

# Robotika v rehabilitačním inženýrství

**doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.**



EVROPSKÁ UNIE  
Evropské strukturální a investiční fondy  
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Toto dílo podléhá této licenci Creative Common verze 4.0 BY

- Robotika a její využití v rehabilitačním inženýrství, přehled a dělení robotických systémů v rehabilitačním inženýrství dle aplikací. Fyzikální základy pokročilých rehabilitačních technologií. Základní pojmy z robotiky, využití informačních technologií v rehabilitaci.
- Základní pojmy z kinematiky a dynamiky. Řešení přímé a inverzní kinematické úlohy. Objemové a průřezové charakteristiky těles, segmentové modely.
- Pohonné a sensorické systémy. Rozdělení aktuatorů a metody řízení. Metody řízení polohy, rychlosti a momentu; polohová synchronizace více os. Řízení v kartézském souřadnicovém systému, řízení v kloubovém souřadnicovém systému.
- Rozdělení sensorických systémů. Metody zpracování dat ze sensorických systémů. Metody měření a zpracování dat v tenzometrii, elektromyografie, MoCap systémy, dynamometrie. Aplikační příklady v rehabilitačních přístrojích.
- Pokročilé metody zpracování sensorických dat, metody umělé inteligence, expertní systémy v rehabilitaci. Fuzzy logika a neuronové sítě. Aplikační příklady v rehabilitačních přístrojích.
- Bezpečnostní funkce moderních pohonů. Rozhraní a spolupráce člověk-stroj. Lokalizace a mapování. Reprezentace okolního světa robotu. Aplikační příklady v rehabilitačních přístrojích.
- Inteligentní protézy, systémy protéz, metody řízení protéz, zpracování EMG signálu, myoelektrické protézy, biofeedback v rehabilitaci. Kinematika a dynamika pohybu lidského těla, práce a výkon, transformace energií, určení silových poměrů ve svalově-kosterním systému,
- Základní pojmy z biomechaniky pohybu, využití informačních technologií v biomechanice pohybu a asistované rehabilitaci. Silové a momentové účinky, napětí a deformace materiálů konstrukcí a živých struktur, aplikace numerických metod v asistované rehabilitaci.
- Hodnocení pohybu v asistované rehabilitaci, popis pohybu lidského těla, modely lidského těla, software pro hodnocení dat z MoCap systémů. Biomechanika chůze a stabilita, biomechanika horních a dolních končetin. Metody hodnocení cyklických pohybů, metody hodnocení chůze v praxi. Způsoby zatížení a deformace částí svalově-kosterního systému. Namáhání tahem, ohybem, krutem, smykem.

# 1. Robotika v rehabilitačním inženýrství

robotika = nauka o robotech, jeden z významných odvětví oboru mechatronika

mezi základy robotiky patří:

- návrh konstrukce manipulátorů (MBD, optimalizace struktury a parametrů, volba senzorů a aktuátorů)
- návrh vhodných algoritmů řízení (kinematické závislosti, centralizované a decentralizované metody řízení, generování trajektorií pohybu, tlumení vibrací, vizualizace, atd.)
- simulace a testování (HIL, využití pokročilých softwarových nástrojů, testování prototypů, atd.)
- uvádění systému do provozu (optimalizace uživatelského rozhraní, speciální aplikace)

## **Počet stupňů volnosti (DoF - Degrees of Freedom)**

Minimální počet parametrů (rotace, translace), který jednoznačně popisuje polohu bodu nebo tělesa v rovině či prostoru (bod v rovině - 2DoF, prostoru - 3 DoF, (tuhé těleso má v rovině 3 DoF, prostoru 6 DoF).

## **Obecná poloha tělesa v prostoru je určena jeho translací a rotací**

Translace – lineární pohyb definován souřadnicemi  $x, y, z$  libovolného bodu tělesa,

rotace - nejčastější reprezentace prostřednictvím matice rotace, Eulerových úhlů, kvaternionů, atd.

## **Základna / rám manipulátoru**

Pevná (nepohyblivá) část manipulátoru na které je definován pevný souřadný systém.

## **Koncový efektor manipulátoru tj. zobecněná souřadnice bodu X**

Poslední část resp. rameno manipulátoru. Tato poloha je cílem řízení.

## **Klouby manipulátoru**

určeny počtem a typem stupňů volnosti

## **Kinematický řetězec**

Tvoří jej „kinematické dvojice“ - spojení dvou pevných těles (ramen) danou vazbou (kloub - omezují vzájemný pohyb ramen).

## **Aktuátory manipulátoru**

Pohonné jednotky manipulátoru. Typické aktuátory tvoří rotační pohony (rotační elektromotory) a lineární (přímočaré) pohony (elektrohydraulické válce, pneumatické válce, lineární elektromotory). Klouby, které reprezentují aktuátory, nazýváme aktivními klouby, **Ostatní klouby nazýváme pasivní**

## **Domovská poloha manipulátoru**

Poloha koncového efektoru manipulátoru, při které jsou jeho aktivní kloubové souřadnice nastaveny takovým způsobem, že koncový efektor manipulátoru zaujímá výchozí (domovskou) polohu.

## **Pracovní prostor manipulátoru**

Množina všech  $\mathbf{X}$ , které mohou být dosaženy pro dané omezující podmínky kladené na manipulátor (např. maximální/minimální vysunutí/natočení aktuátorů, omezení na pohyb pasivních kloubů, omezení zabraňující srážkám ramen manipulátoru, atd.).

## **Přímá kinematická úloha**

Reprezentovaná obecně nelineární transformací  $\mathbf{X} = \mathbf{G}(\mathbf{Q})$ . Tedy problém nalezení zobecněných souřadnic  $\mathbf{X}$  pro dané hodnoty souřadnic kloubových  $\mathbf{Q}$ .

## **Zpětná/inverzní kinematická úloha**

Reprezentovaná obecně inverzní nelineární transformací  $\mathbf{Q} = \mathbf{G}^{-1}(\mathbf{X})$ . Jedná se tedy o problém nalezení kloubových souřadnic  $\mathbf{Q}$  pro dané hodnoty souřadnic zobecněných  $\mathbf{X}$ .

## **Přesnost manipulátoru**

Je dána odchylkou požadované polohy a skutečné polohy (z referenčního/kalibračního měřidla) koncového efektoru.

## **Opakovatelnost manipulátoru**

Lze chápat jako maximální rozdíl mezi skutečnými polohami koncového efektoru získanými jeho přesunem do jedné požadované polohy z různých poloh počátečních.

## **Redundantní manipulátory**

Počet nezávislých aktivních kloubových souřadnic (aktuátorů) je větší než počet DoF koncového efektoru manipulátoru )  
přeurčená mechanická.

Počet nezávislých aktivních kloubových souřadnic i DoF koncového efektoru je shodný, ale jeden či více DoF koncového efektoru neřídíme - možno využít redundanci k optimalizaci pohybu robotu

## **Sériové manipulátory**

základ tvoří otevřený kinematický řetězec (lze popsat acyklickým grafem) každé rameno manipulátoru je spojeno klouby právě se dvěma dalšími rameny s výjimkou ramen typu základna a koncový efektor (s ostatními rameny pouze jedinou vazbu) dnes patří k nejrozšířenějším robotickým mechanismům robotiky

## **Paralelní manipulátory**

základ tvoří uzavřený kinematický řetězec (lze popsat cyklickým grafem) koncový efektor je spojen se základnou dvěma či více otevřenými kinematickými řetězci (sériovými manipulátory)



Podpora procesu léčby a začlenění trvale postižených osob.

Rozdělení robotických pomůcek v rehabilitačním inženýrství:

- Robotické asistivní systémy
  - Rehabilitační systémy
  - kompenzační pomůcky, exoskelety
  
- Robotické protetické systémy
  - Horních a dolních končetin

## 2. Základní pojmy z kinematiky a dynamiky

Fyzikální veličiny v robotice jsou vektory nebo skaláry

**vector** je veličina mající:

- velikost
- směr

(**scalar** má jen velikost (*čas,...*))

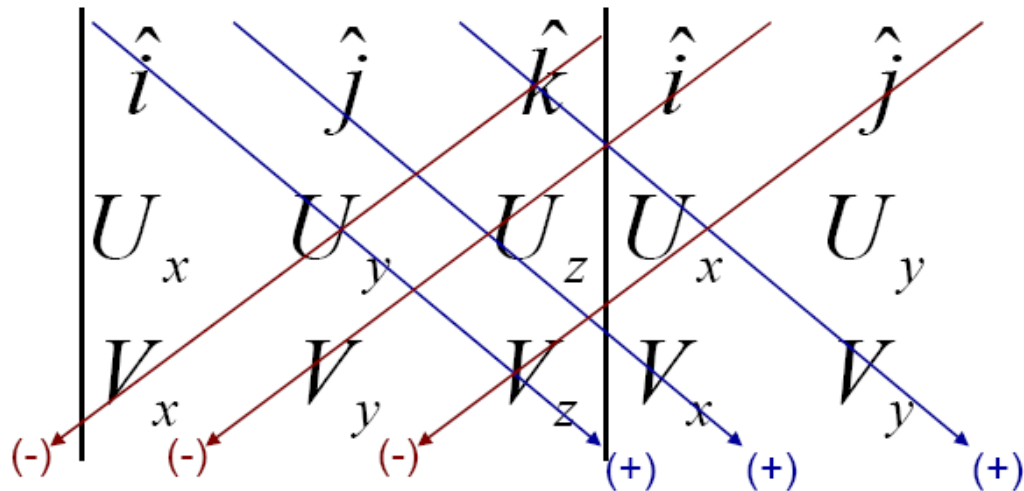
Sčítání vektorů uses *tip-to-tail* metoda; výsledek je z matematické operace součtu.

Odečítání dáno rozdílem mezi dvěma vektory začínající ve stejném bodě

vektorový součin :  $\underline{U} \times \underline{V} = |\underline{U}||\underline{V}|\sin \theta \hat{e}$

$$\underline{U} \times (\underline{V} + \underline{W}) = (\underline{U} \times \underline{V}) + (\underline{U} \times \underline{W}) \quad \begin{array}{l} \text{platí zákon} \\ \text{Distributive} \end{array}$$

Vektorový součin je vhodný nástroj pro výpočet momentu v 3D..... např. pomocí determinantu matice...



$$\begin{vmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ U_x & U_y & U_z \\ V_x & V_y & V_z \end{vmatrix} = U_y V_z \hat{i} + U_z V_x \hat{j} + U_x V_y \hat{k} - U_y V_x \hat{k} - U_z V_y \hat{i} - U_x V_z \hat{j}$$

Výsledkem vektorového součinu je **vektor**  $\mathbf{a} \times \mathbf{b}$ , kolmý na rovinu vektorů  $\mathbf{a}$  a  $\mathbf{b}$ . Vektory  $\mathbf{a}$ ,  $\mathbf{b}$ ,  $\mathbf{a} \times \mathbf{b}$  tvoří **pravotočivý systém**.

Pro vektorový součin **neplatí komutativní zákon**, tedy je důležité zachovat pořadí v jakém vektory násobíme. Prohodíme-li pořadí násobení vektorů platí

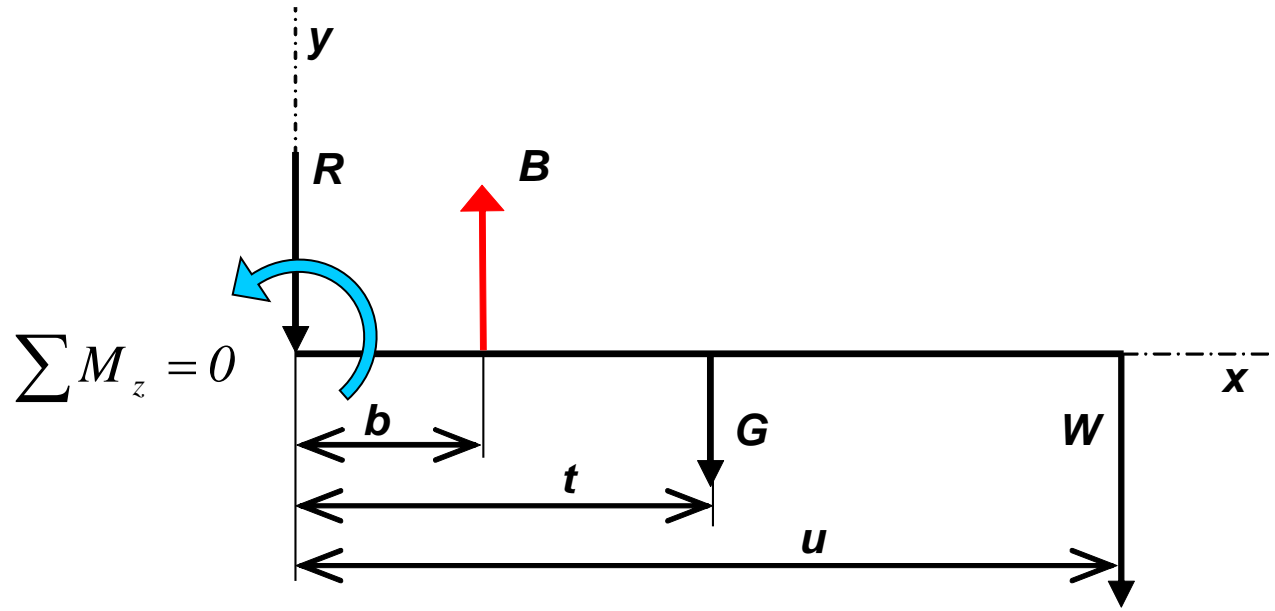
$$\mathbf{b} \times \mathbf{a} = -(\mathbf{a} \times \mathbf{b})$$

Jestliže pro dva nenulové vektory  $\mathbf{a}$  a  $\mathbf{b}$  platí

$$\mathbf{a} \times \mathbf{b} = \mathbf{0}$$

pak můžeme říci, že oba vektory jsou rovnoběžné.

## příklad použití vektorového součinu



$$\sum M_{zB} = b \times B = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ b_x & 0 & 0 \\ 0 & B_y & 0 \end{vmatrix} = (0 \cdot 0 - 0 \cdot B_y) \cdot \vec{i} + (0 \cdot 0 - b_x \cdot 0) \cdot \vec{j} + (b_x \cdot B_y - 0 \cdot 0) \cdot \vec{k} = 0 \cdot \vec{i} + 0 \cdot \vec{j} + b_x \cdot B_y \cdot \vec{k}$$

$$\sum M_z = 0 \Rightarrow b_x \cdot B_y - u_x \cdot W_y - t_x \cdot G_y - 0 \cdot R_y = 0$$

# Metody měření kinematických veličin

## Kinematografie & Videografie

- Standardní video 30 snímků za sekundu
- Větší počet kamer zachytí více informací
- digitalizace a následně další možnosti analýz
- u některých syste. real-time sledování LED

## Goniometr nebo Electrogoniometer

## Gyro-akcelerometry

## Magnetické MoCap systémy

Akcelerometry možné měření rychlosti a polohy v prostoru  
Zařízení dokáže určit polohu objektu v prostoru

Realtime výpočet rychlosti a překonané dráhy ze změřeného zrychlení  
v konkrétním směru, např. n. integrací

$$v(t) = \int_{t_0} a(t) \cdot dt + v_0$$
$$x(t) = \int_{t_0} v(t) \cdot dt + x_0 = \iint_{t_0} a(t) \cdot dt \cdot dt + v_0 \cdot t + s_0$$



$$v_i = a_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + v_{i-1} = a_i \cdot \Delta t + v_{i-1}$$

$$x_i = v_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + x_{i-1} = v_i \cdot \Delta t + x_{i-1}$$

Užití kinematických veličin pohybu

Může nás zajímat velikost síly při zrychleném/zpomaleném pohybu dle podle 2.

Newtonova pohybového zákona

Dostáváme se na úlohu dynamiky

$$F = m \cdot \frac{dv}{dt} = m \cdot a$$



$$W_B = F_B \cdot s_B \qquad E_k = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2$$



## Dynamika hmotného bodu

*Základem dynamiky hmotného bodu je druhý Newtonův zákon, zákon síly ... pohybová rovnice.*

$$\boxed{m \cdot \vec{a} = \sum \vec{F}_i}$$

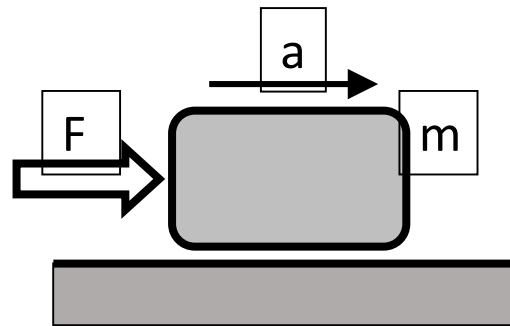
**m** – hmotnost [kg]

**a** – zrychlení [m/s<sup>2</sup>]

**F** – síla [N]

základní pohybová rovnice

*Základní pohybová rovnice určuje vztah mezi silami, působícími na hmotný objekt, a pohybem, těmito silami způsobeným.*



autorské dílo

## Segmentový model

**Strukturu můžeme pro analýzu silových poměrů v jeho jednotlivých částech modelovat pomocí tzv. segmentového modelu těla**

Postup při řešení dyn. úloh jako při řešení statických úloh mechaniky

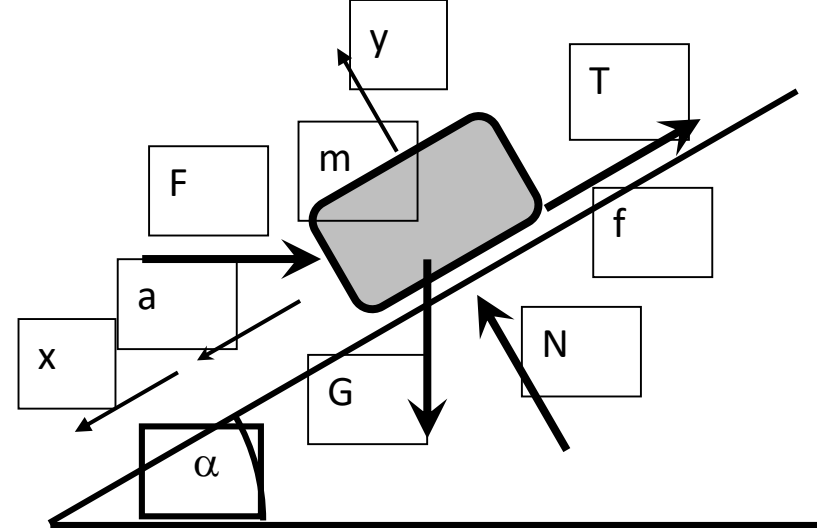
Jedná se obecně o zjednodušení dynamických úloh (nebo se jedná o statickou úlohu, tj. řešení přímo statické mechaniky).

**Základem dynamiky hmotného bodu je druhý Newtonův zákon, zákon síly ... pohybová rovnice.**

$$m \cdot \vec{a} = \sum \vec{F}_i$$

$$m \cdot \vec{a} = \sum \vec{F}_i = \vec{G} + \vec{F} + \vec{N} + \vec{T}$$

Základní pohybová rovnice má na pravé straně všechny působící síly.



- $G, F$  - akční síly
- $N$  - normálová reakce
- $T = f \cdot N$  - třecí síla

Vektorovou rovnici rozložíme na složky dle zvoleného souřadného systému:

$$m \cdot a_x = \sum F_{xi} = G \cdot \sin \alpha - F \cdot \cos \alpha - T \quad \left| \quad \begin{array}{l} \underline{a_y = 0} \\ m \cdot a_y = \sum F_{yi} = N - G \cdot \cos \alpha - F \cdot \sin \alpha = 0 \end{array} \right.$$

$$m \cdot a = G \cdot \sin \alpha - F \cdot \cos \alpha - N \cdot f$$

$$m \cdot a = G \cdot \sin \alpha - F \cdot \cos \alpha - f \cdot (G \cdot \cos \alpha + F \cdot \sin \alpha)$$

$$m \cdot a = G \cdot (\sin \alpha - f \cdot \cos \alpha) - F \cdot (\cos \alpha + f \cdot \sin \alpha)$$

$$N = G \cdot \cos \alpha + F \cdot \sin \alpha$$

Vyloučením reakcí získáme tzv. vlastní pohybovou rovnici - vlastní pohybová rovnice vznikne ze základní vyloučením reakcí

## ***Alternativní způsob sestavení pohybové rovnice nabídl Jean Le Rond d'Alembert***

Součin hmotnosti a zrychlení převedeme na opačnou stranu rovnice.

Zavedeme substituci.

Takto vzniklá rovnice má formálně charakter rovnice rovnováhy.

Tomuto postupu říkáme d'Alembertův princip.

$$F - D = 0$$

$$D = m \cdot a$$

Můžeme jej rozložit do dvou kroků :

$$m \cdot a = F$$

1. Zavedeme tzv. d'Alembertovu sílu.

Její velikost je rovna součinu hmotnosti a zrychlení.

$$\vec{D} = -m \cdot \vec{a}$$

Její směr je opačný než je směr zrychlení.

$$D = m \cdot a$$

$$m \cdot \vec{a} = \sum \vec{F}_i$$

2. Silová soustava vnějších sil, doplněná o d'Alembertovu sílu, je v rovnováze.

$$\sum \vec{F}_i - m \cdot \vec{a} = \vec{0}$$

Rovnováhu vyjádříme rovnicemi rovnováhy.

$$\sum \vec{F}_i + \vec{D} = \vec{0}$$

$$-m \cdot \vec{a} = \vec{D}$$

Po dosazení  $D=m \cdot a$

rovnice rovnováhy

pak dostáváme pohybovou rovnici.

D - d'Alembertova síla, dynamická síla, doplňková síla, setrvačná síla. Působí proti směru zrychlení, její velikost je rovna součinu hmotnosti a zrychlení.

## Dynamika pohybu

### Forward (přímá) dynamics:

$$F \rightarrow m \cdot a = F \rightarrow a$$

Způsoby měření sil pro výpočet:

- Tenzometry
- Silové desky
- Tlakové převodníky
- Dynamometry
  - Izokinetické dynamometry
  - Izometrický dynamometry
  - Dynamické dynamometry

### Působící síly

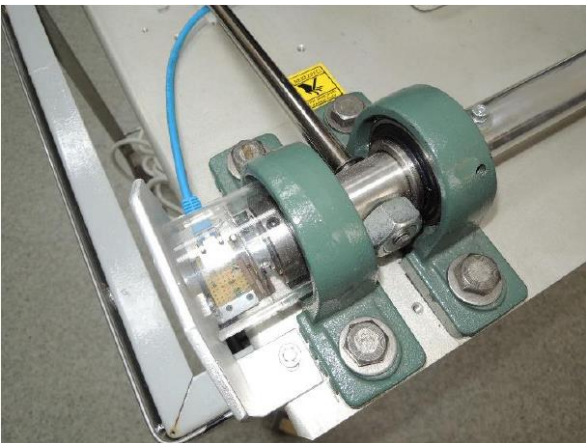
- nekontaktní síly (tíha)
- kontaktní
  - Vnější kontaktní síly
  - Vnitřní kontaktní síly

## Měření sil

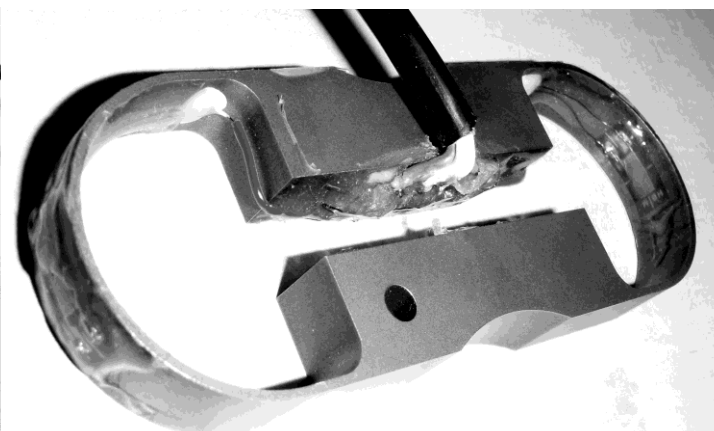
Založené na piezoelektrickém jevu, odporové, vyjimečně kapacitní atp.

## Tenzometrie

s tenzometrií můžeme setkat v dynamometrech měření sil a vážních čidlech např. ve fyzioterapii a sportovní biomechanice.



autorské dílo



Kutílek P., Žižka A.: Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky, skripta, ČVUT, 2012. ISBN 978-80-01-04993-8

**Odporová tenzometrie** je založena na principu změny odporu tenzometrické známky v závislosti na její deformaci.

Známka je přilepena uvnitř mechanické části snímače v místě, kde se předpokládá největší deformace způsobená měřenou silou.

Pro odporový tenzometr resp. vodič platí vztah mezi relativní změnou odporu a poměrným prodloužením nebo zkrácením:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta l}{l} = K \cdot \varepsilon$$

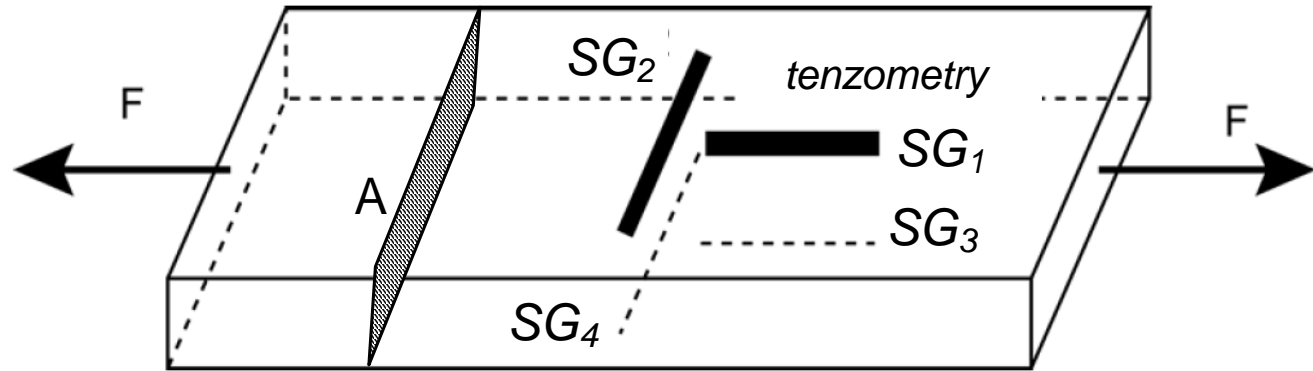
- R je statický odpor známky
- $\Delta R$  je změna odporu známky;
- l je délka známky v normálu;
- $\Delta l$  je prodloužení (zkrácení) vodiče;
- $\varepsilon$  je přetvoření
- K je „gauge factor“, tj. koeficient deformační citlivosti, což je nejdůležitější parametr tenzometru resp. t.známky

# Určování zatížení z deformací

## Tažený/tlačený prut

$$\sigma_n = \varepsilon_n \cdot E$$

$$\sigma_n = \frac{F}{A}$$

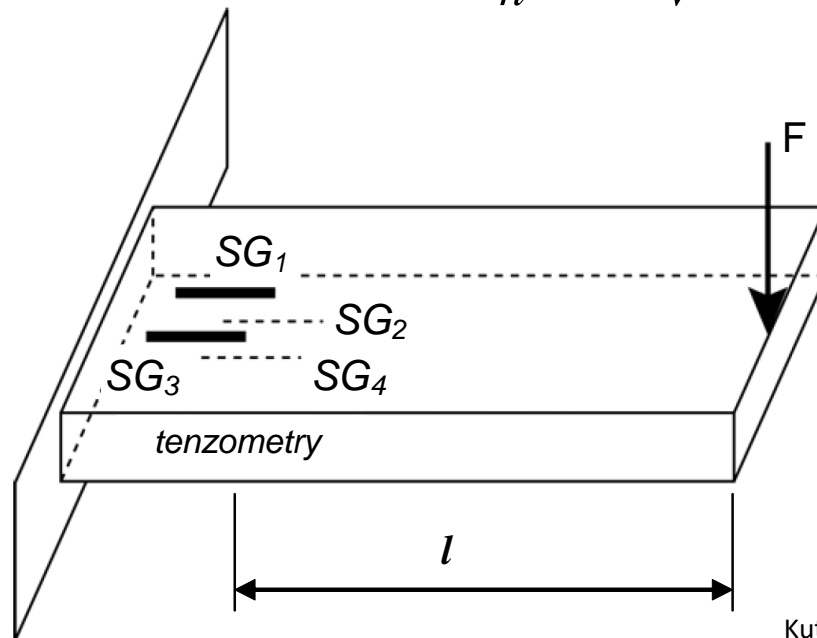


$$\sigma_n = \varepsilon_V \cdot E$$

## Ohýbaný prut

$$\sigma_o = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F \cdot l}{W_o}$$

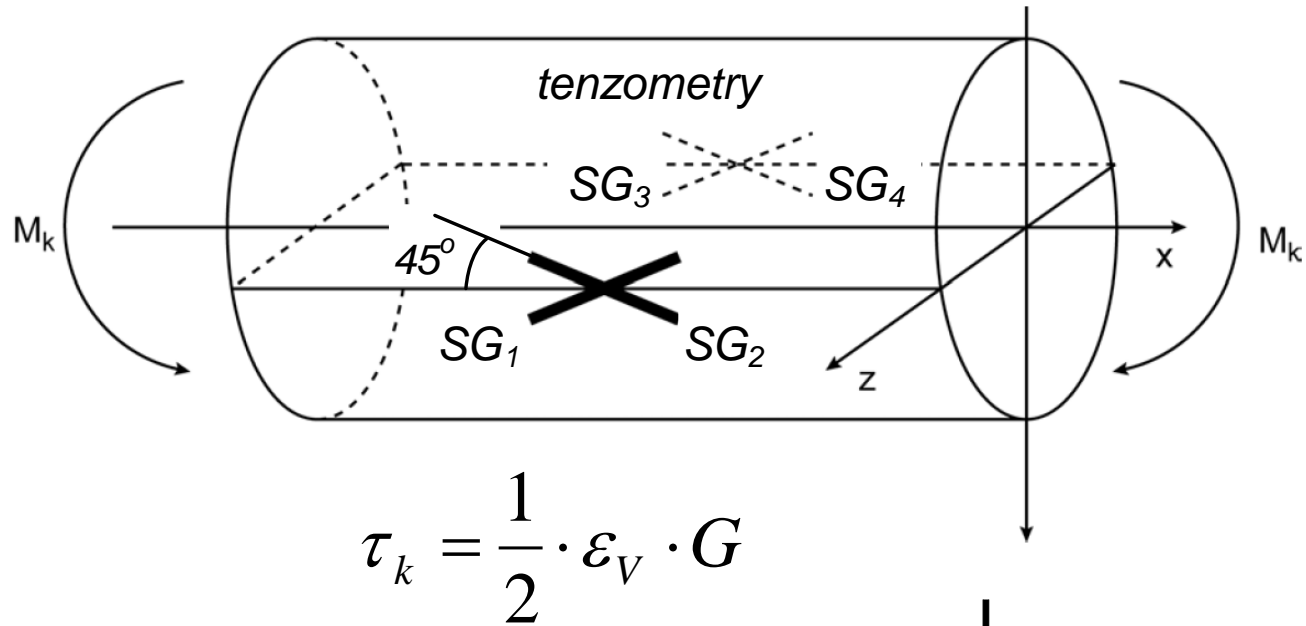
$$\sigma_o = \varepsilon_V \cdot E$$



### Kroucený prut

$$\tau_k = G \cdot \gamma$$

$$\tau_k = \frac{M_k}{W_k}$$

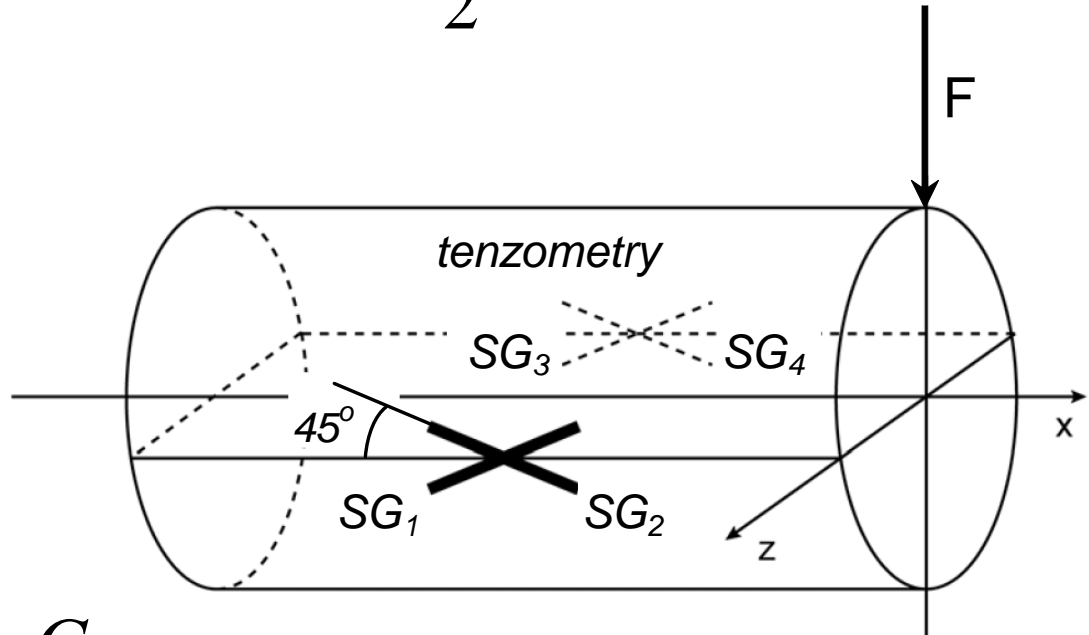


### Smykem namáhaný prut

$$\tau_s = G \cdot \gamma$$

$$\tau_s = \frac{F}{A} \cdot c_A$$

$$\tau_s = \frac{1}{2} \cdot \varepsilon_V \cdot G$$





# 7. Inteligentní protézy

## Rozdělení protéz podle konstrukce :

**Endoskeletární** - nosným materiálem je vyztužená vnitřní část protézy, nebo jde obecně o protézu uvnitř těla.

**Exoskeletární** - nosným materiálem je vnější plášť, nebo jde obecně o protézu vnější.

## Rozdělení protéz podle mechanismu ovládání :

**Kosmetické** - pouze esteticky nahrazují chybějící část těla

**Mechanické pasivní** - pružinový a lankový mechanismus zajišťuje pohyb

**Aktivní** - zajišťují umožňují pohyb buď vlastní silou uživatele (tahem, stiskem), vnější silou od aktuátorů.

## Rozdělení aktivních protéz :

- myoelektrické,
- pneumatické,
- elektrické,
- kombinované.

## Myoelektrické protézy

Jedná se o motorické zařízení nahrazující horní končetinu, které je poháněné elektřinou z malého akumulátoru.

Protéza umožňuje úchop kleštinami typu palec proti 2. a 3. prstu, s krytím kosmetickou rukavicí. Dále lze zabezpečit rotaci v zápěstí, či alternativně ovládat flexi a extenzi motorického lokte.

Uživatel ovládá protézu myoelektrickými potenciály, které jsou snímány na kůži nad kontrahující se svalovou skupinou.

Myoelektrické potenciály se snímají elektrodami přiloženými na kůži, jsou zesíleny a převáděny k servomechanizmu ovládajícímu úchop a rotaci zápěstí protézy.

Myoelektrická protéza je mechatronické zařízení ovládané elektrickými impulsy snímanými z povrchu kůže nad kontrahujícími svalovými skupinami nebo experimentálně z jednotlivých svalových vláken.

Experimenty se provádí také se snímáním elektrických impulzů z nervových vláken.

Protéza se vyrábí pro pažní, předloketní, zápěstní amputace a experimentálně také po amputaci ramene.

Čím větší poškození končetiny tím více jsou omezeny možnosti řízení

Řeší se dva základní problémy návrhu : návrh mechanické části a návrh systému řízení pohybů.

## Biologický základ principu získávání EMG:

Svalový stah je způsobem nervovým vzruchem přičemž jedno vlákno inervuje vždy několik svalových vláken. Transmitery stimulují buněčnou membránu svalového vlákna a buněčná membrána následně transformuje akční potenciál a způsobí uvolnění kalcia ve svalovém vlákně. Koncentrace kalcia aktivuje další chemické a mechanické procesy, které vedou ke kontrakci svalového vlákna.

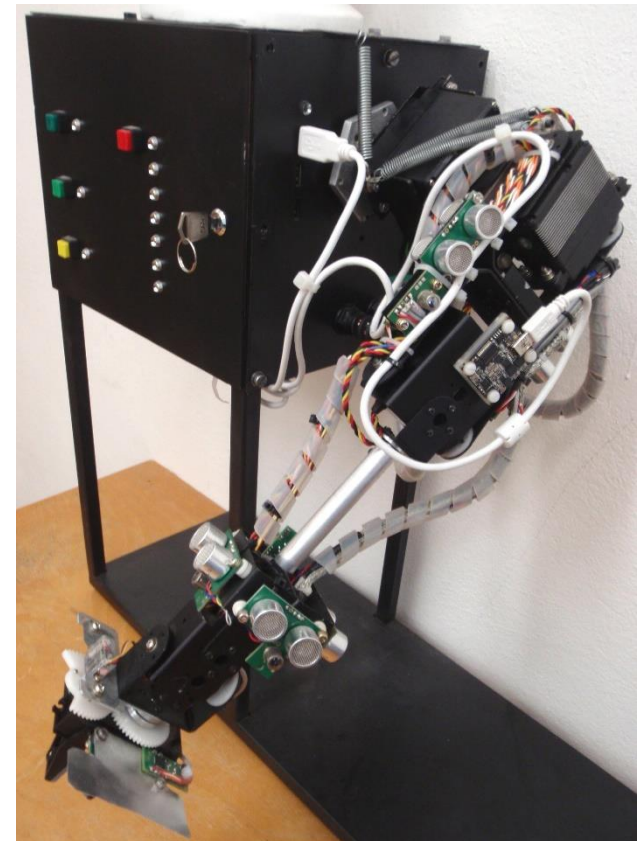
EMG je tedy měřeno již před svalovou kontrakcí.

Jeden nervový stimul vyvolá krátké svalové šubnutí, tj. opakovaná stimulace po sobě jdoucích impulsů vyvolá svalovou kontrakci svalového vlákna. Síla kontrakce tedy závisí na četnosti impulsů za čas.

Povrchové kožní elektrody jsou trvale umístěny v pahýlovém lůžku umělohmotného skeletu v nejvhodnějším místě pro měření svalových potenciálů.

Elektrody obsahují předzesilovače pro zesílení slabého EMG signálu.

Počet elektrod a kanálů závisí na schopnostech uživatele, obvykle jsou dvě či tři.



autorské dílo

Problematika elektrod :

- Citlivost na rušení - rádiové vlny, mobilní telefonní prostředky, atd.
- Velký přechodový odpor elektroda-kůže, tj. vyšší náchylnost zesilovače na rušení. Proto používány aktivní elektrody s integrovaným zesilovačem.
- Nutné udržovat stejný tlak na oba vstupy elektrody, tj. vyhnout se jizvám a zkrabacením amputačních záhybů,
- Poti pozvolna zmenšuje přechodový odpor kůže-elektroda, tj. umožňuje stabilnější měření.
- Diferenciální vstupy by měly být umístěny po délce svalového vlákna.
- Je důležité najít nejvhodnější svaly pro řízení protézy.
- Posun elektrody může způsobit detekci jiných svalových skupin.
- K nalezení optimálních pozic jednotlivce je nutné využít EMG grafu.

Předpoklady využití signálu :

- Ovládání protézy kontrakcí svalových skupin na pahýlu, tj. před aplikací nutný zácvik - snímají se myopotenciály svalových skupin nad pahýlem.
- Amplituda EMG signálu obecně roste v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu

Postup zpracování signálu :

- 1) Filtrováním signálu s oknem šířky 1s získáme téměř monotónní vztah mezi silou a EMG signálem.
  - odfiltrována frekvence nižších než 20Hz a vyšších než 500Hz pomocí dvoupásmového filtru. Dále je odfiltrována frekvence střídavého elektrického napětí 50Hz.

- 2) Provedeme ofsetování tak, aby data splňovala, že EMG signál je střídavý oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot.
- 3) Rektifikací přehodíme záporné hodnoty do kladných – vytvoření absolutních hodnot ze všech registrovaných amplitud.
- 4) Vyhlazení amplitudy EMG, např. zprůměrováním hodnot amplitudy v okně o velikosti 200ms, nebo vytvořením obálky pomocí Hilbertovy transformace.
- 5) závislost mezi EMG a mechanickou odezvou spočívá v rychlosti pohybu a pootočení v určitém kloubu, tj. změřením pootočení v kloubu v závislosti na čase a transformováním do frekvenčního spektra, například pomocí Fourierovi transformace, získáme „mechanogram“.
- 6) K porovnání mechanogramu s EMG využijeme obálku EMG. Ta vznikne tak, že u unipolárního signálu EMG dolnoproustným filtrem omezíme kmitočtové pásmo EMG signálu, aby odpovídalo kmitočtovému pásmu mechanogramu.



# Myoelektrické protězy

Fourierova transformace pro určení mechanogramu:

Slouží k převodu obrazu z časové oblasti do frekvenční oblasti, tj obraz se rozloží na harmonické funkce čímž vznikne frekvenční spektrum.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \exp(-j\omega t) dt$$

$$F(\omega) = \operatorname{Re} F(\omega) + j \operatorname{Im} F(\omega) = A(\omega) \cdot e^{-j\varphi(\omega)}$$

Graficky je frekvenční spektrum znázorněno křivkou, kde na vodorovné ose je frekvence a na svislé ose je amplituda příslušné harmonické funkce této frekvence.

$$A(\omega) = \sqrt{(\operatorname{Re} F(\omega))^2 + (\operatorname{Im} F(\omega))^2} \quad \varphi(\omega) = \operatorname{arctg} \frac{\operatorname{Re} F(\omega)}{\operatorname{Im} F(\omega)}$$

# Myoelektrické protézy

Konstrukce protézy :

- skelet s mechanickým zápěstím obsahujícím procesor, využije EMG signál k řízení elektromotorků a převodovek,
- skelet je nejčastěji z dural, výměna (po dvou letech),
- dobíjecí akumulátor 6-7V je umístěn uvnitř skeletu,
- skelet/systém je kryt kosmetickou rukavicí,
- úchop je realizován kleštinami typu palec proti 2. a 3. prstu,
- rotace kleštin v zápěstí,
- řízení flexe a extenze motorického lokte alternativně k rotaci kleštin,
- digitální nebo proporcionální ovládání.

Experimentálně se testují :

- tlakové, či podtlakové umělé svaly,
- hydraulické a pneumatické motorky,
- materiály s tvarovou pamětí a materiály s různou dilatací.

## **Nejpokročilejší myoelektrické protézy**

**Rehabilitation Institute of Chicago - DARPA**

- 1 – Lékaři přemístili do prsního svalstva čtyři nervová vlákna původně vedoucí do paže.  
Signály z mozku jsou vedeny nervovými vlákny na hrud' kde jsou snímány elektrodami.  
Signál z elektrod je převeden na řídicí signál.**
- 2 – motorizované rameno vyrobené z hliníku a uhlíkových vláken, váží 0,8kg. Lithium-iontový 14,8V akumulátor, který se dá dobíjet, napájí motor pohánějící převodovku.**
- 3 – Jednomotorový kloub umožňující pohyb předloktí ve střední části těla.**
- 4 – řídicí jednotkou je 64 bitový procesor umístěný v předloktí, který řídí pohyb pěti motorizovaných kloubů.**
- 5 – ruku tvoří flexibilní, zcela motorizované zápěstí s dotykovými senzory v konečcích prstů, které umožňují citlivý stisk.**

## Výhody myoelektrické protézy :

- mají lepší kosmetický vzhled než tahové protézy, vizuálně jsou nejmodernější protézy téměř stejné jako skutečná ruka.
- ovládání je nezávislé na pohybech ostatních částí těla,
- ulpívací typ pahýlového lůžka protéz umožňuje snazší a samostatné nasazování protéz,
- protéza umožňuje vysokou soběstačnost,
- kvalitnější přesnější úchop
- napomáhají k návratu do normálního života.

## Nevýhody myoelektrické protézy :

- náročné naučit se ovládat dobře ovládat protézu,
- 2,5x těžší než kosmetická protéza,
- vysoká cena,
- větší poruchovost a nákladný servis,
- malá odolnost na mráz, nárazy, vlhkost a nečistoty,
- závislost na energetickém zdroji.

## Kloubní náhrady:

### **Biologický kloub:**

Sestava dvou kloubních konců spojená vazivovým aparátem v kloub, jehož povrch je smáčen kloubním mokem. =>

- Nepodařilo se technicky vyřešit velmi nízké tření.

### **Umělý kloub:**

Objev kluzného systému kov & polyethylen. =>

- Ocelové slitiny nahradil titan, resp. slitina kobaltu, chromu a molybdenu.
- Hlavice v kloubu v minulosti kovové dnes keramické a zirkoniové.
- Životnost min.10 roků.

V současné medicíně je snahou při totální endoprotéze nahrazovat pouze poškozené kloubní plochy. Celý kloub většinou nebývá nahrazován. Operace je převážně náhrada povrchu kloubu a kloubní chrupavky.

## Kloubní náhrady:

- **Kyčelní kloub :**
  - Cementované, hybridní, necementované.
  - Částečná nebo totální náhrada.
  - v ČR 10tis./rok, ve světě 250tis./rok implantací.
- **Kolenní kloub :**
  - Cementované, hybridní.
  - Částečná nebo totální náhrada.
  - Není ta časté, cca. poloviční počet implantací než u kyčelního kloubu.
- **Ramenní kloub :**
  - Cementované, necementované.
  - Méně časté použití (problematické výsledky se složitými náhradami).
- **Náhrada kotníku :**
  - Cementované, necementované s volně vloženou polyetylenovou vložkou.
  - Méně časté použití (pozitivní výsledky nových metod).
- **Loketní kloub, klouby zápěstí, hlezenní, drobné klouby nohou :**
  - Velmi složitá kloubní mechanika
  - Pouze experimentální náhrady, zatím se v praxi nevyužívají.

Protézy dolních končetin

Aplikační výška protéz dolních končetin :

**Protéza po exartikulaci v kyčelním kloubu**

**Protéza stehenní**

**Protéza po exartikulaci v kolenním kloubu**

**Protéza bércová**

**Protéza chodidla**

Protézy můžeme rozdělit na statické - pouze odlehčují a stabilizují.

dynamické - energeticky pomáhají/ovlivňují chůzi, tj. ovlivňují řízení chůze. Jedná se o využití přizpůsobujícího se kolena nebo chodidla, které poskytuje nelineární závislost působící síly/momentu obdobnou jakou poskytuje skutečná končetina během chůze či běhu. Realizace je pomocí nelineárních pružin, speciálně uspořádanými hydraulickými písty nebo řízením hydraulických pístů nebo elektromotorků pomocí mikroprocesoru.

***Při amputaci chodidla se využívá převážně pružinových mechanismů. Příkladem takovéto protézy je DYNAMIC RESPONSE FEET***



Kolení kloub – nejdůležitější komponenta protézy - musí být lehký a bezpečný.

Řešení návrhu kolenního kloubu:

**A.** Jednoduchý mechanismus s manuálně jistícím mechanismem

Nevýhody :

- omezená funkčnost,
- nedovolují ohyb.

**B.** Mechanismus kolena dovolující jeho ohyb při odlehčení a zamknutí při překročení prahového zatížení

Řešení aktivace kolenního zámku :

- tlakem na patu,
- ohyb v kotníku.

Hydraulická kolena –

- umožňují pevný postoj i ohyb,
- možná úprava ohybové fáze podle individuálního způsobu chůze uživatele,
- hydraulický odpor proti ohybu,
- kolenní zámek je funkční v souladu s hyperextenzí,
- odemčení kloubu když se se zatížení spodní části protézy dostane pod prahovou hodnotu,
- možnost manuálního zamčení pro aktivity požadující vysokou stabilitu (řízení automobilu, stání v autobuse, atd.).

Druhy technického řešení :

A. Píst a hydraulický válec :

- Válec s otvory umožňuje kapalině průtok z jedné strany válce do opačné když se píst pohybuje.
- Rozložení otvorů ve válci určuje hodnotu tlumení.

B. Hydraulický válec a píst :

- Otvor na konci válce a elektromagneticky řízený ventil určuje průtok kapaliny.
- Mikroprocesorová kontrolní jednotka a hallův sensor polohy pro měření ohybu kolena.

Otto Bock C-leg knee component (vpravo)  
Mauch SNS knee component (vlevo)

### 3R80 Modular Rotary Hydraulic Knee Joint

- Aktivovaný zatížením,
- zachování pozvolného rytmu chůze,
- přesně nastavitelný,
- 135 stupňů ohebný,
- nezávisle hydraulicky nastavitelné a ovládané pokrčení a natažení protézy.

## The Endolite intelligent prosthesis

- řízení všech fází chůze v různých režimech rychlosti/kadence chůze,
- 4-bit microprocessor který řídí jehlový ventil pomocí krokového motorku,
- programovatelný regulátor k zajištění optimálního tlumení v různých režimech chůze.

## C-Leg kolení protéza

- Mikroprocesory řídí hydraulický systém, který přizpůsobuje protézu aktuálním podmínkám.
- Senzory snímají stav protézy/uživatele 50x za sekundu.

## C-Leg, hlavní komponenty :

- 1- hlavní procesor s A/D převodníkem
- 2- procesor řízení ventilu
- 3- senzory momentu v kotníku, úhlu v koleni a stavu baterie.
- 4- nabíjení baterie

Bezpečnostní hlediska konstrukce protéz dolních končetin :

*Harmless prostheses design* – k minimalizování možnosti zranění při zakopnutí, uklouznutí a pádu.

- Protetické náhrady končetin neposkytují zpětnou vazbu přes nervovou soustavu.
- Některé síly jsou přenášeny do protetického lůžka pahýlu, čímž je uživatel informován o stavu protézy.
- Některé protézy poskytují varovný zvuk nebo vibrace.

Jak mechanické tak statické protézy musí být dostatečně pevné a stabilní.

Musí být zaručena stabilita a technicky zajištěna prevence proti pádu.

## **Přehled použité a doporučené literatury**

- [1] Beneš J., Stránský P., Vitek F.; *Základy lékařské biofyziky*, Praha: Nakladatelství Karolinum, 2007
- [2] Cretan M., Gafitanu M., Munteanu F.; *The geometrical parameters of the human intervertebral disc measured using CT and AUTOCAD*, Baia Mare: sborník příspěvků 7th International Multidisciplinary Conference, 2007
- [3] Daniel M., Mareš T.; *Experimentální biomechanika*, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2008
- [4] Devaris H., Morales M., Albino H.; *Engineering Biomechanics*, Mayagüez: University of Puerto Rico, 2003
- [5] Dungal P., Matějček M.; *Ortopedie*, Praha: Grada Publishing, 2005
- [6] Dylevský I.; *Funkční anatomie*, Praha: Grada Publishing, 2009
- [7] Fink A.; *A physicist's guide to the ear*, Northfield: Carleton College, 2004
- [8] Havránek A.; *Úvod do bioreologie*, Nakladatelství Karolinum, 2007
- [9] Hoffmann K.; *An introduction to measurements using strain gages*, Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, 1989
- [10] Hollister S.; *Biomechanics*, Michigan: University of Michigan, 2007
- [11] Hollister S.; *Biosolid Mechanics: Modeling and Applications*, Michigan: University of Michigan, 2007
- [12] Hynčík L., Martinec P., Cimrman R; *Kritéria poranění a jejich implementace do biomechanického modelu člověka, Dílčí zpráva o řešení projektu č. FT-TA/024*, 2007
- [13] Chundela L.; *Ergonomie*, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2005
- [14] Chundela L.; *Strojírenská ergonomie - příklady*, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2005
- [15] Klement J., Plánička F., Vlk M.; *Modelová podobnost, elektrická odporová tenzometrie, experimentální určování zbytkových napětí, vyhodnocení experimentálně získaných dat*, Plzeň: Západočeská univerzita, 2004
- [16] Kutílek P., Mikšovský J.; *Fyzikální praktikum I, II*, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2009
- [17] Nedoma J., Stehlík J., Bartoš M.; *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2006
- [18] Otáhal S.; *Patobiomechanika a Patokinesiologie: kompendium*, Praha: Sdružené pracoviště funkční anatomie a biomechaniky University Karlovy a Českého vysokého učení technického v Praze, 2000 [cit. 2010-12-30]. Dostupné z WWW: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk>>.
- [19] Petrtýl M., Lipanská E.; *Stavební mechanika 11 a 21: mechanika tuhých a poddajných těles v příkladech*, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2003
- [20] Shan G., Bohn Ch.; *Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race*, Muenster: University of Muenster, 2003
- [21] Sosna A.; *Základy ortopedie*, Praha: Nakladatelství Triton, 2001
- [22] Standring S.; *Gray's anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, London: Elsevier 2004
- [23] Šíblová H., Hlinecká J., Kačírková K.; *Vyšetřovací metody hybného systému*, Učební pomůcka k předmětu pro střední školy, 1995
- [24] Tempel B.; *The auditory system*, Washington: University of Washington, School of Medicine, 2007
- [25] Živčák J.; *Základy bioniky a biomechaniky*, Prešov: ManaCom, 2004