



Fakulta
tělesné kultury

ŠKOLA DIAGNOSTIKY

Biomechanika: pohybový systém

Miroslav Janura

Lucia Bizovská

Olomouc 2023

OBSAH

1	STRUKTURA A CHOVÁNÍ SYSTÉMU	3
1.1	Definice základních pojmů	3
1.2	Pohybový systém	3
1.2.1	Pohybový systém a jeho okolí	4
1.2.2	Struktura pohybového systému – základní podsystémy	5
2	ZÁKLADNÍ PARAMETRY LIDSKÉHO TĚLA, TĚŽIŠTĚ TĚLA	6
2.1	Parametry segmentů lidského těla.....	6
2.2	Měření hmotnosti	7
2.2.1	Relativní hmotnost segmentů.....	7
2.2.2	Radioizotopická metoda	7
2.3	Těžiště.....	8
2.3.1	Těžiště lidského těla, těžiště segmentů	8
2.4	Momenty setrvačnosti lidského těla a jeho segmentů	11
2.5	Náhrada segmentů těla soustavou těles – řetězce.....	13
2.6	Testové otázky	15
3	PASIVNÍ PODSYSTÉMY	16
3.1	Mechanické vlastnosti tkání	16
3.2	Kosterní soustava	17
3.2.1	Stavba kosti.....	17
3.2.2	Způsoby namáhání kosti	19
3.2.3	Závislost deformace kosti na velikosti zátěže.....	20
3.2.4	Vliv věku na kvalitu kostní tkáně	22
3.3	Šlachy a vazy.....	22
3.4	Chrupavka	25
3.4.1	Lubrikace (mazání) chrupavky	26
3.5	Kloubní spojení.....	27
3.5.1	Anatomické rozdělení kloubů	27
3.5.2	Pohyby v kloubu	27
3.6	Testové otázky	30
4	SVALOVÝ SUBSYSTÉM	31
4.1	Základní parametry	31
4.2	Struktura příčně pruhovaného svalu	32
4.3	Svalová kontrakce	32
4.4	Architektura svalu	32
4.5	Motorická jednotka.....	33
4.6	Gradace svalového napětí.....	35
4.6.1	Prostorová sumace, zvýšení počtu aktivovaných motorických jednotek	35
4.6.2	Časová sumace, zvýšení frekvence dráždění	35
4.6.3	Princip gradace svalového napětí (svalové síly).....	36
4.7	Základní typy svalové kontrakce z hlediska biomechaniky	36
4.8	Hillův tříprvkový model	37
4.8.1	Protahovací-zkracovací (SSC) cyklus	37
4.9	Mechanické vlastnosti svalu	38
4.10	Závislost svalové síly na parametrech svalové kontrakce	38
4.11	Testové otázky	42

5	SVALOVÁ SÍLA JAKO GENERÁTOR POHYBU	44
5.1	Mechanická triáda	44
5.2	Princip pohybu	44
5.3	Rozklad tahové síly svalu.....	45
5.4	Moment svalové síly	46
5.4.1	Momentová rovnice	48
5.5	Druhy pák v lidském těle.....	49
5.6	Reakční síla v kloubu	51
5.7	Modelové příklady pro využití momentové rovnice	51
5.8	Testové otázky	55
6	LITERATURA.....	56

Tento text vznikl na základě úpravy a aktualizace výstupů publikovaných na dané téma v předcházejícím období.

1 STRUKTURA A CHOVÁNÍ SYSTÉMU

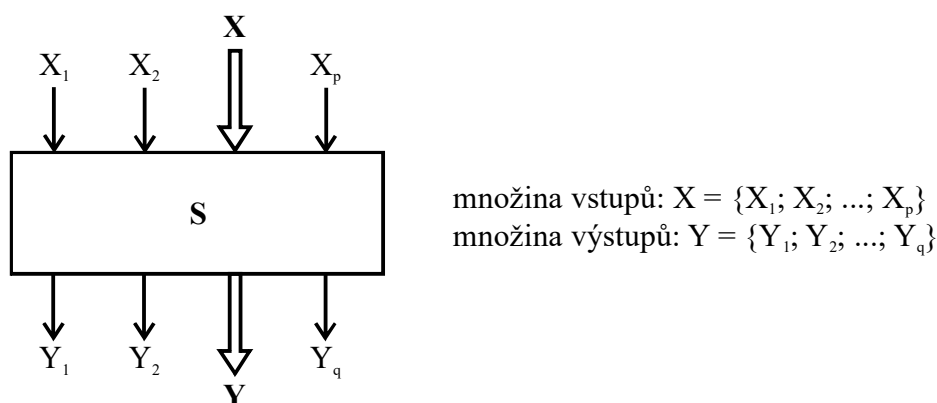
1.1 Definice základních pojmů

Systém – množina předmětů, dějů, jevů apod., které mezi sebou souvisí přesně vymezeným způsobem a vytvářejí jednotný celek. Části, které vytvářejí systém, mají své charakteristické vlastnosti. Jejich spojením do celku se kvalita těchto vlastností mění, „podřizuje“ se požadavkům systému.

Struktura systému – účelné uspořádání prvků, částí nebo složek, ze kterých se systém skládá.

Chování systému – souhrn funkcí výkonných orgánů (efektorů), kterými systém „komunikuje“ s okolním prostředím.

Systém a jeho chování lze zjednodušeně vyjádřit pomocí množiny vstupů (X), která je zpracována v „černé skřínce“. Výsledkem zpracování je množina výstupů (Y), kterými systém reaguje na podněty z prostředí a působí na něj (obr. 1.1).



Obr. 1.1 Schematické znázornění základních složek při použití systémového pojetí

Př. Při působení vstupů z vnějšího prostředí – déšť, vítr, teplota – tělo tyto informace zpracuje a reaguje pomocí termoregulačních mechanismů – výstupem je roztažení deštníku, další vrstva teplého oblečení, pohybová činnost, ukončení pobytu na volném prostranství apod.

Př. Při zvedání břemene dostává tělo informaci o jeho povrchu, teplotě a hmotnosti → na základě prostorové a časové sumace se zvyšuje velikost svalové síly → dochází k přemístění břemene.

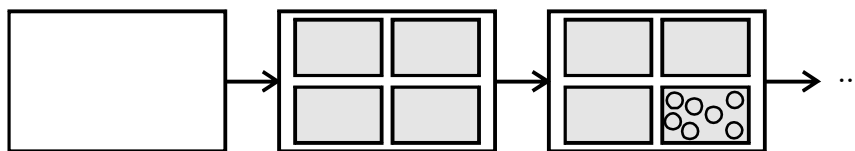
Jestliže systém charakterizujeme pomocí vnitřní stavby a vztahů mezi prvky systému, mluvíme o **strukturálním** hledisku systému. Je-li dominantním chování systému a vztahy mezi systémem a okolím, potom sledujeme systém z hlediska **funkčního**.

1.2 Pohybový systém

Lidské tělo (pohybový systém), podobně jako další biologické systémy, se vyznačuje extrémní složitostí. Jednou z možností, která umožňuje pochopení jeho fungování a „zjednodušení“ této složitosti, je využití systémového pojetí. K tomu je nezbytné nejen určit

jednotlivé prvky systému a vztahy mezi nimi, ale také nalézt vnitřní strukturu (obr. 1.2), ze které vyplývá vzájemný vztah mezi těmito prvky (Valenta et al., 1985).

Při určení vnitřní struktury (vztahů mezi prvky systému) posuzujeme, zda jednotlivé části mají vůči sobě vztah nadřizenosti, prolínají se nebo je jedna obsažena ve druhé.



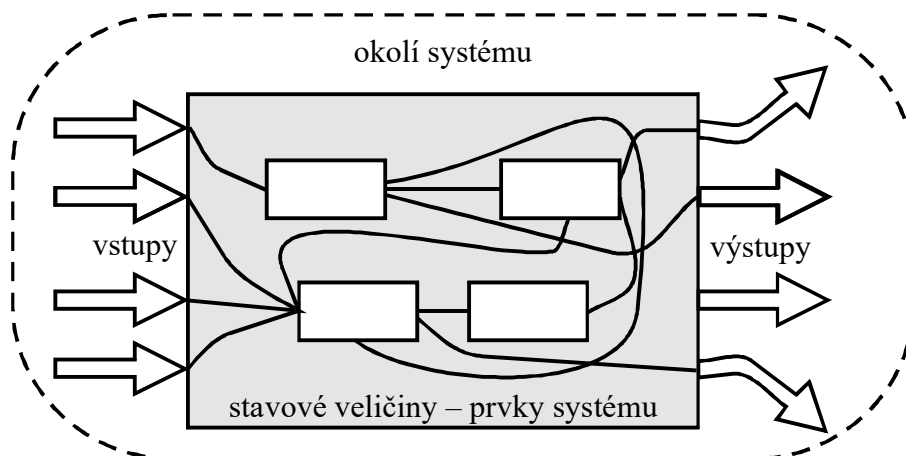
Obr. 1.2 Vnitřní struktura objektů daného systému

Př. Jednotlivé útvary na obr. 1.2 mohou vyjadřovat např. lidské tělo → kosti, šlachy, vazy, svaly → kosti, šlachy, vazy, *konkrétní svaly v rámci množiny všech svalů* atd.

1.2.1 Pohybový systém a jeho okolí

Podněty, které vstupují do systému, jsou ovlivňovány jeho okolím, současně výstupy ze systému působí na jeho okolí (obr. 1.3). Pod pojmem okolí však vyjadřujeme pouze tu oblast, která má systémové vlastnosti, ale nepřísluší danému systému. Jedná se tedy o jiný systém nebo systémy. Z tohoto hlediska mohou také vstupy do systému mít vliv na okolí systému.

Př. Jestliže začne pršet, nasadíme si nepromokavé oblečení a snažíme se vyhledat místo, kde se před deštěm můžeme schovat. Současně však může intenzivní déšť způsobit takové změny terénu, které výrazně omezí náš pohyb, případně zabráni přesunu k vybranému místu.



Obr. 1.3 Vztah systému a jeho okolí

Probíhá-li výměna informací mezi systémem a okolím, nazýváme systém **otevřený**. Při pohybové činnosti dochází k mechanické interakci pohybového systému a okolí, která je vykonávána za určitým záměrem. Tento pohybový záměr může vycházet z působení vnějšího prostředí, případně vzniká samovolně uvnitř systému.

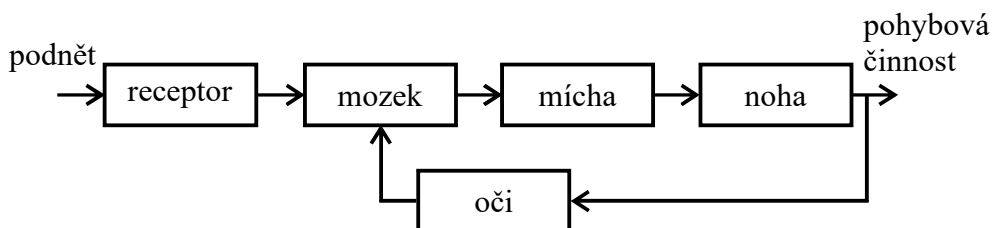
Chování pohybového systému musíme posuzovat v závislosti na čase, ve kterém je pohybová činnost prováděna. Z tohoto důvodu nazýváme tento děj **dynamický** a mluvíme o **dynamickém chování pohybového systému**.

Výstupní veličiny jsou ovlivněny nejen vstupními parametry, ale také uspořádáním systému v daném okamžiku a funkcí jeho prvků – **stavem systému**.

Změny v chování pohybového systému, které jsou důsledkem různých vlivů, se zpravidla odlišují svojí velikostí a intenzitou. Výrazná a náhlá negativní změna v chování pohybového systému se označuje jako **katastrofa**.

Př. Při použití nevhodné běžecké obuvi dochází k opakovanému působení síly na nohu (dolní končetinu), které má nefyziologický charakter. Velikost tohoto působení není velká, ale počet opakování (velikost frekvence podnětů) je vysoký. Další změna stejné „malé“ velikosti, která je onou pověstnou „poslední kapkou“, může vyvolat náhlou změnu v chování systému – katastrofu, která může způsobit dlouhodobé omezení v provádění dané pohybové aktivity.

Při aplikaci systémového pojetí na pohybový systém lze základní schéma zjednodušeně vyjádřit pomocí základních prvků, označovaných jako funkční bloky pohybového systému. Doplněním tohoto schéma o další prvky lze naznačit kontrolní mechanismus **zpětné vazby** (obr. 1.4). Jako kontrolní informace nemusí být využity pouze výstupy ze smyslových orgánů. Např. pro posouzení velikosti změn v délce svalu a jeho napětí jsou využívány zpětnovazební receptory – svalová vřeténka, Golgiho tělíska.



Obr. 1.4 Zpětná vazba jako kontrolní mechanismus pohybové činnosti

Př. Při střelbě na koš získáme zpětnou informaci o úspěšnosti hodů pomocí zraku. Zprostředkovaně také pomocí sluchu, kdy na základě reakce obecnostva a spoluhráčů můžeme usuzovat o výsledku střelby. Zkušený hráč již v okamžiku odhodu pozná na základě informací o nastavení segmentů, napětí a délce svalů apod., zda bude hod úspěšný.

1.2.2 Struktura pohybového systému – základní podsystémy

Pro zahájení pohybu musí dojít ke spuštění procesu (nervový vzruch, CNS) a ke vzniku síly (svalová kontrakce). K vytvoření síly a k jejímu trvání musí organismus disponovat energetickými zdroji, pohyb vzniklý svalovou kontrakcí je přenášen s využitím pevných a pružných elementů (kostí, vazy, šlachy, chrupavky). Na základě této úvahy rozlišujeme z biomechanického hlediska zpravidla **řídící, svalový, kosterní + mezilehlé prvky a energetický subsystém**.

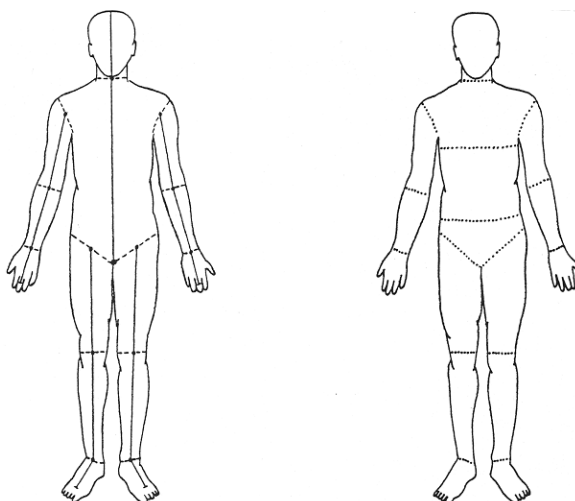
Budeme-li při rozdělení pohybového systému na podsystémy přihlížet k vykonávané činnosti, hovoříme o **axiálním** (osový orgán), **lokomočním** (pro přemístění těla v prostoru a čase) a **manipulačním** (pro manipulaci s objekty v okolním prostředí) subsystému.

2 ZÁKLADNÍ PARAMETRY LIDSKÉHO TĚLA, TĚŽIŠTĚ TĚLA

2.1 Parametry segmentů lidského těla

Při určování základních fyzikálních charakteristik lidského těla a jeho částí – segmentů (strukturální základ pohybového aparátu) jsou naměřené nebo odvozené hodnoty zatíženy určitou chybou. Zejména pokud se týká segmentů lidského těla, je možné získat „přesnou“ hodnotu pouze tehdy, jestliže pracujeme s každým segmentem jako se samostatným odděleným tělesem. Dalším problémem jsou rozdílné vlastnosti tkání, ze kterých jsou segmenty vytvořeny. V žádném případě se nedá mluvit o homogenním rozložení hmoty v daném segmentu.

Stanovení počtu segmentů, na které bude tělo rozděleno, provádíme v závislosti na typu řešené úlohy a jejich množství může být poměrně variabilní. V biomechanice často používáme 14segmentový model lidského těla: hlava a krk, trup a párové segmenty – paže, předloktí, ruka, stehno, bérce, noha. Protože zejména vnitřní orgány způsobují značné rozdíly ve vlastnostech jednotlivých částí trupu, bývá tento segment ještě dále rozdělen např. na horní, střední a spodní díl (obr. 2.1).



Obr. 2.1 Rozdělení těla na jednotlivé segmenty (Enoka, 2015)

Při řešení některých úloh může dojít k výraznému zjednodušení modelu.

Př. Při analýze vertikálního skoku můžeme nahradit hlavu a trup jedním segmentem. To platí také pro spojení ruky, předloktí a paže do jednoho segmentu – horní končetiny, případně pro práci s oběma horními končetinami jako s jedním segmentem.

Pro studie, které jsou založeny na detailnější analýze, je postup „dělení“ aplikován i na další segmenty.

Př. Při analýze manipulace zpravidla nahrazujeme ruku šesti segmenty (dlaň + prsty), případně dělíme prsty i na jejich jednotlivé články.

2.2 Měření hmotnosti

2.2.1 Relativní hmotnost segmentů

První údaje o hmotnosti segmentů, které pocházejí z 19. století, byly získány na základě vážení segmentů u zemřelých jedinců. Vzhledem k množství faktorů, které se podílejí na variabilitě naměřených hodnot (pohlaví, věk, rasa, ...) je možné nalézt mezi publikovanými údaji velké rozdíly. Zmenšení chyby, které se dopustíme při aplikaci údajů od jednoho autora, lze provést použitím průměrných hodnot z více zdrojů. Reálné naměřené údaje jsou převáděny na procentuální vyjádření hmotnosti segmentu vzhledem k celkové hmotnosti těla – **relativní hmotnost segmentu**. Při řešení úloh lze použít např. údaje, které jsou uvedeny v tabulce 2.1.

Tab. 2.1 Relativní hmotnost segmentů (Karas et al., 1990)

Segment	Relativní hmotnost	Variační rozpětí u publikovaných údajů různých autorů
Hlava	0,074	0,0568 – 0,0886
Trup	0,448	0,4028 – 0,5070
Stehno	0,124	0,0970 – 0,1473
Bérec	0,046	0,0399 – 0,0530
Noha	0,016	0,0114 – 0,0210
Nadloktí	0,029	0,0259 – 0,0336
Předloktí	0,017	0,0153 – 0,0228
Ruka	0,007	0,0054 – 0,0100

Př. Je-li celková tělesná hmotnost 60 kg, potom při relativní hmotnosti hlavy 0,074 (7,4 %) je hmotnost hlavy $60 \cdot 0,074 = 4,44$ kg.

2.2.2 Radioizotopická metoda

Tato metoda odstraňuje hlavní nevýhodu při použití relativní hmotnosti segmentu, která nepřihlíží k tělesné výšce měřeného jedince. Umožňuje určení hmotnosti segmentů neinvazivním způsobem na základě měření velikosti úbytku záření (nízké intenzity) při jeho průchodu segmentem. Ze získaných hodnot byly na základě regresních rovnic vypočítány koeficienty (tab. 2.2), které umožňují výpočet hmotnosti segmentu podle vztahu

$$m_i = B_0 + B_1 \cdot x_1 + B_2 \cdot x_2,$$

kde m_i je hmotnost i -tého segmentu; x_1 je celková hmotnost těla v kg; x_2 je tělesná výška v cm; B_0 , B_1 , B_2 jsou koeficienty získané z regresních rovnic.

Tab. 2.2 Koeficienty rovnic množinové regrese pro výpočet hmotnosti segmentů těla

Segment	B_0 [kg]	B_1	B_2 [kg·cm ⁻¹]	Segment	B_0 [kg]	B_1	B_2 [kg·cm ⁻¹]	
Hlava	1,296	0,0171	0,0143	Bérec	-1,592	0,03616	0,0121	
Trup	horní část	8,2144	0,1862	-0,0584	Noha	-0,829	0,0077	0,0073
					Nadloktí	0,250	0,03012	-0,0027
					Předloktí	0,3185	0,01445	-0,00114
dolní část	-7,498	0,0976	0,04896	Ruka	-0,1165	0,0036	0,00175	
Stehno	-2,649	0,1463	0,0137					

Př. Je-li hmotnost jedince 70 kg a tělesná výška 178 cm, potom pro hmotnost nohy platí:

$$m_n = -0,829 + 0,0077 \cdot 70 + 0,0073 \cdot 178 = 1,009 \text{ kg}$$

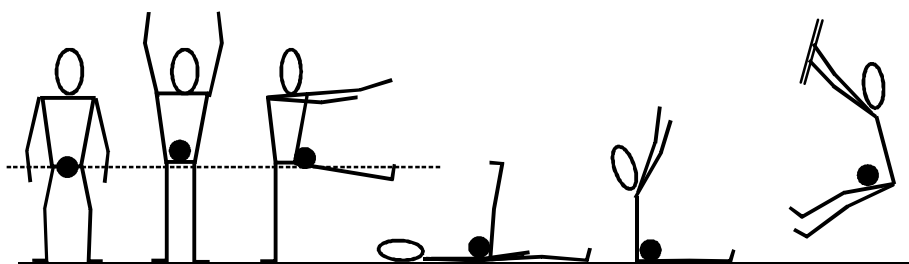
2.3 Těžiště

Pro analýzu pohybu lidského těla je zpravidla typická velká složitost řešení úlohy. Proto je důležité pokusit se o zjednodušení, které by nezpůsobilo snížení kvality naměřených dat. Jednou z možností pro vybrané typy analýz je nahrazení těla nebo jeho segmentů hmotným bodem – **těžištěm**.

Těžiště má velký význam pro *posouzení stability lidského těla*. Jeho určení pomáhá při analýze efektivity provedení pohybu. Množství situací, kdy se v hovorové řeči používají pro popis výrazy typu „uchopení těžiště“, „práce s těžištěm“, „společné těžiště“ apod., je příkladem využití zde uvedeného učiva v praxi.

2.3.1 Těžiště lidského těla, těžiště segmentů

Těžiště je **působíště tíhové síly**, která působí na hmotné těleso. V základním anatomickém postavení¹ se nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4 až 6 cm před promontoriem. Se změnou vzájemné polohy jednotlivých segmentů se mění také umístění celkového těžiště lidského těla. Pro některé polohy těla se těžiště nachází mimo lidské tělo (obr. 2.2).



Obr. 2.2 Umístění těžiště v různých polohách lidského těla

Vzhledem k různé anatomické stavbě těla žen (širší pánev, užší ramena) a mužů je těžiště u mužů posunutější výše asi o 1–2 % (tato vlastnost neplatí obecně). Kratší končetiny vzhledem k délce trupu a větší velikosti hlavy způsobují, že u dětí je těžiště umístěno relativně vysoko. V průběhu růstu se mění poměr mezi velikostmi těchto segmentů a těžiště se v lidském těle „posouvá“ směrem dolů.

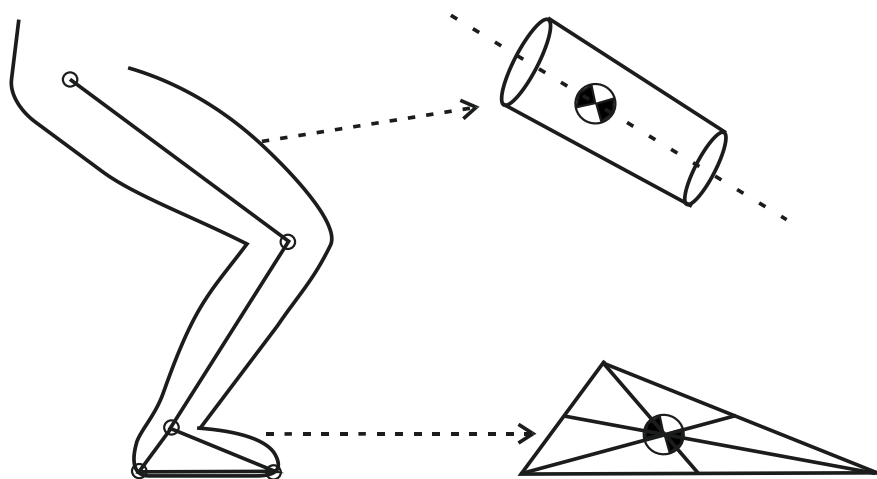
Těžiště segmentů

Při určení těžiště těla a jeho segmentů pomocí běžně používaných postupů vycházíme z předpokladu, že každý segment představuje dokonale tuhé těleso. Tato situace samozřejmě neodpovídá realitě. Neuvažujeme různé zastoupení tkání s odlišnými vlastnostmi, nejsme schopni postihnout posun těchto tkání v průběhu pohybu. Zkušenosti však ukazují, že určení těžiště pomocí těchto postupů je dostatečně přesné pro řešení většiny úloh v oblasti základní motoriky.

¹ Základní anatomické postavení – stoj spojný se vzpřímenou hlavou, horní končetiny volně spuštěné podél těla, s dlaněmi obrácenými dopředu.

Typickým segmentem, pro který dochází při určení těžiště k velkému zjednodušení, je trup. Složení trupu a vlastnosti (hustota) tkání se výrazně liší v oblasti hrudní a břišní dutiny. Navíc je prakticky nemožné zaznamenat posun vnitřních orgánů a kvantifikovat změny (setrvačnost), ke kterým dochází při změně rychlosti pohybu. Chyba v určení těžiště trupu se může výrazně projevit při určení těžiště těla, protože trup tvoří téměř polovinu celkové hmotnosti těla.

Segment zpravidla nahrazujeme geometrickým útvarem (komolý kužel, válec, koule) s předpokládaným homogenním rozložením hmoty. Pro jednotlivé segmenty leží těžiště na ose těchto útvarů; na úsečce s krajními body ve středech kloubů, ohraničujících segment. U bérce, nohy a ruky dělí těžiště segment v poměru 2:3 (menší část u proximálního konce segmentu); pro nadloktí, předloktí a stehno je tento poměr 4:5. Jestliže je segment nohy určen kromě hlezenního kloubu a „špičky“ také „patou“, je těžiště umístěno v těžišti trojúhelníku s vrcholy v těchto bodech (obr. 2.3).



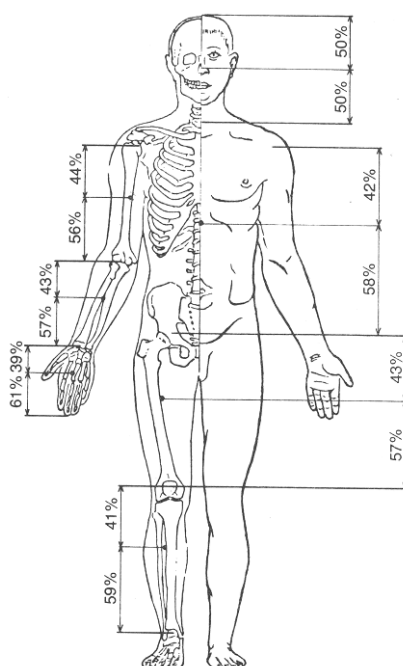
Obr. 2.3 Poloha těžiště stehna a nohy

Uvedené zjednodušení, kdy dochází k náhradě segmentů těla geometrickými útvary, se může zdát nepřiměřené. Ve skutečnosti však umožňuje řešení důležitých úloh z oblasti pohybu lidského těla a jeho segmentů. Jakákoli nedůvěra k uvedeným postupům tedy není na místě.

Př. Jestliže označíme na záznamu pohybu horní končetiny „střed“ ramenního a loketního kloubu, získáme úsečku znázorňující segment „nadloktí“. Je-li velikost této úsečky např. 3,6 cm, potom vydělíme tuto velikost devíti (těžiště dělí segment v poměru 4:5, $4 + 5 = 9$ dílků) a získáme velikost jednoho dílku. Platí: $3,6 : 9 = 0,4$; $4 \cdot 0,4 = 1,6$ resp. $5 \cdot 0,4 = 2$. Těžiště nadloktí umístíme do vzdálenosti 2 cm od středu loketního kloubu, resp. 1,6 cm od středu ramenního kloubu.

Postupným zpřesňováním byly tyto hodnoty upraveny a vyjádřeny pomocí procentuálního dělení segmentů (obr. 2.4). Uvedené hodnoty se blíží údajům při dělení segmentu pomocí výše uvedených poměrů.

Př. Jestliže pro bérce pracujeme s poměrem 2:3 (20:30, 40:60), potom tomuto poměru odpovídá procentuální dělení 40 % a 60 %. Zpřesněná hodnota na obr. 2.4 je 41 % a 59 %.



Obr. 2.4 Procentuální vyjádření polohy těžišť segmentů lidského těla

Určení těžiště těla

a) Analytická metoda

Nejčastějším postupem, který je v současné době využíván pro určení těžiště těla, je **analytická metoda**. Tato metoda využívá pro určení celkového těžiště nalezení dílčích těžišť jednotlivých segmentů. Lze ji aplikovat při kinematické analýze pohybu, kdy je pohyb zkoumán na základě vyhodnocení jeho záznamu.

Při určení těžiště vycházíme z následující úvahy (předpokládáme použití n -segmentového modelu):

1. Součet hmotností jednotlivých segmentů je roven celkové hmotnosti těla.

$$m_1 + m_2 + \dots + m_n = m$$

2. Součet tíhových sil, které působí na segmenty, je roven tíhové síle, působící na celé tělo.

$$F_{G1} + F_{G2} + \dots + F_{Gn} = F_G$$

$$m_1 \cdot g + m_2 \cdot g + \dots + m_n \cdot g = m \cdot g$$

3. Součet momentů tíhových sil (vzhledem k danému bodu; zpravidla počátku soustavy souřadnic), které působí na jednotlivé segmenty, je roven celkovému momentu tíhové síly.

$$M_{FG1} + M_{FG2} + \dots + M_{FGn} = M_{FG}$$

Pro souřadnou osu x dostáváme rovnici:

$$m_1 \cdot g \cdot x_{T1} + m_2 \cdot g \cdot x_{T2} + \dots + m_n \cdot g \cdot x_{Tn} = m \cdot g \cdot x_T,$$

kde m – hmotnost těla v %, $m = 100$ %; g – tíhové zrychlení $9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$; m_1, m_2, \dots, m_n – relativní hmotnosti segmentů; $x_{T1}, x_{T2}, \dots, x_{Tn}$ – x -ové souřadnice dílčích těžišť; x_T – x -ová souřadnice celkového těžiště.

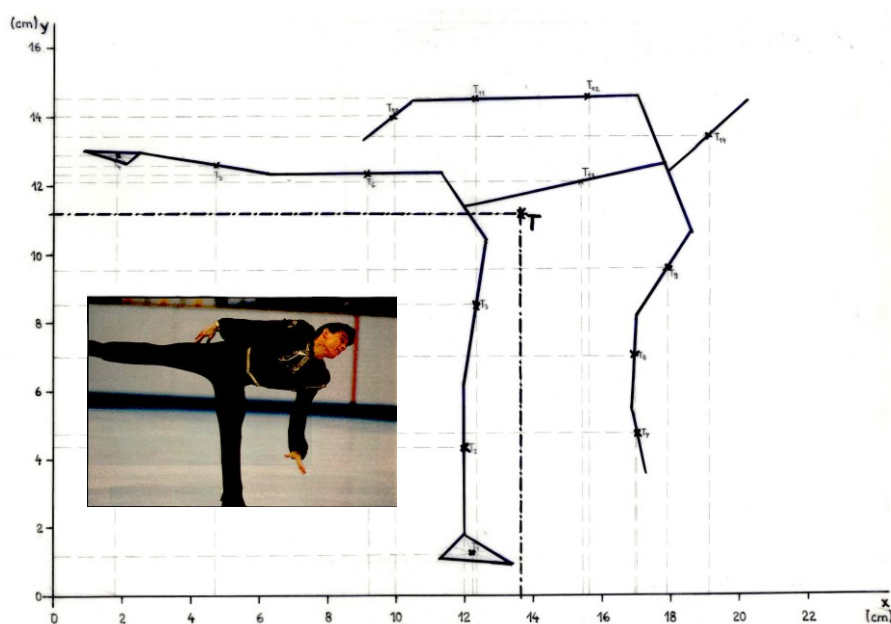
Pro souřadnice celkového těžiště těla, které je určeno pomocí n segmentů, dostáváme:

$$x_T = \frac{\sum_{i=1}^n x_{Ti} \cdot m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}, \quad y_T = \frac{\sum_{i=1}^n y_{Ti} \cdot m_i}{\sum_{i=1}^n m_i},$$

kde x_{Ti} , y_{Ti} – souřadnice dílčího těžiště i -tého segmentu,
 m_i – relativní hmotnost i -tého segmentu.

Po dosažení do rovnice vypočítáme danou souřadnici těžiště těla. Pro určení y -ové souřadnice těžiště postupujeme analogickým způsobem, kdy do rovnice dosadíme y -ové souřadnice dílčích těžišť jednotlivých segmentů.

Grafické znázornění použití analytické metody při určení těžiště těla ze záznamu pohybu je na obr. 2.5



Obr. 2.5 Určení těžiště těla analytickou metodou

Určení těla metodou analytickou je nejrozšířenější postup používaný v současné době. V praxi jsou všechny vztahy a vzorce uvedené v tomto textu zadány do příslušného programu. Označením vybraných bodů na záznamu pohybu (na těle člověka) jsou získány jejich souřadnice a po označení posledního bodu je určena poloha těžiště těla. Celý postup je tedy časově nenáročný, vyhodnocovatel neprovádí žádný výpočet. Pro pochopení problematiky je však nezbytné seznámit se s uvedeným postupem a prakticky ho procvičit.

2.4 Momenty setrvačnosti lidského těla a jeho segmentů

Při hodnocení pohybu, který souvisí s rotací segmentů nebo celého těla, musíme přihlížet také k rozložení jejich hmoty vzhledem k ose otáčení. Pro určení vlivu rozložení hmoty slouží **moment setrvačnosti**. Jeho velikost pro osu otáčení procházející těžištěm segmentu určíme ze vztahu

$$J = m \cdot r^2 \quad [\text{kg} \cdot \text{m}^2],$$

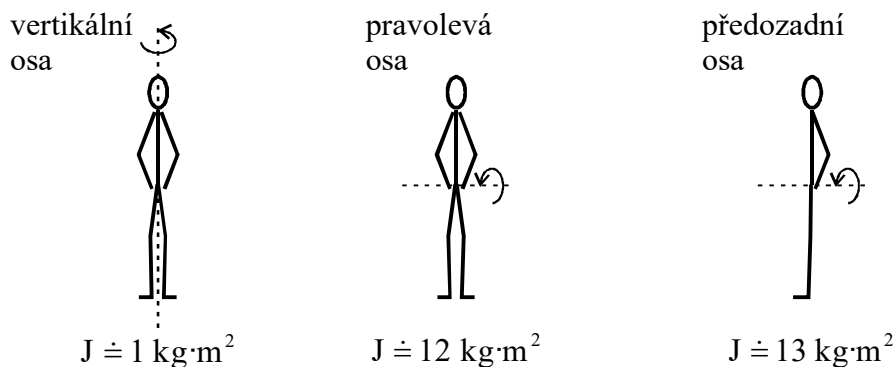
kde m – hmotnost těla; r – vzdálenost hmotného bodu od osy otáčení.

Těleso (segment těla, lidské tělo) je soustava hmotných bodů, jejíž moment setrvačnosti určíme ze vztahu

$$J_O = \sum_{i=1}^n m_i \cdot r_{iO}^2,$$

kde m_i – hmotnost i -té části, ze kterých se tělo skládá; r_{iO} – vzdálenost i -té části od osy O (prochází těžištěm těla)

Moment setrvačnosti má mj. vliv na velikost svalové síly, kterou je nutné vyvinout pro zrychlení nebo zpomalení pohybu. Také v případě lidského těla musíme rozlišit situace, kdy pro jednu polohu (stejně umístění těžiště) dochází ke změně momentu setrvačnosti v závislosti na poloze osy otáčení (obr. 2.6). Při rotaci kolem vertikální osy je hmota těla soustředěna nejbližší kolem osy otáčení, moment setrvačnosti má tedy nejmenší velikost.



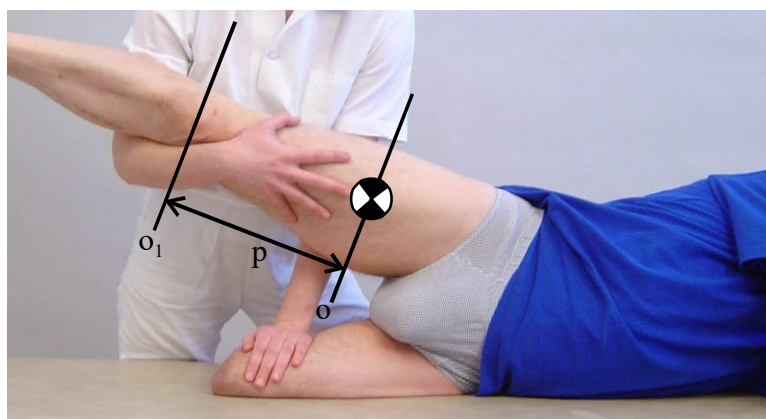
Obr. 2.6 Hodnota momentu setrvačnosti pro osy procházející těžištěm těla (upraveno podle Karas et al., 1990)

Př. Změna velikosti momentu setrvačnosti je často využívána i při rehabilitaci pacienta. Podle nastavení polohy segmentu (např. horní končetina) se mění vzdálenost jeho těžiště od osy otáčení (ramenní kloub) a tím také velikost momentu setrvačnosti. Při změně rychlosti pohybu daného segmentu musí pacient vyvíjet sílu, která souvisí právě s velikostí momentu setrvačnosti. To umožňuje měnit zatížení pacienta, případně nastavit takovou polohu segmentu, kdy je pacient schopen pohyb vykonávat.

Uvedený příklad souvisí s rotací kolem osy, která neprochází těžištěm segmentu (těla). Velikost momentu setrvačnosti určíme v tomto případě podle vztahu (Steinerova věta)

$$J_P = J_O + m \cdot p^2,$$

kde J_O – moment setrvačnosti vzhledem k ose O procházející těžištěm segmentu (těla); m – hmotnost segmentu; p – vzdálenost osy procházející těžištěm a osy O_1 s ní rovnoběžné, ke které vztahujeme moment setrvačnosti (obr. 2.7).



Obr. 2.7 Moment setrvačnosti stehna vzhledem k pravolevé ose (flexe-extenze), procházející kolenním kloubem

2.5 Náhrada segmentů těla soustavou těles – řetězce

Práce, zabývající se problematikou kinematických (kinetických) řetězců, se poprvé objevila v sedmdesátých letech 19. století při snaze popsat strukturu různých pevných mechanických komponent (částí strojů) spojených pomocí kloubového mechanismu. Lékař Arthur Steindler použil jako první v roce 1955 termín kinetický řetězec pro popis pohybu segmentů těla. Při vytvoření „náhrady“ segmentů lidského těla a jejich spojení (kloubů) s využitím řetězců, považujeme tělo za soustavu těles (tuhých), která jsou navzájem spojena určitou vazbou.

Jestliže sledujeme pouze změny v poloze segmentů, nazýváme řetězce „kinematickými“. Zabýváme-li se navíc silami, které tyto změny způsobují, označujeme řetězce jako „kinetické“. Vztahujeme-li úvahy přímo k lidskému tělu, potom před označení řetězců přidáme předponu „bio“. V současné době jsou tyto pojmy velmi často využívány v oblasti fyzioterapie nebo sportovního tréninku.

(Bio)kinematická dvojice – je základní prvek, který vyjadřuje dva sousední segmenty a vazbu mezi nimi. V technické praxi rozlišujeme dvojici rotační, posuvnou, valivou a obecnou.

(Bio)kinematický řetězec – vzniká doplněním kinematické dvojice o další segmenty. Podle různých kritérií lze řetězce rozdělit např. na řetězce otevřené, uzavřené, smíšené; jednoduché, složené; sférické, prostorové. Jestliže segmenty těla tvoří mnohoúhelník, jehož vrcholy jsou biokinematické dvojice, dostáváme **biokinematickou smyčku**.

Otevřený řetězec – neobsahuje smyčku, možnost změny postavení v jednom kloubu, aniž by nastala změna v postavení ostatních kloubů v rámci řetězce; *uzavřený* – obsahuje alespoň jednu smyčku, každý jeho člen je součástí alespoň jedné smyčky, změna postavení v jednom kloubu je doprovázena změnou polohy v dalším kloubu v rámci řetězce;

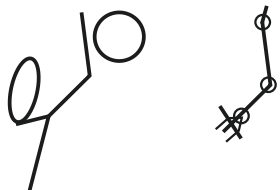
smíšený – skládá se ze smyčky (smyček) a otevřeného řetězce (otevřených řetězců);

jednoduchý – vzniká řazením kinematických dvojic v sérii za sebou;

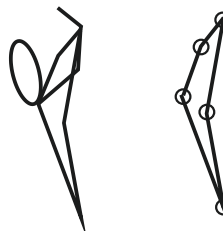
složený – alespoň jeden člen (segment) je tvořen více než dvěma biokinematickými dvojicemi.

(Bio)mechanismus – je uzavřený řetězec, k jehož jednomu členu (rámu) se vztahuje pohyb těla nebo se kterým je tělo v kontaktu (obr. 2.8).

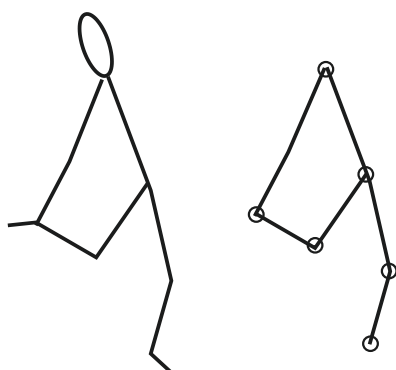
a) otevřený biokinematický řetězec



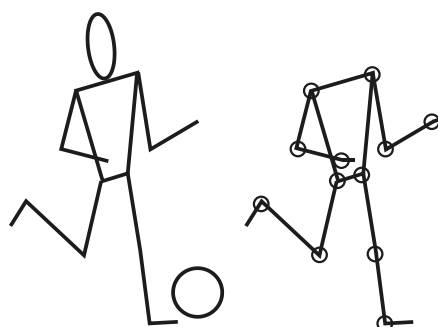
b) uzavřený biokinematický řetězec



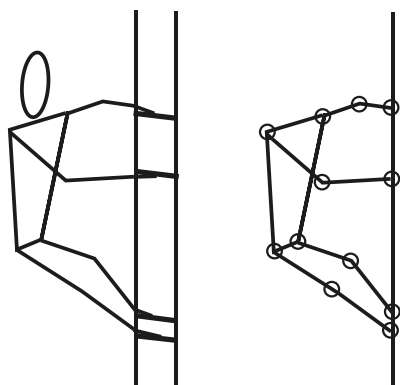
c) smíšený biokinematický řetězec (jednoduchý)



d) složený biokinematický řetězec



e) biomechanismus



Obr. 2.8 Příklady biokinematických řetězců a biomechanismu

2.6 Testové otázky

1. *Základní subsystémy pohybového systému jsou*
 - a) pasivní prvky, kosterní svalstvo, řídicí subsystém, energetický subsystém
 - b) CNS, kosterní svalstvo, řídicí subsystém, energetický subsystém
 - c) pasivní prvky, kosterní svalstvo, řídicí subsystém, kinematický řetězec
 - d) smyslový subsystém, kosterní svalstvo, řídicí subsystém, energetický subsystém
 2. *Lidské tělo jako hmotný útvar je často popisováno pomocí modelu, který se skládá ze*
 - a) 7 prvků
 - b) 10 prvků
 - c) 12 prvků
 - d) 14 prvků
 3. *Relativní hmotnost segmentu je hmotnost segmentu*
 - a) vyjádřená v kg
 - b) vyjádřená v procentech celkové hmotnosti těla
 - c) určená podle jeho délky
 - d) určená podle jeho obvodu a délky
 4. *Těžiště je působíště*
 - a) výsledné tíhové síly, která působí na segmenty s největší hmotností
 - b) výsledné tíhové síly, která působí na těleso – platí pouze pro vzpřímený postoj
 - c) výsledné tíhové síly, která působí na těleso
 5. *V základním anatomickém postoji je těžiště těla*
 - a) v malé pánvi ve výši druhého (třetího) křížového obratle
 - b) na spojnici středů kyčelních kloubů
 - c) v oblasti mečíkovitého výběžku kosti hrudní
 - d) nelze určit
 6. *Poloha těžiště dílčích segmentů na horní a dolní končetině se nachází přibližně v*
 - a) 1/2 segmentu
 - b) 4/9 (4/10) segmentu
 - c) 1/3 (1/4) segmentu
 7. *Vlivem nestejného rozložení hmoty je těžiště u žen v porovnání s muži umístěno*
 - a) výše
 - b) ve stejné výšce
 - c) níže
 8. *Se změnou polohy těla se výsledná poloha těžiště*
 - a) nemění
 - b) pouze zvyšuje
 - c) pouze snižuje
 - d) mění v závislosti na provedené změně polohy
 9. *Při určení těžiště pomocí analytické metody pracujeme s*
 - a) momenty tíhových sil jednotlivých segmentů
 - b) vnějšími silami, působícími na zkoumané těleso
 - c) s velikostí momentů setrvačnosti jednotlivých segmentů
 10. *Pro náhradu segmentů těla soustavou těles používáme termín*
 - a) kinetismus
 - b) řetězec
 - c) izomorfismus
 - d) pákový mechanismus
 11. *Soustava segmentů pro řešení úloh o lidském těle, která tvoří základ pro vytváření složitějších struktur, je*
 - a) biomechanismus
 - b) kinematický řetězec
 - c) kinematická dvojice
- Řešení:** 1a, 2d, 3b, 4c, 5a, 6b, 7c, 8d, 9a, 10b, 11c

3 PASIVNÍ PODSYSTÉMY

3.1 Mechanické vlastnosti tkání

Mezi mechanické vlastnosti biologických materiálů patří **viskoelasticita**, **nehomogenita**, **anizotropie** (různá odezva na stejnou zátěž v různých směrech) a **adaptabilita**. Odolnost těchto materiálů (tkáně, orgány) proti mechanickému silovému působení (změně tvaru) se nazývá **mechanická impedance**. Tu lze charakterizovat pomocí **hmotnosti**, **elasticity**, **plasticity** a **viskozity**. Zatímco první dvě komponenty mohou energii akumulovat, pro plasticitu a viskozitu je typická disipace energie, tedy nevratná přeměna mechanické energie na jiný druh energie (nejčastěji teplo).

Př. Po dopadu tělesa na podložku se část jeho kinetické energie přemění v energii tepelnou (teplo). Tato změna je charakterizována tím, že dojde ke zrychlení pohybu molekul tělesa. To se projeví ve zvýšení teploty živých tkání, obuvi i podložky.

Př. Při posunu lyže na sněhu, chodidla po podložce apod. dochází vlivem tření ke zpomalení pohybu celého tělesa. Současně se zvyšuje teplota kontaktních ploch, které se po sobě posouvají.

Velikost zátěže (napětí, stress) – hodnota působící síly na jednotku plochy.

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad [\text{MPa}] \quad F - \text{velikost síly, } S - \text{velikost příčného průřezu}$$

Velikost napětí nelze vždy posuzovat jako něco negativního. Toto chápání se vztahuje pouze k nadlimitní zátěži (z hlediska velikosti nebo počtu opakování), která vyvolává patologickou reakci organismu. Pro správný rozvoj a funkci organismu je dosažení hodnoty zatížení na určité (fyziologické) hranici nezbytné.

Deformace materiálu (strain) – je vyjádřena změnou rozměru sledovaného prvku

a) lineární

- absolutní $\Delta l = l - l_0$ [m] l_0 – velikost původní délky,
 l – velikost délky po aplikaci zátěže

- relativní $\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0}$

b) smyková

- je charakterizována jako změna v orientaci sousedních molekul, způsobená posunem sousedních vrstev materiálu po sobě

Př. Působí-li síla o velikosti $F = 50$ N na plochu o velikosti $S = 0,02$ m², je velikost napětí:

$$\sigma = 50 : 0,02 = 2500 \text{ Pa.}$$

Dojde-li působením síly $F = 50$ N u vzorku tkáně o délce 10 cm k prodloužení na 11 cm, potom velikost absolutní deformace má hodnotu:

$$\Delta l = 0,11 - 0,10 = 0,01 \text{ m.}$$

Dojde-li působením síly $F = 50 \text{ N}$ u vzorku tkáně o délce 10 cm k prodloužení na 11 cm, potom pro relativní deformaci platí:

$$\varepsilon = 0,01 : 0,10 = 0,1.$$

Relativní deformace má tedy velikost 10 %.

Pro kvantitativní vyjádření elasticity slouží **tuhost** (Youngův modul pružnosti), pro viskozitu je to **součinitel kinematické vazkosti** a pro určení plasticity používáme **součinitel tření**.

Tab. 3.1 Hodnota Youngova modulu pružnosti v tahu (upraveno podle Watkins, 2010)

<i>Materiál</i>	<i>Průměrná hodnota [MPa]</i>
Kompaktní kost (mezi 50. a 60. rokem života)	Femur 17 000 Tibie 20 000
Kompaktní kost	Femur 15 700 (12 700 – 19 400)
Ligamentum patellae	400
Elastin	0,6
Ocel	170 000
Sklo	70 000
Dubové dřevo	10 000
Vulkanizovaná guma	1,4

Poznámka: Z definice modulu pružnosti vyplývá, že zvýšení hodnoty modulu pružnosti je charakteristické pro materiál, který je méně pružný.

Uvedené mechanické vlastnosti jsou pouze základní, které můžeme u tkání a materiálů měřit. Vzorce, jednotky a technické pojmy mohou vyvolat dojem, že se dostáváme mimo lidské tělo. Je třeba si však uvědomit, že odezva organismu na působící zatížení (negativní při vzniku poranění, pozitivní při aplikaci terapie) je podmíněna kvalitou tkáně, která je vyjádřena právě pomocí mechanických vlastností.

Do **pasivních podsystemů** zahrnujeme kosterní soustavu, doplněnou o systém mezilehlých prvků – šlachy, vazy, chrupavky, klouby, Pro pasivní podsystemy je typické, že nejsou primárními zdroji energie pro vykonání pohybu.

Hlavní funkce:

- jsou využívány jako konstrukční prvky,
- vytvářejí mechanickou podporu,
- umožňují přenos mechanické energie,
- akumulují mechanickou energii,
- chrání vnitřní orgány před mechanickým poškozením.

3.2 Kosterní soustava

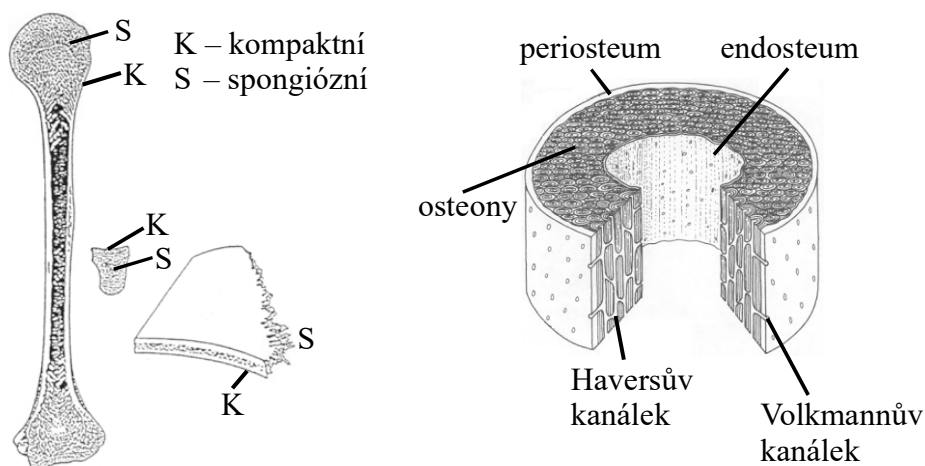
3.2.1 Stavba kosti

Kostní tkáň je tvořena anorganickými i organickými látkami. Kombinace minerálů (tvrdost a křehkost) s kolagenními vlákny (odolnost v tahu) a dalšími substancemi bývá označována jako **biofázický materiál**. Jedná se o nejtvrdší a nejtužší tkáň svalově kosterního systému.

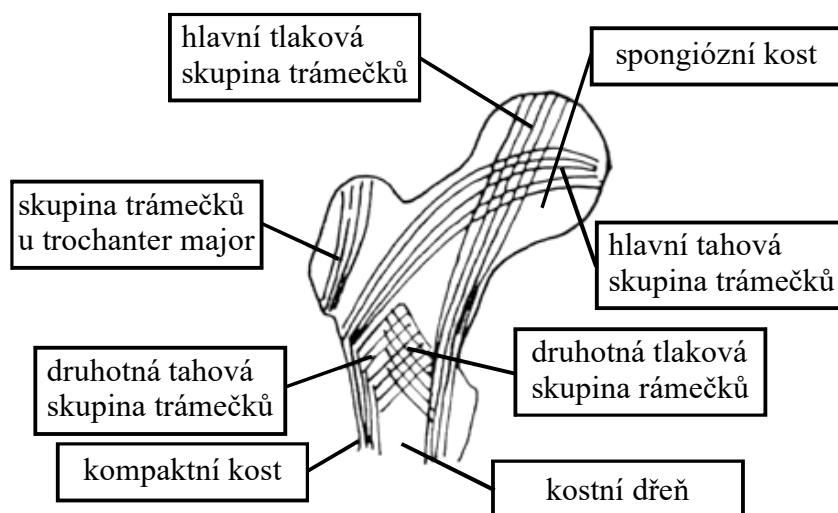
Z hlediska hmotnosti ji tvoří asi 45 % minerálů, 35 % bílkovin a 20 % vody (Enoka, 2015). Základní strukturální jednotkou je **osteon** (Haversovy systémy, průměr asi 200 μm). Osteony jsou uloženy rovnoběžně, spirálovitě nebo obloukovitě. Jejich základem jsou mineralizovaná kolagenní vlákna, která jsou soustředěna kolem kanálku, obsahujícího cévní zásobení a nervy. Tato vlákna jsou uložena ve směru hlavních napětí dané kosti.

Základní parametry kosti se liší v závislosti na tvaru kosti (dlouhé, ploché, krátké, nepravidelné), ale difference nacházíme také v různých místech jedné kosti. Rozdílné zastoupení **kompaktní (hutné)** nebo **spongiózní (houbovité)**, obr. 3.1) kostní tkáně se projevuje zejména v různé pevnosti a odolnosti proti tlaku a v rozdílné deformovatelnosti jednotlivých částí kosti. Spongiózní kost vykazuje v porovnání s kostí kompaktní asi 1/3 hustoty, 1/10–1/20 tuhosti a pětinašobek protažitelnosti.

O velikosti a směru působících sil (tah, tlak) a zprostředkovaně i o změnách, ke kterým v pohybovém aparátu dochází, nás informuje **architektonika** kosti – trámčítá stavba např. v hlavicích dlouhých kostí (obr. 3.2). Se změnami ve způsobu zatížení kosti dochází také ke změně v architektonice této kosti.



Obr. 3.1 Struktura kostní tkáně (upraveno podle Konvičková & Valenta, 2007) a průřez diafýzou kosti (upraveno podle Watkins, 2010)

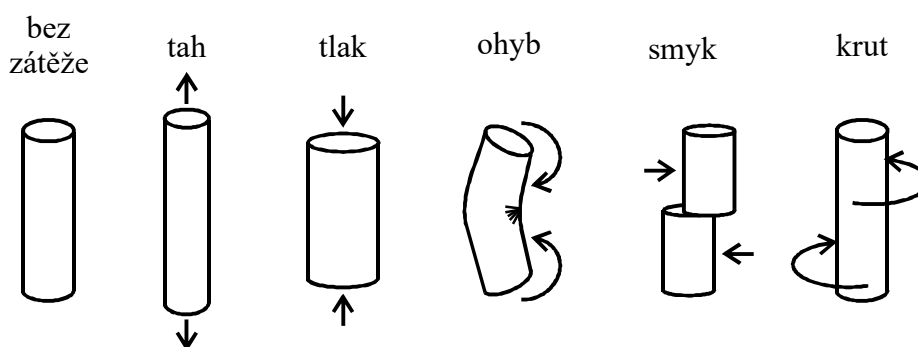


Obr. 3.2 Vnitřní struktura hlavice kosti stehenní (upraveno podle Valenta et al., 1985)

3.2.2 Způsoby namáhání kosti

Kosti jsou namáhány působením vnitřních (svalová kontrakce) a vnějších (zejména tíhová síla) sil. Charakter odezvy kostní tkáně na zatížení je ovlivněn velikostí a směrem působící síly, tvarem a velikostí průřezu kosti a hustotou a rozložením kostní tkáně (neuvažujeme vliv věku, nemoci apod.).

Z hlediska působících sil rozlišujeme tyto základní způsoby namáhání kosti (obr. 3.3): **tah, tlak, ohyb, smyk, krut**.



Obr. 3.3 Základní způsoby namáhání kosti

Namáhání kosti, které vznikne současným a opakovaným působením více základních typů zátěže, je označováno jako **kombinované** a **cyklické**. Jeho výsledný účinek je větší než prostý součet jednotlivých vlivů.

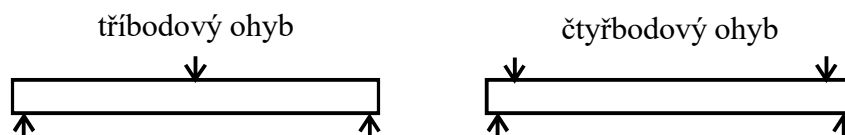
Působením **tahu** dochází k prodloužení a zúžení kosti. Maximální účinek se projeví v rovině kolmé na směr působící síly. Poranění vzniká zpravidla při extrémně silné svalové kontrakci.

Tlakovým namáháním dochází ke zkrácení a rozšíření kosti. Maximální působení nacházíme v rovině kolmé na směr působící síly. S poraněním tohoto typu se častěji setkáváme u starších lidí (např. při pádech).

Při **ohybu** se jedná o kombinaci tlaku a tahu, které působí na různých stranách kosti. Velikost působení narůstá směrem od středu kosti k jejím okrajům.

Dva základní mechanismy namáhání kosti ohybem jsou (obr. 3.4):

- tříbodový ohyb – typickým případem je zlomenina bérce přes okraj lyžařské boty,
- čtyřbodový ohyb – v tomto případě dochází nejčastěji k porušení v nejužším místě kosti. Např. náraz střední části dlouhé kosti na širokou překážku.



Obr. 3.4 Základní mechanismy namáhání kosti ohybem

Př. Snažte se zlomit větev přes koleno. Představte si, jak se mění tvar větve, a uvědomte si, kterým směrem působí na větev vaše ruce a kterým koleno. Jaký tvar má větev, kterou zlomíte s menším úsilím?

Při **smyku** působí síla kolmo na povrch kosti. Při poranění dochází k posunu jednotlivých částí kosti vůči sobě.

Krut je vyvolán rotačním pohybem kolem podélné osy kosti. Velikost síly narůstá směrem k povrchu kosti. S rostoucí vzdáleností hmoty od podélné osy kosti se zvyšuje moment setrvačnosti. Výsledkem namáhání je diagonální zlomenina pod úhlem 45° .

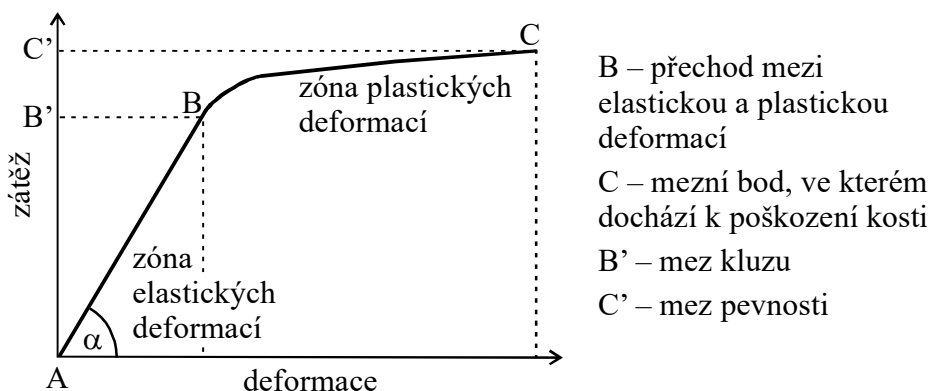
Zlomenina způsobená i relativně nízkým zatížením, které však působí dlouhodobě a s velkou frekvencí, se nazývá **únavová**.

Kosti jsou většinou odolnější (až 10x) proti působení zátěže ve směru podélné osy (tah, tlak) než při zatížení ve směru radiálním nebo tangenciálním. Např. pro stehenní kost klesá odolnost na zatížení podle jeho typu v pořadí: **tlak** (187 MPa ve směru podélné osy; 132 MPa kolmo na podélnou osu) → **tah** (132 MPa; 58 MPa) → **smyk**.

Systém lamel pozitivně ovlivňuje odolnost diafýzy proti působení zátěže ve směru osy dlouhých kostí. Nejsilnější vrstva kompakty ve středu diafýzy většiny těchto kostí způsobuje nejlepší odolnost této části kosti proti ohybu. Trámce, které jsou typické pro spongiózní kost, se v diafýze prakticky nevyskytují. Spongiózní kost však nelze chápat pouze jako soustavu trámců a lamel. Další stavební prvky (cévy, nervy, tukové buňky, ...), které se zde vyskytují, vytvářejí **elastický (hydraulický) systém**, který má významný vliv na odolnost kosti proti zatížení.

3.2.3 Závislost deformace kosti na velikosti zátěže

Závislost mezi zatížením a velikostí deformace se pro různé typy zatížení kosti liší. Na obr. 3.5 je graficky znázorněn vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti.



Obr. 3.5 Vztah mezi velikostí zatížení tahem a deformací kosti

Bod B (mez trvalé deformace) leží na přechodu mezi oblastí **elastických** (návrat do původního stavu po odeznění zátěže) a **plastických** (zachování deformace po vymizení vnější zátěže) deformací. Na vertikální ose tomuto bodu odpovídá velikost zátěže (B' – napětí na mezi kluzu) na jednotku plochy, která způsobí nevratné deformace kosti. Bod C představuje mez, po jejímž překročení dochází ke zlomenině kosti. Na vertikální ose se tento bod promítá do hodnoty mezního napětí – **meze pevnosti**.

Sklon křivky v zóně elastických deformací určuje hodnotu **tuhosti** tkáně (schopnost odolávat deformaci). Pomocí velikosti $\tan \alpha$ je definován **modul pružnosti**.

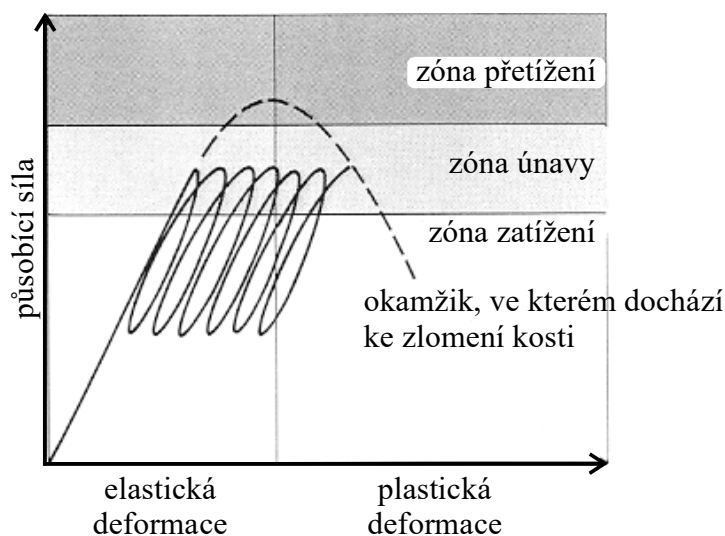
Vztah mezi těmito parametry určuje Hookův zákon (Robert Hook, 1635–1703):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon ,$$

kde σ je velikost normálového napětí, E je hodnota modulu pružnosti, ε je relativní deformace materiálu.

Závislost mezi velikostí zátěže a následnou deformací je graficky vyjádřena na obr. 3.6. K poškození kosti může dojít působením opakované zátěže v **zóně únavy** nebo jednorázového zatížení v **zóně přetížení**. Mikrodeformace v kolagenové struktuře se mohou při zatížení v zóně únavy vyskytovat v oblasti elastických i plastických deformací. Postupný přechod do oblasti plastické deformace, bez zvýšení velikosti zátěže, vede k trvalému poškození kosti.

Při aplikaci zátěže je důležitá, vedle její velikosti a směru, také rychlost působení. Při pomalém působení zátěže v okolí kloubu může dojít k odlomení drobné části kosti (např. hrbolu v místě úponu šlachy), rychlé působení má za následek rupturu vazů nebo šlachy.



- a) opakované zatěžování nižší intenzity —————
 b) jednorázové působení zatížení v zóně přetížení - - - - -

Obr. 3.6 Vztah mezi velikostí působící síly a deformací kosti (upraveno podle Komi, 2003)

Zjednodušeně lze říci, že kost je přibližně 2–5x odolnější než velikost sil, kterými je zatěžována při běžných denních aktivitách. Tato hodnota však může být pro různé jedince výrazně odlišná.

Jestliže vlivem různých faktorů (zranění, nemoc, ...) dojde ke změně ve způsobu provádění pohybové činnosti, která se projeví do rozdílného zatěžování kosti, promítají se tyto změny následně ve vnitřní stavbě kosti. Tyto vztahy vyjadřuje **Wolffův zákon**: Každá změna ve funkci kosti je doprovázena určitými „nevratnými“ změnami ve vnitřní architektuře kosti s přihlédnutím k vnějším vlivům. Tyto změny vedou k obnově souladu mezi tvarem, strukturou a funkčním zatížením dané kosti.

3.2.4 Vliv věku na kvalitu kostní tkáně

Kost má schopnost remodelace velikosti, tvaru a struktury v důsledku změn mechanického působení. Největším osteogenním stimulem je dynamická intermitentní zátěž, která je generovaná tahem svalů při svalové kontrakci, důležité je také působení gravitace. Hlavními faktory, které ovlivňují proces remodelace, jsou **úroveň pohybové aktivity, věk, zdravotní stav, výživa** apod.

S rostoucím věkem dochází k úbytku hustoty kostní tkáně, který je způsoben zeslabením longitudinálních a ztrátou příčných trámečků. Toto snížení je navíc kombinováno s nárůstem hmotnosti jiných tkání. Větší zatížení tak působí na podpurný aparát, jehož odolnost (nosnost) se snižuje.

Zatímco u mužů nastává mezi 30. až 80. rokem snížení hustoty asi o 20 %, u žen je tento úbytek až 40 %. Závislost deformace na zatížení v oblasti elastických změn je pro starší osoby podobná jako u mladých jedinců. Klesá však možnost absorpce deformační energie.

Patologický úbytek organických i anorganických látek pod určitou hranici (2,5 směrodatné odchylky ve srovnání s vrcholem kostní hmoty u dané skupiny jedinců) se nazývá **osteoporóza**.

Př. Při pročítání statistik zjistíte, že osteoporóza patří mezi jednu z nejrozšířenějších nemocí s velice vážnými následky. I to je jeden z důvodů, proč je důležité vědět o možném působení na kvalitu kostní tkáně co nejvíce. Možné zlepšení lze dosáhnout nejen medikací, ale také cílenou pohybovou aktivitou.

3.3 Šlachy a vazy

Šlachy – slouží pro přenos svalové síly na kost, umožňují uložení elastické energie.

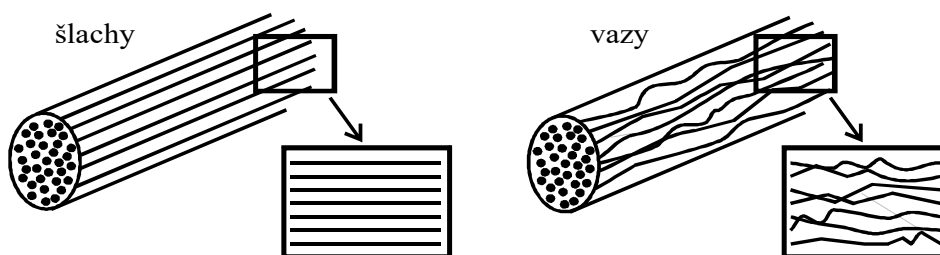
Vazy – podílejí se na spojení kostí, stabilizují kloub, v limitních situacích vymezují pohyblivost kloubního spojení.

Šlachy a vazy jsou ze 70 % tvořeny vodou, v pevné matici je ze 75 % zastoupen kolagen. Pro jejich složení jsou typické dva typy vláken:

a) **elastinová** (asi 5 %) – jsou schopna pružné deformace až 150 %, jejich pevnost je menší (zpravidla nepřesahuje 3 MPa). Přítomnost elastických vláken způsobuje zmenšení ztráty energie při návratu vaziva do původního stavu. Při překročení protažení nad danou mez dochází k nevratné deformaci a ztrátě pružnosti.

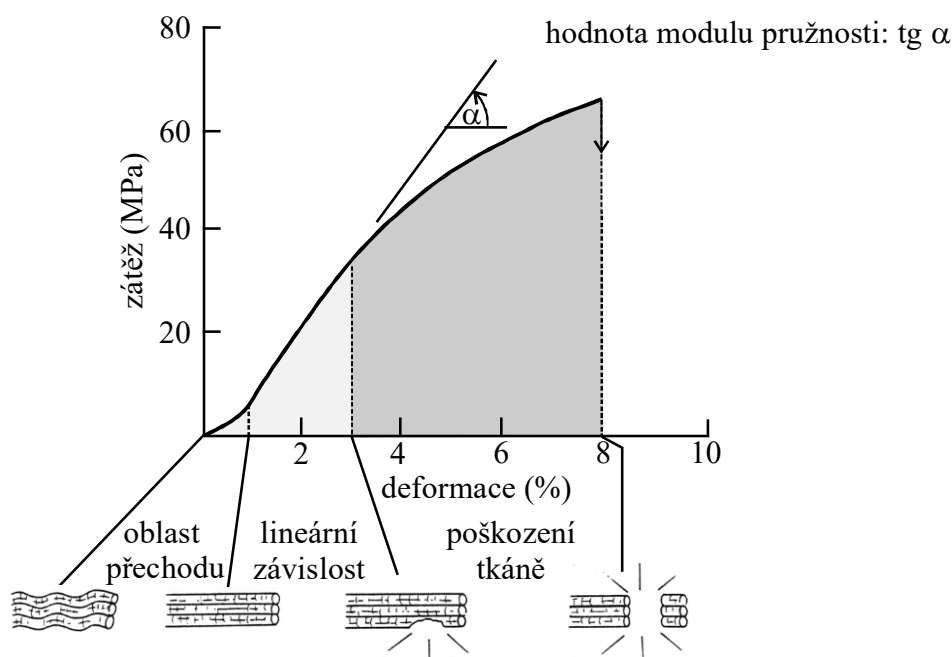
b) **kolagenní** – jsou základní stavební jednotkou těchto tkání, vyznačují se větší pevností a tuhostí. Velikost jejich protažení se pohybuje pouze kolem 10 %, hodnota zatížení dosahuje až 50 MPa. S rostoucím věkem dochází ke snížení meze pevnosti v tahu. Pro vazy v lidském těle se zastoupení jednotlivých typů vláken výrazně liší. Např. ve vazech, které spojují obratlové oblouky (*ligg. flava*), je zastoupení elastických vláken až 70 %.

Zatímco složení šlach a vazů je podobné, existuje rozdíl v uspořádání vláken, na kterém se podílí zejména směr působení zátěže. U šlach jsou kolagenní vlákna uspořádána paralelně (dominantní směr zatížení je určen působením tahové síly svalu), u vazů je tato struktura méně uspořádána (závisí na různých funkcích vazů; obr. 3.7). V obou případech je toto uspořádání odolné proti tahu, menší odolnost existuje pro tlakové působení a pro zatížení ve smyku. Rozdíl v uspořádání kolagenních vláken a větší obsah elastinu způsobují, že vazy jsou méně pevné a křehčí. Mohou však lépe odolávat zátěži, která působí mimoosově.



Obr. 3.7 Uspořádání kolagenních vláken ve šlachách a vazech

Vztah mezi velikostí zátěže a deformací pro kolagenní tkáň je znázorněn na obr. 3.8. V první fázi zatěžování dochází k napínání „zkadeřených“ kolagenních vláken. Následuje fáze s využitím elasticity materiálu, ve které má závislost lineární charakter. Na jejím konci dochází ke vzniku mikrotrhlin, které přecházejí v rupturu některých vláken. Při dalším zvýšení zátěže nastává poměrně rychle přetržení tkáně.

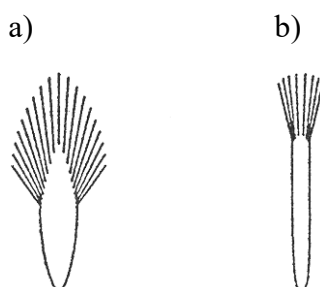


Obr. 3.8 Závislost mezi velikostí zátěže a deformací materiálu pro kolagenní vlákna

K maximálnímu zatížení šlachy dochází při maximální kontrakci svalu. Se zvýšeným zatížením šlachy se tak setkáváme např. při rychlé excentrické kontrakci, kdy nedochází k úplné relaxaci v důsledku nedostatku času. Velikost pevnosti šlachy v tahu je asi dvojnásobná v porovnání s příslušným svaelem. To je jeden z důvodů, proč při zranění je častější ruptura svalu než přetržení šlachy. Naopak při porovnání s kostí jsou hodnoty pevnosti naměřené u šlach asi poloviční. Biomechanické vlastnosti šlach a vazů jsou ovlivněny věkem, mírou pohybové aktivity, těhotenstvím, léky apod.

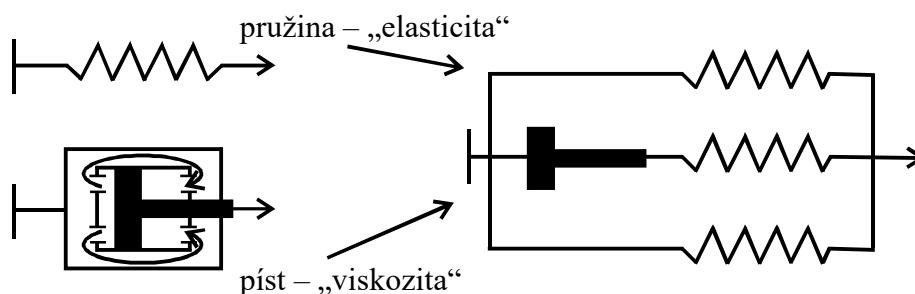
Př. Závislost mezi velikostí průřezu šlachy a její mezí pevnosti není přímo úměrná. Šlacha m. flexor hallucis longus je významně tenčí než Achillova šlacha, avšak její mez pevnosti je asi o 18 % větší.

Pro přenos síly mezi svalem a šlachou je důležitý způsob, kterým vstupují svalová vlákna do šlachy. Toto spojení, ve kterém je nutné vytvoření odpovídající kontaktní plochy, může být realizováno pomocí plochého tvaru šlachy nebo ve formě provazce (obr. 3.9).



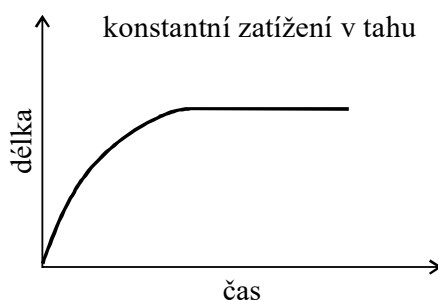
Obr. 3.9 Vstup svalových vláken do a) ploché šlachy, b) šlachy ve tvaru provazce (Konvičková & Valenta, 2007)

Mezi základní vlastnosti šlach a vazů patří viskoelasticita, která je podmíněna přítomností elastické tkáně a viskózní tekutiny. Viskózní tekutina způsobuje, že na rozdíl od elastických materiálů nedochází u těchto tkání k deformaci okamžitě. Při tvorbě mechanického modelu viskoelastického materiálu je elastická komponenta reprezentována pružinou, funkce viskózní látky je vyjádřena pomocí pístu (obr. 3.10).

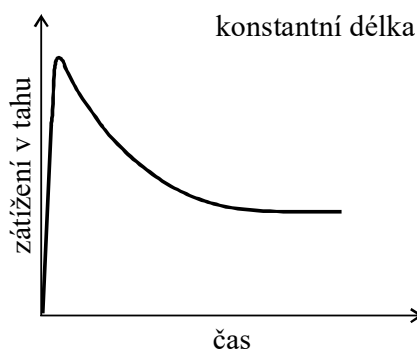


Obr. 3.10 Příklad mechanického modelu viskoelastické tkáně

K viskoelasticitě se vztahují dva efekty označované jako **creep** (kríp, tečení tkáně) a **napěťová relaxace**. Creep je charakterizován jako pozvolné protahování (stlačování) tkáně v čase při konstantní zátěži (obr. 3.11). K zvýšení flexibility je tedy více efektivní pomalejší provedení pohybové činnosti až do dosažení konečné polohy a následná výdrž při konstantním napětí. Při napěťové relaxaci dochází po počátečním nárůstu napětí k jeho poklesu při konstantní velikosti deformace (obr. 3.12).



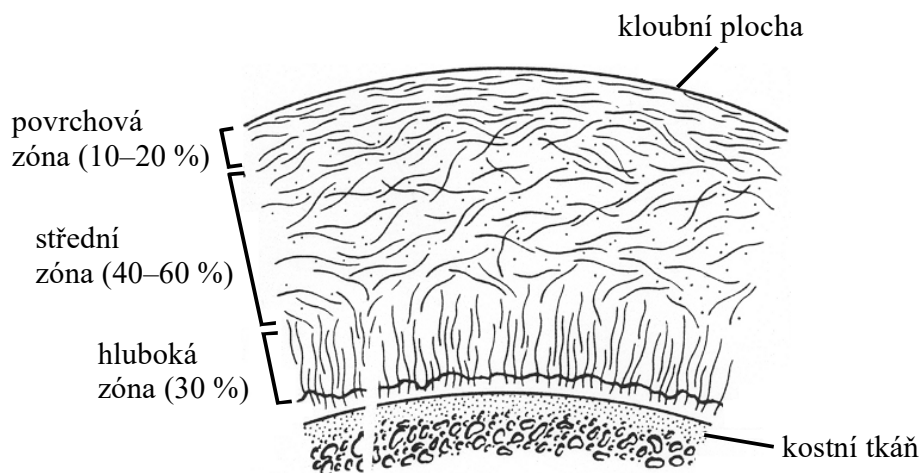
Obr. 3.11 Creep – závislost délky na čase při konstantní zátěži v tahu



Obr. 3.12 Napěťová relaxace – závislost zatížení v tahu na čase při konstantní délce

3.4 Chrupavka

Funkcí **sklovité** (hyalinní) chrupavky, která kryje kloubní plochy, je přenos tlaku z kosti na kost. Dochází ke snížení tření v kloubu, k rovnoměrnému rozložení působící síly a k tlumení rázových sil. Strukturálně se jedná o síť kolagenních vláken, která jsou v horní vrstvě uspořádána rovnoběžně s povrchem. V hlubší vrstvě je jejich rozmístění neuspořádané a na kontaktu s kostí jsou kolmo „napíchnána“ do povrchu kosti. Celá vrstva je bez nervových zakončení, široká 1–5 mm (obr. 3.13). Existují však výjimky pro některé klouby, např. u mladých žen je na patele vrstva chrupavky široká až 1 cm.



Obr. 3.13 Uspořádání kolagenních vláken v chrupavce (upraveno podle Nordin & Frankel, 2021)

Nejvíce zastoupenou látkou v chrupavce je voda (asi 60 %). 80 % vody je obsaženo v okolí povrchu chrupavky, směrem do hlubších vrstev její množství klesá. Při stlačení chrupavky se „přelévá“ asi 70 % vody.

Chrupavka je vysoce **porézní permeabilní** (propojení pórů umožňuje prostupnost tekutiny) tkáň, kterou si můžeme představit jako houbu nasáklou vodou. Při stanovení permeability měříme prostupnost tekutiny porézním materiálem. Pro chrupavku je tato hodnota nízká, s rostoucím tlakem a se zvětšující se deformací se její velikost snižuje.

Při konstantní zátěži (stlačení) nedochází ke konstantní deformaci. Ta se zvyšuje v čase s postupným vytlačováním tekutiny až do okamžiku, kdy nejde více tekutiny vyloučit. Vytlačovaná tekutina přispívá k lubrikaci povrchu kloubu a je zpětně reabsorbována s poklesem zátěže.

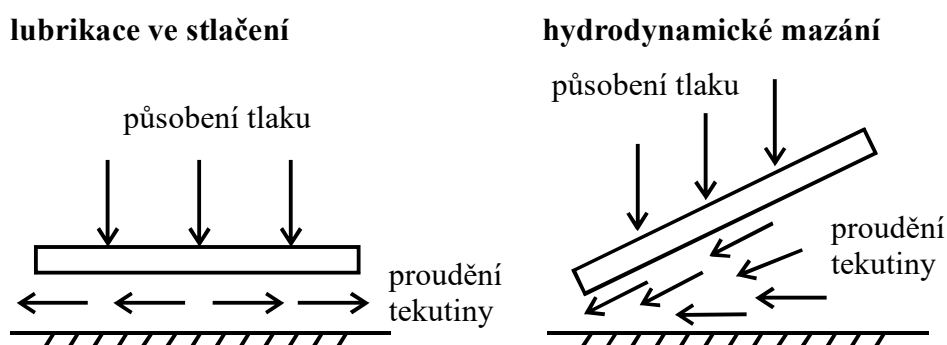
3.4.1 Lubrikace (mazání) chrupavky

Lubrikační procesy jsou charakteristické vytvořením povlaku (filmu), který vzniká mezi povrchy chrupavek, a absorpcí lubrikantu v průběhu pohybu. Způsob mazání je ovlivněn zejména tvarem a kvalitou povrchů, rychlostí pohybu a velikostí zatížení.

a) **Hraniční (mezní) lubrikace** – glykoprotein je adsorbován z povrchu každé sousední chrupavky. Vznikají dvě vrstvy o tloušťce 1–100 nm. Tento postup je charakteristický pro působení velké zátěže při malé rychlosti.

b) **Tekutý film** – působení tlaku je převáděno přes tenký film vytvořený lubrikantem. Velký tlak mezi kontaktními plochami snižuje možnost vzniku tenkého filmu. Tento způsob je využíván při působení menší zátěže ve velké rychlosti.

Jestliže působí zatížení kolmo na oba povrchy, mluvíme o lubrikaci **ve stlačení**. Nejsou-li povrchy rovnoběžné, dochází ke vzniku klínu, kdy je tekutina vtlačována do mezery mezi povrchy (obr. 3.14) a způsobuje jejich oddálení – **hydrodynamické (štěrbinové) mazání**. Není-li materiál některého z povrchů dostatečně tvrdý, dochází deformací ke zvětšení plochy kontaktu a tím ke snížení zatížení – **elastohydrodynamické mazání**.



Obr. 3.14 Mazání chrupavky při pohybu styčných ploch v kloubu

Př. Vytvoření štěrbinu má podobný význam jako zúžení toku proudící kapaliny. Dojde-li k zúžení řečiště, zvětší se rychlost proudící kapaliny. Nárůst rychlosti synoviální tekutiny při průchodu štěrbinou umožňuje mazání povrchu chrupavky ve vzdálenějších místech.

S rostoucím věkem klesá výživa i pružnost chrupavky, podmínky pro její mazání se zhoršují. Problémem kloubní chrupavky je také její omezená schopnost regenerace. Chrupavka nemá cévní zásobení, výživa se realizuje difúzí.

V závislosti na velikosti a frekvenci působení zátěže dochází ke změnám v mikrostruktuře (molekulární stavba kolagenní matrice) chrupavky. Tyto změny se dále promítají do reakce kosti pod chrupavkou a měkkých tkání v jejím okolí, které mají za následek vznik bolestivých stavů.

3.5 Kloubní spojení

Kloubní spojení vytváří strukturu, často velmi složitou, jejímiž prvky jsou základní elementy pasivních podsystémů – kosti, šlachy, vazy, chrupavky. Z biomechanického hlediska je důležitá znalost pohybů, ke kterým v kloubu dochází. Jejich provedení je ovlivněno geometrickým tvarem styčných ploch, uspořádáním vazů a svalových úponů a vlastnostmi kloubního pouzdra. Možnost provedení pohybu v každém kloubu lze charakterizovat pomocí počtu stupňů volnosti. Jeden stupeň volnosti znamená, že kloub umožňuje otáčení kolem jedné osy, pohyb segmentu v jedné rovině (např. flexe a extenze v loketním kloubu v sagitální rovině).

3.5.1 Anatomické rozdělení kloubů

Podle počtu elementů zastoupených v kloubu dělíme klouby na **jednoduché** (dvě kosti) a **složené** (více kostí nebo dvě kosti s meniskem).

Rozdělení kloubů podle geometrického tvaru kontaktních ploch a podle počtu os je uvedeno v tabulce 3.2.

Tab. 3.2 Rozdělení kloubů (Čihák, 2011)

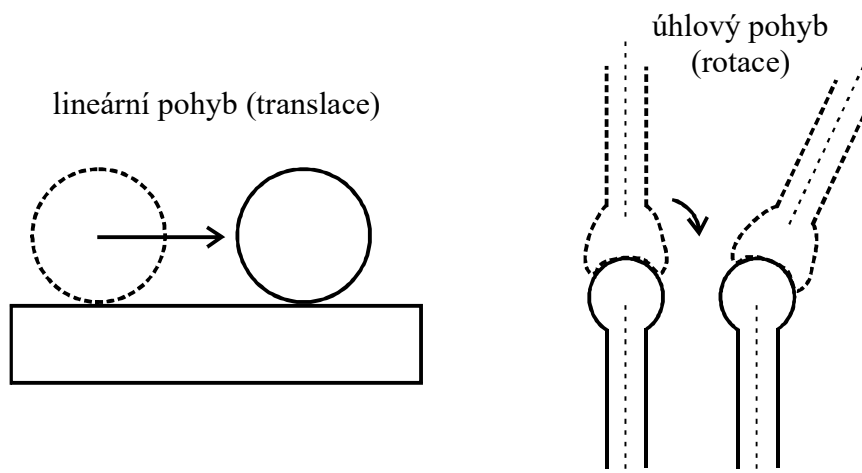
	<i>Kloub</i>	<i>Tvar styčných ploch</i>
a) víceosé	<i>kulovitý volný</i> (kloub ramenní) <i>kulovitý omezený</i> (kloub kyčelní)	Koule
b) dvouosé	<i>elipsovitý</i> (spojení kondylů kosti týlní a jamek na 1. krčním obratli) <i>sedlový</i> (kloub karpometakarpový)	rotační elipsoid koňské sedlo
c) jednoosé	<i>válcový – šarnýrový</i> (kloub mezi články prstů) <i>kolový</i> (kloub loketní – ulna x radius) <i>kladkový</i> (kloub loketní – ulna x humerus)	povrch válce vodící lišta + rýha
	kloub <i>plochý</i> (kloub sternoklavikulární) kloub <i>tuhý</i> (kloub sakroiliakální)	

3.5.2 Pohyby v kloubu

Pohyb v kloubu, vyjádřený pomocí pohybu kostí, které jsou pomocí tohoto kloubu spojené, lze zpravidla určit jako kombinaci lineárního a úhlového pohybu. Úhlový pohyb je dominantní a významně ovlivňuje celkové provedení pohybu (obr. 3.15).

Při rotačním pohybu se všechny body na segmentu pohybují po dráze, která je částí kružnice. Velikost dráhy je vyjádřena velikostí úhlu. Tyto pohyby jsou typické pro kulové, válcové, eliptické a kladkové klouby. Při translačním pohybu urazí všechny body pohybujícího se segmentu stejnou dráhu. Čistý translační pohyb se vyskytuje poměrně málo.

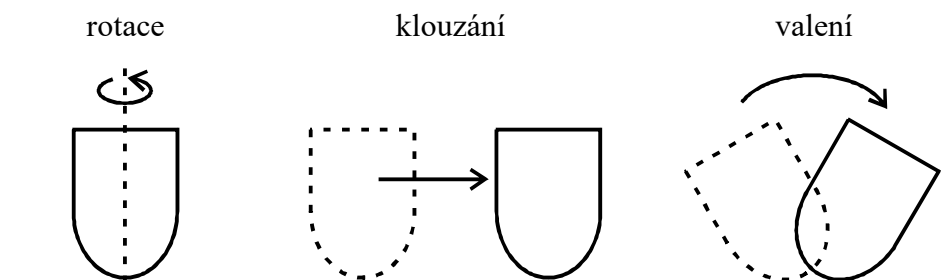
Do této skupiny lze zařadit např. pohyb způsobený kompresí a dekompresí kloubních povrchů.



Obr. 3.15 Lineární a úhlový pohyb v synoviálním kloubu

V synoviálním kloubu lze pohyb mezi povrchy kloubu vyjádřit pomocí tří základních typů (obr. 3.16):

- rotace** – nedochází ke změně místa kontaktu (někdy je charakterizována jako rotace kolem podélné osy, spin),
- klouzání** – dochází k pohybu kloubních povrchů vůči sobě (z hlediska pohybu kostí mluvíme o nelineární translaci),
- valení** – osa otáčení je umístěna v místě kontaktu ploch (z hlediska pohybu kostí se jedná o kombinaci rotace a translace).



Obr. 3.16 Základní typy pohybu mezi kontaktními povrchy v synoviálním kloubu

Př. Základní typy pohybu v kloubu lze charakterizovat pomocí kontaktních bodů hlavičky a jamky. *Rotace* – bod kontaktu je na obou površích neměnný (rozjíždějící se auto na kluzkém povrchu – protáčení kol); *klouzání* – bod na hlavičce je stejný, bod v jamce se mění (auto brzdící na hladkém povrchu – smyk); *valení* – body na obou površích se mění (otáčení kol auta při jízdě).

Rychlost posunu kloubních povrchů vůči sobě dosahuje hodnoty asi $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Koeficient tření je v rozmezí 0,005–0,02. Klouzání a rotace ovlivňují chrupavku kombinací tlakové a smykové zátěže. Pro valení je typická komprese chrupavky.

Pro určení pohybů v kulovitém kloubu používáme otáčení kolem tří hlavních os:

- rotace kolem pravolevé osy ve frontální rovině je vyjádřena jako **flexe** a **extenze**,

- b) pro předozadní osu v sagitální rovině se jedná o **abdukci** a **addukci**,
- c) jestliže otáčení probíhá kolem podélné osy segmentu, mluvíme o **rotaci** (vnitřní, vnější).

Kombinací pohybů z prvních dvou skupin dochází k **cirkumdukci** – segment (např. horní končetina) opisuje plochu ve tvaru pláště kužele.

Pro funkci kloubu má velký význam působení **intra-** (kloubní pouzdro, vazy, chrupavka, synoviální tekutina) a **extraartikulárních** (svaly, kůže, vazivová tkáň) **odporů**. Jejich velikost je určena hodnotou tření v kloubu. Důležitý je také odpor, který vzniká při pasivním protahování nebo stlačování tkání, které tvoří jednotlivé stavební prvky v kloubu.

Př. Typickým příkladem je např. určení extraartikulárních odporových sil antagonisty, který se protahuje v reakci na pohyb, způsobený aktivitou agonisty.

3.6 Testové otázky

1. *Hlavním stavebním materiálem kostí jsou*
 - a) minerály
 - b) kolagen (bílkoviny)
 - c) voda
 - d) cukry
2. *Minerály jsou v kosti obsaženy asi z*
 - a) 15%
 - b) 25%
 - c) 35%
 - d) 45%
3. *Mezi mechanické funkce kostí nepatří*
 - a) vytvoření pevného rámu pro podporu a ochranu dalších tkání
 - b) zapojení do pákového systému
 - c) přenos pohybu, způsobeného silovým působením připojených svalů
 - d) produkce síly, nezbytné pro pohybovou aktivitu
4. *Základní způsoby namáhání kostí jsou*
 - a) tah, tlak a rotace
 - b) tah, tlak, krut, ohyb, cyklické namáhání
 - c) tah, tlak, krut, ohyb, odolnost proti napětí
5. *Součástí vnitřní struktury hlavice kosti stehenní je*
 - a) tlaková skupina trámečků
 - b) tahová skupina rámečků
 - c) smyková skupina trámečků
 - d) a + b
 - e) b + c
6. *Plastickými změnami kostní tkáně označujeme změny, kdy*
 - a) po odeznění tlakového zatížení dochází k návratu do původního stavu
 - b) po odeznění tahového zatížení dochází k návratu do původního stavu
 - c) dochází k trvalému poškození kosti
 - d) změna průměru kosti je menší než 5% původní hodnoty
7. *Kolagenní vlákna ve šlachách jsou uspořádána*
 - a) paralelně longitudinálně
 - b) paralelně šikmo
 - c) a + b
 - d) nejsou uspořádána
8. *Mezi základní funkce kloubní chrupavky patří*
 - a) rozložení zátěže na větší plochu
 - b) snížení tření mezi kloubními povrchy
 - c) snížení demineralizace kostí
 - d) a + b
 - e) a + c
 - f) b + c
9. *Množství vody v chrupavce se*
 - a) snižuje směrem do hluboké zóny
 - b) zvyšuje směrem do hluboké zóny
 - c) nemění
10. *Pro tlumící hydrodynamický účinek chrupavky je nejdůležitější*
 - a) její pevnost v tlaku a tahu
 - b) vytlačování a vstřebávání viskózní tekutiny
 - c) její protahování a stlačování v čase
11. *Pojmem lubrikace označujeme*
 - a) velikost tlaku, který působí na povrchovou vrstvu chrupavky
 - b) změnu v pevnosti chrupavky
 - c) změnu v molekulární struktuře chrupavky
 - d) „mazání“ kloubní chrupavky
12. *S rostoucím tlakem a se zvětšující se deformací kloubní chrupavky se permeabilita*
 - a) snižuje
 - b) nemění
 - c) zvyšuje
13. *Pojmem „creep“ je charakterizována vlastnost viskoelastického materiálu, kdy při působení konstantní zátěže*
 - a) se délka, po počáteční změně, nemění
 - b) dochází k periodickému zkracování a prodlužování materiálu
 - c) vzniká poškození materiálu vlivem nadměrného protažení
14. *Pojmem „napětová relaxace“ je vlastnost viskoelastického materiálu, která nám udává vztah mezi*
 - a) konstantní délkou a změnou průřezu
 - b) konstantní délkou a změnou zatížení
 - c) konstantní délkou a změnou deformace
 - d) konstantní délkou a změnou vnější síly

Řešení: 1a, 2d, 3d, 4b, 5d, 6c, 7a, 8d, 9a, 10b, 11d, 12a, 13a, 14b

4 SVALOVÝ SUBSYSTÉM

4.1 Základní parametry

Svalový subsystém je uspořádán asi z 600 příčně pruhovaných svalů. Tvoří zhruba 40–45 % hmotnosti lidského těla, z toho připadá 55 % na dolní končetiny a 30 % na horní končetiny. Jedná se o jediný aktivní subsystém pohybového systému, pro který je typická **produkce síly** (energie) při zkrácení svalu. Každý sval se vyznačuje klidovým napětím – tonus. Vyšší tonus mají svaly antigravitační – posturální. Klidové napětí svalu stabilizuje spojení kostí v kloubu. U dlouhých kostí vytvářejí svaly „fyziologické výztuhy“.

Enoka (2015) uvádí tyto základní vlastnosti svalového subsystému:

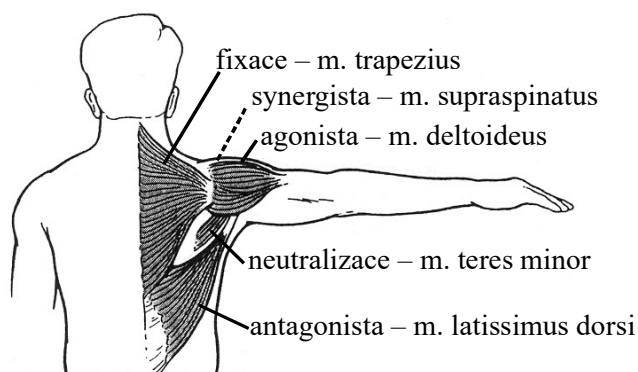
- **iritabilita** (dráždivost) – odpověď na podnět,
- **konduktivita** (vodivost) – vedení vzruchu,
- **kontraktilita** (stažlivost) – aktivní změna délky,
- **adaptabilita** – přizpůsobení tvaru a možnost regenerace.

Sval, který je přesně ohraničenou anatomickou jednotkou, nemusí být jednotkou funkční. U dlouhých svalů (např. m. rectus femoris) mají všechna vlákna stejnou funkci. U plochých svalů mají jejich různé části různé funkce, někdy i antagonistické. Ve většině případů však pracují části svalu samostatně, vytvářejí samostatné funkční celky (Véle, 2007).

Typickým jevem činnosti svalového subsystému je svalová **nadbytečnost** (**redundance**). Z mechanického (teoretického) hlediska by pro pohyb v kloubu stačil dvojnásobný počet svalů, než je počet stupňů volnosti. Pro ovládání kyčelního kloubu by těchto svalů mohlo být 6 (ve skutečnosti 22), pro kolenní kloub 4 (15), pro loketní kloub 4 (16) apod. Nadbytečnost svalů není negativním jevem, slouží např. pro zvýšení stability, nahrazení funkce poškozeného svalu, odlehčení kostí apod.

Př. Určete, jaký je teoreticky nejmenší počet svalů pro vykonání pohybu v ramenním kloubu. Vycházíme z předpokladu, že pohyb probíhá ve třech základních anatomických rovinách. V každé anatomické rovině lze provádět dva pohyby (abdukce, addukce, flexe, extenze, vnitřní a vnější rotace). Teoreticky lze tedy tyto pohyby provést s využitím 6 svalů.

Na provedení pohybu se obvykle podílí skupiny svalů, které spolupracují – agonisté, antagonisté, fixátory, svaly s neutralizační funkcí (obr. 4.1).



Obr. 4.1 Znázornění funkce svalů při abdukci v ramenním kloubu (upraveno podle Hamill & Knutzen, 2015)

4.2 Struktura příčně pruhovaného svalu

Při určování mechanických charakteristik svalu je výhodné pracovat s jednotlivými úrovněmi struktury svalu: makrostruktura (anatomicky definovaný sval), mezostruktura (vnitřní uspořádání svalové tkáně, svalové snopce a snopečky), mikrostruktura (svalové vlákno), ultrastruktura (sarkomera).

Základní anatomická stavební jednotka svalu – **svalové vlákno** – je dlouhá cylindrická buňka s velkým množstvím jader (několik set). Její průměr se pohybuje mezi 10–150 μm , délka je až 400 μm (Dylevský, 2007; Enoka, 2015)². Počet svalových vláken v daném svalu je konstantní. V každém z vláken se nachází velké množství podélně probíhajících myofibril, které jsou tvořeny myozinovými a aktinovými filamenty. Soubor myofibril tedy tvoří kontraktilní aparát svalového vlákna.

4.3 Svalová kontrakce³

Při dostatečném podráždění vzniká na motorické ploténce akční potenciál (iontový přesun na vzrušivé membráně), který se šíří po membráně svalových vláken k terminálním cisternám sarkoplazmatického retikula. Odtud jsou uvolněny molekuly Ca^{2+} , které se vážou na troponin. Vytvoření **příčného můstku** jako vazba aktinu a myozinu je tedy výsledkem uvolnění Ca^{2+} . Celý cyklus lze rozdělit na tři základní fáze – **připojení**, **rotace** a **odpojení** globulárních hlaviček myozinu. Při dostatečném množství energie dochází vlivem navázání a rotace hlaviček myozinu (každá molekula myozinu vytvoří a přeruší příčné můstky s šesti molekulami aktinu) k posunu aktinových vláken ke středu sarkomery. Při šíření kontrakční vlny po svalovém vlákně dochází k nárůstu tahové síly svalu (svalového vlákna). Svalová kontrakce představuje přeměnu energie chemické na mechanickou.

Základní kontraktilní jednotkou z hlediska biomechaniky je **sarkomera** (obr. 4.2). Její délka – vzdálenost mezi dvěma Z-liniami – se pohybuje od 1,5 μm (plně kontrahovaný sval) do 4 μm při plném protažení (Winter, 2009).

Při zkrácení sarkomery dochází ke zkrácení zón I a H, zóna A zůstává konstantní. Délka aktinových a myozinových vláken se v průběhu kontrakce nemění. Celý děj se cyklicky opakuje, průměrná velikost zkrácení lokomočních svalů u obratlovců se pohybuje kolem 25 %.

4.4 Architektura svalu

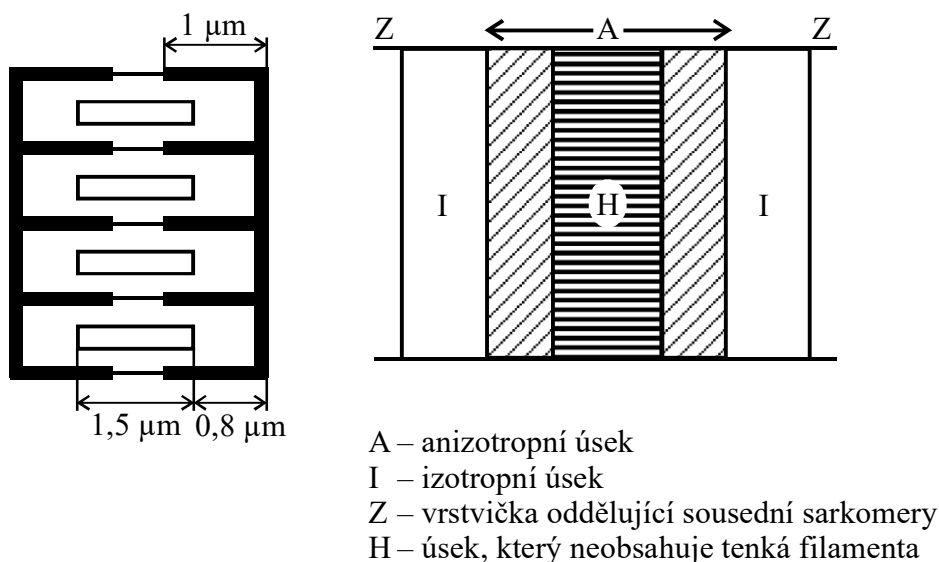
Velikost výstupní svalové síly a rychlost kontrakce (pohybu) je ovlivněna uspořádáním svalových vláken – **architektura svalu**.

Dvěma základními způsoby uspořádání vláken jsou vzhledem ke šlaše **rovnoběžné nezpeřené** a **zpeřené** uspořádání. Při stejném anatomickém průřezu (délce a šířce svalů) je fyziologický průřez větší u zpeřeného svalu. Do kontrakce se zapojuje více svalových vláken, velikost výstupní síly je větší (obr. 4.3). Pro sval s paralelně uspořádanými vlákny je při kontrakci typický větší rozsah zkrácení, ale vyvíjená síla je menší. Větší řazení sarkomer do série při paralelním uspořádání zvyšuje velikost rychlosti, kterou lze využít při svalové kontrakci. Pro rovnoběžná vlákna je výstupní síla rovna síle šlachové, pro zpeřené svaly záleží na úhlu zpeření.

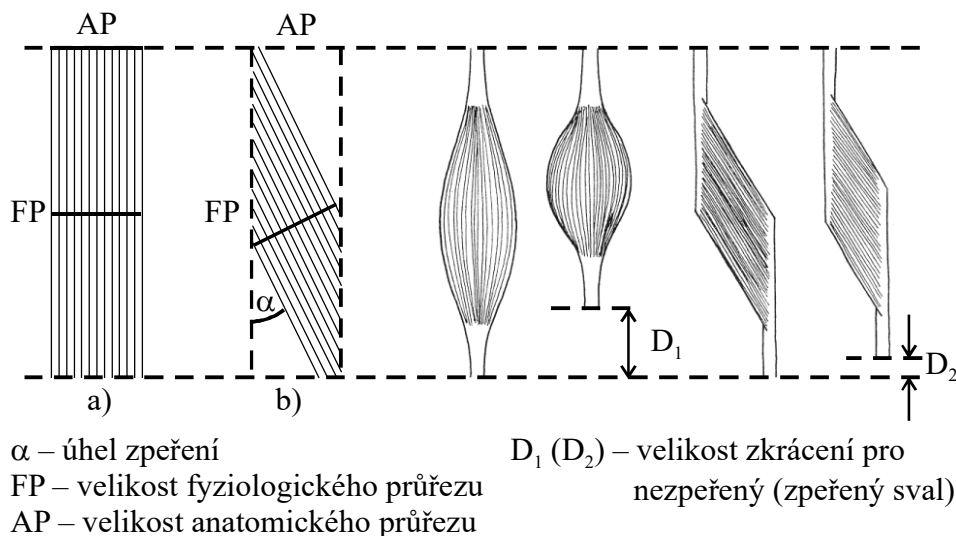
² Uvedené údaje se mohou u různých autorů lišit.

³ Protože princip svalové kontrakce je detailně probíráán v jiných předmětech, jsou údaje uvedené v tomto textu pouze orientační.

Poznámka: U různých autorů lze nalézt různé označení pro sílu, která vzniká v důsledku svalové kontrakce. Enoka (2015) definuje svalovou sílu jako sílu vzniklou činností aktivních a pasivních elementů ve svalu. Výstupní svalovou sílu, jako základní projev aktivovaného svalu, můžeme určovat s přihlédnutím ke směru jejího působení. Při určení směru pomocí průběhu šlachy, mluvíme o šlachové síle.



Obr. 4.2 Grafické znázornění sarkomery ve stavu relaxace

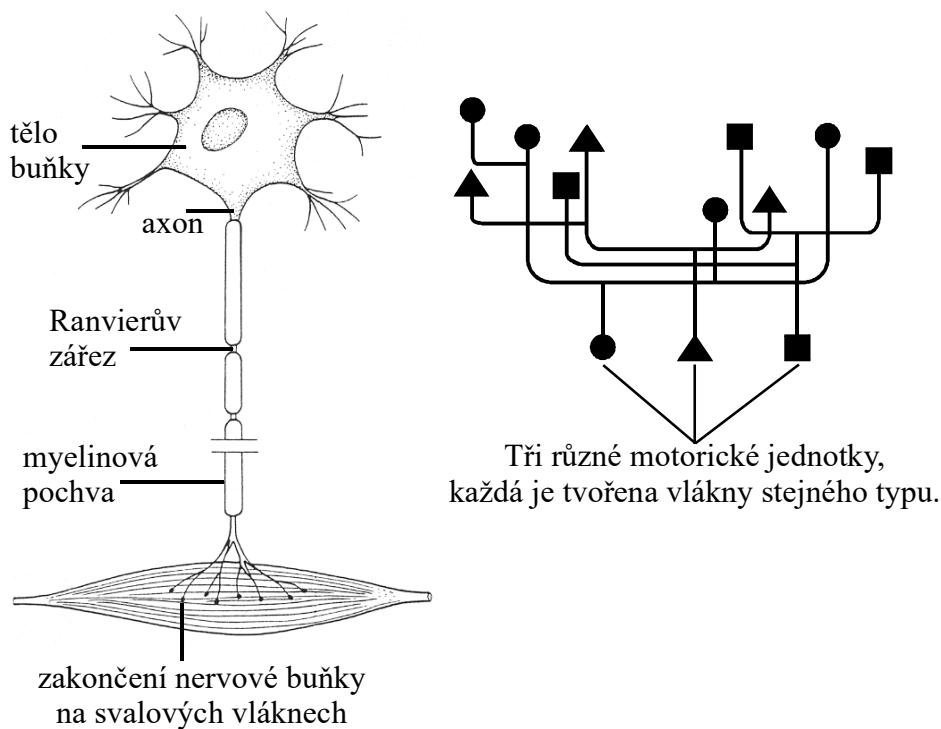


Obr. 4.3 Porovnání velikosti fyziologického průřezu a velikosti zkrácení u nezpeřeného (a) a zpeřeného (b) svalu

4.5 Motorická jednotka

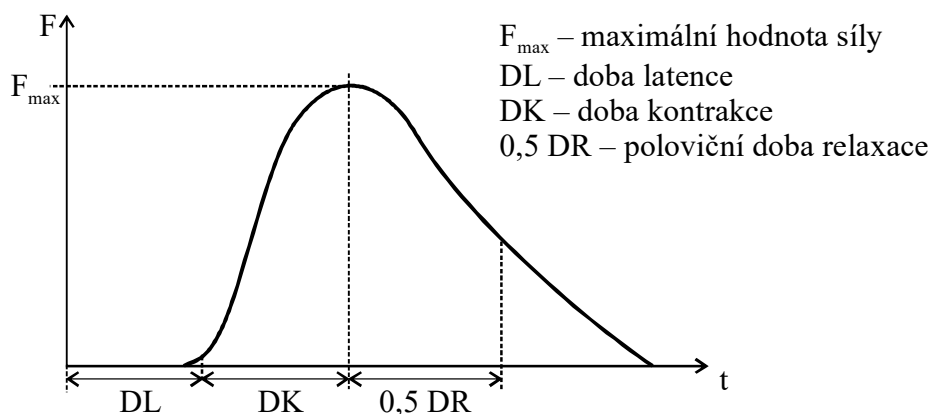
Motorická jednotka je množina svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Jedná se o nejmenší část svalu, která se může kontrahovat nezávisle (obr. 4.4). Počet svalových vláken, která tvoří motorickou jednotku, se liší v závislosti na velikosti svalu a na jeho funkci. Pohybuje se v rozmezí jednotek (3 vlákna u okohybných svalů) až po více než

2000 (m. gluteus maximus). Menší počet svalových vláken ovládaných jedním motoneuronem zvyšuje přesnost pohybu. V jedné motorické jednotce se nachází pouze vlákna jednoho typu. Vlákna každé motorické jednotky jsou „rozptýlena“ na větším prostoru mezi vlákny dalších motorických jednotek. Proto při podráždění jedné motorické jednotky probíhá kontrakce v rozsáhlejší části svalu.



Obr. 4.4 Motorická jednotka, homogenita vláken v motorické jednotce

Motorická jednotka pracuje na principu „vše nebo nic“. Svalová vlákna se tedy kontrahují buď „maximálně“ nebo ke kontrakci nedojde. Tenze motorické jednotky jako odpověď na jeden vzruch se nazývá **záškub** („twitch“). Závislost velikosti síly, která vzniká při záškubu, na čase lze hodnotit pomocí tří základních parametrů: **doba kontrakce** (začátek nárůstu síly – dosažení maxima), **maximální velikost síly**, **poloviční doba relaxace** (obr. 4.5). Mezi podrážděním a začátkem nárůstu síly dochází ke zpoždění – **doba latence**.



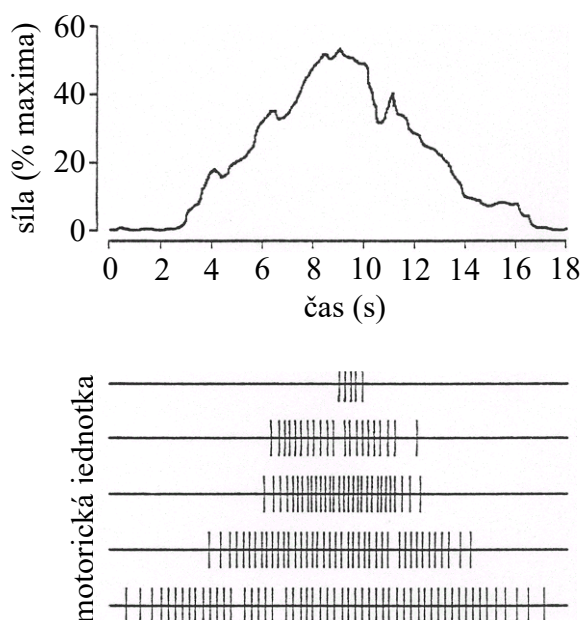
Obr. 4.5 Závislost velikosti síly na čase při záškubu

4.6 Gradace svalového napětí

Pro správné provedení pohybové činnosti je důležité dosažení a udržení odpovídajícího svalového napětí. S rostoucími nároky na provedení pohybu se zvyšuje velikost svalového napětí, zpravidla narůstá i počet kooperujících svalů. Při určení gradace svalového napětí vycházíme ze dvou základních principů – **prostorová a časová sumace**.

4.6.1 Prostorová sumace, zvýšení počtu aktivovaných motorických jednotek

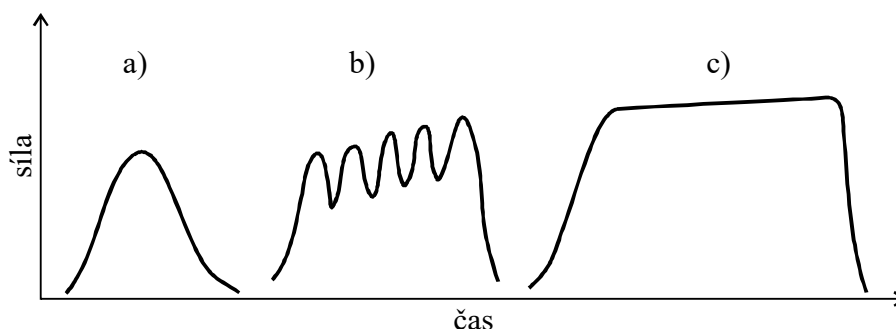
Motorické jednotky v daném svalu nektrahují ve stejném okamžiku. Vzruch přichází k jednotlivým částem svalu fázově posunutý, nově kontrahované motorické jednotky se napojují na kontrakci dříve aktivovaných jednotek. Se zvýšením požadavků na velikost svalové síly se zvětšuje počet zapojených motorických jednotek – **Adrian-Bronckův zákon** (obr. 4.6). Nově napojená motorická jednotka zůstává aktivní až do okamžiku, kdy dojde k poklesu síly. K této inaktivaci a odpojení dochází v opačném pořadí, než ve kterém byl prováděn nábor jednotek, tzn., že poslední připojená jednotka bude odpojena jako první.



Obr. 4.6 Princip prostorové sumace pro pět motorických jednotek (upraveno podle Enoka, 2015)

4.6.2 Časová sumace, zvýšení frekvence dráždění

Časová sumace znamená zvyšování frekvence vzruchů, které přicházejí k aktivovaným motorickým jednotkám. Při zvýšení frekvence vzruchů (7–10 Hz) nenastává úplná relaxace motorické jednotky. K dalšímu nárůstu síly tedy dochází v okamžiku, kdy ještě nebylo dosaženo klidové hodnoty. V tomto případě mluvíme o **neúplném (vlnitém) tetanu**. Při dalším zvýšení frekvence (okolo 30 Hz) dochází k vyhlazení dílčích maxim a neúplný tetanus se mění na **hladký** (obr. 4.7). Frekvence, která je nutná pro dosažení maximální síly, se liší pro různé svaly. Pro dlouhé svaly jsou její hodnoty menší než pro krátké svaly.



Obr. 4.7 Závislost síly na čase při záškubu (a), vlnitém tetanu (b) a hladkém tetanu (c)

4.6.3 Princip gradace svalového napětí (svalové síly)

Při provádění pohybových aktivit dochází ke kombinaci obou mechanismů pro gradaci napětí; jejich velikost a způsob zapojení závisí na druhu pohybu. V tabulce 4.1 je uveden jeden z možných postupů pro dosažení maximální úrovně svalového napětí. Ani při maximálním úsilí však nejsou zapojeny všechny motorické jednotky.

Tab. 4.1 Gradace svalového napětí pomocí mechanismu časové a prostorové sumace

Úroveň svalového napětí	Způsob gradace
10–30 %	Nárůst frekvence vzruchů 2–30(40) Hz u malého počtu motorických jednotek.
30–70 %	Nárůst počtu zapojených motorických jednotek.
70–100 %	Zvýšení frekvence vzruchů u zapojených motorických jednotek.

Př. Pokud by došlo k zapojení všech motorických jednotek současně, potom by byla všechna energie směřována do kosterního svalstva. Tím by nastaly problémy v dalších orgánech (mozek, vnitřní orgány), které by nebylo možné dostatečně zásobovat kyslíkem.

Př. V praxi se můžeme setkat se situacemi, kdy člověk jednorázově vytvoří sílu, které není běžně schopen (zvednutí břemene, výskok na vysokou překážku, lezení na strom s minimem úchyťů apod.). Tato situace nastává při zvýšeném nebezpečí nebo ohrožení života (útěk před divokým zvířetem, posunutí břemene při závalu apod.). Děje se tak pouze výjimečně a nejedná se o činnost, kterou dokáže provést každý jedinec.

4.7 Základní typy svalové kontrakce z hlediska biomechaniky

Podle změny délky svalu rozlišujeme kontrakci na:

- izometrickou (statickou)** – délka svalu se nemění, začátek a konec svalu jsou fixovány, tenze svalu je rovna působení vnější zátěže,
- anizometrickou** – dochází ke změně délky svalu, účinek (moment) svalové síly je různý od působení (momentu) tíhové síly břemene.

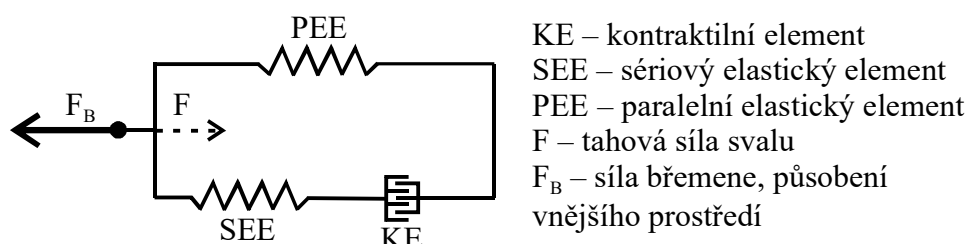
Anizometrickou svalovou kontrakci dále dělíme na kontrakci **koncentrickou** (sval se zkracuje, vyvíjená síla má zrychlující účinek) a **excentrickou** (sval se prodlužuje, vyvíjená síla má brzdící účinek).

Izometrická svalová kontrakce je typická pro statická cvičení (poloha – výdrž v poloze), slouží také pro vytvoření pevné opory (zpevnění dané části těla) při cvičeních švihových. Při vlastním švihy se uplatňuje zejména koncentrická kontrakce.

Poznámka: V některých oborech se můžete setkat s pojmem **izotonická svalová kontrakce** (zvláštní případ anizometrické kontrakce), která je charakterizována konstantním svalovým napětím. Při pohybu v kloubu však dochází ke změně vzdálenosti středu otáčení a vektoru svalové síly, proto se mění také velikost svalového napětí. Z hlediska biomechaniky tento termín pro označení svalové kontrakce nepoužíváme.

4.8 Hillův tříprvkový model

Slouží pro možnost vyjádření činnosti svalu při různých typech svalové kontrakce (obr. 4.8).



Obr. 4.8 Hillův tříprvkový model svalu

Kontraktilní element – (KE; aktinová a myozinová vlákna)

Vyjadřuje silově-rychlostní možnosti svalu (sarkomery). Někdy bývá dále rozdělen na dvě složky, kdy myofilamenta ovlivňují velikost síly a efekt viskozity se podílí na rychlostních parametrech.

Sériový elastický element – (SEE; šlacha, malá část také v příčných můstcích)

Má funkci pružiny. Přenáší mechanickou energii produkovanou KE na okolní prvky a částečně ji pohlcuje. Při pohybech, které jsou typické rychlým střídáním svalové kontrakce, je rozhodující pro ukládání elastické energie.

Paralelní elastický element – (PEE; vazivové struktury svalu – epimysium, perimysium, sarkolema, ...). Může působit proti protažení pasivního svalu. To umožňuje zabránit přetržení svalu (při nedostatečné aktivitě KE) při nadměrném působení vnějších sil.

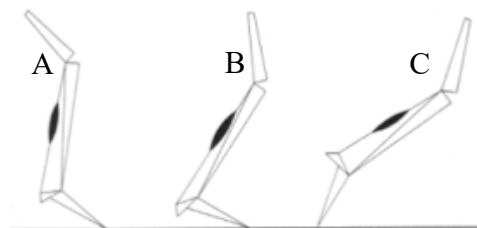
Př. Pokud máte pocit, že aplikace modelu svalu je činnost nadbytečná až zbytečná, zamyslete se nad tím, co se děje ve svalu např. při excentrické kontrakci. Je v tomto případě možné považovat činnost sarkomery za pasivní protažení? Jak je možné, že jsme schopni pokládat i břemeno o velké hmotnosti, aniž by došlo k zrychlení pohybu? Co nám umožňuje kontrolované protažení svalu?

4.8.1 Protahovací-zkracovací (SSC) cyklus

Při provádění běžných činností se zpravidla jeden typ kontrakce mění na jiný. Dochází ke střídání typu kontrakce daného svalu. Vnější energie (např. vliv tíhové síly), která způsobuje protažení elastických elementů, se ukládá ve svalech ve formě deformační energie. Při střídání excentrické a koncentrické svalové kontrakce lze tuto energii využít pro zrychlení pohybu dané části těla (obr. 4.9). Ve sportovním tréninku je tento princip používán při plyometrických cvičeních.

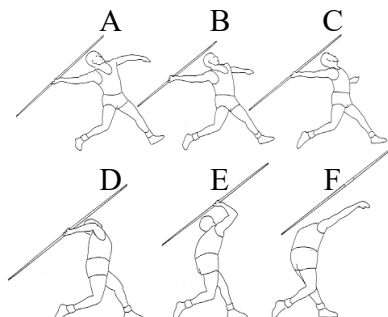
a) odraz při došlapu za překážku

protažení svalu –
pohlcení nárazu



aktivace svalu
na začátku kontaktu
s podložkou

zkrácení svalu
ve fázi odrazu

b) zrychlení posunu ramene vpřed po napnutí horní končetiny a protažení prsních svalů

Obr. 4.9 Ukázka využití SSC cyklu (upraveno podle Komi, 2003; Watkins, 2010)

4.9 Mechanické vlastnosti svalu

Mezi faktory, které ovlivňují mechanické vlastnosti svalu, patří věk, pohlaví, zdravotní stav, denní doba (vliv hormonů), stupeň trénovanosti svalu, teplota atd.

Pevnost svalu v tahu v klidu – pro lidský sval se pohybuje v rozmezí 0,26 až 0,90 MPa (Karas et al., 1990). Při pomalém protažení pasivního svalu vzniká vlivem působení kontraktálního elementu odpor proti tomuto protažení (**tuhost svalu**).

Vzhledem ke schopnosti „klouzání“ kontraktálních filament dochází k nevratným změnám po protažení o 40–50 % klidové (fyziologické) délky. Teprve po překročení této hranice můžeme pozorovat 8–15 % protažení tkáně. Přetržení svalu nastává až po změně klidové délky svalu na 1,5 až dvojnásobek.

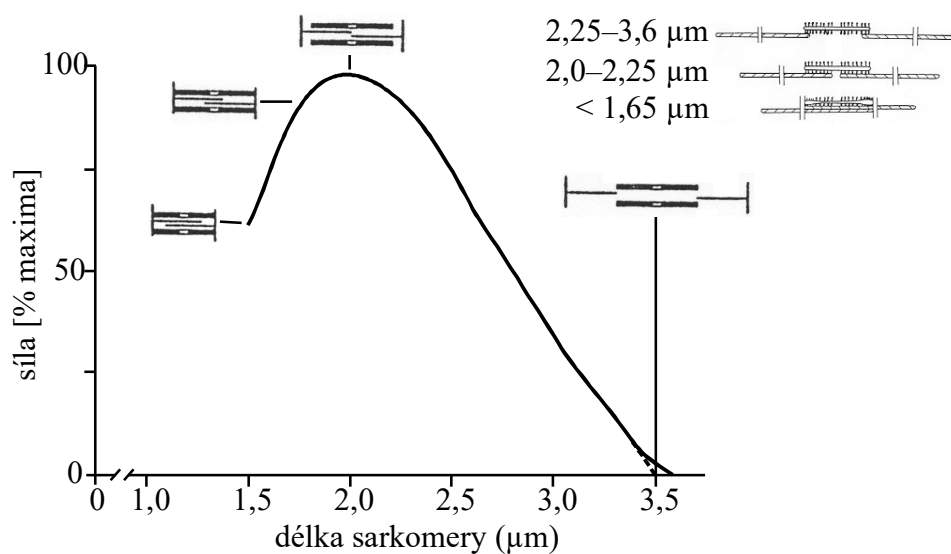
Pevnost maximálně kontrahovaného svalu – je rozdílná pro různé svaly, přibližná hodnota se pohybuje kolem 1,25 MPa. Je tedy zhruba 50–100x menší než u šlach.

4.10 Závislost svalové síly na parametrech svalové kontrakce

Výsledná svalová síla je součtem aktivní a pasivní síly. Velikost **aktivní síly** je určena počtem příčných můstků, počáteční délkou svalových vláken, rychlostí kontrakce, plochou fyziologického příčného průřezu. Hodnota **pasivní síly** závisí na tření v kloubu; odporu vazů, kloubního pouzdra a kůže; stlačování a protahování interartikulárních svalů.

Velikost síly x délka sarkomery

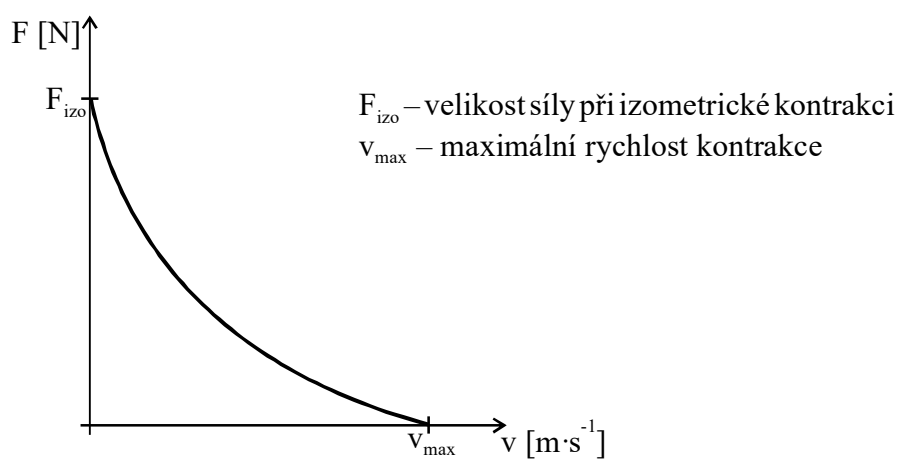
Maximálního napětí svalového vlákna je dosaženo při délce sarkomery kolem 2,0 až 2,5 μm , kdy je vytvořen maximální počet příčných můstků. Při zmenšení délky sarkomery pod 2 μm se aktivní tenze snižuje, protože dochází k překrytí tenkých filament na opačných koncích sarkomery, které jsou opačně polarizované. S dalším zmenšením délky je pokles napětí strmý (obr. 4.10).



Obr. 4.10 Vztah mezi velikostí síly, délkou sarkomery a překrytím myofilament (upraveno podle Enoka, 2015)

Velikost síly x rychlost kontrakce

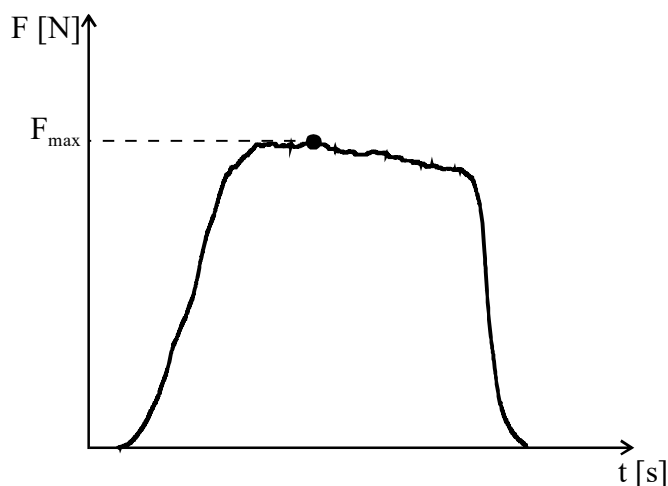
Tato závislost nás informuje o dynamické kapacitě svalu. S rostoucí rychlostí kontrakce se zmenšuje velikost vyvíjené síly (obr. 4.11).



Obr. 4.11 Závislost mezi velikostí síly a rychlostí kontrakce u izolovaného svalu

Velikost síly x doba kontrakce

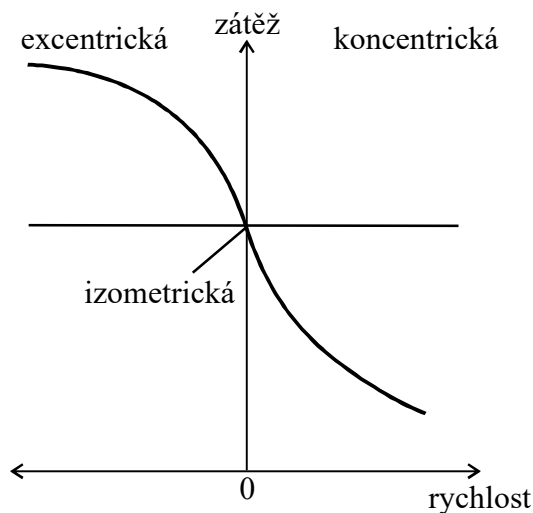
Při izometrické svalové kontrakci dochází v první fázi k výraznému nárůstu svalové síly. V dalším průběhu svalové kontrakce je nárůst síly pozvolnější. Následuje fáze, ve které dochází k setrvalému stavu nebo k poklesu síly (obr. 4.12). I když je maximální tenze v KE dosaženo asi za 10 ms, trvá podstatně déle než dojde k přenosu síly do SEE a PEE.



Obr. 4.12 Závislost síly na čase při izometrické svalové kontrakci

Velikost zátěže x rychlost kontrakce

Vztah mezi velikostí zátěže, typem a rychlostí svalové kontrakce je znázorněn na obr. 4.13.



Obr. 4.13 Charakteristika svalové kontrakce v závislosti na velikosti zátěže a rychlosti kontrakce

Při malé zátěži je koncentrická kontrakce nejrychlejší, s rostoucí zátěží se její rychlost snižuje. S dalším zvýšením zátěže se izometrická kontrakce mění na excentrickou a rychlost kontrakce znovu narůstá.

Energie při svalové kontrakci

Typickým jevem při svalové kontrakci je produkce tepla. Při koncentrické kontrakci můžeme celkové uvolněné teplo vyjádřit vztahem (Karas et al., 1990)

$$Q = Q_A + Q_Z = Q_A + a \cdot x,$$

kde Q_A – aktivační teplo (důsledek chemických změn ve svalu před kontrakcí), Q_Z – zkracovací teplo (je úměrné zkrácení svalu), a – konstanta s rozměrem síly, x – velikost zkrácení svalu.

Při koncentrické kontrakci je nárůst tepla přibližně úměrný práci konané svalem. Při relaxaci svalu vzniká relaxační teplo, kdy dochází k přeměně potenciální elastické energie uložené v PEE, SEE.

4.11 Testové otázky

1. *Mezi vlastnosti svalové tkáně nepatří*
 - a) vodivost
 - b) dráždivost
 - c) stažlivost
 - d) žádná odpověď není správná
2. *Motorická jednotka je*
 - a) skupina svalových vláken příslušného svalu
 - b) jiný název pro sarkomeru
 - c) hlavní kontraktilní část svalového vlákna
 - d) skupina svalových vláken inervovaná jedním motorickým neuronem
3. *Motorická jednotka pracuje na principu*
 - a) „vše nebo nic“
 - b) „rychle nebo silně“
 - c) „maximálně nebo submaximálně“
4. *Počet svalových vláken, která tvoří jednu motorickou jednotku, je*
 - a) přibližně stejný pro jednotlivé svaly
 - b) různý v rozmezí asi 10 až 2000
 - c) různý v rozmezí asi 50 až 100
5. *Menší počet svalových vláken řízených jedním motoneuronem přesnost pohybu*
 - a) snižuje
 - b) neovlivňuje
 - c) zvyšuje
 - d) nelze určit
6. *V jedné motorické jednotce jsou vlákna stejného typu*
 - a) vždy
 - b) téměř vždy
 - c) pouze výjimečně
 - d) záleží na svalu, ke kterému má tato motorická jednotka vztah
7. *Velikost svalové síly produkované svalem je*
 - a) přímo úměrná objemu svalu
 - b) přímo úměrná počtu svalových vláken
 - c) přímo úměrná velikosti průřezu šlachy
 - d) neplatí žádný z těchto bodů
8. *Mechanická odezva svalu na elektrickou stimulaci je nejvyšší při*
 - a) jednom podnětu (twitch)
 - b) při neúplném tetanu
 - c) při úplném (hladkém) tetanu
9. *Hladký tetanus nastává po sérii krátkých impulsů, jejichž frekvence je*
 - a) 20 Hz
 - b) 30 Hz
 - c) 40 Hz
10. *Časová sumace (stimulation late) je způsobena*
 - a) zvyšováním frekvence vzruchů, které přicházejí k aktivovaným motorickým jednotkám
 - b) zvýšením počtu zapojených motorických jednotek do svalové kontrakce
 - c) postupným napojováním excitované motorické jednotky na činnou část svalu
 - d) b + c
11. *Při izometrické svalové kontrakci se délka svalu*
 - a) nemění
 - b) zkracuje
 - c) prodlužuje
12. *Při koncentrické svalové kontrakci se délka svalu*
 - a) nemění
 - b) zkracuje
 - c) prodlužuje
13. *Při excentrické svalové kontrakci má vyvíjená síla účinek*
 - a) brzdící
 - b) zrychlující
 - c) statický
14. *Pro statická cvičení je typická*
 - a) excentrická svalová kontrakce
 - b) koncentrická svalová kontrakce
 - c) izometrická svalová kontrakce
15. *Při zkrácení svalových vláken zpeřeného a nezpeřeného svalu o stejnou délku dochází vzhledem ke klidové délce svalu k*
 - a) většímu zkrácení zpeřeného svalu
 - b) většímu zkrácení nezpeřeného svalu
 - c) stejnému zkrácení obou svalů
16. *SSC (stretch shortening cycle) je režim svalové činnosti, který se vyznačuje*
 - a) zvýšením napětí svalu při izometrické svalové kontrakci
 - b) uložení deformační energie ve svalu, která může být využita při následné koncentrické kontrakci
 - c) působením kontraktilního elementu pouze na sériový elastický element

17. Sval může produkovat více pozitivní práce při režimu svalové kontrakce

- a) excentrická → izometrická
- b) izometrická → excentrická
- c) excentrická → koncentrická
- d) koncentrická → excentrická
- e) izometrická → koncentrická

18. Sériový elastický element v Hillově tříprvkovém modelu svalu zastupuje

- a) sval
- b) šlachu
- c) kost
- d) mezilehlý prvek

19. Svalovou redundancí rozumíme

- a) vykonávání dané činnosti vybraným svalem
- b) nadbytečnost počtu svalů, nezbytných pro danou pohybovou činnost
- c) činnost fixátorů při stabilizaci polohy

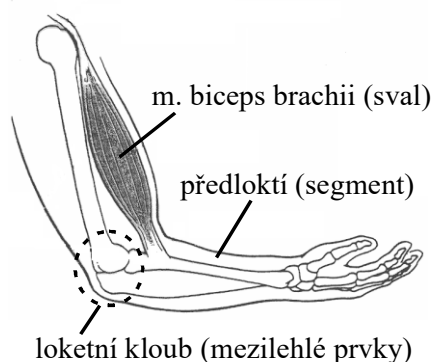
Řešení: 1d, 2d, 3a, 4b, 5c, 6a, 7d, 8c, 9b, 10a, 11a, 12b, 13a, 14c, 15b, 16b, 17c, 18b, 19b

5 SVALOVÁ SÍLA JAKO GENERÁTOR POHYBU

5.1 Mechanická triáda

Mechanická triáda je základní (zjednodušenou) strukturou, která umožňuje interakci pohybového systému s vnějším prostředím (obr. 5.1).

Skládá se ze **svalu** (generátor tahové síly), **mezilehlých prvků** (přenos tahové síly na segment) a **segmentu** (zajištění kontaktu s vnějším prostředím pomocí obousměrného silového působení).

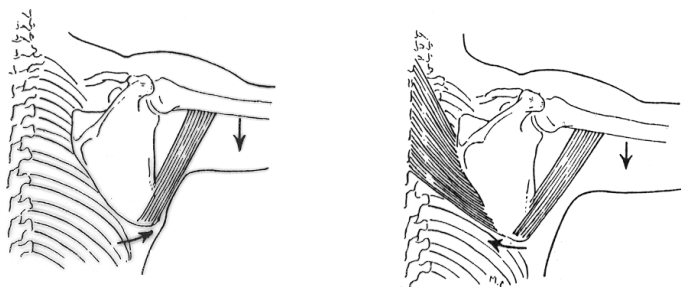


Obr. 5.1 Příklad mechanické triády na horní končetině

5.2 Princip pohybu

Princip pohybu můžeme vyjádřit pomocí prvku (sval) upevněného (šlachy) mezi dva objekty (segmenty), který je schopen aktivně měnit svou délkou. Při jeho zkrácení dochází k pohybu toho objektu, který je **méně stabilizován**, případně k pohybu obou objektů. Odpor proti pohybu bývá ovlivněn hmotností objektu. V lidském těle plní funkci aktivní složky i stabilizátoru zejména svaly, na stabilizaci se podílí také další prvky svalově kosterního systému (obr. 5.2).

Př. Omezení, případně nemožnost vykonání pohybu, tedy nemusí být způsobeno poruchou funkce agonisty. Stejný nebo i větší vliv může mít nedostatečná funkce svalu (stabilizátoru), který zajišťuje fixaci segmentu.



a) Vlivem nedostatečné stabilizace lopatky dochází při kontrakci m. teres major k rotaci lopatky.

b) Stabilizace lopatky (m. rhomboidei) umožní provedení addukce.

Obr. 5.2 Princip pohybu při addukci v ramenním kloubu (zjednodušený model)

5.3 Rozklad tahové síly svalu

Velikost a směr působící tahové síly svalu nás informují pouze orientačně o způsobu pohybu sledovaného segmentu. Abychom mohli určit, jak se tato síla podílí na vlastním pohybu a jakým způsobem ovlivňuje mezilehlé prvky (kloub), provádíme rozklad této síly nejčastěji do dvou na sebe kolmých směrů (obr. 5.3).

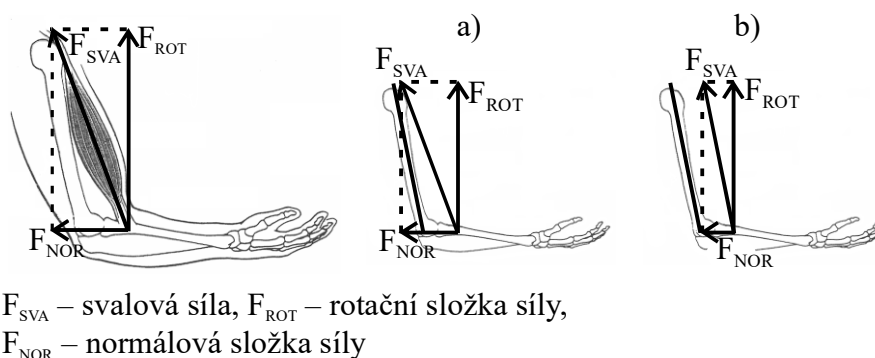
F_{ROT} – rotační, tangenciální složka

Způsobuje vlastní rotaci segmentu, její směr je kolmý na daný segment.

F_{NOR} – normálová, stabilizační složka

Leží v ose daného segmentu, prochází středem (bodem otáčení) příslušného kloubu.

Poznámka: Základní pojmy, které se vztahují k rozkladu svalové síly a k jejímu momentu, budeme zpravidla odvozovat pro flexi v loketním kloubu. Pro zjednodušení budeme v některých případech předpokládat, že vektor svalové síly m. biceps brachii je rovnoběžný s osou kosti pažní (obr. 5.3b).

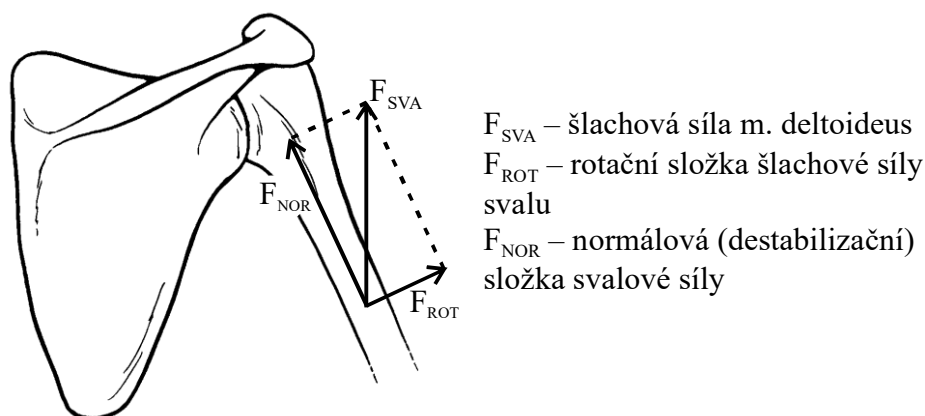


Obr. 5.3 Rozklad svalové síly m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu

Př. Se změnou úhlu v kloubu dochází ke změně velikosti rotační a normálové složky svalové síly. Jestliže je např. úhel α v loketním kloubu menší než 90° , směřuje normálová složka svalové síly m. biceps brachii do středu zápěstí.

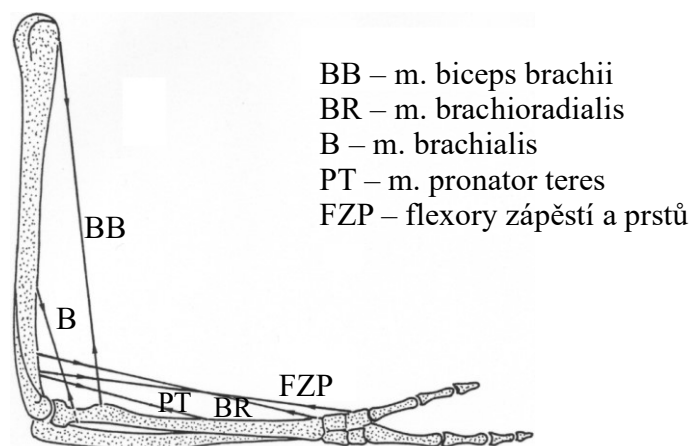
Pozor! V některých případech má působení „stabilizační“ složky síly opačný (destabilizační) účinek.

Př. Aktivita m. deltoideus na začátku abdukce v ramenním kloubu (obr. 5.4). Vzhledem k tomu, že kloubní jamka ramenního kloubu je mělká, působí „stabilizační“ složka svalové síly v této fázi abdukce mimo její plochu (vytváří destabilizační účinek). Provedení pohybu je proto podmíněno činností dalších svalů (rotátorová manžeta) a vazů.



Obr. 5.4 Rozklad svalové síly svalu m. deltoideus v počáteční fázi abdukce v ramenním kloubu

Při řešení základních úloh, které se vztahují k pohybu v daném kloubu, pracujeme zpravidla s jedním svalem, který je pro provedení pohybu nejdůležitější. Při flexi v loketním kloubu je tímto svalem m. biceps brachii. V praxi je však tento pohyb zajišťován skupinou svalů (obr. 5.5), které mají různé vlastnosti a plní různé funkce. V závislosti na typu dané úlohy se mění počet svalů, které jsou využívány k jejímu řešení.



Obr. 5.5 Svaly, které se podílejí na flexi v loketním kloubu (upraveno podle Watkins, 2010)

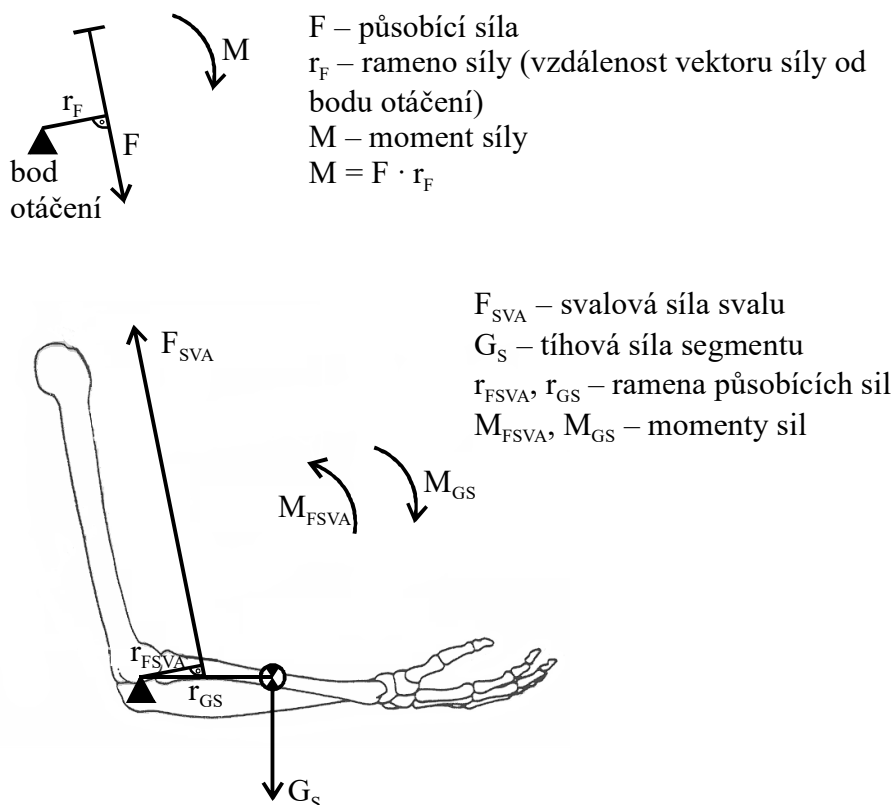
Z uvedených svalů se m. biceps brachii a m. brachialis vyznačují velkou rotační složkou a malou normálovou složkou svalové síly. U zbývajících svalů je situace opačná. V důsledku velké normálové („stabilizační“) složky síly působí tyto svaly jako stabilizátory loketního kloubu, s pomocnou funkcí pro vlastní rotační pohyb předloktí a ruky.

5.4 Moment svalové síly

Pro řešení situace v daném kloubu je rozhodující velikost otáčivého účinku síly, která je ovlivněna vzdáleností vektoru síly od okamžitého středu otáčení (zjednodušeně středu kloubu). Pomocí součinu velikosti síly a této vzdálenosti určíme velikost otáčivého účinku – **moment síly** (obr. 5.6). Jinými slovy: Protože vektor svalové síly neprochází bodem otáčení,

vzniká jeho působením na segment otáčivý účinek. Jeho znalost je nezbytná pro řešení úloh, souvisejících s pohybem v kloubu.

Poznámka: Tato kapitola má zásadní význam pro aplikaci biomechanických poznatků na způsob pohybu segmentů a na velikost zatížení v kloubu. Lidské tělo si můžeme představit jako soustavu pák, se středy otáčení v kloubech. Pochopení této problematiky je rozhodující pro možnost využití biomechanických poznatků v praxi.

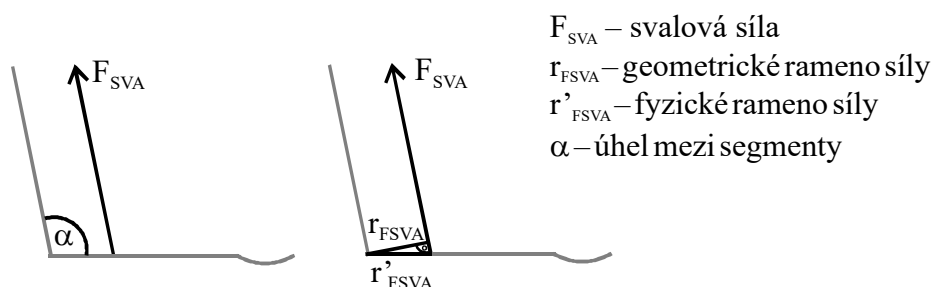


Obr. 5.6 Grafické znázornění momentu síly a jeho aplikace na oblast loketního kloubu

Při určení velikosti ramene svalové síly musíme rozlišovat mezi vzdáleností počátku vektoru síly od bodu otáčení a vzdáleností vektoru síly od bodu otáčení (obr. 5.7). Zatímco **fyzické rameno síly** stanovíme jako vzdálenost místa úponu šlachy daného svalu od středu otáčení, v případě vzdálenosti vektoru síly od bodu otáčení – **geometrické rameno síly** – je nutné její velikost vypočítat. Závislost mezi velikostí geometrického (r_{FSVA}) a fyzického (r'_{FSVA}) ramene síly je určena pomocí vztahu

$$r_{FSVA} = r'_{FSVA} \cdot \sin\alpha,$$

kde α je úhel mezi segmenty.



Obr. 5.7 Grafické znázornění geometrického a fyzického ramene svalové síly

Př. Pro výpočet momentu síly používáme geometrické rameno síly. Jeho velikost se mění se změnou úhlu v kloubu. Změna polohy segmentů tedy ovlivňuje velikost ramene síly. Správným nastavením polohy segmentů můžeme maximalizovat velikost ramene a tím zmenšit velikost svalové síly, která je nutná pro provedení pohybu.

5.4.1 Momentová rovnice

Průběh pohybu (rotace) segmentu můžeme určit na základě řešení momentové rovnice. V tomto případě provádíme porovnání velikostí momentů sil vzhledem k danému bodu, které působí na daný segment. Výsledný moment je dán součtem velikostí jednotlivých momentů

$$M = \sum_{i=1}^n M_i = M_1 + M_2 + \dots + M_n,$$

kde n je počet momentů. Jeho velikost a orientace nás informují o pohybu segmentu.

V praxi se tento problém převádí na porovnání momentů tíhových sil (segment, břemeno) a momentů svalových sil. Pomocí vztahu mezi těmito momenty můžeme určit typ svalové kontrakce sledovaného svalu jako:

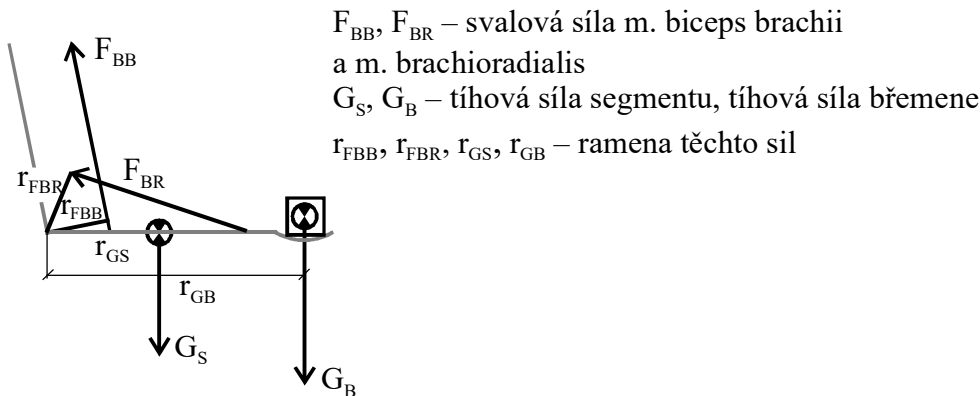
$$\begin{array}{rcl}
 & > & \text{koncentrická svalová kontrakce} \\
 M_{FSVA} & = & M_G \quad \text{izometrická} \\
 & < & \text{excentrická}
 \end{array}$$

V elementárním případě (viz obr. 5.7), kdy osoba nadržuje žádné břemeno a kdy uvažujeme pouze aktivitu m. biceps brachii, má rovnice tvar

$$M = M_{GS} + M_{FBB} = G_S \cdot r_{GS} + F_{BB} \cdot r_{FBB}$$

Jestliže předpokládáme působení další zátěže a zapojení dalších svalů (viz obr. 5.8) je momentová rovnice ve tvaru

$$\begin{aligned}
 M &= M_{GS} + M_{GB} + M_{FBB} + M_{FBR} = \\
 &= G_S \cdot r_{GS} + G_B \cdot r_{GB} + F_{BB} \cdot r_{FBB} + F_{BR} \cdot r_{FBR}
 \end{aligned}$$



Obr. 5.8 Základní parametry pro určení momentové rovnice při flexi v loketním kloubu

Pro izometrickou svalovou kontrakci musí být velikost momentů tíhových sil rovna hodnotě momentů tahových sil vybraných svalů

$$M_{GS} + M_{GB} = M_{FBB} + M_{FBR}$$

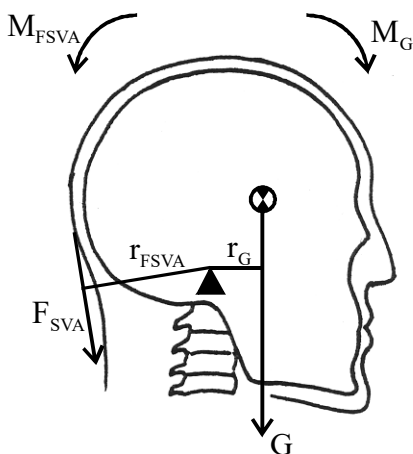
$$G_S \cdot r_{GS} + G_B \cdot r_{GB} = F_{BB} \cdot r_{FBB} + F_{BR} \cdot r_{FBR}$$

5.5 Druhy pák v lidském těle

Na rozdíl od klasické mechaniky, kdy podle základního dělení rozlišujeme páku jednozvratnou a dvojjzvratnou, přihlížíme v biomechanice také k tomu, jakou rychlostí je pohyb proveden.

Páka prvního druhu – dvojjzvratná, páka rovnováhy

Bod otáčení se nachází mezi působícími silami; příkladem je spojení lebky a páteře (obr. 5.9).



F_{SVA} – svalová síla šíjového svalstva
 G – tíhová síla hlavy
 $r_{F_{SVA}}, r_G$ – ramena působících sil
 $M_{F_{SVA}}, M_G$ – momenty působících sil

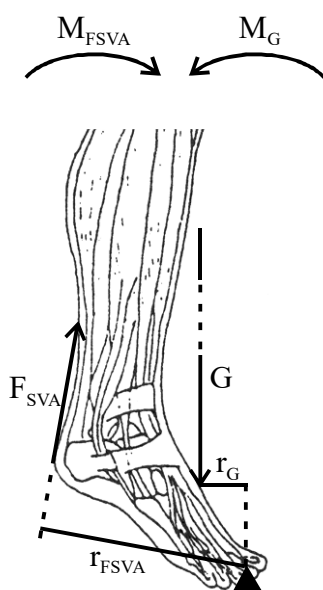
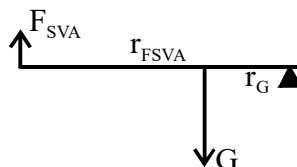
Obr. 5.9 Příklad dvojjzvratné páky (I. druhu)

Tíhová síla působí v těžišti hlavy, bodem otáčení je kloub atlantookcipitální. Vektor svalové síly je výsledkem kontrakce extenzorů hlavy. Při pohybu dochází k neustálým změnám velikosti ramene tíhové i svalové síly, které se projevují ve změnách velikosti

působících momentů. Na tyto odchylky navazuje vždy po určité době snaha o navrácení hlavy do polohy, kterou můžeme charakterizovat jako vzpřímené držení hlavy s minimální energetickou náročností.

Páka druhého druhu – jednozvratná, páka síly

Vektor tíhové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem svalové síly; příkladem je pohyb v metatarzofalangeálním kloubu při plantární flexi (obr. 5.10).



F_{SVA} – svalová síla m. triceps surae
 G – tíhová síla těla
 r_{FSVA} , r_G – ramena působících sil
 M_{FSVA} , M_G – momenty působících sil

Obr. 5.10 Příklad jednozvratné páky (II. druhu)

Tíhová síla působí v těžišti těla, bodem otáčení je kloub metatarzofalangeální. Síla, která umožní provedení plantární flexe, vzniká kontrakcí m. triceps surae, směr vektoru síly je určen směrem Achillovy šlachy. Protože páka je definována tak, že tíhová síla působí blíže k bodu otáčení než síla svalová, je vždy splněna podmínka, že rameno tíhové síly (r_G) je menší než rameno síly svalové (r_{FSVA}). Pro izometrickou svalovou kontrakci platí

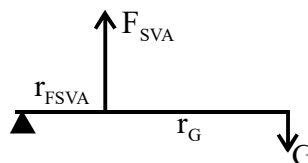
$$F_{SVA} \cdot r_{FSVA} = G \cdot r_G$$

$$r_{FSVA} > r_G \Rightarrow F_{SVA} < G.$$

Působící tíhovou sílu tedy vždy překonáváme svalovou silou, která je menší. Proto lze pomocí této páky přemístit větší hmotnost, ale po kratší dráze.

Páka třetího druhu – jednozvratná, páka rychlosti

Vektor svalové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem tíhové síly; příkladem je aktivita m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu (viz obr. 5.6).



Tíhová síla působí v těžišti segmentu (předloktí + ruka), bodem otáčení je střed loketního kloubu. Pro velikost ramen působících sil na této páce platí $r_G > r_{FSVA}$. Pro překonání účinku působící tíhové síly musíme vyvinout větší svalovou sílu:

$$F_{SVA} > G.$$

Tento typ páky je typický pro dlouhé kosti. Při svalové kontrakci vykonává distální část segmentu pohyb o velkém rozsahu, body na konci segmentu se pohybují velkou rychlostí.

5.6 Reakční síla v kloubu

Na základě zákona akce a reakce vzniká vlivem působících sil (svalová, tíhová) při provádění pohybu reakční síla, která působí na daný kloub. Tato síla určuje zatížení kloubu. Pro určení její velikosti využíváme podmínky statické rovnováhy, kdy součet působících sil, stejně jako všech momentů sil ke zvolenému bodu, je roven nule.

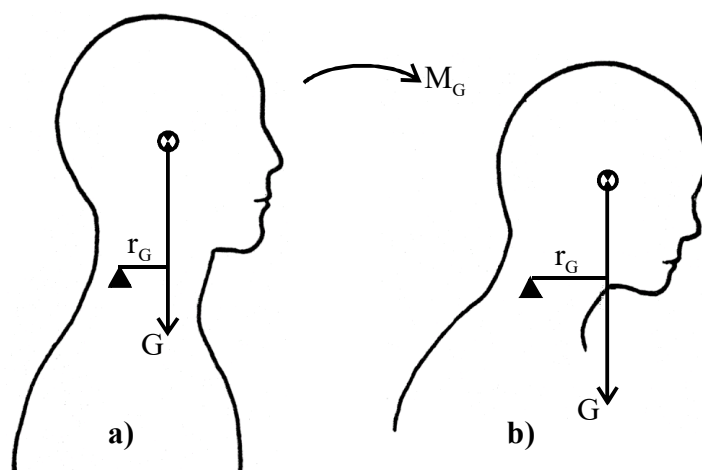
Působení reakční síly není nutně podmíněno prováděním pohybu. Její účinky se projevují i v situacích, kdy vliv tíhové síly je kompenzován působením svalové síly, bez doprovodného pohybu. Klasickým příkladem je silové působení při udržení vzpřímeného stoje.

5.7 Modelové příklady pro využití momentové rovnice

Držení hlavy ve stoji

Mezi znaky zátěžového držení těla patří také změna polohy hlavy, popisovaná jako předsunuté držení hlavy (obr. 5.11). Bodem otáčení, ke kterému vztahujeme působení tíhové a svalové síly, je přechod C7-Th1. Působí síla tíhové síly je v těžišti hlavy a krku.

Moment tíhové síly při posunutí hlavy určený vzhledem k přechodu C7-Th1 se zvětšuje přibližně 3x. Tzn., že se asi trojnásobně zvyšuje zatížení svalů, které působí jako extenzory hlavy.

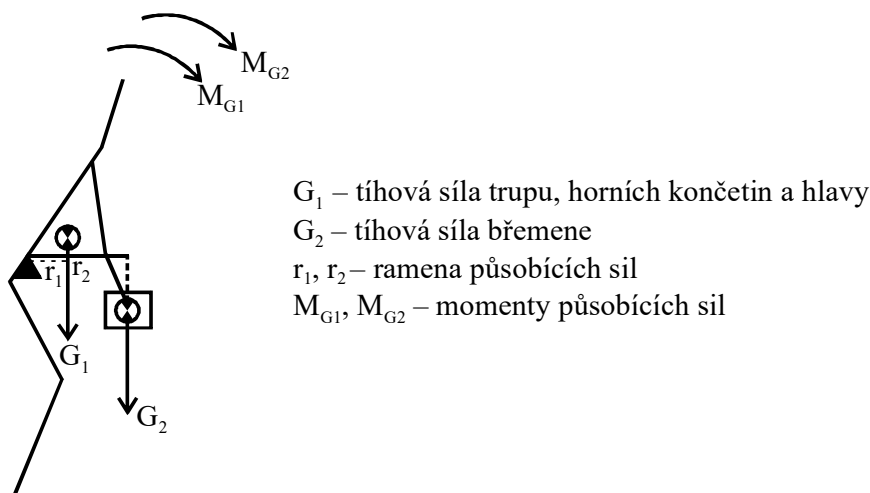


- G – tíhová síla hlavy a krku
- r_G – rameno tíhové síly
- M_G – moment tíhové síly
- ▲ – spojení C7-Th1

Obr. 5.11 Znázornění momentu tíhové síly při správném (a) a vadném (b) držení hlavy

Způsob zvedání břemene

a) doporučený postup se vzpřímeným (mírně flektovaným) trupem a zapojením dolních končetin (obr. 5.12)

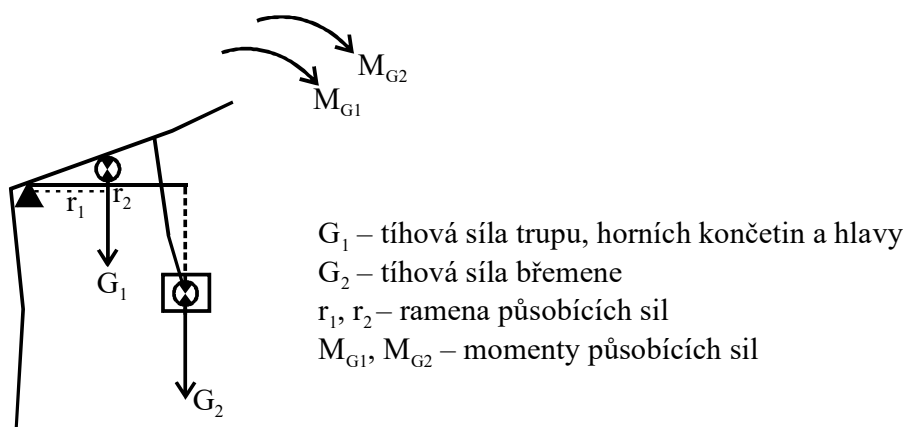


Obr. 5.12 Působení tíhové síly při zvedání břemene se zapojením dolních končetin

Momenty tíhové síly vznikají působením tíhové síly zvedaného břemene a tíhové síly segmentu (trup, horní končetiny a hlava). Bodem otáčení je přechod mezi L5-S1, označovaný také jako kritický bod na páteři, ve kterém dochází k přechodu mezi segmenty s různými stupni tuhosti.

$$M_G = M_{G1} + M_{G2} = G_1 \cdot r_1 + G_2 \cdot r_2$$

b) nesprávný postup, kdy při napnutých dolních končetinách dochází k nadměrnému zapojení extenzorů trupu (obr. 5.13)

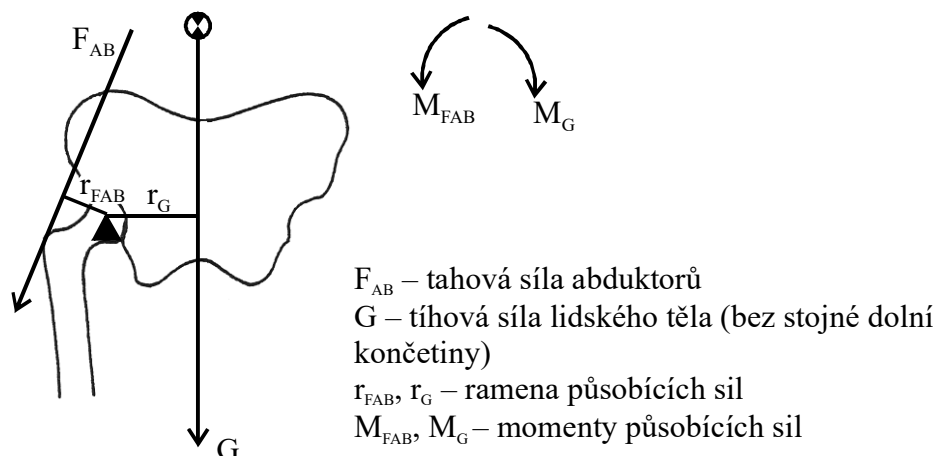


Obr. 5.13 Působení tíhové síly při zvedání břemene s napnutými dolními končetinami

Nevýhodou tohoto způsobu zvedání není pouze zmenšení zapojení svalstva dolních končetin, ale také zvětšení momentu tíhové síly. Oddálením působících tíhových sil od bodu otáčení výrazně narůstá velikost ramene tíhové síly břemene r_2 i tíhové síly segmentu r_1 . Tím dochází k zvýšení nároků na zapojení (velikost svalové síly) extenzorů trupu.

Zapojení svalů pro udržení polohy pánve ve švihové fázi chůze

Způsob provedení pohybu dolní končetiny ve fázi kroku, kdy druhá končetina je v kontaktu s podložkou, je ovlivněn polohou pánve. Velikost tahové síly abduktorů se podílí na vzniku momentu síly, který překonává působení momentu tíhové síly těla (obr. 5.14).



Obr. 5.14 Znárodnění působících sil při abdukci v kyčelním kloubu ve švihové fázi chůze

Vzhledem k tomu, že vektor svalové síly působí blíže od středu kyčelního kloubu než vektor síly tíhové, musí být pro udržení rovnováhy svalová síla větší než síla tíhová. Tato činnost tedy klade zvýšené nároky na pohybový aparát, a to i vzhledem k tomu, že se jedná o situaci opakující se s velkou frekvencí.

Využití hole pro redukci zatížení stojné končetiny při chůzi

Jednou z možností usnadnění chůze pacientů je použití hole. V průběhu chůze slouží hůl ke zlepšení rovnováhy, její význam spočívá také ve zmenšení zátěže, která působí na dolní končetinu s daným deficitem. Opřením se o hůl dochází k nárůstu velikosti síly působící přes hůl na podložku, vzniká reakční síla podložky. Ta se přenáší zpět přes hůl na horní končetinu. Moment této reakční síly napomáhá momentu tahové síly abduktorů při překonání působení momentu tíhové síly.

Př. Určete vliv použití hole na velikost zatížení stojné dolní končetiny.

Hmotnost člověka je $m = 70$ kg, velikosti ramen tíhové a svalové síly jsou $r_G = 0,12$ m, $r_{FAB} = 0,06$ m. Velikost tíhové síly, která působí na hmotnost těla zmenšenou o hmotnost stojné končetiny, je 590 N. Pro zjednodušení nebudeme uvažovat moment síly, způsobený tahovou silou adduktorů.

a) velikost síly při chůzi bez použití hole (obr. 5.14)

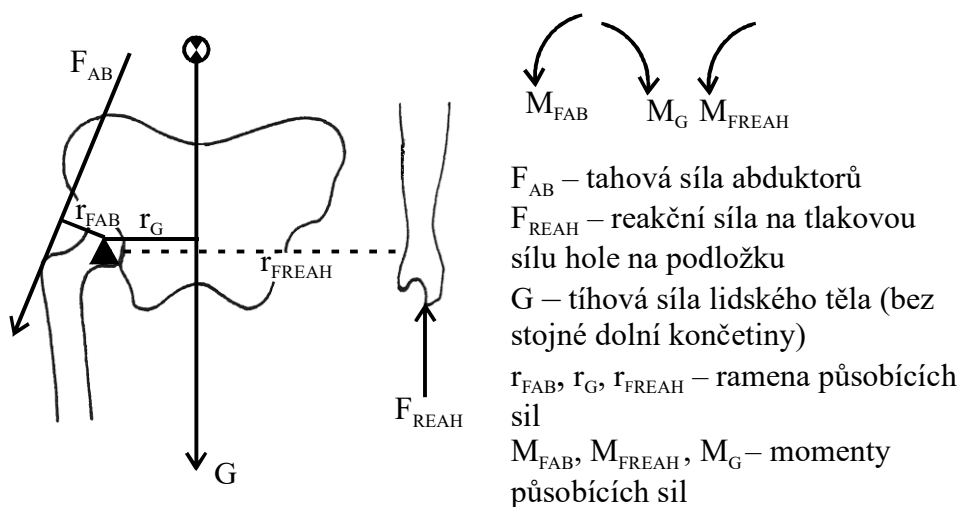
Pro tahovou sílu abduktorů platí: $F_{AB} \cdot r_{FAB} = G \cdot r_G$

$$F_{AB} = \frac{G \cdot r_G}{r_{FAB}} = \frac{590 \cdot 0,12}{0,06} = 1180 \text{ N}$$

Velikost tahové síly abduktorů při chůzi bez hole je 1180 N.

b) velikost síly při chůzi s použitím hole (obr. 5.15)

Hodnota reakční síly podložky, která působí na horní končetinu, je $F_{\text{REAH}} = 170 \text{ N}$, velikost ramene této síly je $r_{\text{FREAH}} = 0,37 \text{ m}$.



Obr. 5.15 Znázornění působících sil při abdukci v kyčelním kloubu ve švihové fázi chůze při použití hole

Momentová rovnice je ve tvaru: $F_{\text{AB}} \cdot r_{\text{FAB}} + F_{\text{REAH}} \cdot r_{\text{FREAH}} = G \cdot r_{\text{G}}$

$$F_{\text{AB}} = \frac{G \cdot r_{\text{G}} - F_{\text{REAH}} \cdot r_{\text{FREAH}}}{r_{\text{FAB}}} = \frac{590 \cdot 0,12 - 170 \cdot 0,37}{0,06} = 131,7 \text{ N}$$

Při použití hole je velikost tahové síly abduktorů 131,7 N. Její velikost je přibližně 9x menší než při chůzi bez hole.

5.8 Testové otázky

1. Mechanickou triádu tvoří

- dvojice kostí a jejich mezilehlý prvek
- sval, kost, mezilehlý prvek
- sval, segment, mezilehlý prvek

2. Normálová složka šlachové síly působí na segment z hlediska jeho

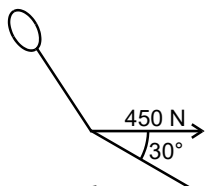
- komprese
- rotace
- stabilizace
- nelze obecně určit

3. Závislost mezi momentem svalové a tíhové síly při koncentrické svalové kontrakci je dán vztahem

- $M_{FSVA} > M_G$
- $M_{FSVA} = M_G$
- $M_{FSVA} < M_G$

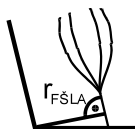
4. Na obrázku je vyjádřen vektor síly flexorů kyčle při změně polohy z lehu do sedu. Velikost rotační složky síly je

- 45 N
- 200 N
- 225 N
- 420 N



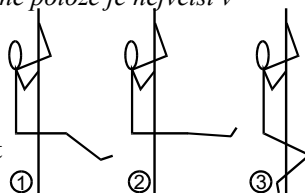
5. Vzdálenost $r_{F\dot{S}LA}$ mezi úponem m. biceps brachii (vektorem svalové síly) a středem otáčení loketního kloubu se nazývá

- aritmetické rameno síly
- fyzické rameno síly
- geometrické rameno síly



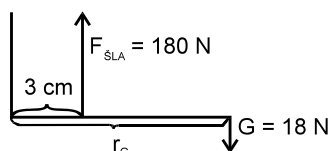
6. Velikost svalové síly potřebné k udržení dolních končetin v dané poloze je největší v případě

- 1
- 2
- 3
- nelze obecně určit



7. Délka ramene r_G tíhové síly břemene (viz obrázek) je rovna

- 20 cm
- 25 cm
- 30 cm
- 35 cm



8. Pro velikost šlachové síly, kterou je nezbytné vyvinout při udržení rovnovážného stavu ($M_{F\dot{S}LA} = M_G$), je rozhodující

- hmotnost břemene, vzdálenost břemene od osy otáčení
- hmotnost břemene, vzdálenost břemene od osy otáčení, úhel mezi segmenty
- hmotnost břemene, hmotnost svalu, úhel mezi segmenty

9. Základní typy pák, se kterými se setkáváme v lidském těle, jsou páka

- síly, rychlosti, zrychlení
- síly, zrychlení, rovnováhy
- rychlosti, zrychlení, rovnováhy
- síly, rychlosti, rovnováhy

10. Páka rychlosti (loketní kloub) je charakterizována těmito vlastnostmi

- $F_{\dot{S}LA} > G$, malému rozsahu svalové kontrakce odpovídá velký rozsah pohybu
- $F_{\dot{S}LA} > G$, velkému rozsahu svalové kontrakce odpovídá malý rozsah pohybu
- $F_{\dot{S}LA} < G$, malému rozsahu svalové kontrakce odpovídá velký rozsah pohybu
- $F_{\dot{S}LA} < G$, velkému rozsahu svalové kontrakce odpovídá malý rozsah pohybu

11. Páku rovnováhy v lidském těle představuje

- napojení lebky na páteř (atlantokcipitální kloub)
- loketní kloub
- hlezenní kloub

12. Při stožení na jedné dolní končetině vytváří poloha pánve vzhledem ke kyčelnímu kloubu stojné končetiny páku

- I. řádu
- II. řádu
- III. řádu
- IV. řádu

13. Při rovnovážném stavu v loketním kloubu platí vztah (M_{GP} – moment tíhové síly předloktí a ruky, M_{GB} – moment tíhové síly břemene, M_F – moment svalové síly)

- $M_{GP} + M_{GB} - M_F = 0$
- $M_{GP} - M_{GB} - M_F = 0$
- $M_{GP} + M_F - M_{GB} = 0$

Řešení: 1c, 2c, 3a, 4c, 5c, 6b, 7c, 8b, 9d, 10b, 11a, 12a, 13a

6 LITERATURA

- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.) Grada.
- Dylevský, I. (2007). *Obecná kineziologie*. Grada.
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of human movement* (5th ed.). Human Kinetics.
- Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2015). *Biomechanical basis of human movement* (4th ed.). Wolters Kluwer.
- Karas, V., Otahal, S., & Sušanka, P. (1990). *Biomechanika tělesných cvičení*. Státní pedagogické nakladatelství.
- Komi, P. V. (Ed.). (2003). *Strength and power in sport* (2nd ed.). Blackwell Science.
- Konvičková, S., & Valenta, J. (2007). *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém II*. České vysoké učení technické.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2021). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (5th ed.). Wolters Kluwer.
- Valenta, J. a kol. (1985). *Biomechanika*. Academia.
- Véle, F. (2007). *Kineziologie* (2nd ed.). Triton.
- Watkins, J. (2010). *Structure and function of the musculoskeletal system* (2nd ed.). Human Kinetics.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley and Sons.