- zpracování signálů
  - detekce časových okamžiků počátku stimulu a odezvy
  - výpočet rychlosti vedení v periferním nervu

# Nervus ulnaris

- Předloktí
  - [Musculus flexor carpi ulnaris](#)
  - [Musculus flexor digitorum profundus](#)
- Ruka
  - [Musculi interossei](#)
  - [Musculi lumbricales III et IV](#)
  - [Musculus abductor digiti V](#)
  - [Musculus flexor digiti V](#)
  - [Musculus oponens digiti V](#)
  - [Musculus adductor pollicis](#)
  - [Musculus flexor pollicis brevis](#)

Senzitivní inervace





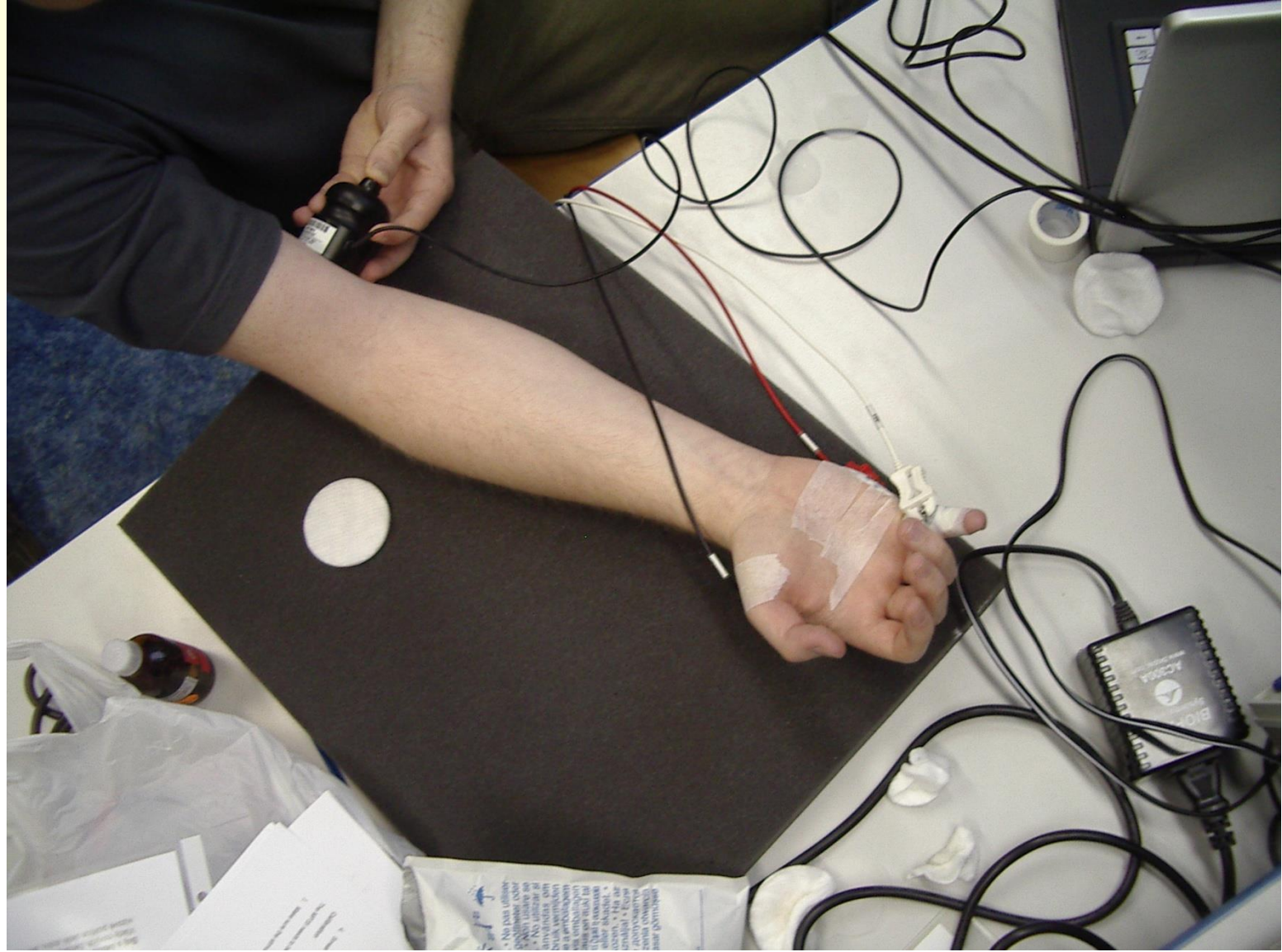
# Obrna n. ulnaris

- Při lézích na paži a v loketní krajině nastává porucha všech funkcí senzitivních i motorických.
- Porucha citlivosti typická, výpad fce příslušných svalů je většinou klinicky nevýrazný.
- Neschopnost flexe konečného článku 4. a 5. prstu.
- Drápovitá ruka

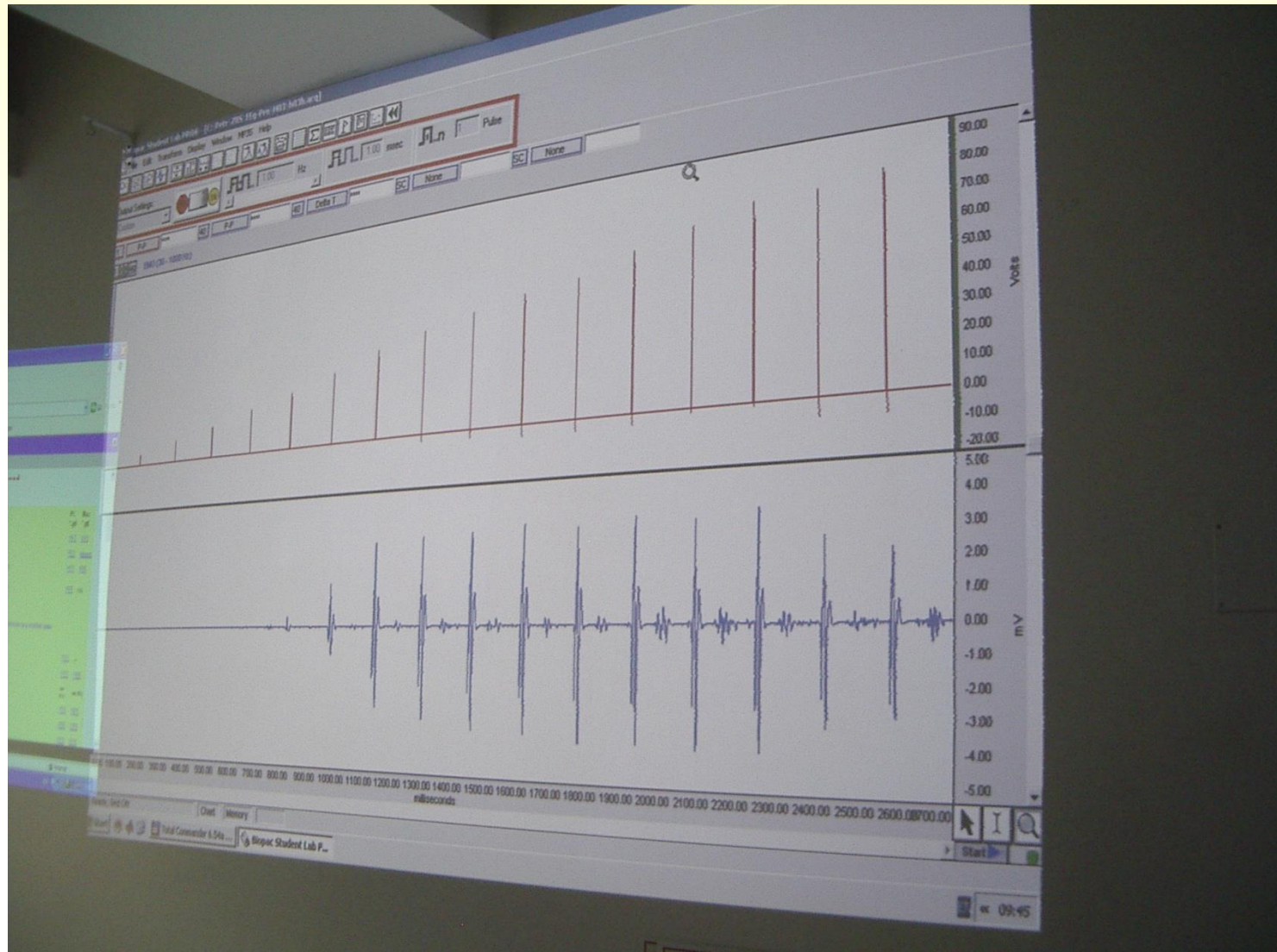


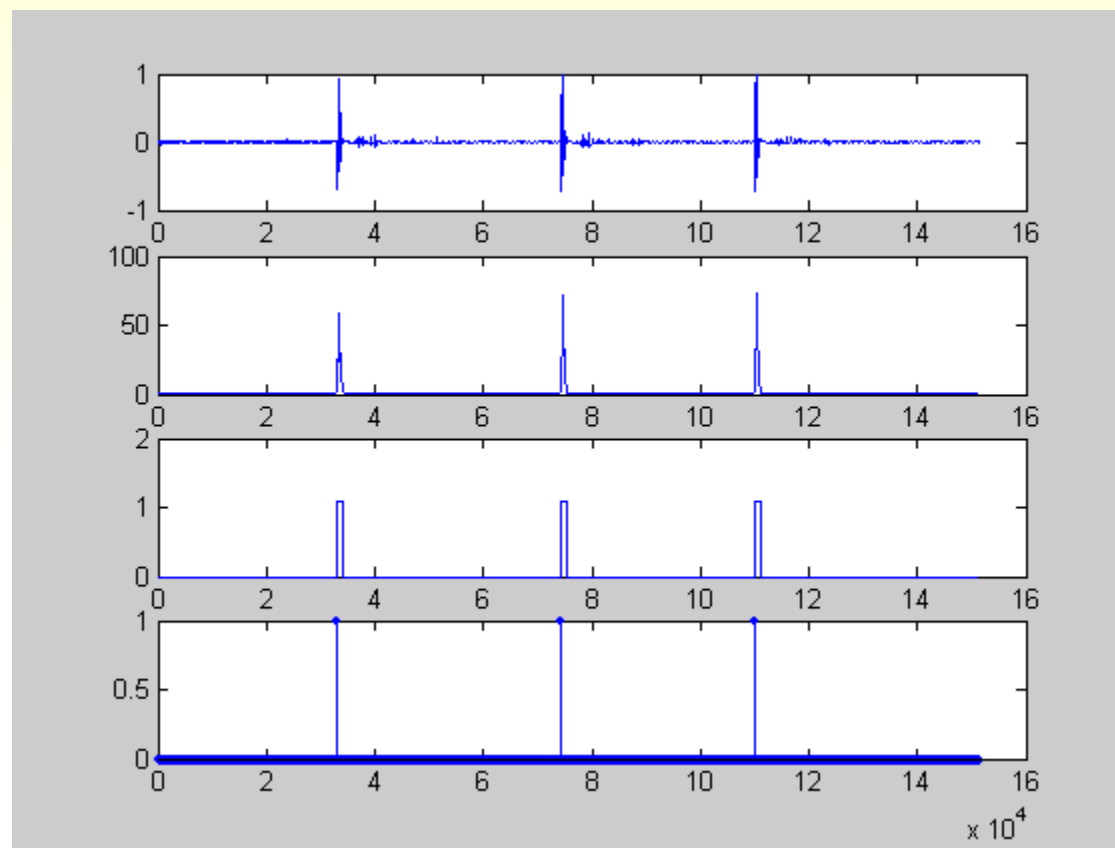
# Příčiny

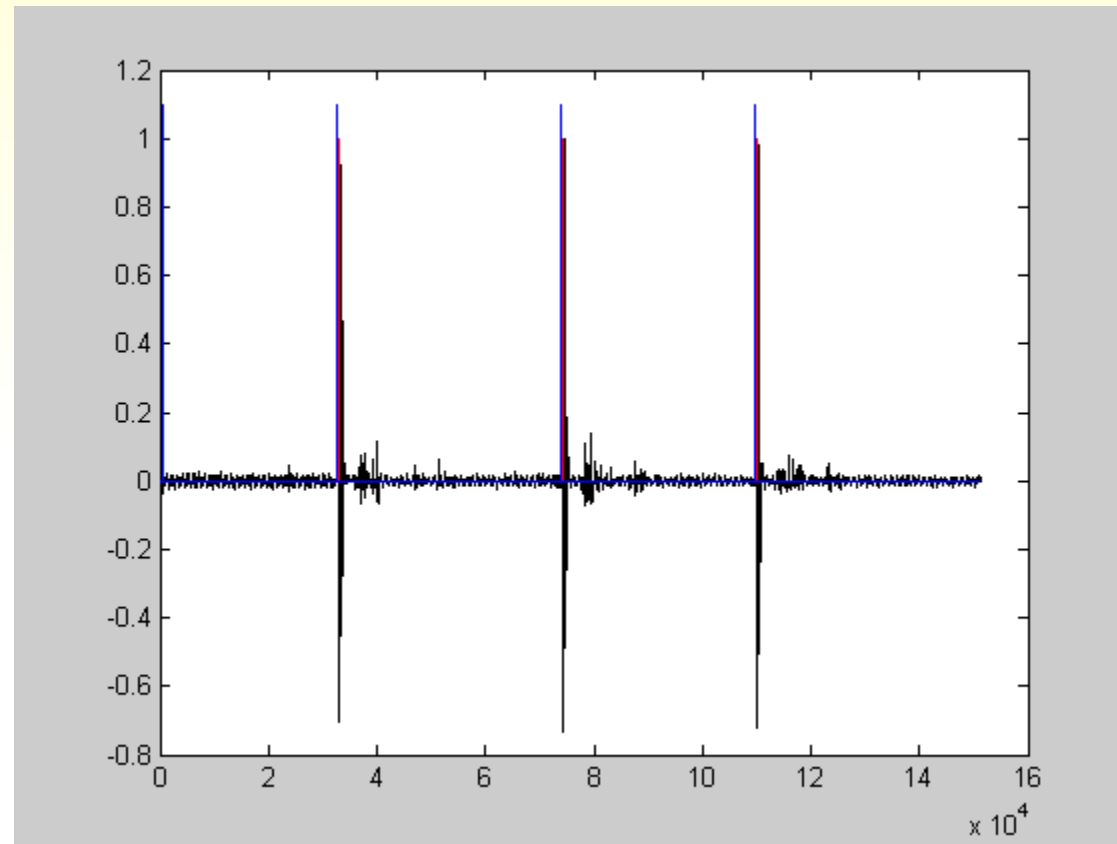
- Trauma nebo otlak nervu v loketní krajině hlavně v sulcus n.ulnaris (opírání o loket)
- Chronické působení tlaku v distálním úseku
- Hyperextenze zápěstí (motocyklisté, natěrači)

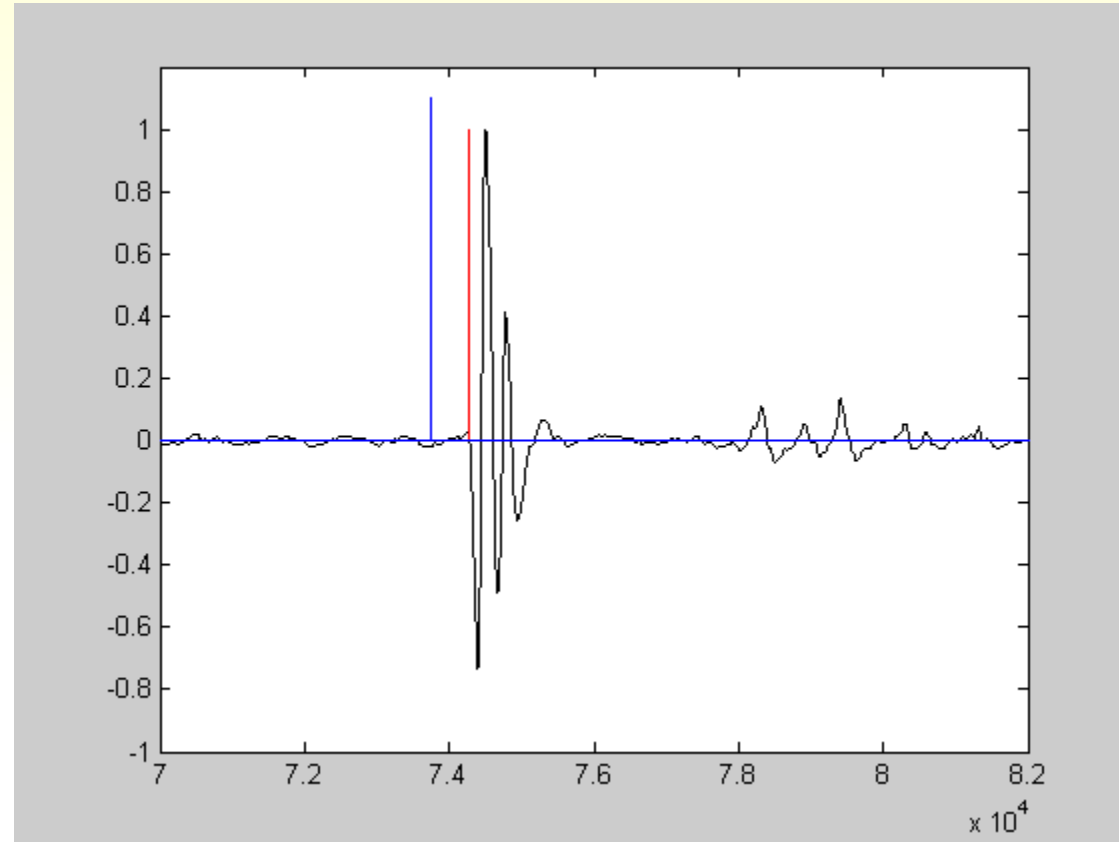






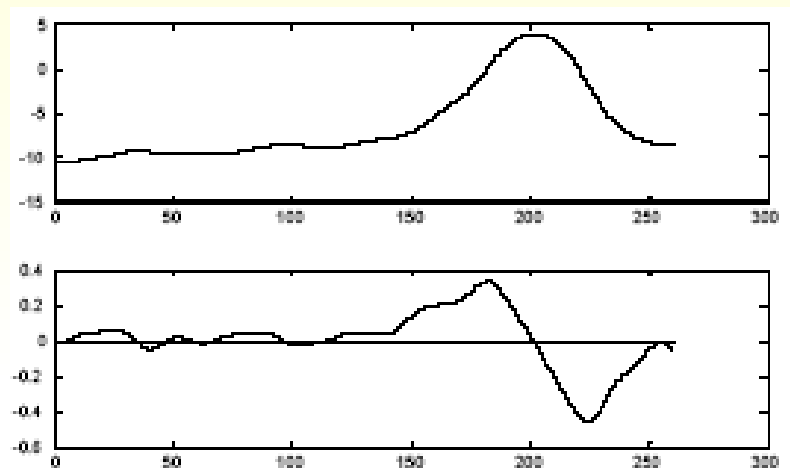






# Určení začátků a konců vln

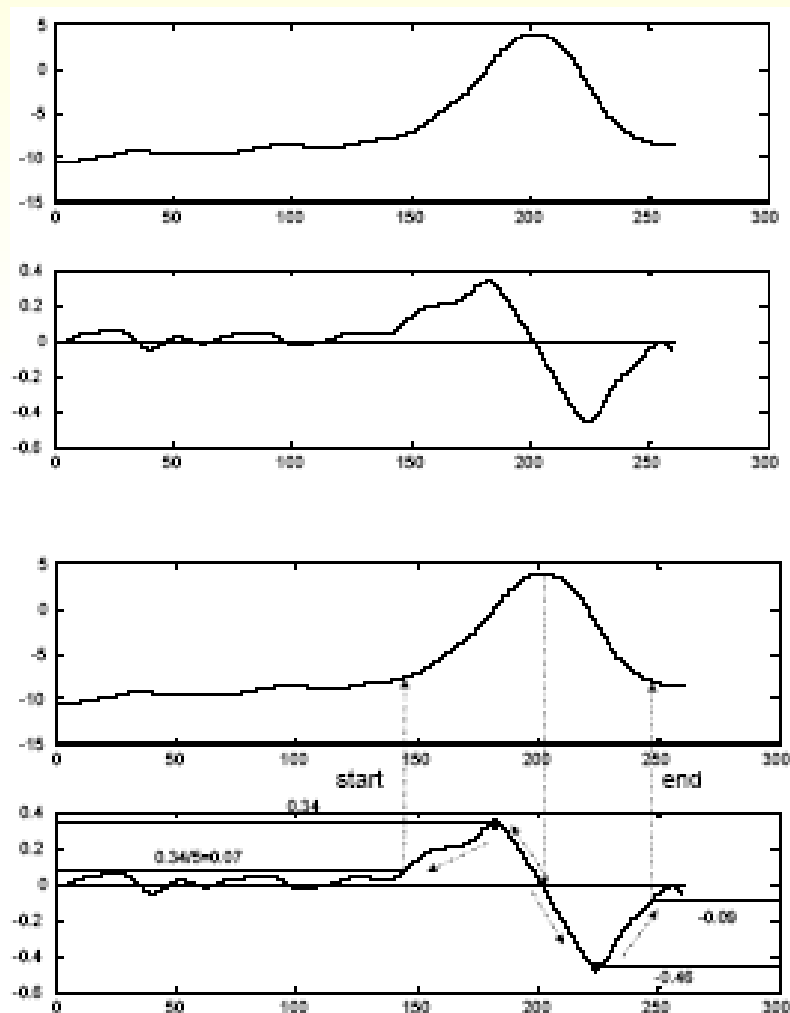
## 1. Prahování derivovaného průběhu





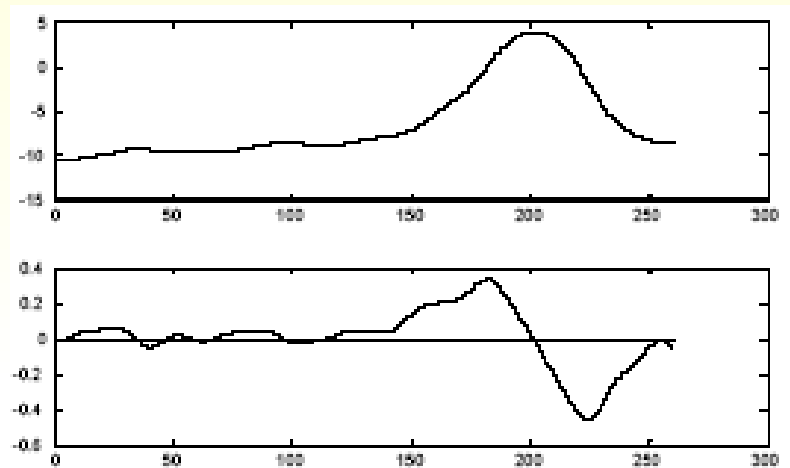
# Určení začátků a konců vln

Prahování derivovaného průběhu



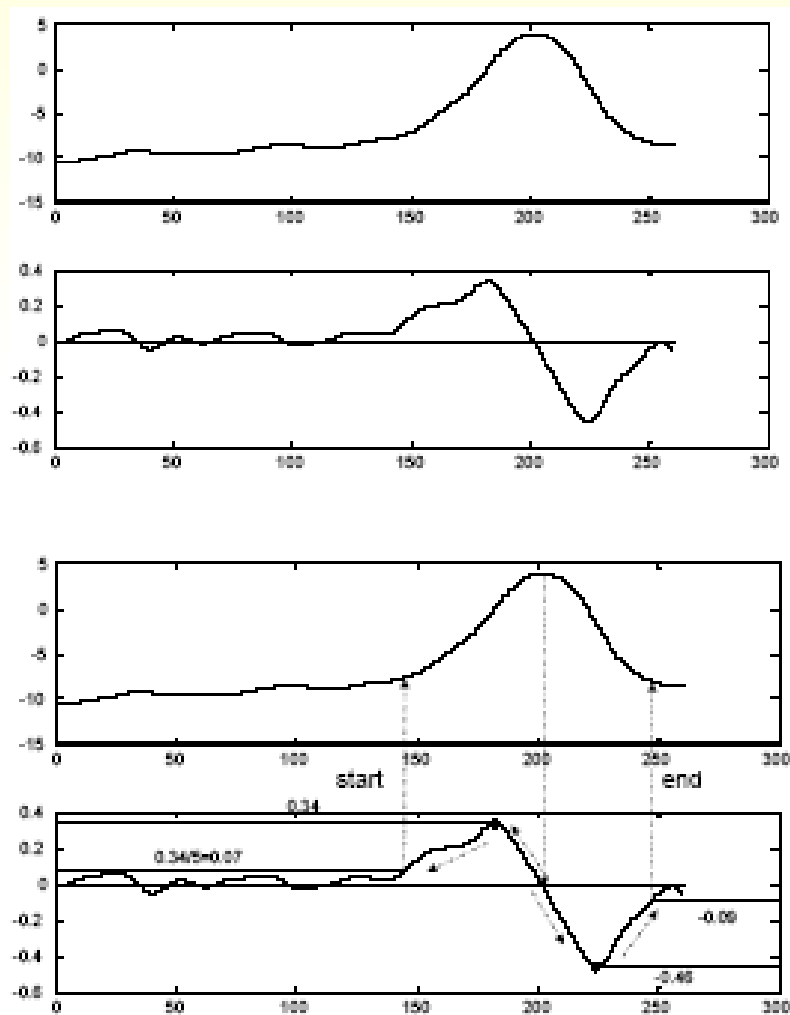
# Určení začátků a konců vln

## 1. Prahování derivovaného průběhu



# Určení začátků a konců vln

## 1. Prahování derivovaného průběhu



# 1. Prahování derivovaného průběhu

```
function pfi=final(x,pma,dl,fs,pen,fac);
```

```
% Nalezeni konce vlny prahovanim derivovaneho prubehu
```

```
% x: vstupni signal
```

```
% pma: pozice maxima (muze byt vektor)
```

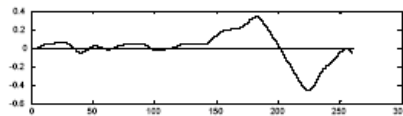
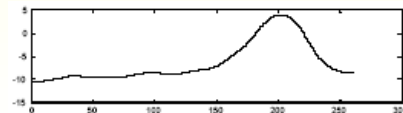
```
% l: delka okna v ms
```

```
% fs: vzorkovaci frekvence
```

```
% pen: 1 pro vzestupnou vlnu, -1 pro sestupnou
```

```
% fac: prahovaci faktor (zlomek z maxima)
```

```
% pfi: detekovane body vlny
```



```
dl=dl*fs/1000;
```

```
% prevod ms _ vzorky
```

```
for i=1:length(pma)
```

```
% od prvnioho do posledni maxima
```

```
    xmu = x(pma(i):pma(i)+dl); % vyber aktualniho okna vlny
```

```
    xmud = diff(xmu); % diferenciacce
```

```
    [m,n] = max(xmud*pen); % nalezeni maxima derivace
```

```
    xmud = xmud(n:length(xmud)); % omezeni okna
```

```
    k = find(pen*xmud<m/fac); % nalezeni vsech vzorku pod
```

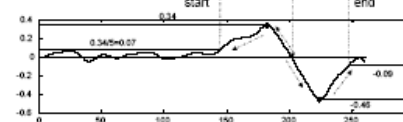
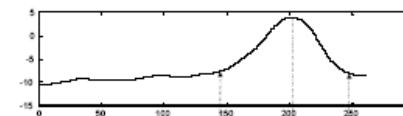
```
prahem
```

```
    k = k(1);
```

```
% vzorek protinajici prah
```

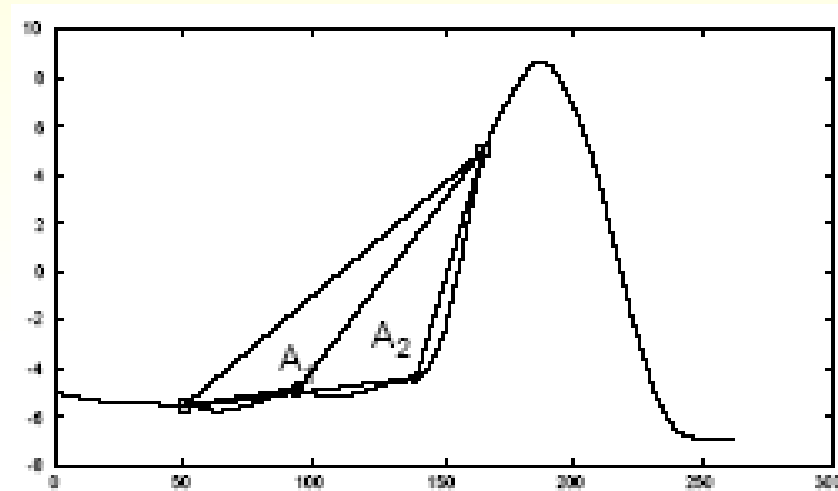
```
    pfi(i)= pma(i)+n+k-1; % vypocet pozice
```

```
end
```



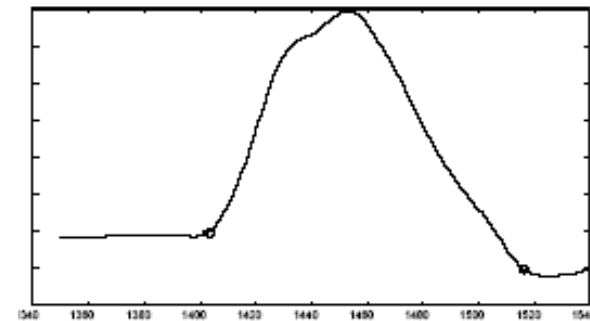
# Určení začátků a konců vln

## 2. Trojúhelníková metoda



$$A_1 < A_2$$

Plocha vymezená třemi body bude největší, pokud jeden z bodů bude ležet v počátku

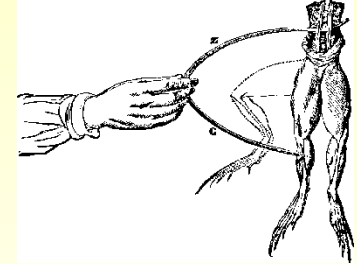


## **Měření rychlosti vedení**

**Rychlost vedení = vzdálenost/zpoždění**

<https://www.youtube.com/watch?v=ZdbjlsSYzws>

# Historie EMG



- **1791 - Luigi Galvani (Itálie)**

pozoroval vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí

- **19. století**

vyvolání svalových záškubů působením elektrického proudu

- **1907 - Louis Lapicque (Francie)**

model buněčné membrány

- **1918 - Arthur E. Baines (Anglie)**

první použil kabelový model šíření vzruchu

- **1928 - R. Proebster (Německo)**

první signál z dysfunkčního svalu

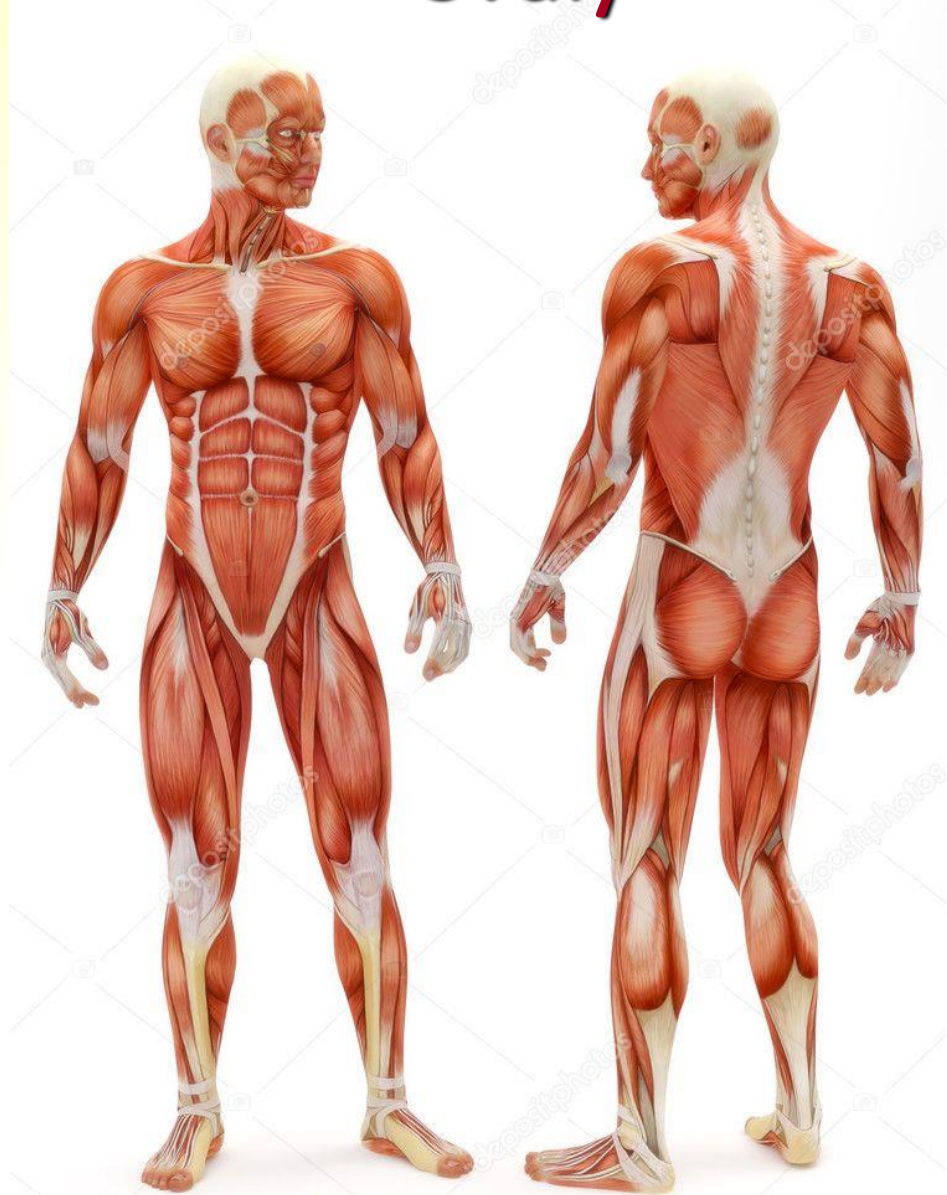
- **1929 - použití jehlové elektrody**

následuje rychlý rozmach klinické myografie

- **2.pol. 20.století**

návrhy elektronické protézy ruky

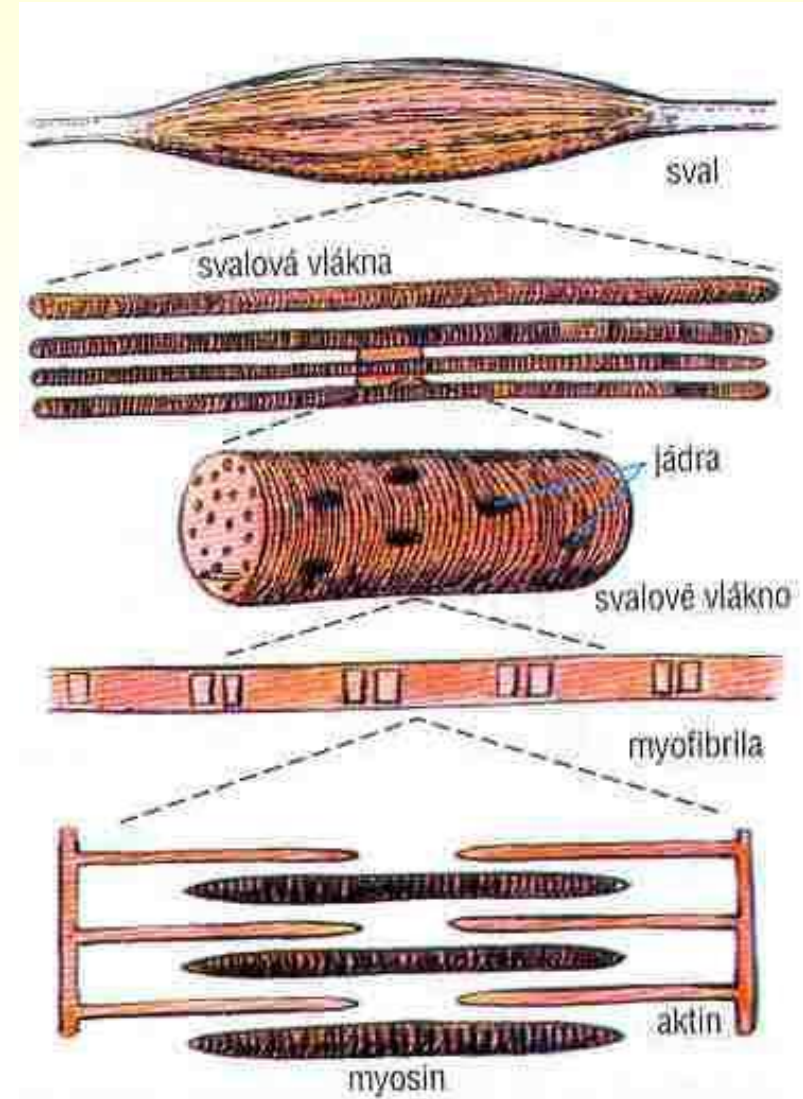
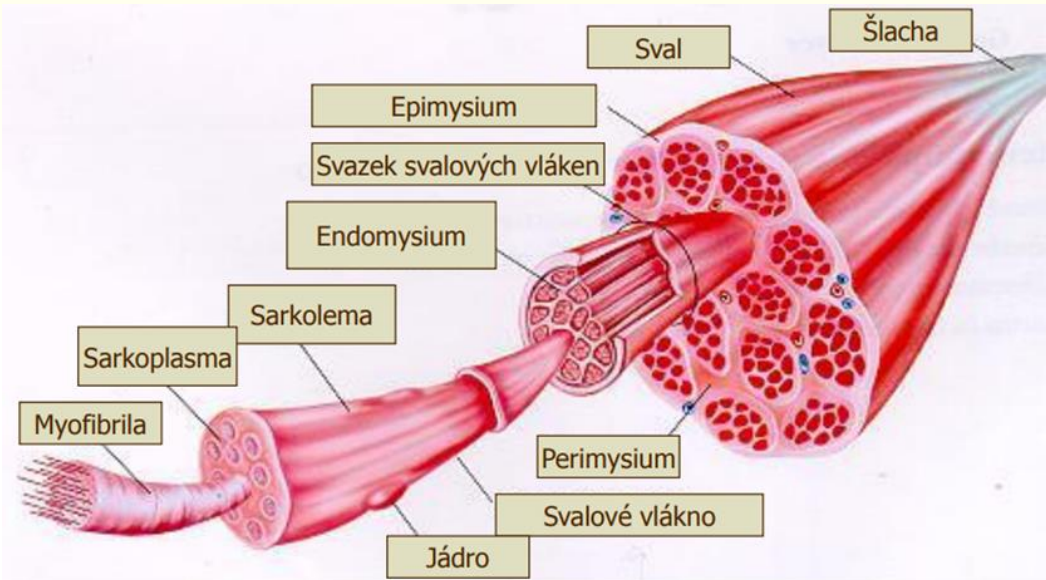
# Svaly



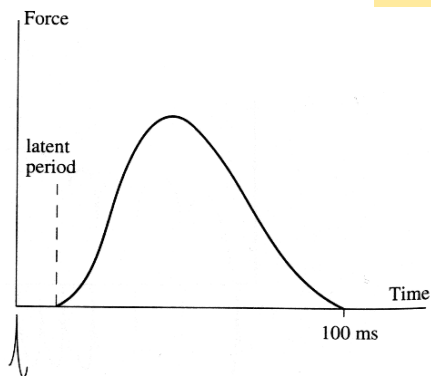
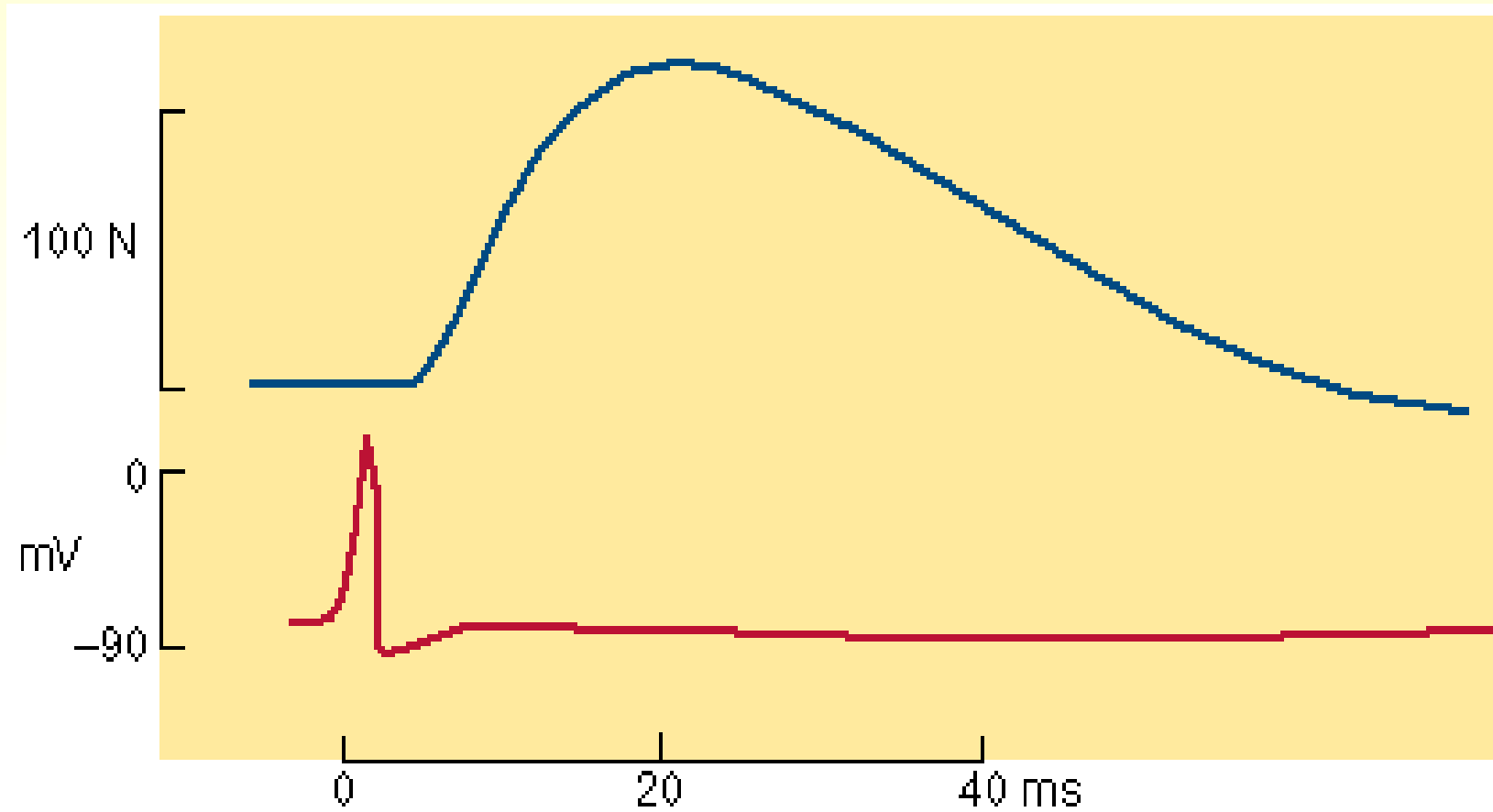
<https://youtu.be/s9eqg3r8YEc>



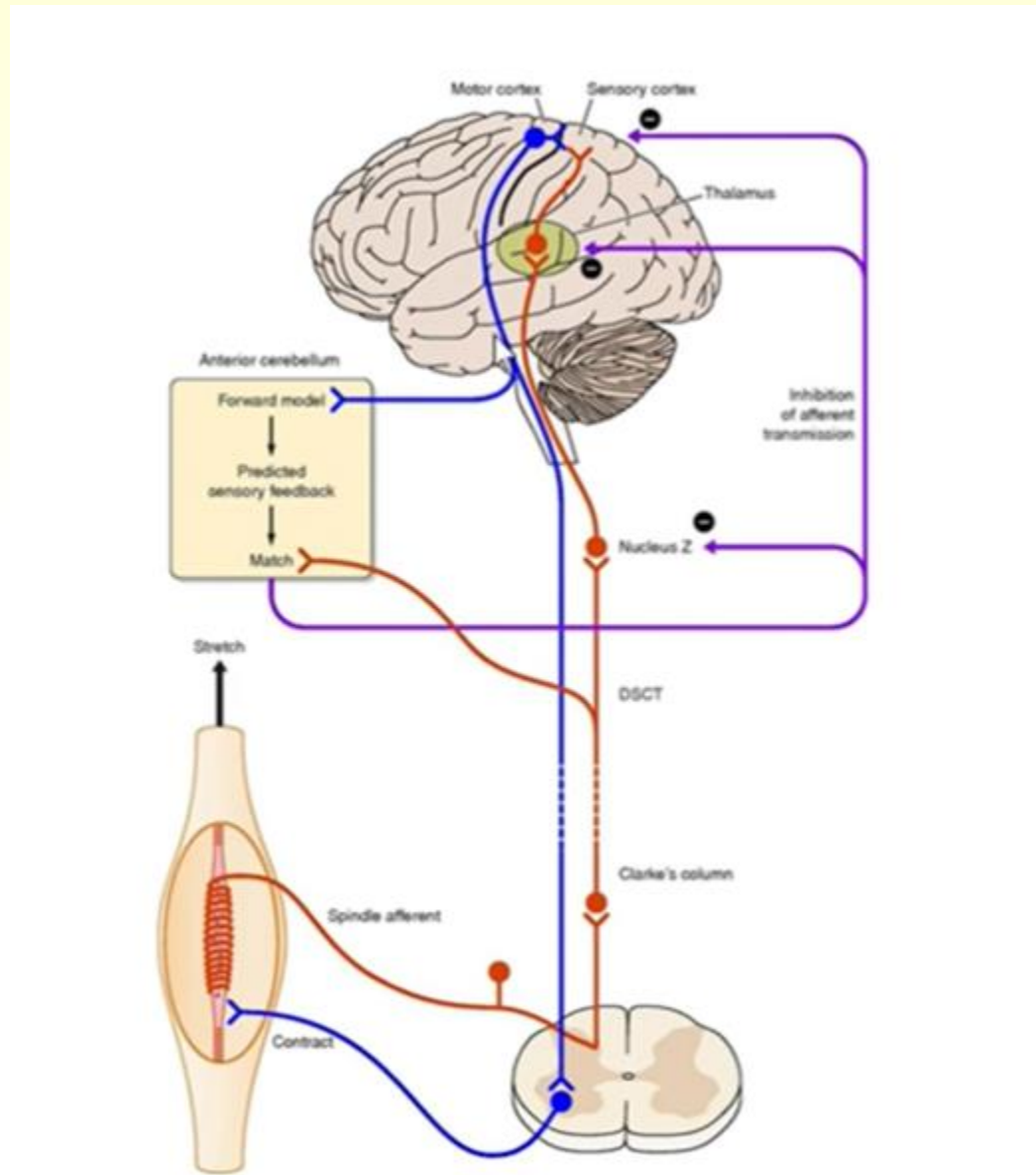
# Struktura kosterního svalu



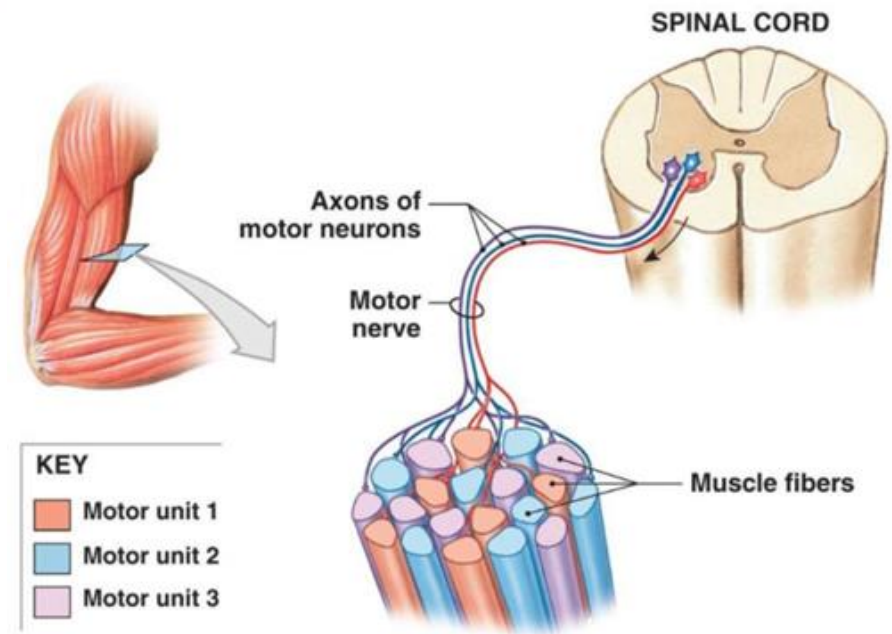
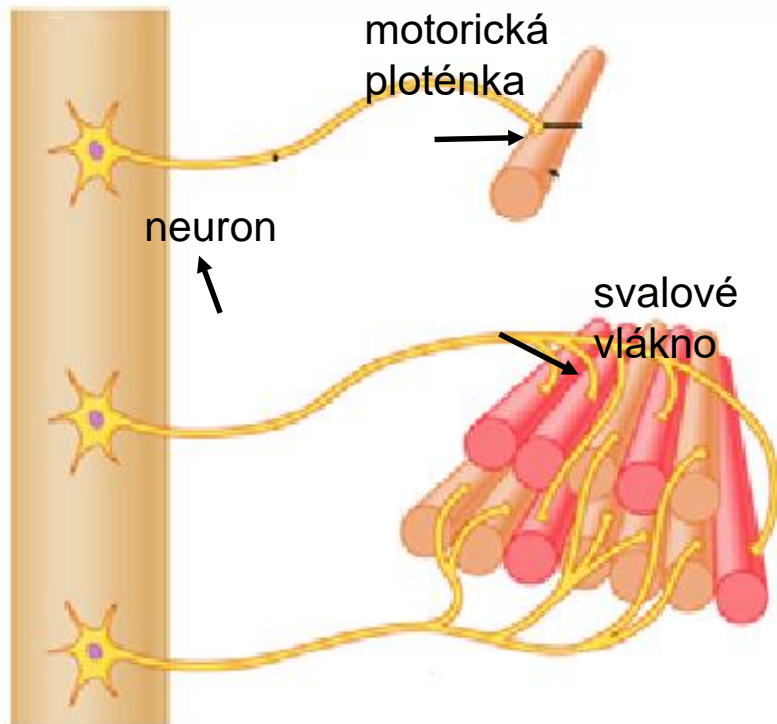
# Sled dějů při svalové kontrakci



# Přenos informace ke svalu

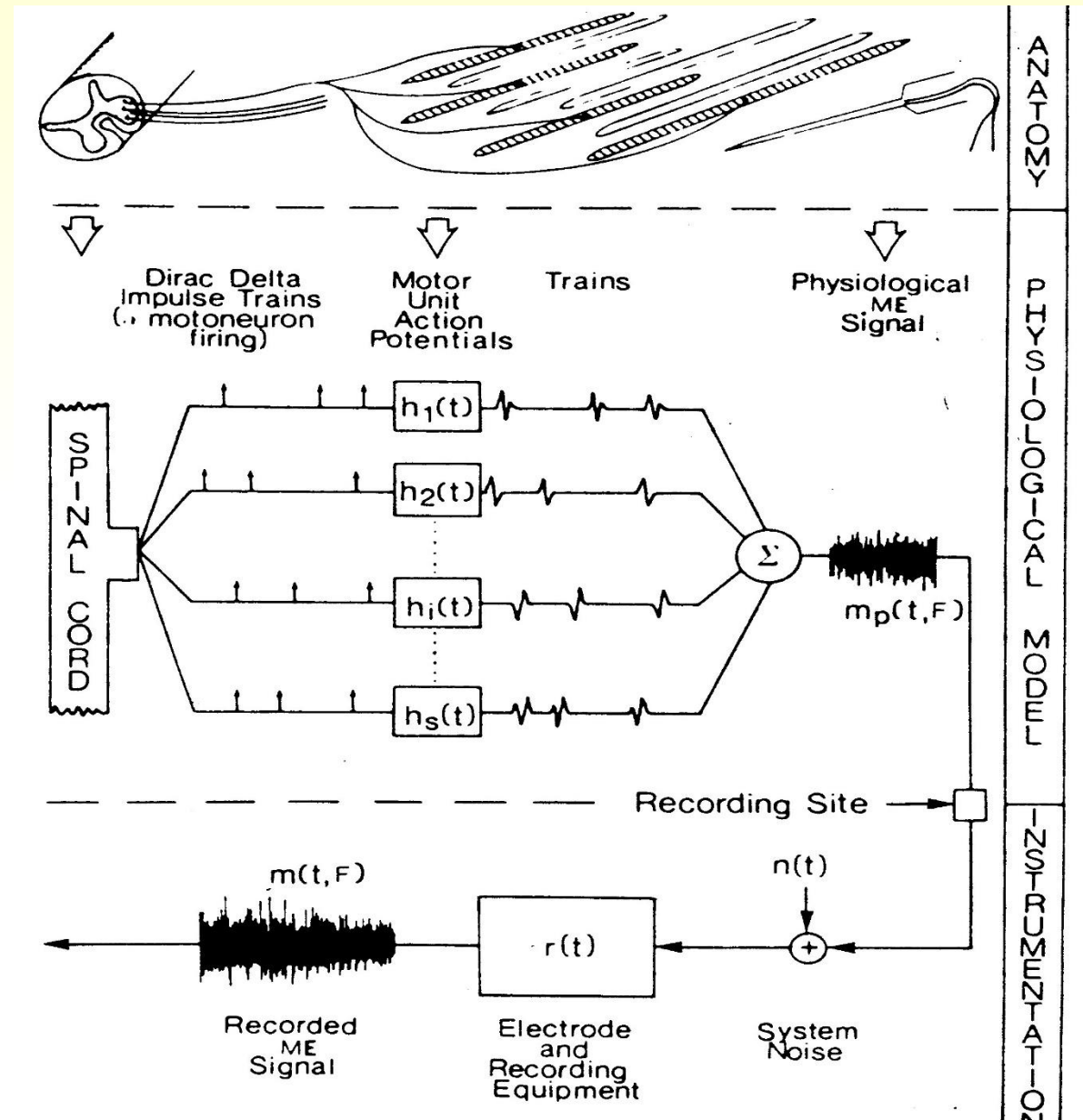


# Motorická jednotka



motorická  
jednotka

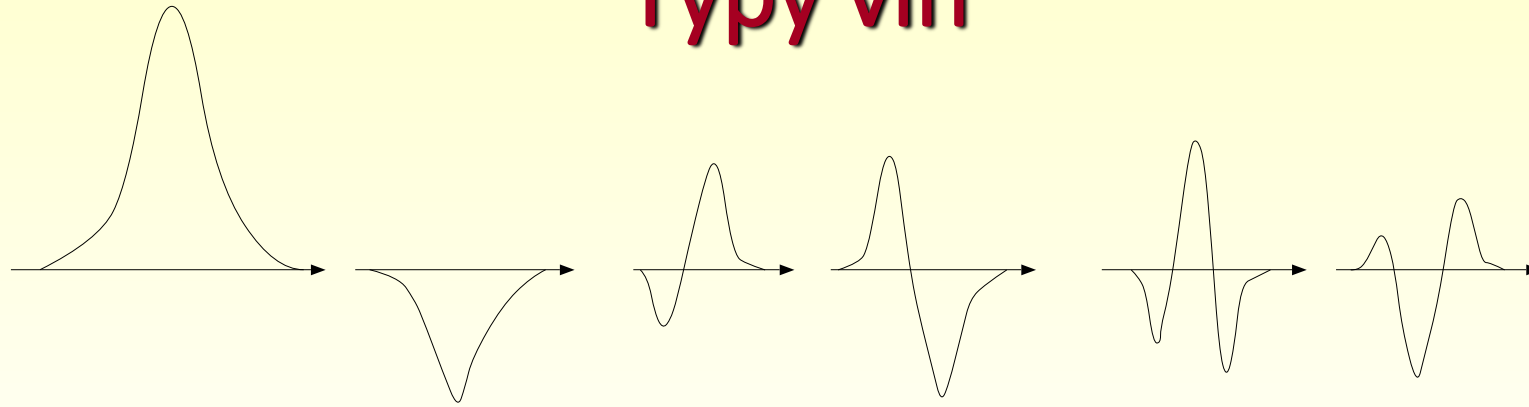
# Motorická jednotka a generování EMG



# Velikost motorických jednotek (MU)

sva	celkový počet nervových vláken	celkový počet svalových vláken	počet MU	počet svalových vláken v MU
Platysma (sva v podkoží krku)	1826	27100	1096	~25
Svaly na ruce (ukazováček)	199	40500	119	~340
Svaly dolních končetin (lýtko)	965	1120000	579	~1934

# Typy vln

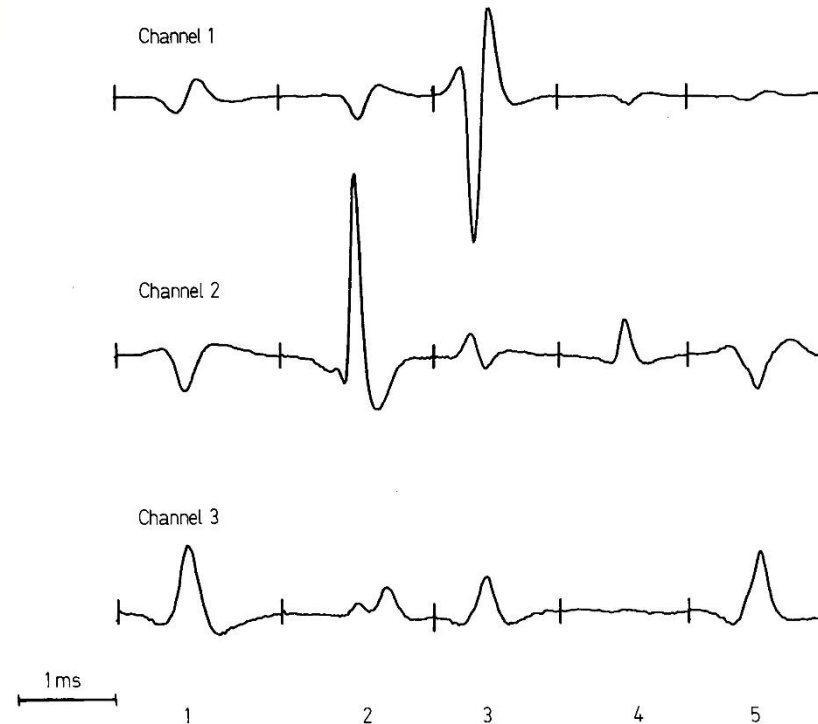


Monofázické vlny

Bifázické vlny

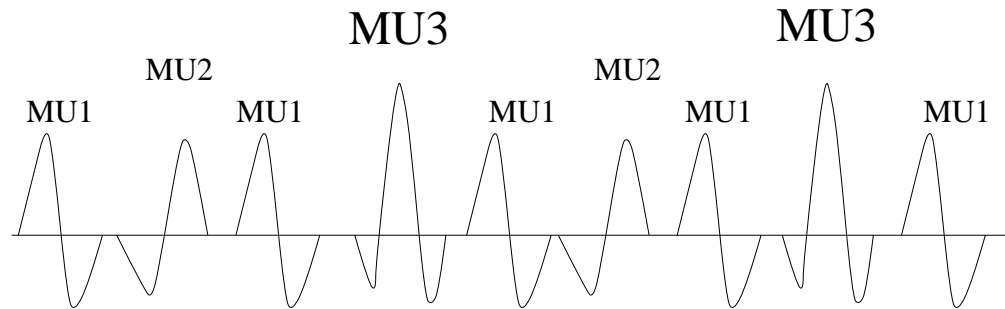
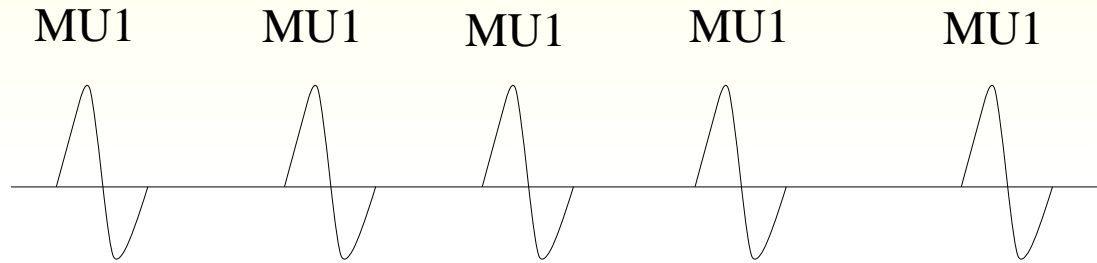
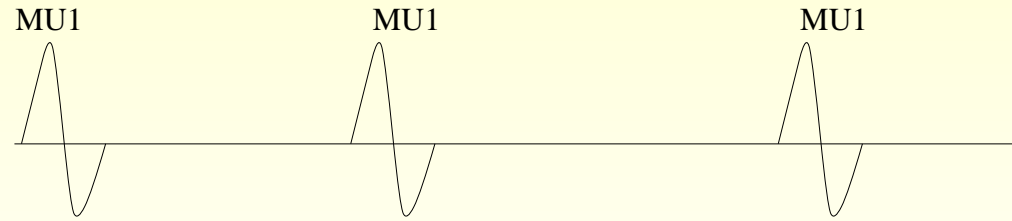
Trifázické vlny

## Akční potenciály normálních MU



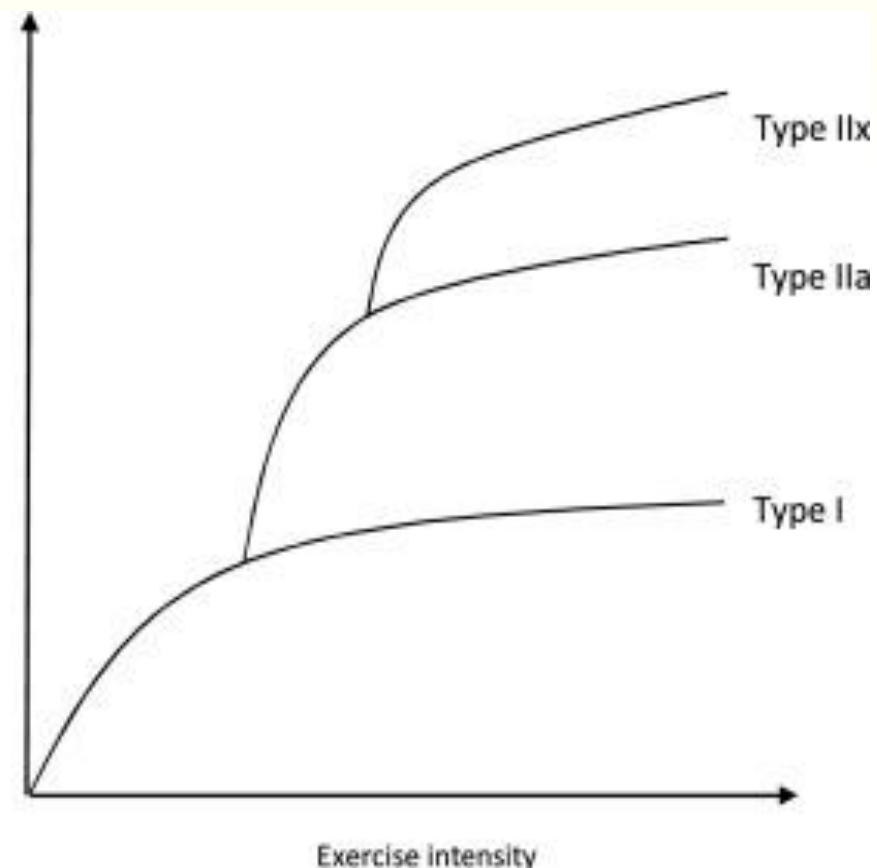
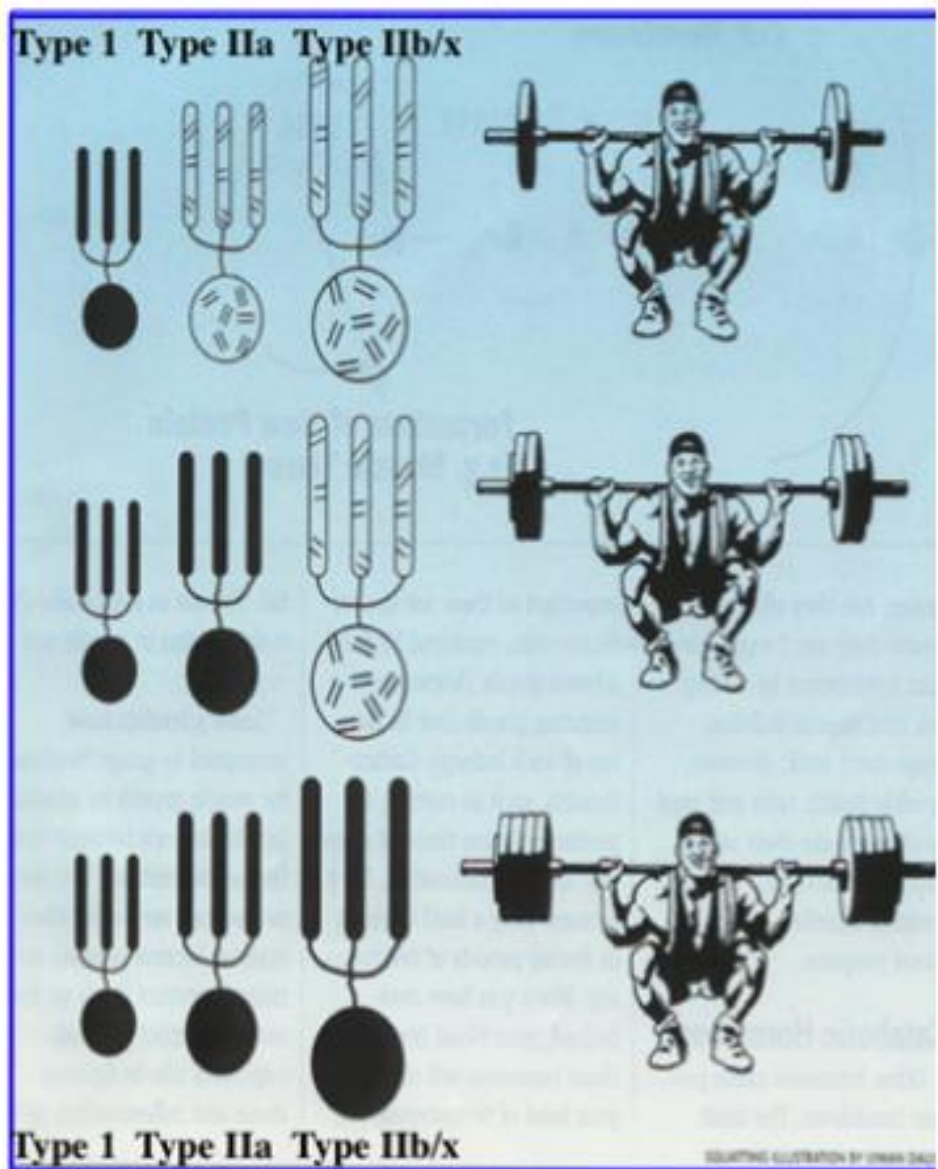


# Nábor motorických jednotek



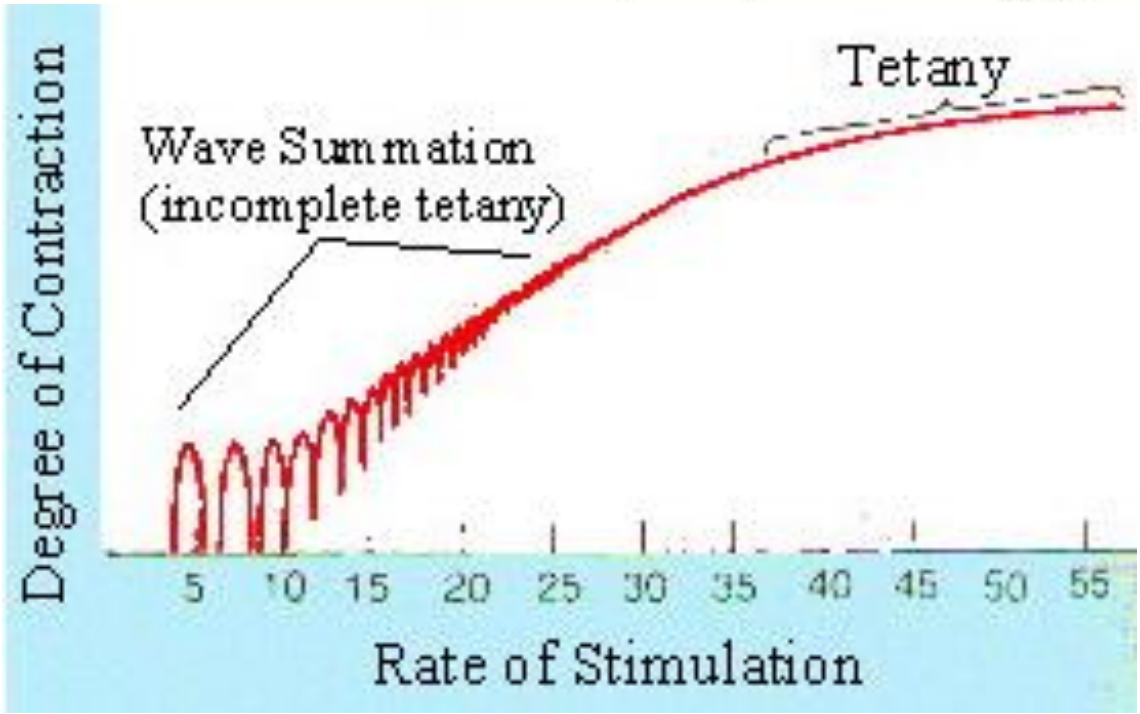
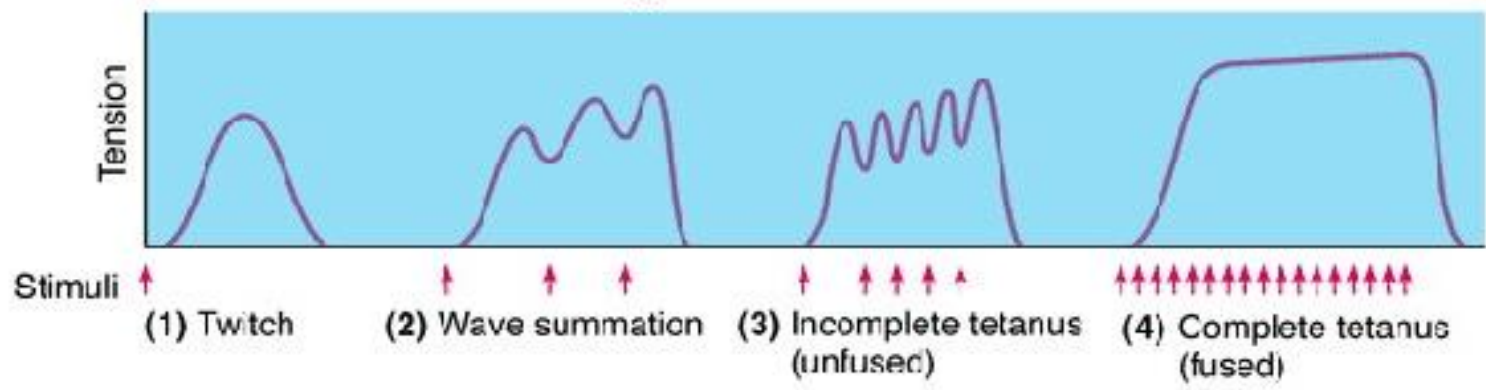


# Zapojování svalů



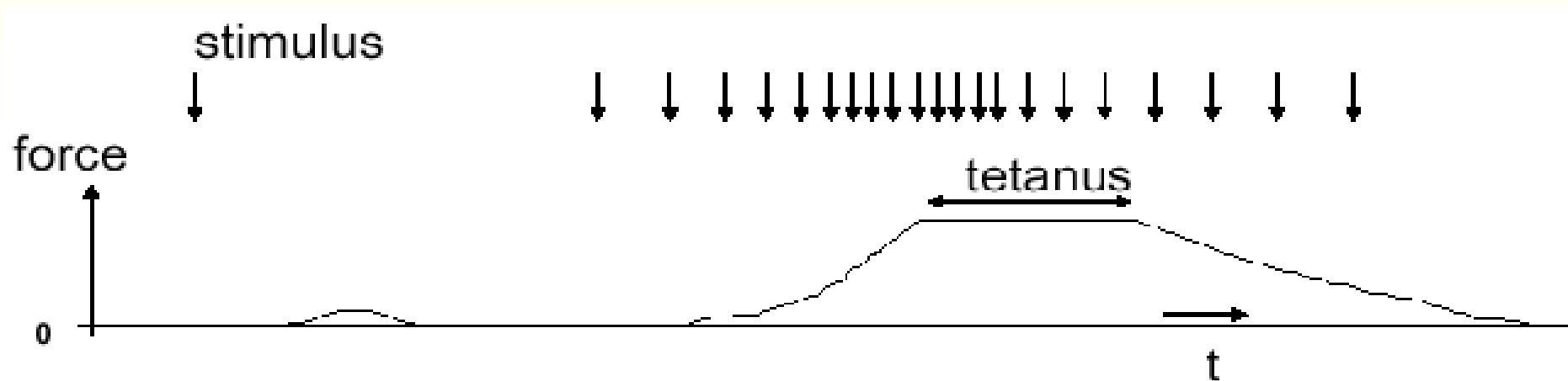
# Podráždění svalu

- nepřímé
  - (prostřednictvím nervu), nejprve se objeví lokální potenciál na svalové ploténce
- přímé
  - přivedeným elektrickým potenciálem se způsobí umělá depolarizace



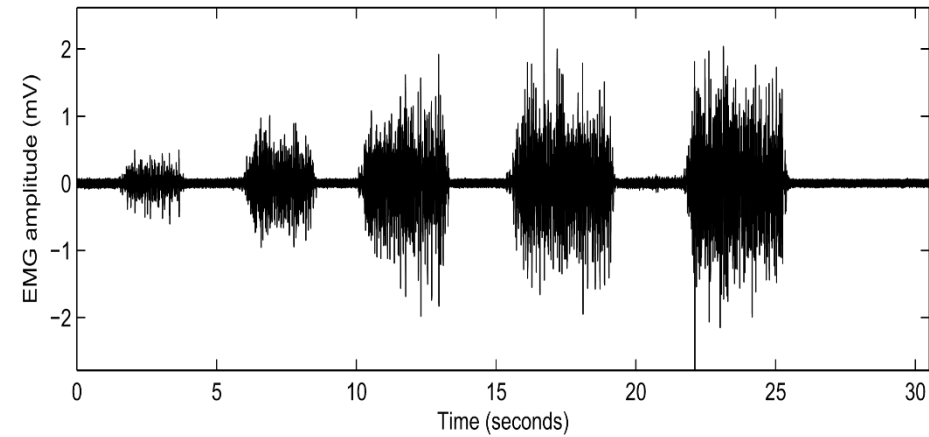
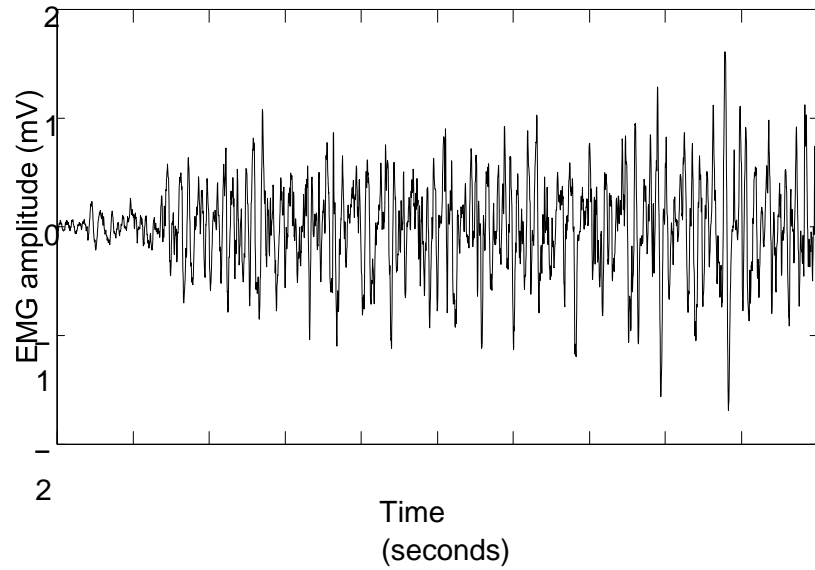
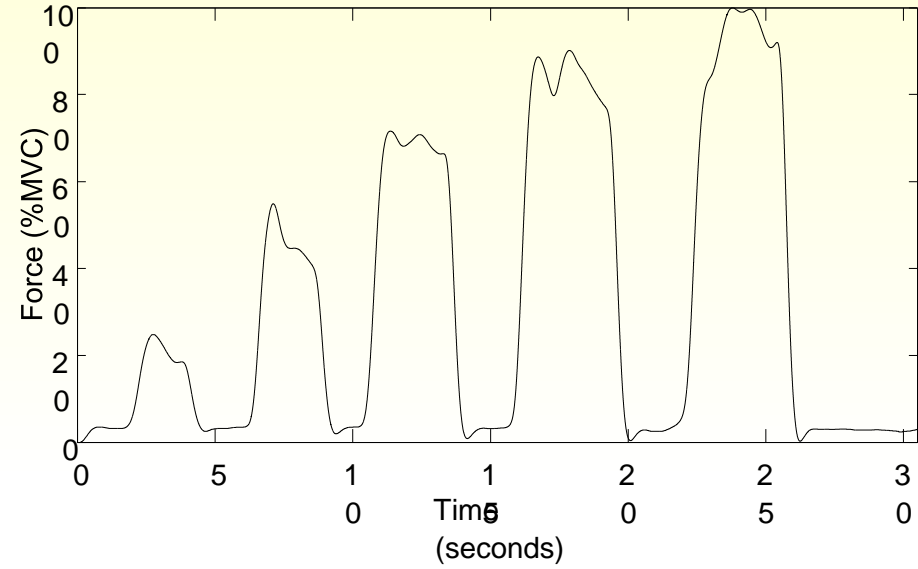
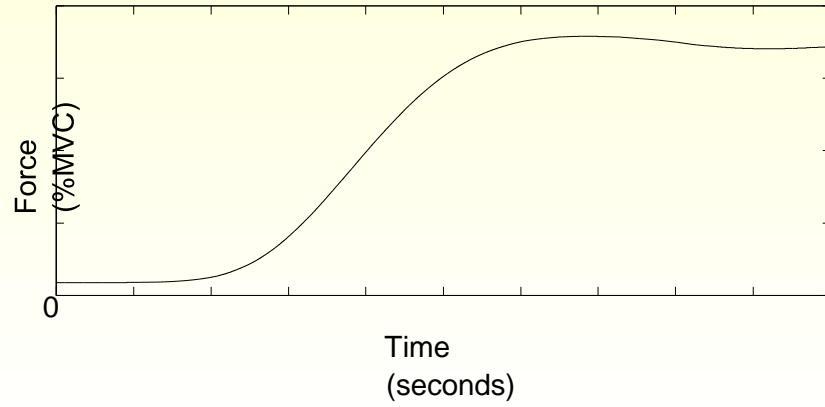
# Závislost síly svalu na stimulační frekvenci

- Síla svalu je regulována pomocí náboru motorických jednotek a budící frekvence



- frekvenční modulace
- stejná svalová síla může vznikat zapojením menších motorických jednotek na vyšších frekvencích nebo větších motorických jednotek na frekvencích nižších

# EMG signál a síla kontrakce



# Typy elektrod

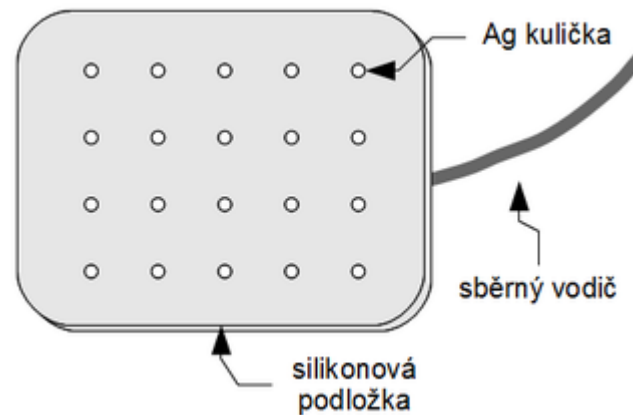
- **Povrchové elektrody**  
(snímají sumaci signálů v prostoru pod elektrodou)



Bagnoli - povrchové



Nihon-Kohden  
Povrchové, diskové



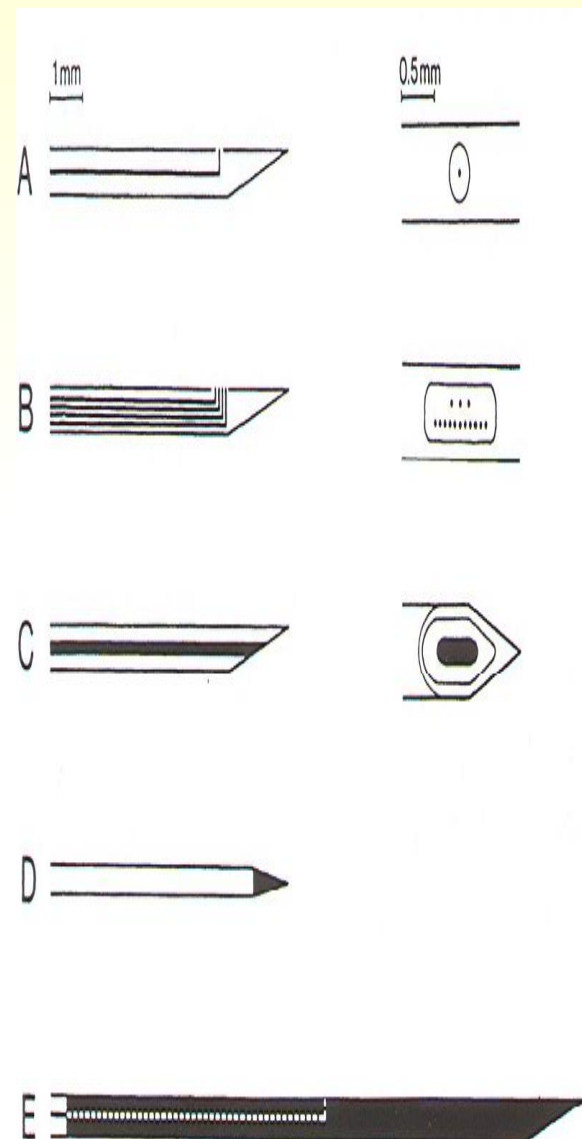
# Typy elektrod

- **Jehlové elektrody vpichové**  
(slouží k připojení do určitých svalových skupin)

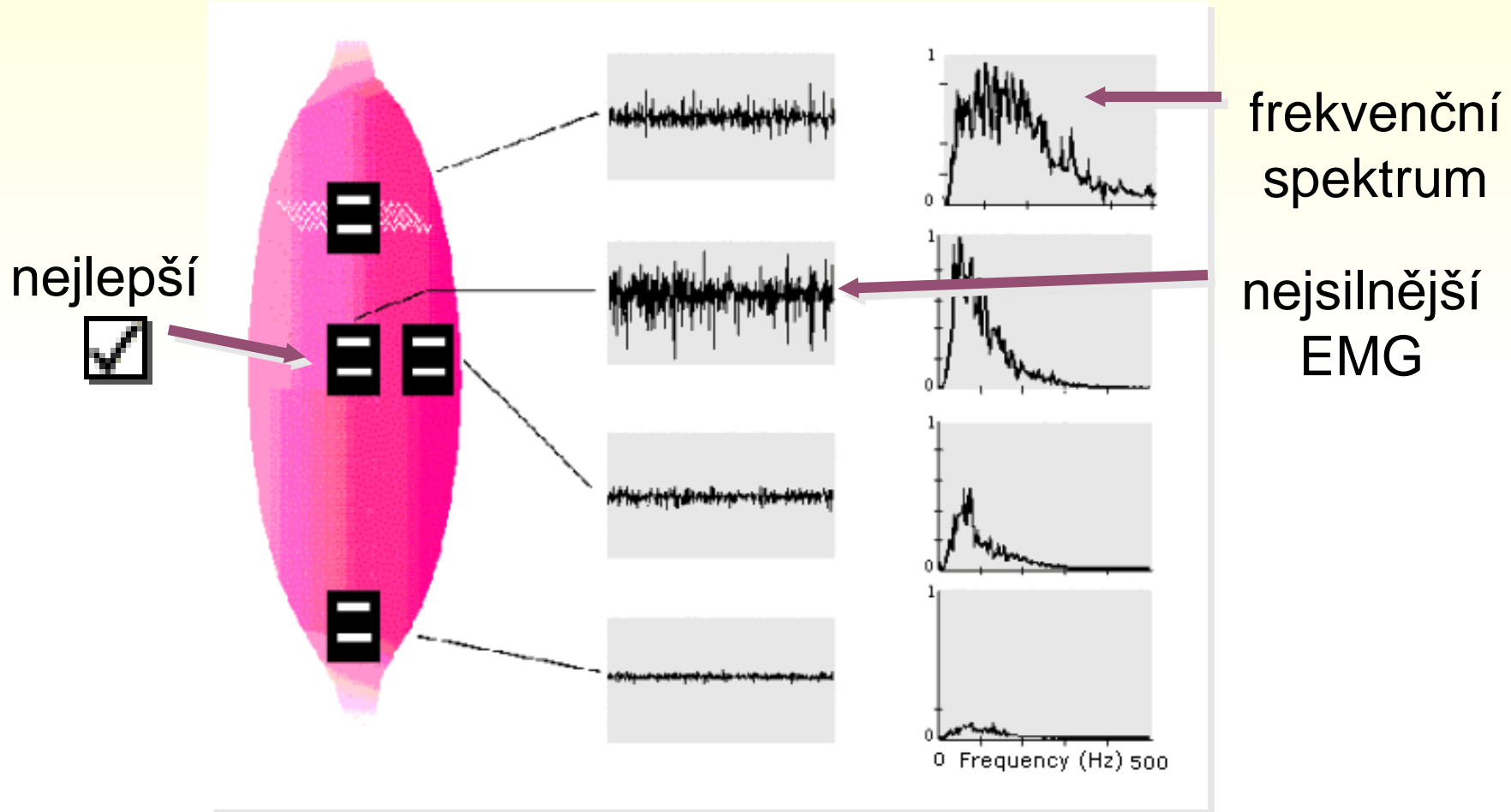


Nihon-Kohden  
jehlové

Nihon-Kohden  
koncentrické



# Umístění povrchové elektrody





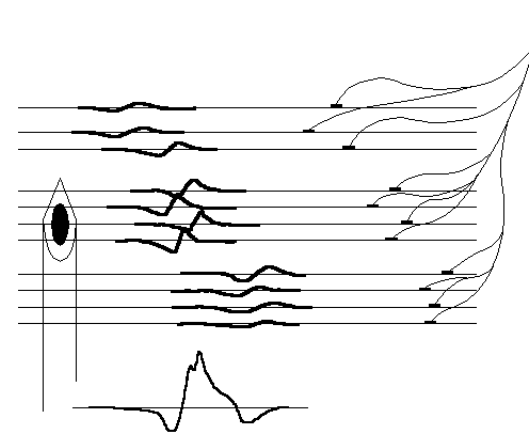
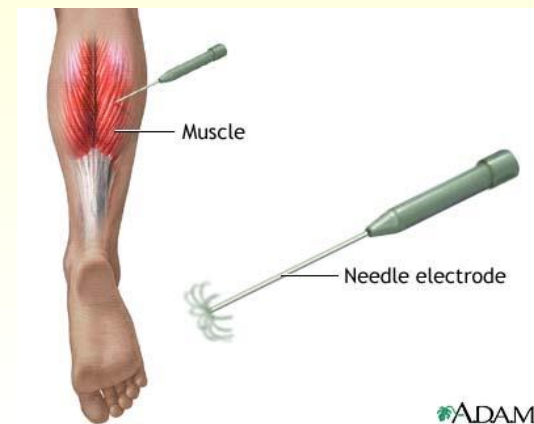
# Elektromyografie



- aplikace
  - Diagnostické EMG
    - jehlová EMG
    - kondukční studie
  - Kineziologické EMG
    - analýza únavy
  - Ovládání protéz
  - Další použití

# Jehlová EMG (Nativní EMG)

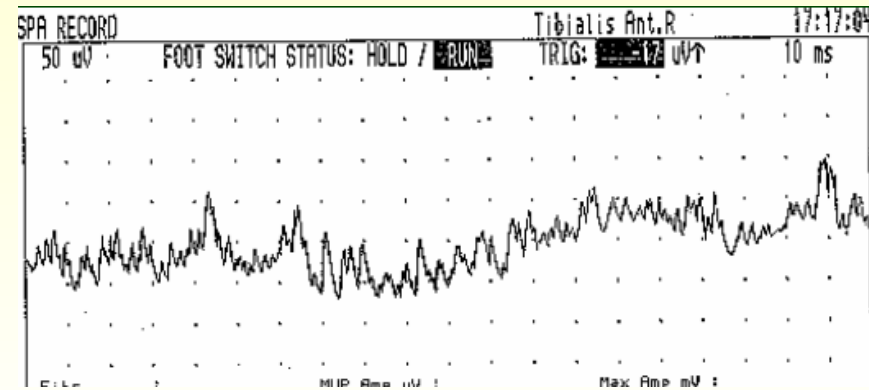
- snímání při úplném uvolnění svalu
- tenká jehla do svalu
- minimálním riziko krvácení
- změnou polohy jehly ve svalu je vyhledávána optimální pozice pro záznam akčních potenciálů motorických jednotek
- porovnání parametrů akčních potenciálů motorických jednotek (např. trvání, amplituda, počet fází)



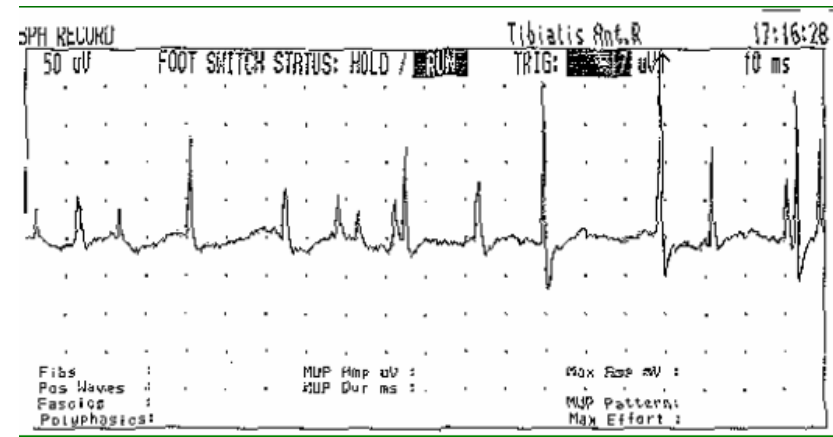
# „Normální“ EMG aktivita

## Klidová spontánní aktivita

- za fyziologického stavu **není v relaxovaném svalu žádná elektrická aktivita**
- inzerční aktivita
- ploténková aktivita
  - ploténkový šum
  - ploténkové hroty



ploténkový šum

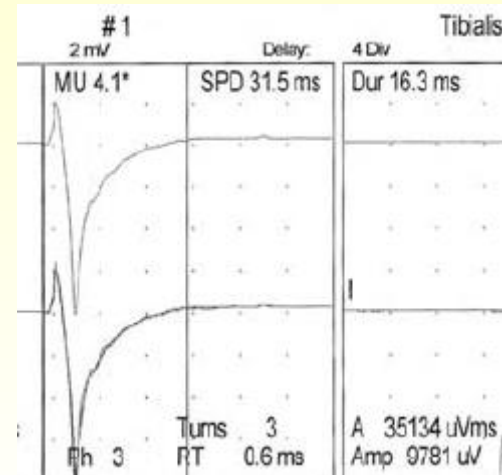
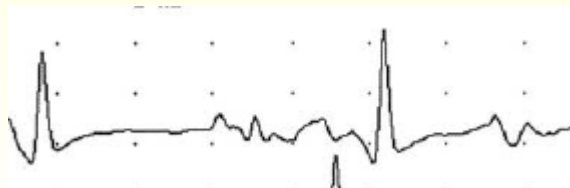


ploténkové hroty

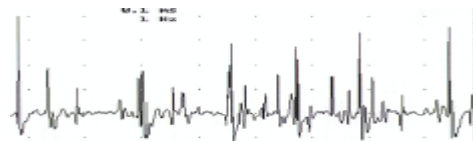
# „Normální“ EMG aktivita

## Volní aktivita

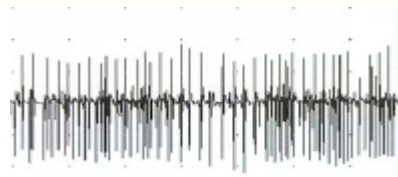
- Nábor a analýza motorických jednotek



- Interferenční vzorec



Minimální kontrakce

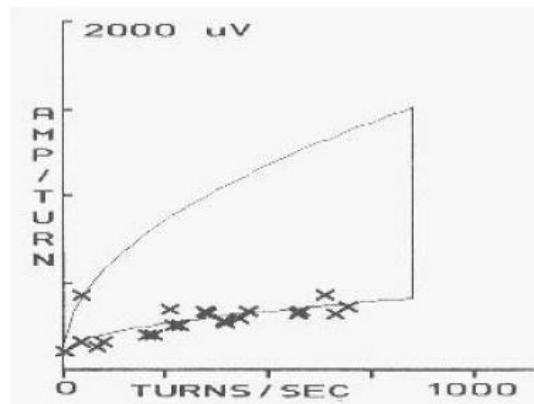


Střední kontrakce 30-40%

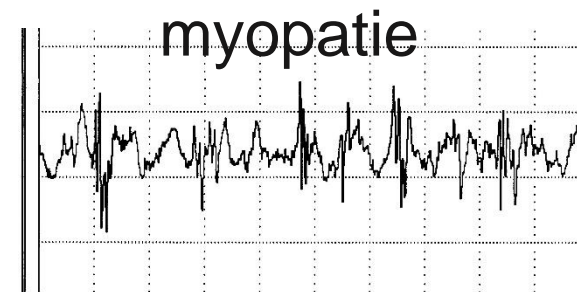
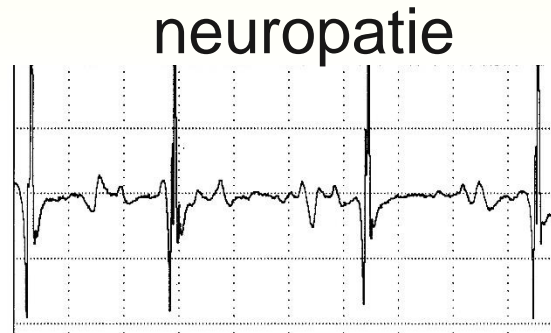
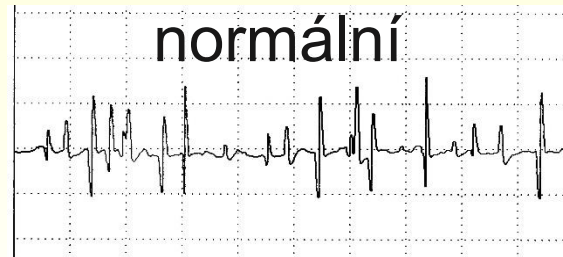


Maximální kontrakce

- Willisonova analýza



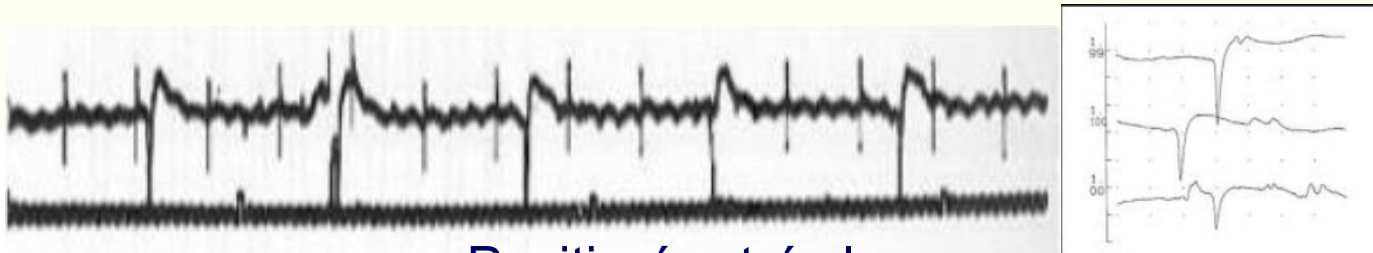
# Vliv onemocnění na akční potenciály motorických jednotek



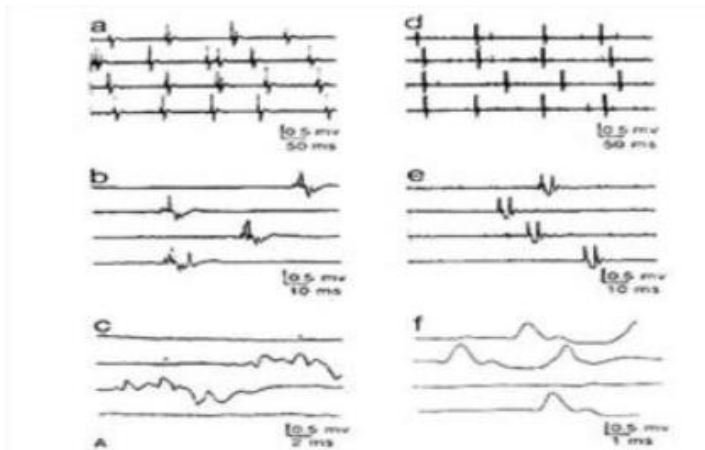
# „Abnormální“ EMG aktivita



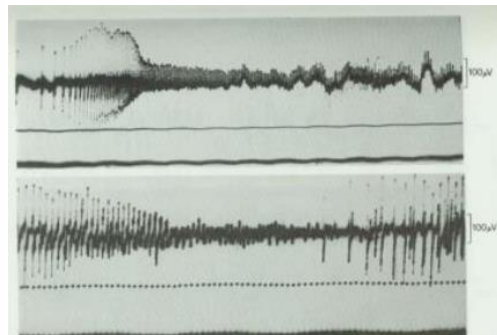
Fibrilační potenciály denervovaného svalu



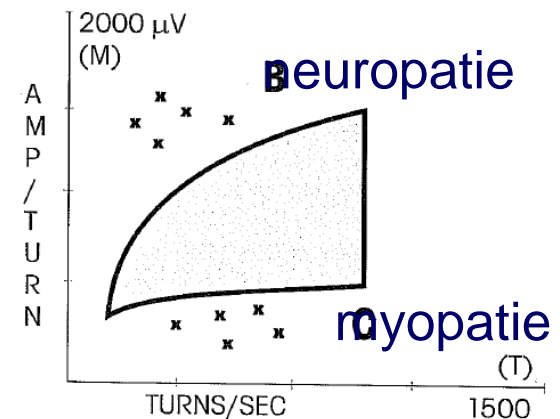
Positivní ostré vlny



Fascikulační potenciály



Myotonické výboje

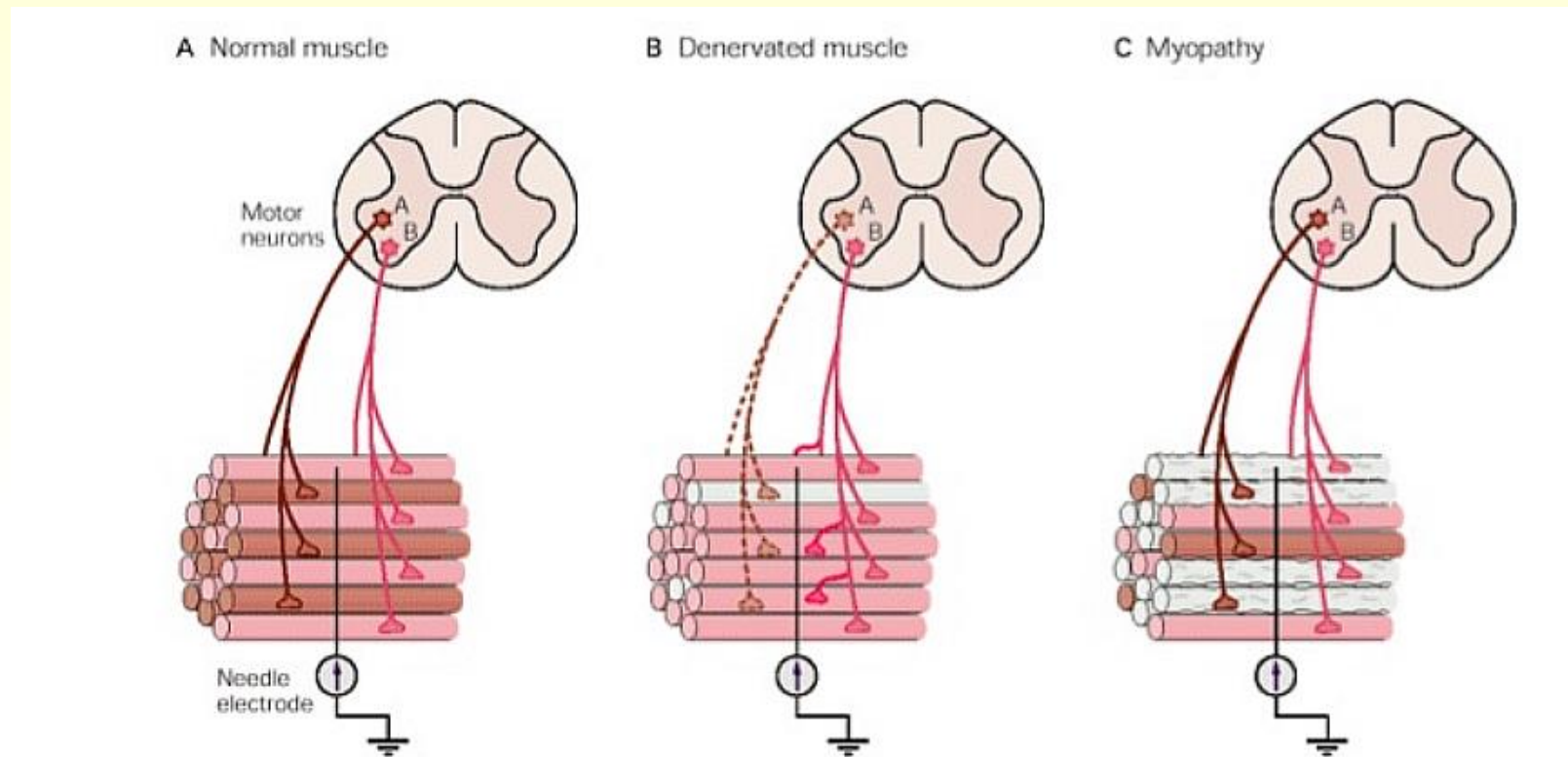


# Jehlová EMG – „audiomyogram“

potenciál	příčina	charakter zvuku	frekvence	
ploténkový šum	MEPP	mušle	20-40 Hz	Neprav.
ploténkový potenciál	terminální větvení axonu	prskající tuk na pánvi	5-50 Hz	Neprav.
fibrilace	denervované svalové vlákno	děšť na střeše nebo tikot hodin	0.5-10 Hz	Pravidelné
positivní ostrá vlna	denervované svalové vlákno	děšť na střeše nebo tikot hodin	0.5-10 Hz	Pravidelné
myotonický výboj	transversální tubuly	startování motorky	20-150 Hz	zesilující-zeslabující
fascikulace	motoneuron nebo axon	pop corn	0.1-10 Hz	Neprav.
komplexní repetitivní výboj	efapse u denervovaných vláken	zvuk motoru	5-100 Hz	pravidelné
myokymie	motoneuron nebo axon	pochodující vojáci	5-60 Hz	skupinky
neuromyotonie	motoneuron nebo axon	zvonění	150-250 Hz	zeslabující



# Jehlová EMG



## EMG záznam

I.

Rest



II.

Slight contraction



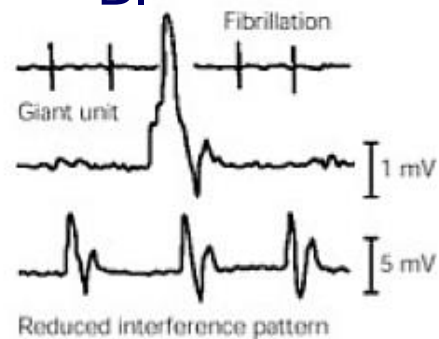
III.

Maximal contraction

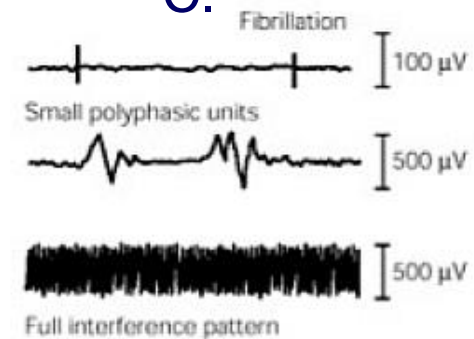


A.

B.



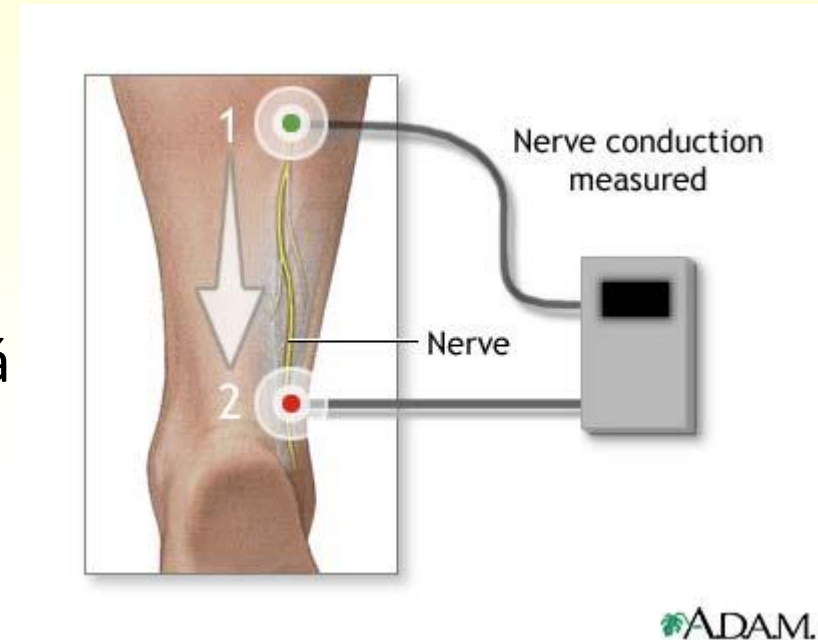
C.





# Stimulační EMG (kondukční studie)

- stimulační a snímací elektrody
- nerv je stimulovaný elektrickým impulsem, vyvolávajícím záškrab
- stimulace může být někdy nepříjemná
- cílem vyšetření:
  - je porovnání rychlosti vedení v nervu
  - velikosti potenciálu ve svalu s věkovou normou
  - abnormální hodnoty:
    - poškození nervu úrazem, chronickým tlakem, zánětem, metabolickou poruchou nebo toxickými látkami
    - odlišení léze
      - demyelinizační
      - axonální



ADAM.

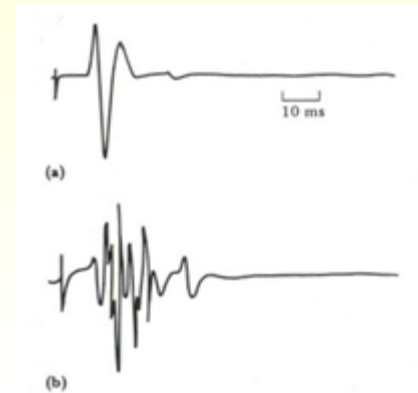


# Kondukční studie

Odpoověď svalu na stimulační impuls

normální

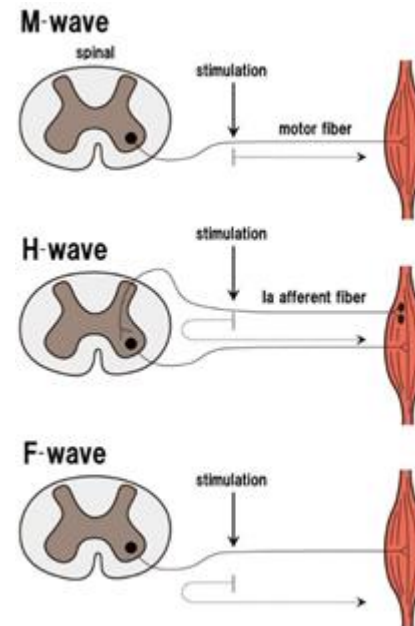
patologická



Přímá odpověď: M-vlna

Pozdní odpovědi: F-vlna

H-reflex



# EMG vyšetření

MNC	Pozice	Latence [ms]	Amplituda [mV]	CV [m/s]	Amp % [%]	Vzdálenost [mm]
Medianus-Pravá	Wrist - APB	3,9	12,0	--	--	--
Ulnaris-Pravá	Wrist - ADQ	2,5	8,0	--	--	--
Ulnaris-Levá	Wrist - ADQ	3,4	4,5	--	--	--
Medianus-Levá	Wrist - APB	4,5	6,4	--	--	--

SNC	Pozice	Latence peak [ms]	Amplituda [mV]	CV [m/s]	Vzdálenost [mm]
Median-Palm-II, Wrist-Pravá	Palm - Digit II	1,6	29,4	67	75
	Wrist - Palm	3,8	18,6	53	100
Ulnaris x Medianus Dig IV-Pravá	Ulnaris - Digit IV	3,7	9,0	67	160
	Medianus - Digit IV	3,8	10,5	52	150
Median-Palm-II, Wrist-Levá	Palm - Digit II	1,9	24,9	60	80
	Wrist - Palm	3,9	19,1	39	80
Ulnaris x Medianus Dig IV-Levá	Ulnaris - Digit IV	3,4	17,9	56	140
	Medianus - Digit IV	4,0	7,9	43	140

F-Vlna	M-Latence [ms]	M-Amplituda [mV]	Fmin [ms]	F-M [ms]	F / M [%]
Medianus-Pravá	4,0	12,0	29,0	25,1	80,0
Ulnaris-Pravá	2,4	7,8	28,4	25,9	100,0
Ulnaris-Levá	3,4	4,7	29,1	25,8	100,0
Medianus-Levá	4,5	8,2	29,4	24,9	71,0



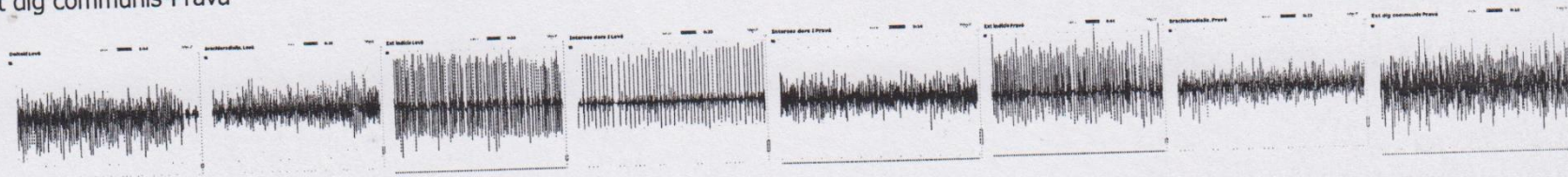
# EMG vyšetření

## Jehlová EMG

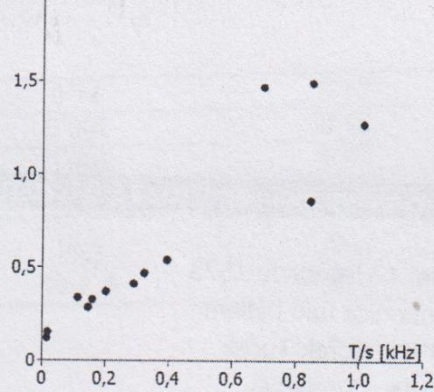
Deltoid-Levá  
Brachioradialis.-Levá  
Ext indicis-Levá  
Inteross dors I-Levá  
Inteross dors I-Pravá  
Ext indicis-Pravá  
Brachioradialis.-Pravá  
Ext dig communis-Pravá

## Poznámky

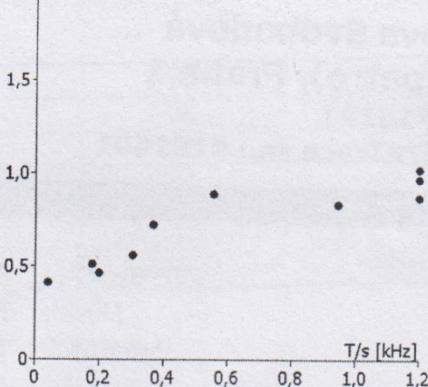
--IP 5/5, Fib 0, PSW 0, AMP N, Dur N, Willson v normě  
--IP 5/5, Fib 0, PSW 0, AMP N, Dur N, Willson v normě  
--IP 3-4/5, Fib 0, PSW 0, AMP +2, FFR + Dur N, Willson neurogenní  
--IP 3-4/5, Fib 0, PSW 0, AMP +2, FFR + Dur N, Willson neurogenní  
--IP 5/5, Fib 0, PSW 0, AMP N, Dur N, Willson v normě  
--IP 4/5, Fib 0, PSW 0, AMP +1, FFR + Dur N, Willson neurogenní  
--IP 5/5, Fib 0, PSW 0, AMP N, Dur N, Willson v normě  
--IP 5/5, Fib 0, PSW 0, AMP N, Dur N, Willson v normě



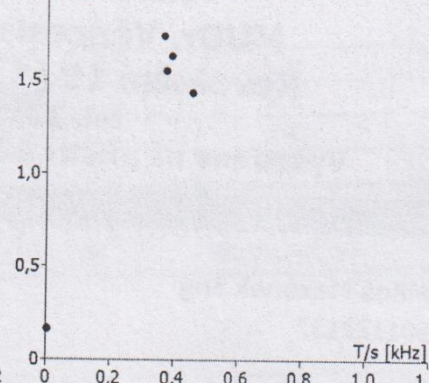
Deltoid Levá  
2,0 [mVpp]



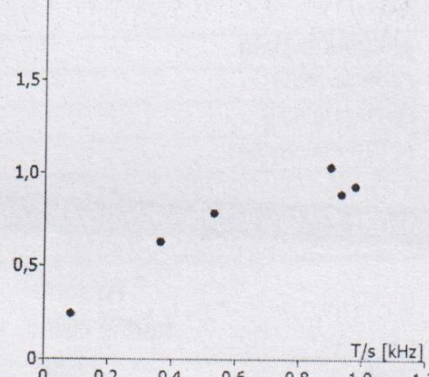
Brachioradialis. Levá  
2,0 [mVpp]



Inteross dors I Levá  
2,0 [mVpp]



Brachioradialis. Pravá  
2,0 [mVpp]



**Závěr: EMG nález svědčí pro středně těžkou chronickou radikulopatii C8 obostranně s větším postižením vlevo, Aktuálně nejsou známky léze n medianus či ulnaris bilat ani přední porce kořenů C5-7 bilat.**



Pacient: ██████████  
 r.č.: ██████████  
 Adresa: ██████████  
 Výška: 1,6 m

Age: 75 Years 9 Months  
 z.p.: 111  
 Dg.: G 61.9

Sensory NCS

Nerve / Sites	Rec. Site	Latency ms	Peak Ampl $\mu$ V	Distance cm	Velocity m/s
<b>L SURAL - Lat Malleolus</b>					
1. Lýtko	Zevní kotník	2,00	13,5	10	50,0
<b>R SURAL - Lat Malleolus</b>					
1. Lýtko	Zevní kotník	2,05	23,3	10	48,8
<b>L SUP PERONEAL - Foot</b>					
1. Nad kotníkem	Nárt	3,10	1,5	12	38,7

KT Sens

Nerve / Sites	Rec. Site	Latency ms	Peak Ampl $\mu$ V	Distance cm	Velocity m/s
<b>L MEDIANUS - 2 prst</b>					
1. Dlaň	II	1,85	9,8	7,3	39,5
2. Zápěstí	II	3,60	19,0	7,5	42,9
<b>R MEDIANUS - 2 prst</b>					
1. Dlaň	II	0,00			
2. Zápěstí	II	4,20	6,6	14,7	35,0
<b>L MEDIANUS - x ULNAR 4, prst</b>					
1. zápěstí - ulnar	IV	2,85	7,9	14,2	49,8
2. zápěstí - median	IV	3,50	6,0	14,2	40,6
<b>R MEDIANUS - x ULNAR 4, prst</b>					
1. zápěstí - ulnar	IV	2,90	9,3	14,2	49,0
2. zápěstí - median	IV	3,80	6,0	14	36,8

Motor NCS

Nerve / Sites	Lat. ms	Amp. mV	Dist. cm	RV m/s
<b>L TIBIAL (KNEE) - AH</b>				
1. Ankle	4,80	6,9		
2. Knee	13,30	4,5	38,2	44,9
<b>L COMM PERONEAL - EDB</b>				
1. Ankle	5,50	5,1		
2. Fib Head	11,90	5,0	29	45,3
3. Knee	13,55	5,1	8,5	51,5

# EMG vyšetření

KT Motor

Nerve / Sites	Lat ms	Amp mV	Dist cm
<b>R MEDIANUS - APB KT</b>			
1. Zápěstí	8,80	0,4	8
<b>L MEDIANUS - APB KT</b>			
1. Zápěstí	4,75	3,5	8

F Wave

Nerve	Mean F Lat ms	Min F Lat ms	Max F Lat ms	% F %	Mean F Amp mV
L TIBIAL (KNEE) - AH	52,09	51,50	52,40	100	0,2
L COMM PERONEAL - EDB	50,48	49,55	51,35	75	0,2

Tabulka EMG

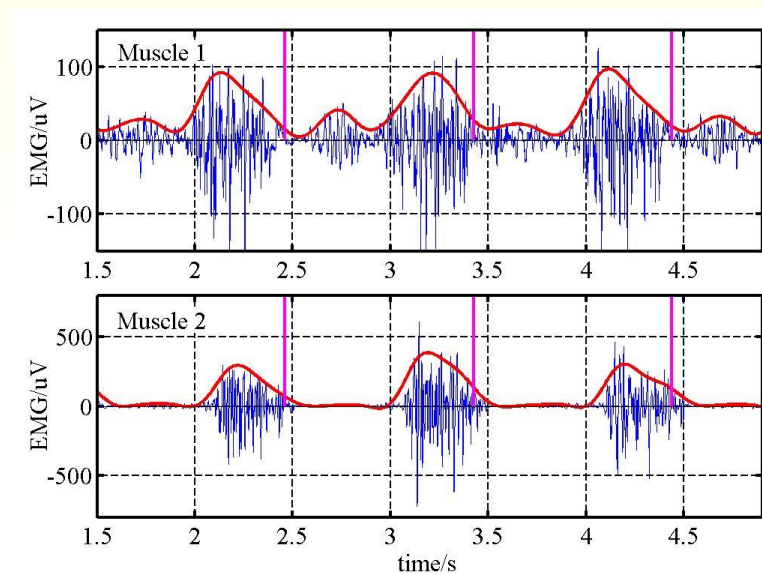
	Spontaneous					MUAP			Recruitment	Reduction
	IA	Fib	PSW	Fasc	H.F.	Amp	Dur.	PPP	Pattern	Klasifikace
L. TIB ANTERIOR	N	None	None	None		N	N	N	N	5

Závěr:

EMG vyšetření neprokázalo polyneuropatii HK či DK, ani významnější radikulopatii L5, svědčí pro středně těžkou kompresivní lézi n. medianus v oblasti zápěstí vlevo, vpravo je téměř úplná axonopatie tohoto nervu (dle anamnézy již 15 let).

MUDr. ██████████

# Kineziologická povrchová elektromyografie



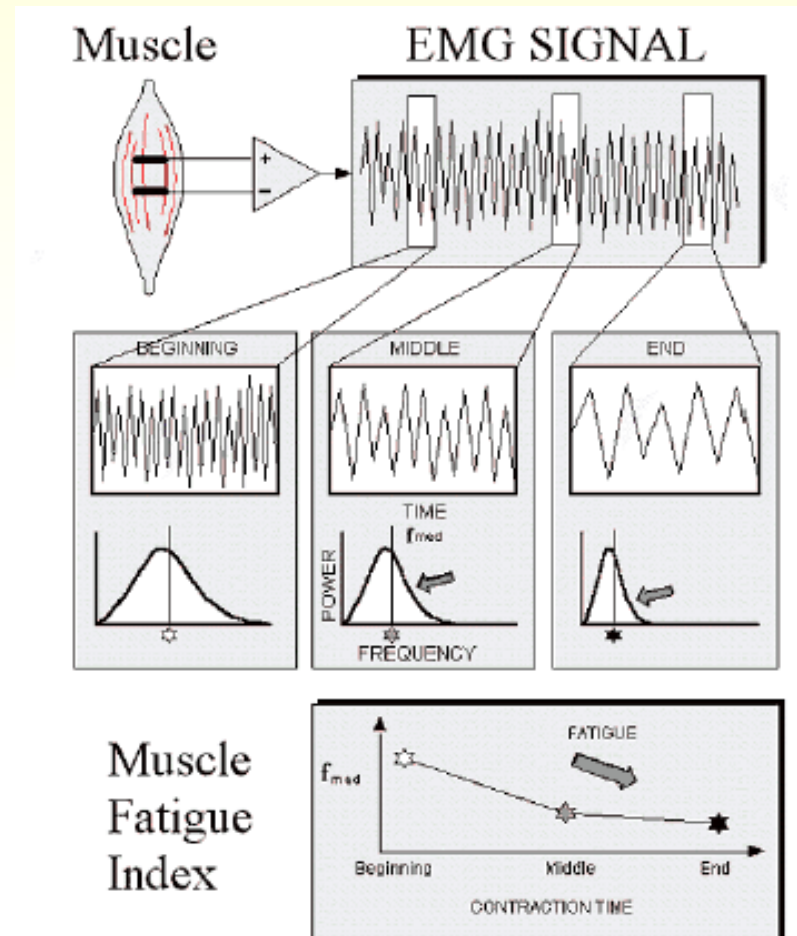
detail dvou kanálů EMG s obálkou a vyznačenou segmentací na pohybové cykly





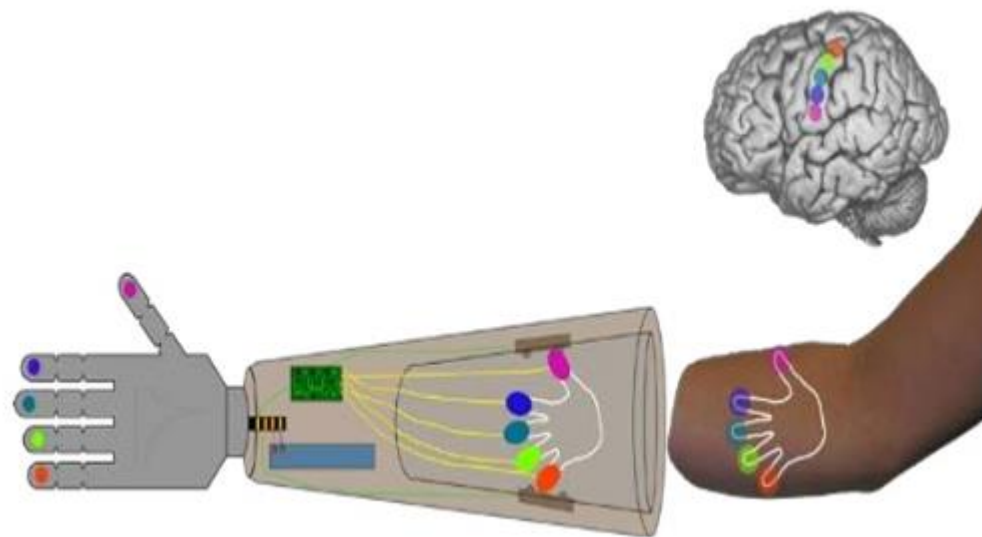
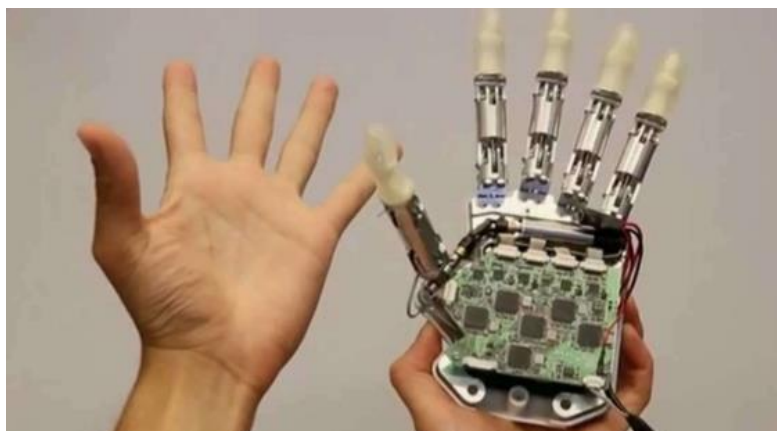
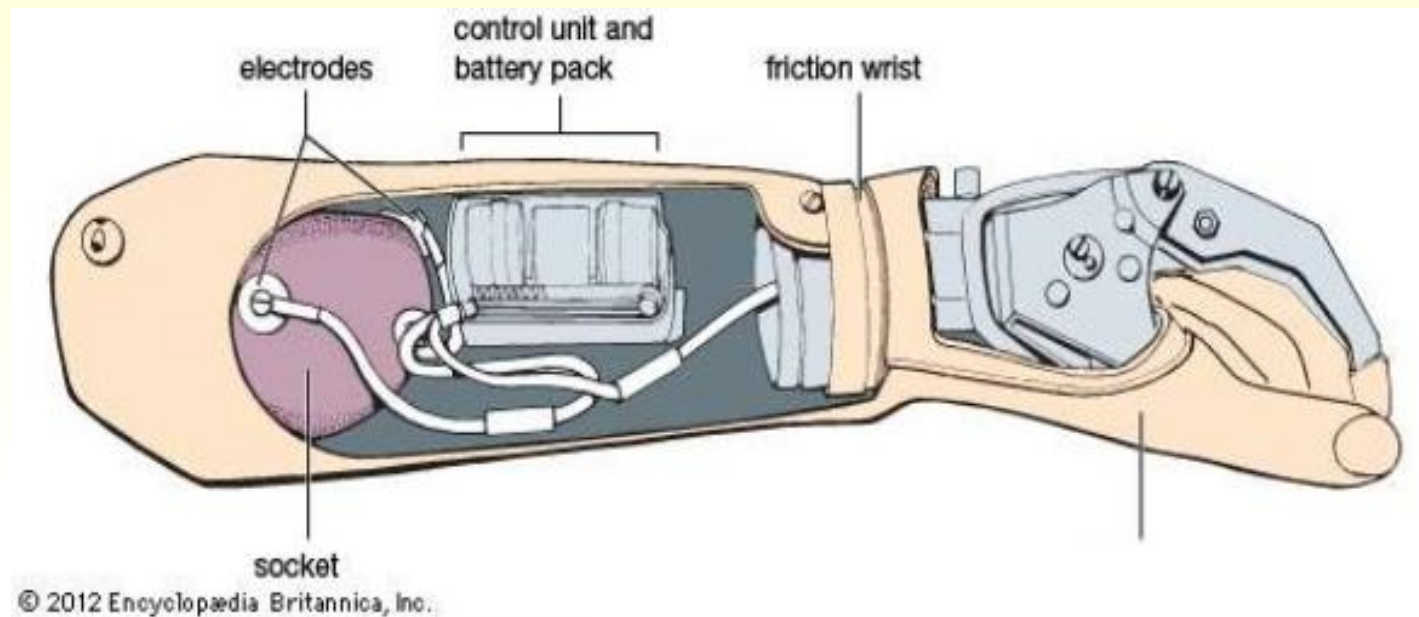
# Kineziologická SEMG analýza únavy

- základem je sekvenční Fourierova analýza
- výběr délky okna (1 až 5 s)
- **překrývání segmentů** zvyšuje rozlišení
- potřeba rozhodovacího **prahu** pro stanovení meze únavy





# Ovládání myoprotéz



# Myoelektrické protézy ottobock.

<https://www.ottobock.cz/protetika/>

System pažní protézy  
DynamicArm

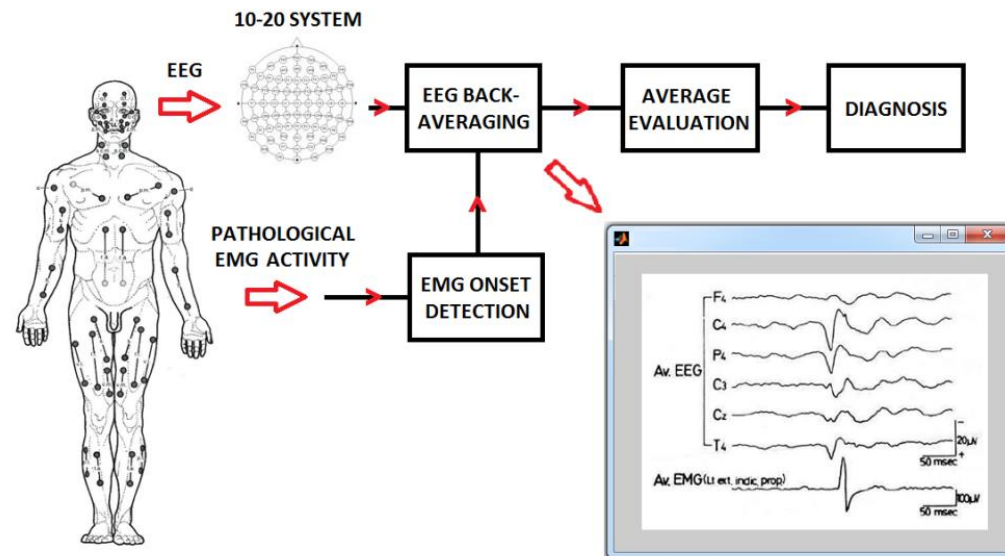


bebionic Hand | myoelektrická ruka

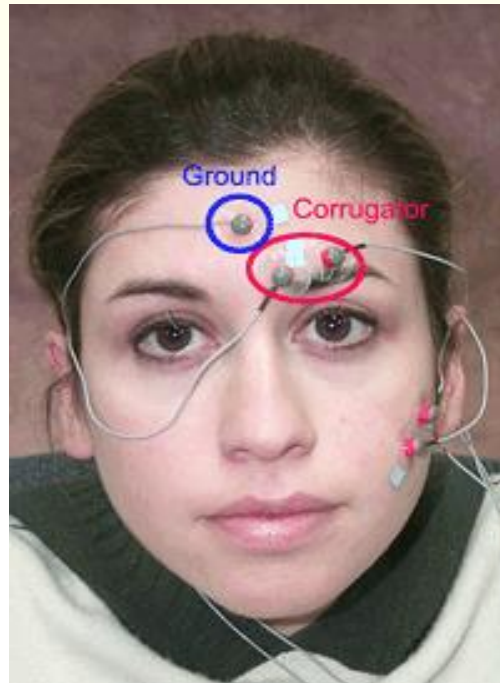


# Další použití EMG

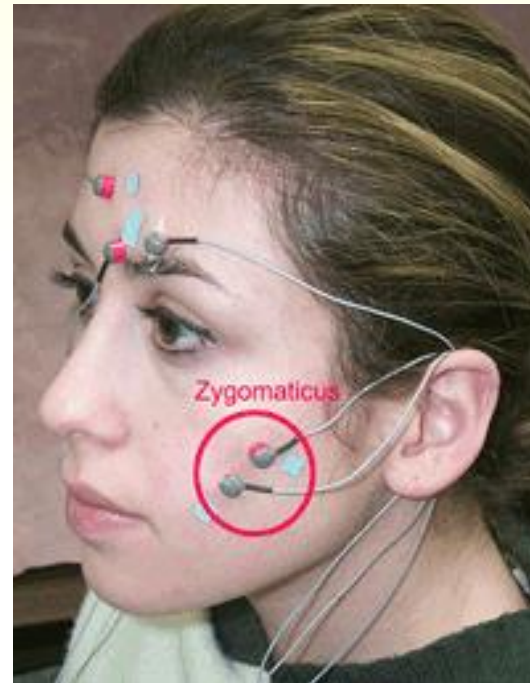
- Detekce myoklonických záškubů
- Lokalizace zdroje v CNS



# Další použití EMG



- zloba
- slzy



- radost
- překvapení

# ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU

- EMG signál
  - Artefakty
  - EMG obálky
  - Kvantitativní charakteristiky
    - časová oblast
    - frekvenční oblast
  - Pokročilé metody

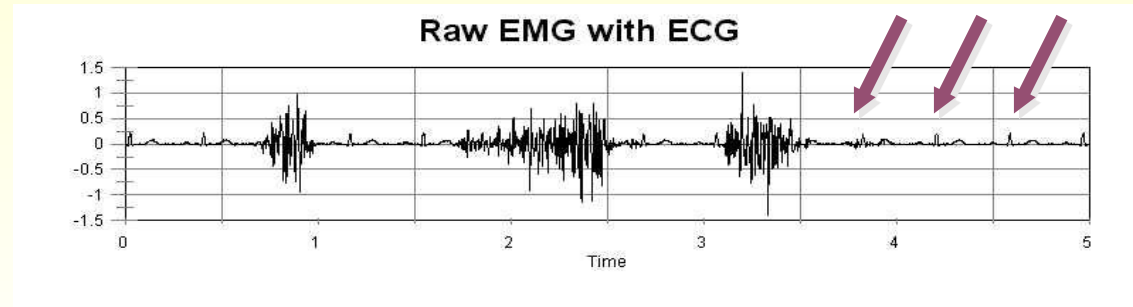
# EMG signál

- frekvenční spektrum 20 – 500 Hz
- => minimální vzorkovací frekvence **1000 Hz**
- **střední hodnoty a mediánové frekvence** EMG signálu neunaveného svalstva jsou okolo 70 až 80 Hz
- z těchto důvodů by se nemělo používat **úzkopásmových zadržů** k potlačení síťových brumů
- obtížné stanovení “úrovně” kontrakce

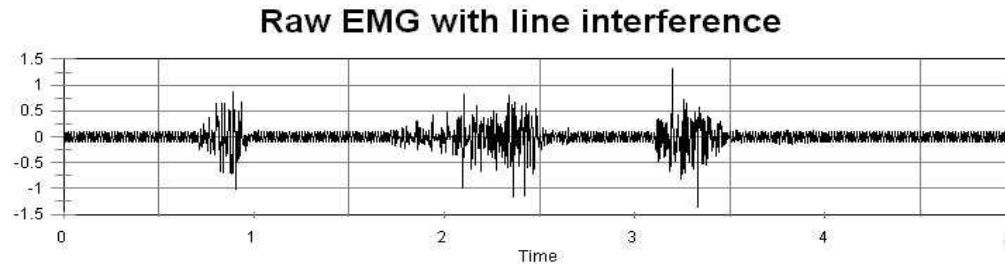


# Artefakty

EKG artefakt

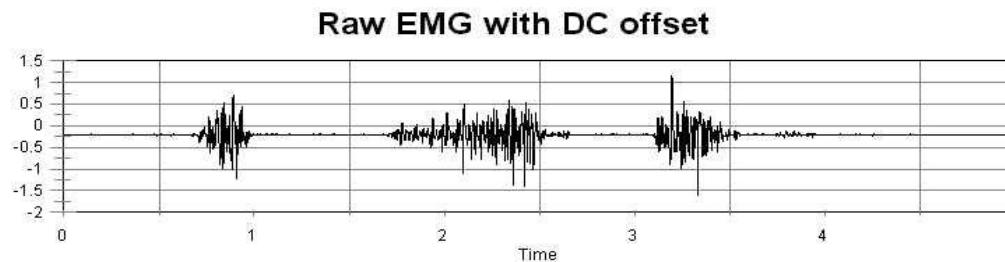


síťový brum



50 Hz

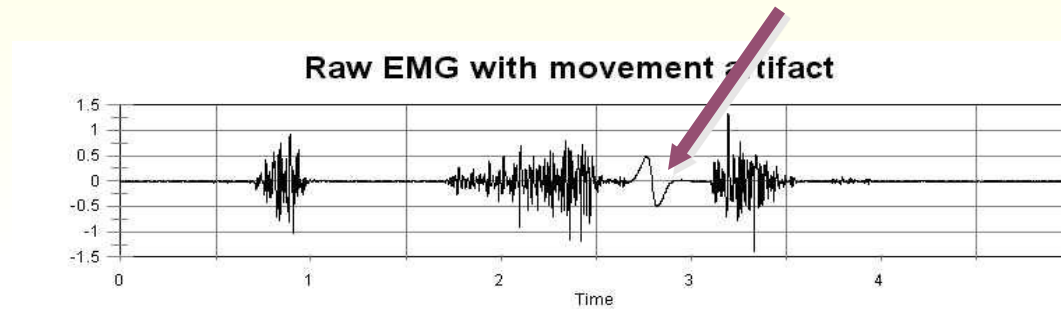
stejnoseměrná složka



nenulová  
ss složka

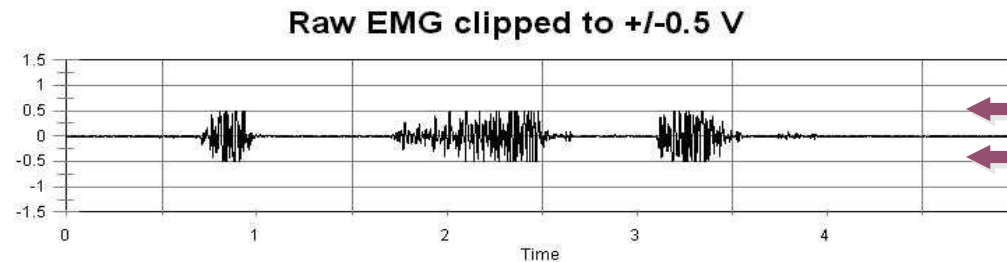
# Artefakty

- pohybový artefakt



Pohyb  
elektrody

- saturace zesilovače (+/- 0.5V)

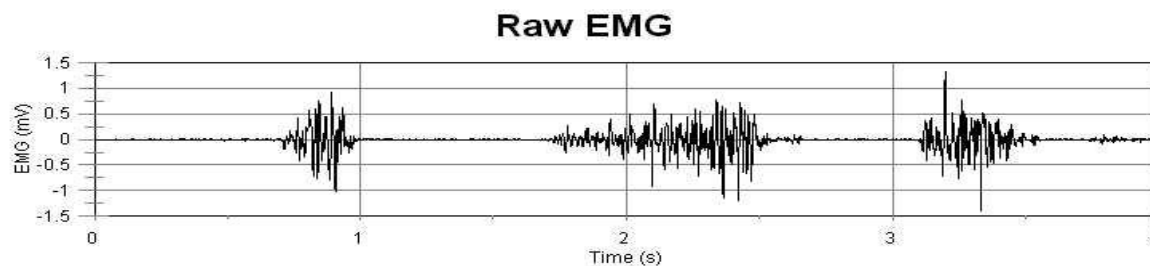


klipping  
+/-0.5 V

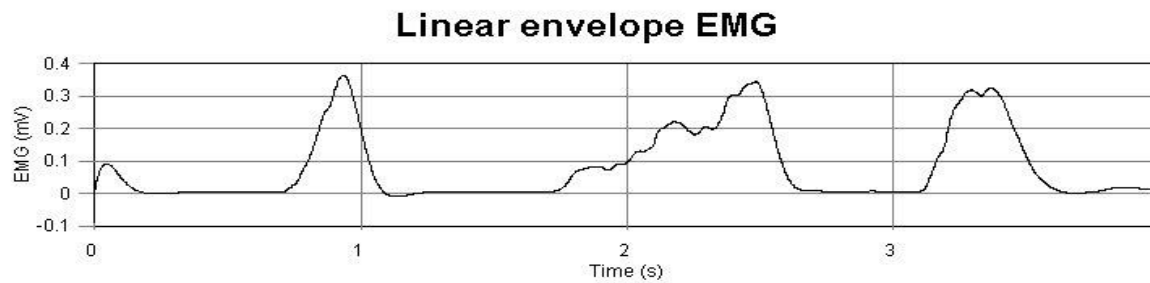


# Obálkové EMG

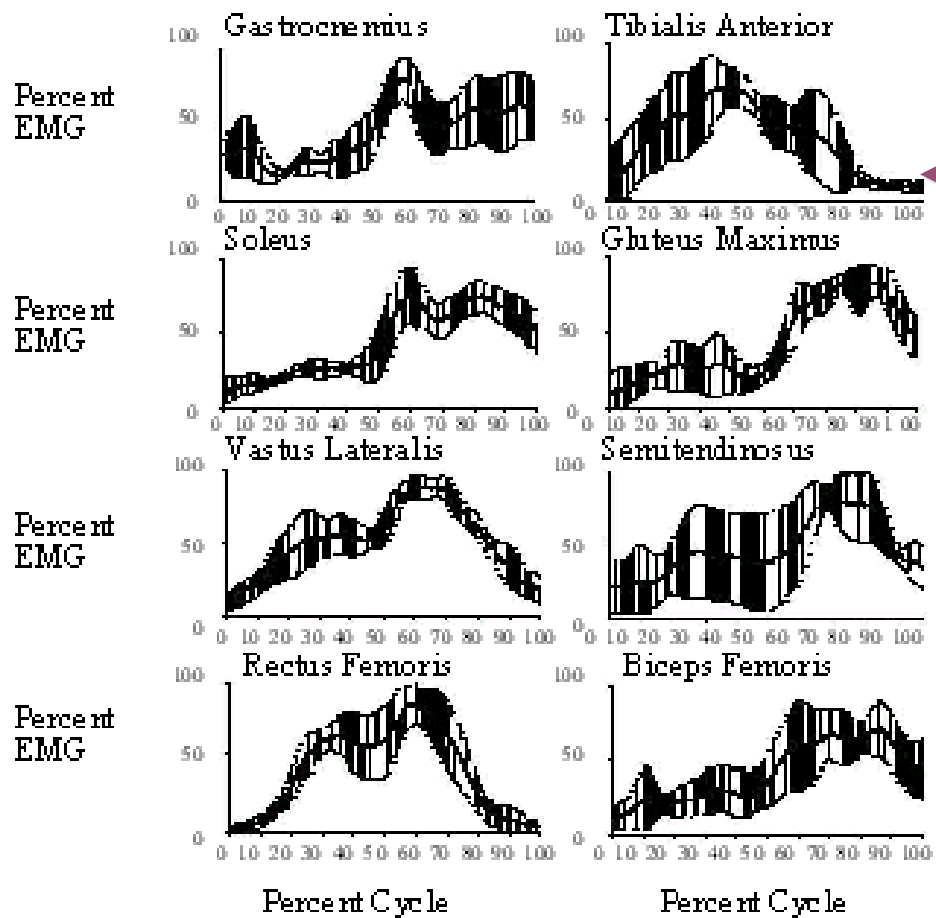
- (pásmově omezené) EMG



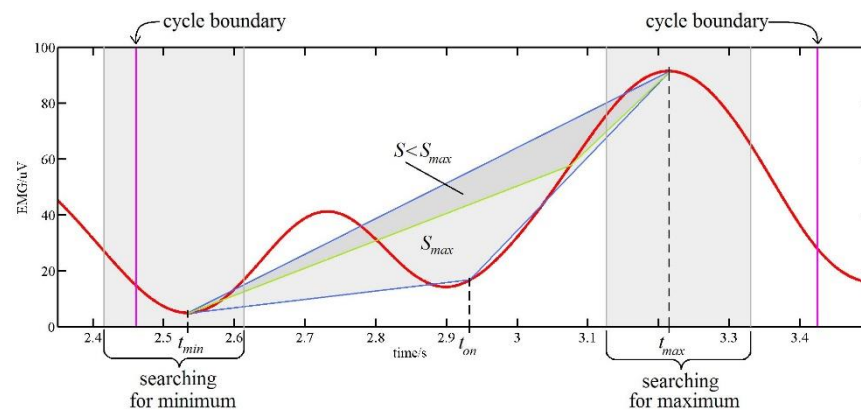
- obálkové EMG (mezní frekvence 4 Hz)



# Synchronní průměrování



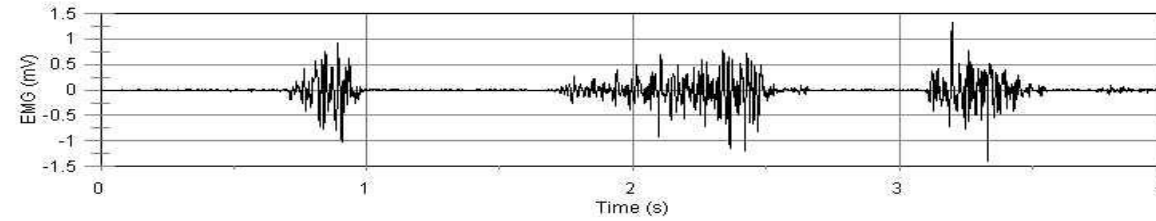
střední hodnota  
+/-std



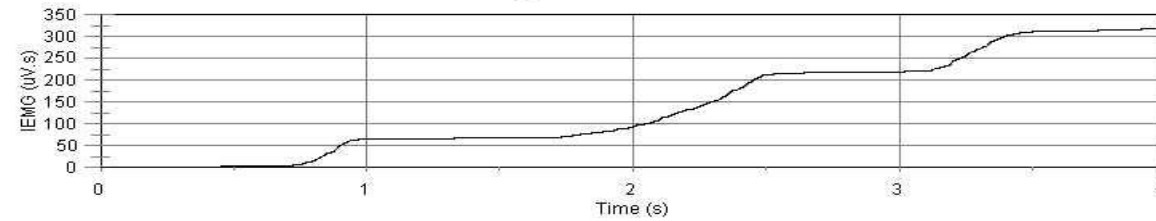
trojúhelníková detekce počátku na obálce EMG

# Integrované EMG (iEMG)

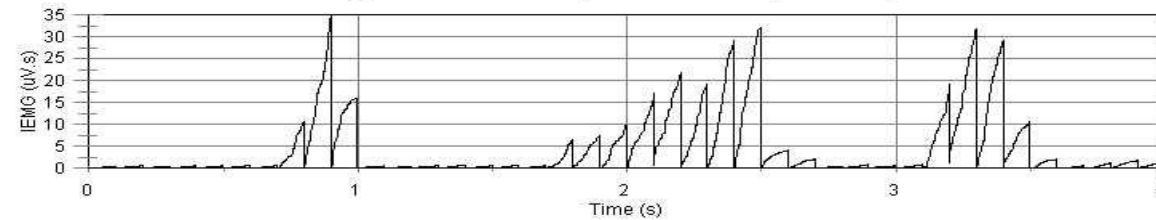
Raw EMG



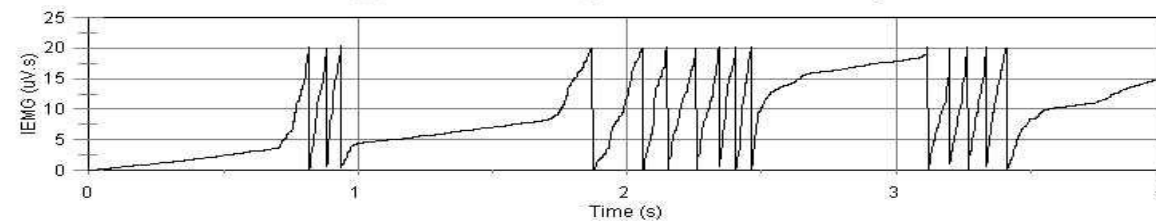
Integrated EMG



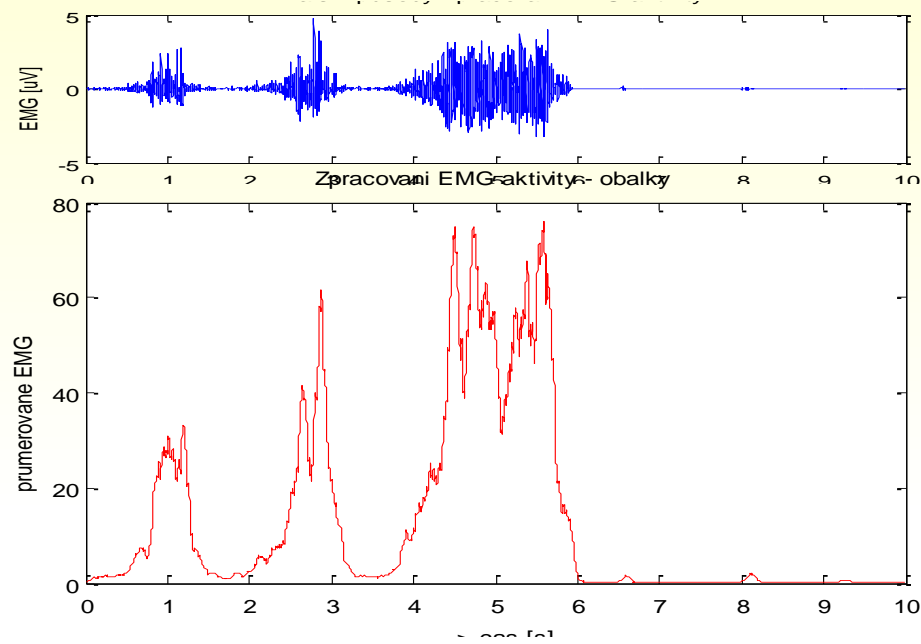
Integrated EMG (reset every 0.1 s)



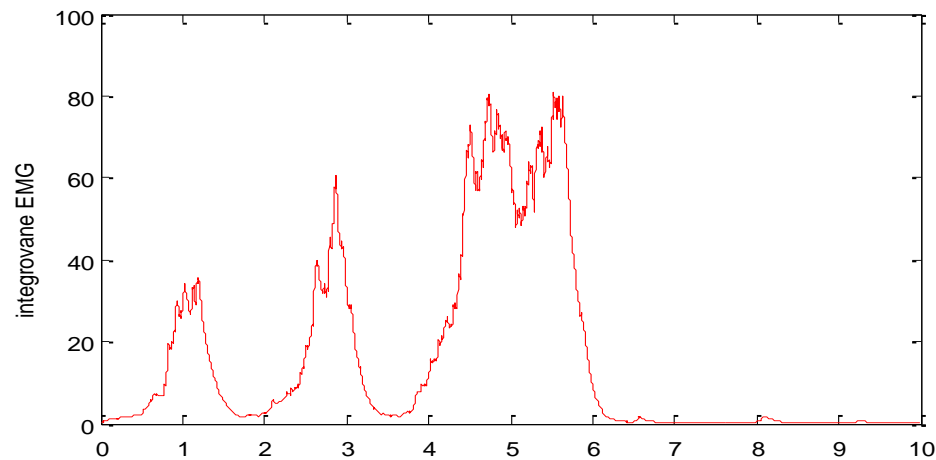
Integrated EMG (reset at 20 uV.s)



# Příklad obálkového EMG



Výpočet průměrovaného EMG s použitím filtru klouzavých průměrů



Výpočet integrovaného EMG pomocí číslicového integrátoru

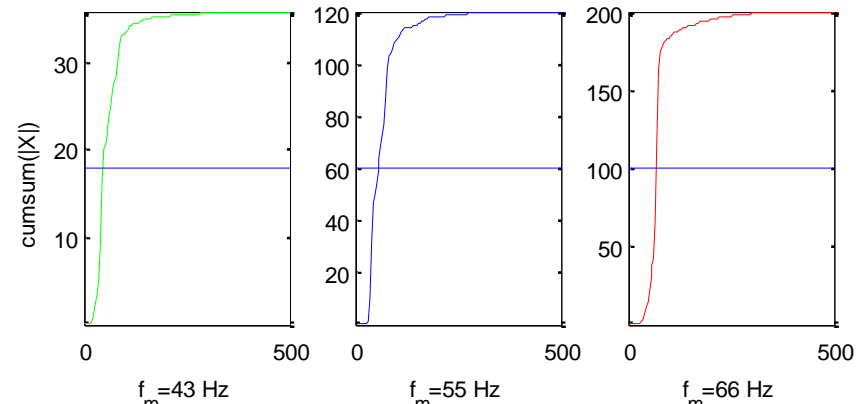
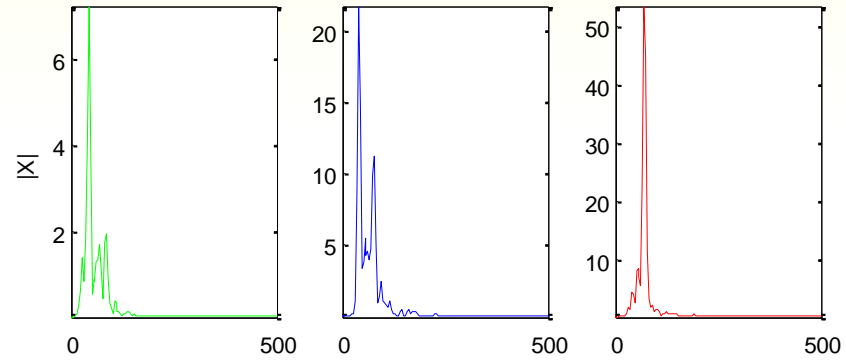
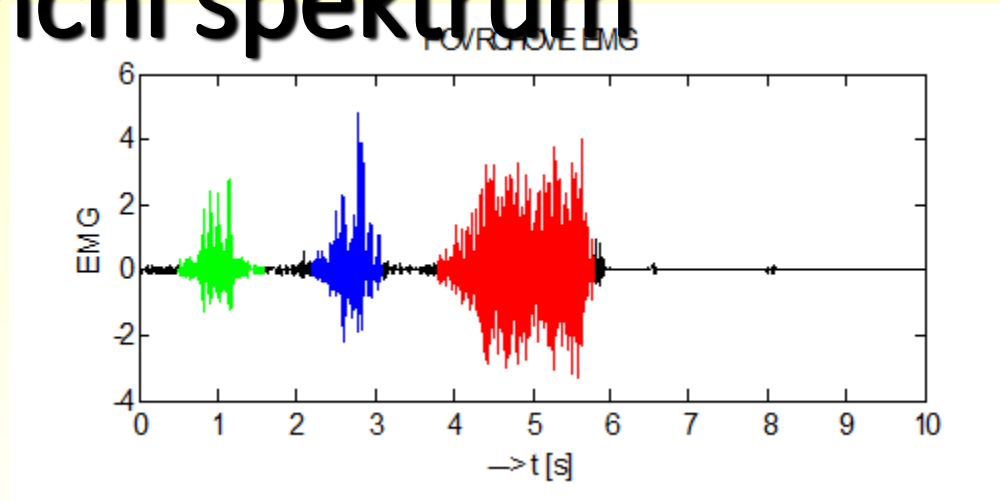
# Kvantitativní charakteristiky EMG v časové oblasti

- Viz příloha KVANT\_CHAR.pdf

# Kvantitativní charakteristiky EMG ve spektrální oblasti

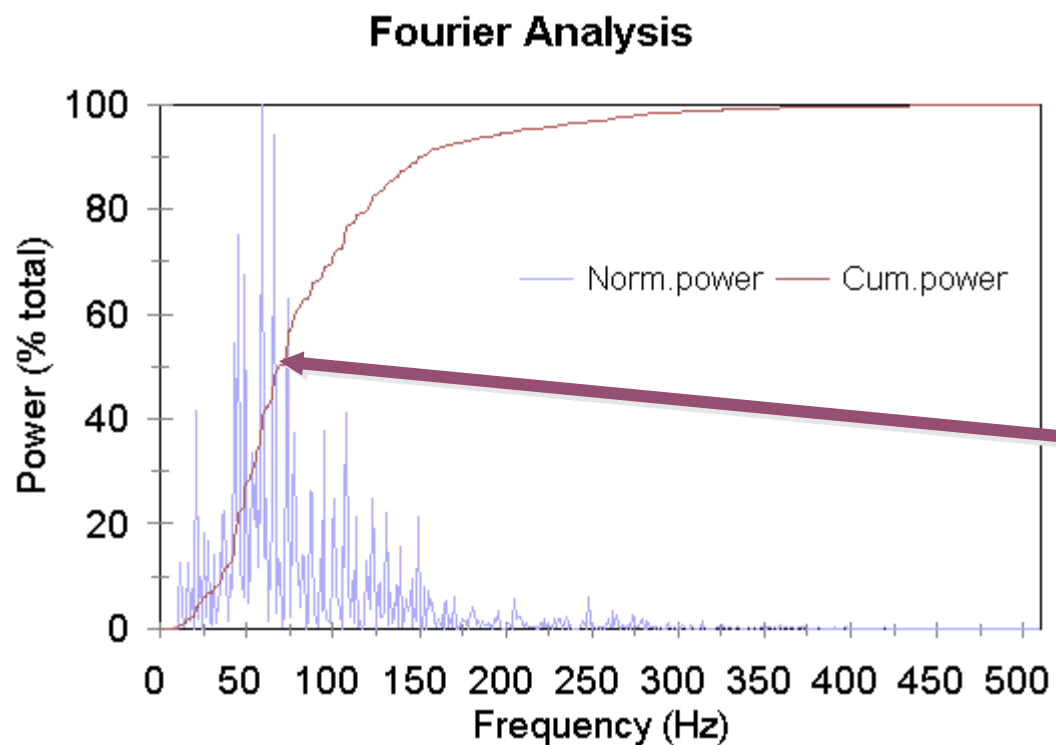
- Mediánová frekvence
- První spektrální moment
- Druhý spektrální moment

# Frekvenční spektrum



# Příklad výkonového spektra

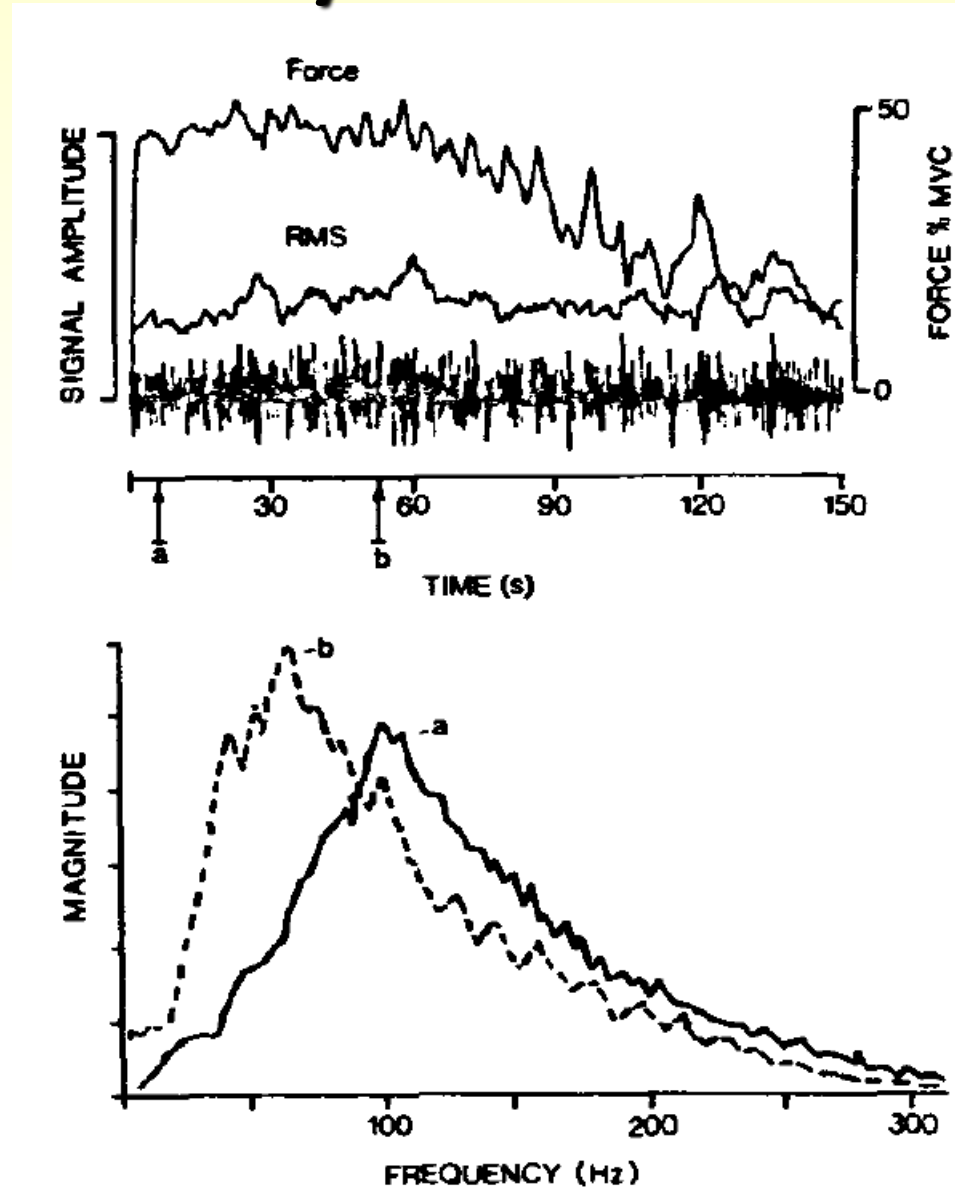
- flexor digitorum longus (MVC)



median  
přibližně  
70 Hz



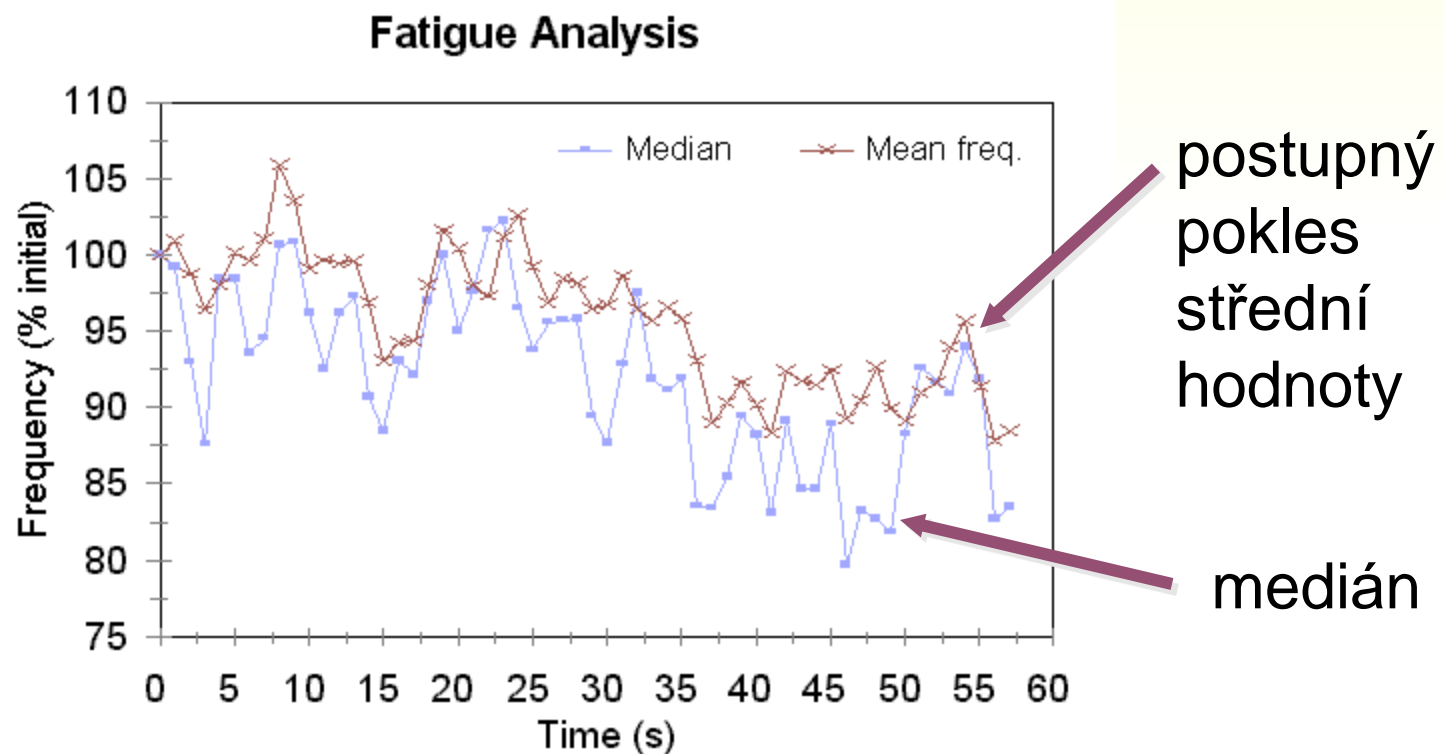
# Analýza únavy



Únava svalů: zvýšení nízkých frekvencí a pokles vysokých frekvencí EMG

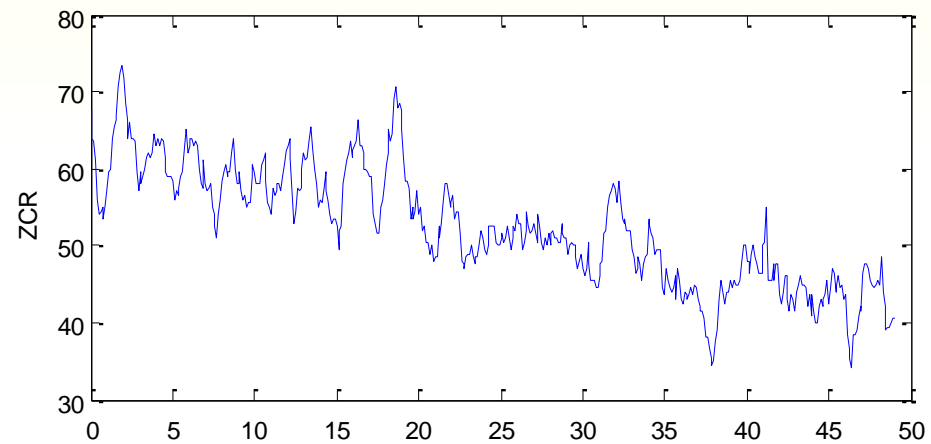
# Příklad analýzy únavy

- erector spinae 60 sekund (50% překrytí)



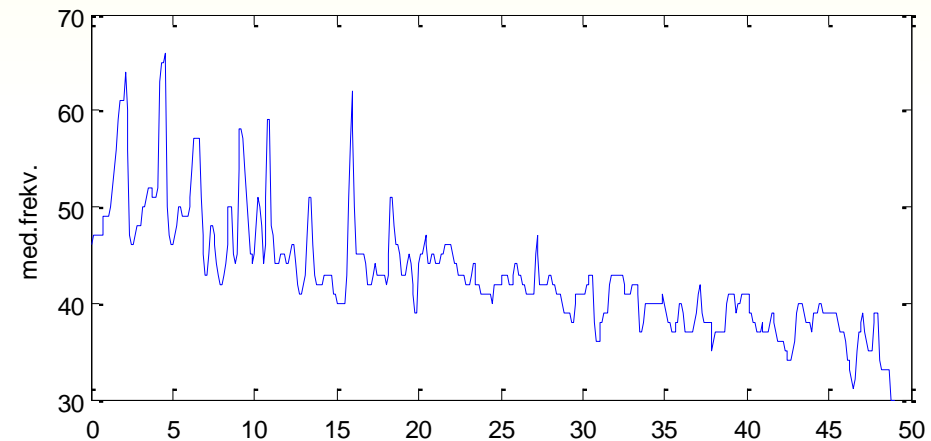
# Kvantitativní charakteristiky EMG v časové oblasti

časový průběh *počtu průchodů nulou*



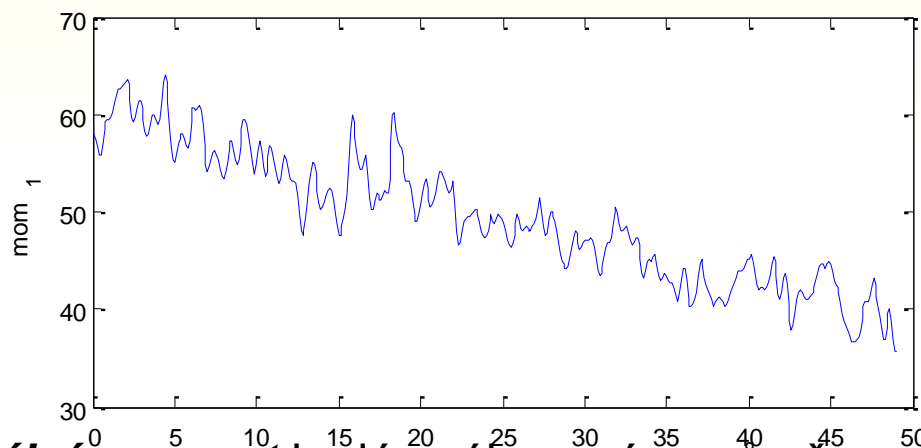
# Kvantitativní charakteristiky EMG ve spektrální oblasti

časový průběhu *mediánu* – frekvence  
rozdělující výkonové spektru na dvě  
stejně velké poloviny



# Kvantitativní charakteristiky EMG ve spektrální oblasti

časový průběh *prvního spektrálního momentu* – frekvence těžiště spektra



**První spektrální moment** je dán váhovaným průměrem spektrálních čar  $I$

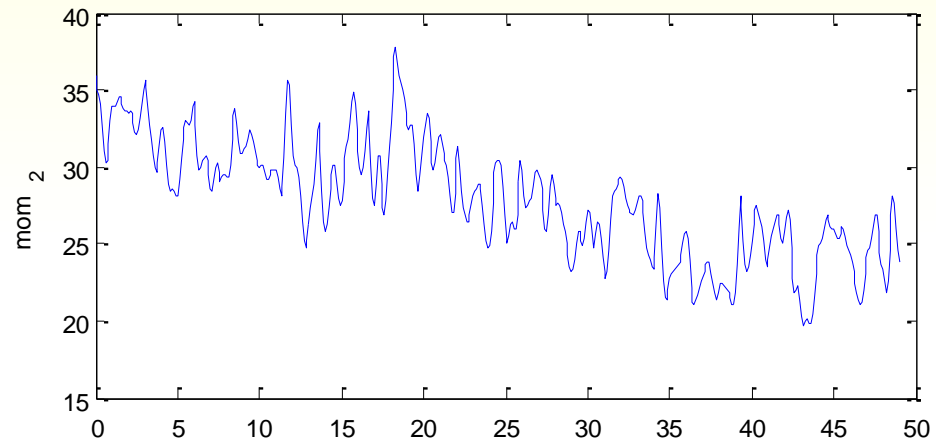
$$mom_1 = \frac{\sum \mathbf{f} \cdot \mathbf{I}}{\sum \mathbf{I}}$$

kde  $\mathbf{f}$  je vektor příslušných frekvencí.

Představuje těžiště rozložení energie ve spektru

# Kvantitativní charakteristiky EMG ve spektrální oblasti

časový průběh *druhého spektrálního momentu* – rozprostření spektra



***Druhý spektrální moment*** je analogický statistickému rozptylu a je indikátorem rozprostření spektra

$$mom_2 = \sqrt{\frac{\sum f^2 \cdot I}{\sum I} - \left(\frac{\sum f \cdot I}{\sum I}\right)^2}$$

# Pokročilé techniky DSP

- dekompozice intramuskulárního i povrchových EMG signálů

