

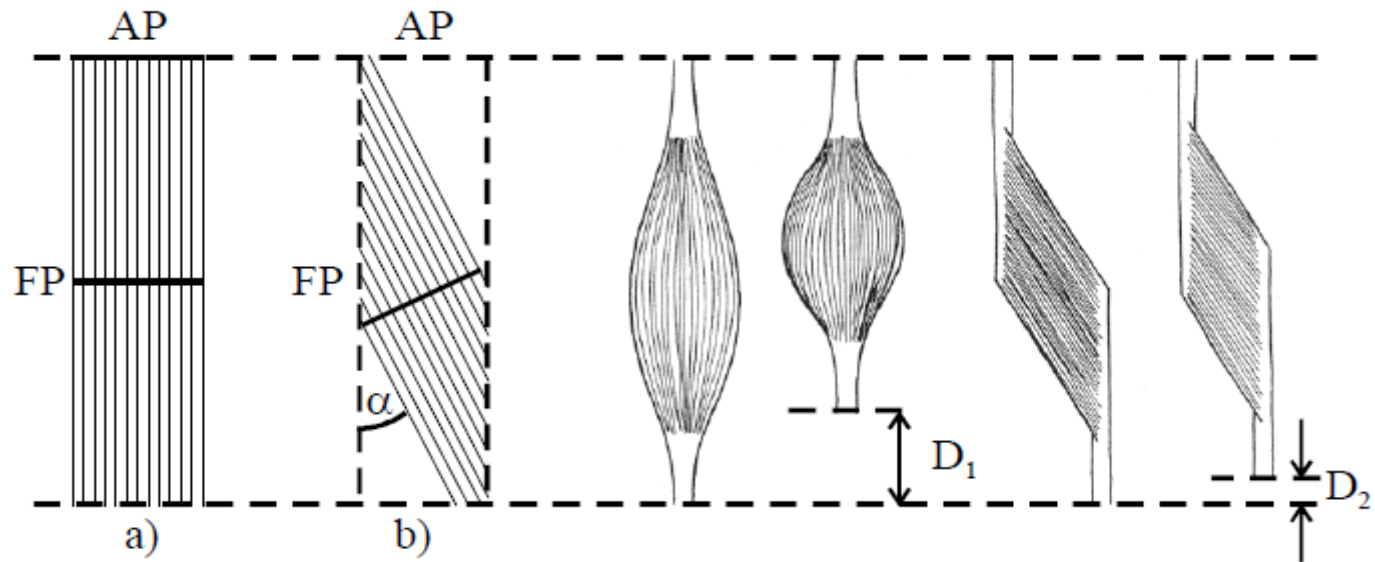
Mechanické vlastnosti kosterního svalu

mechanické vlastnosti, gradace svalového napětí,
Hillův tříprvkový model, závislost svalové síly na
parametrech svalové kontrakce

Obecné vlastnosti svalového subsystému

- iritabilita (dráždivost) – odpověď na podnět,
 - konduktivita (vodivost) – vedení vzruchu,
 - kontraktilita (stažlivost) – aktivní změna délky,
 - adaptabilita – přizpůsobení tvaru a možnost regenerace.
-
- Svalová redundance (nadbytečnost) – více svalů, než je teoreticky třeba – nahraditelnost, stabilita, odlehčení atd.

Architektura svalu



α – úhel zpeření
FP – velikost fyziologického průřezu
AP – velikost anatomického průřezu

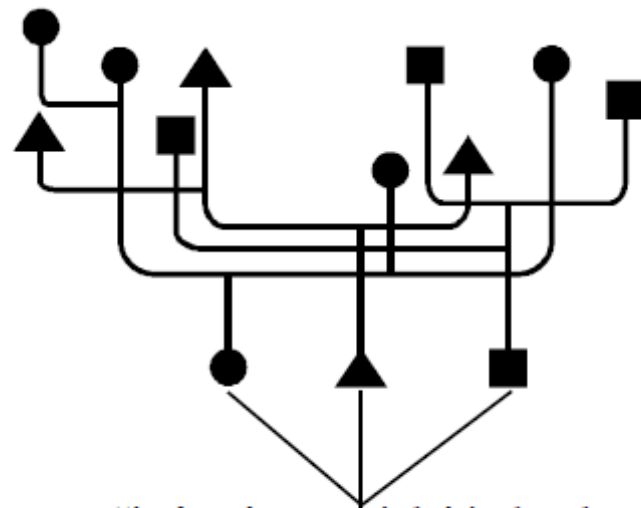
D_1 (D_2) – velikost zkrácení pro
nezpeřený (zpeřený sval)

Nezpeřený sval - větší zkrácení

Zpeřený sval - větší síla

Motorická jednotka

- Skupina svalových vláken stejného typu inervovaná jedním motoneuronem (tři až tisíce)
- Nejmenší část svalu schopná nezávislé kontrakce
- Její vlákna rozptýlena po svalu mezi vlákny jiných motorických jednotek

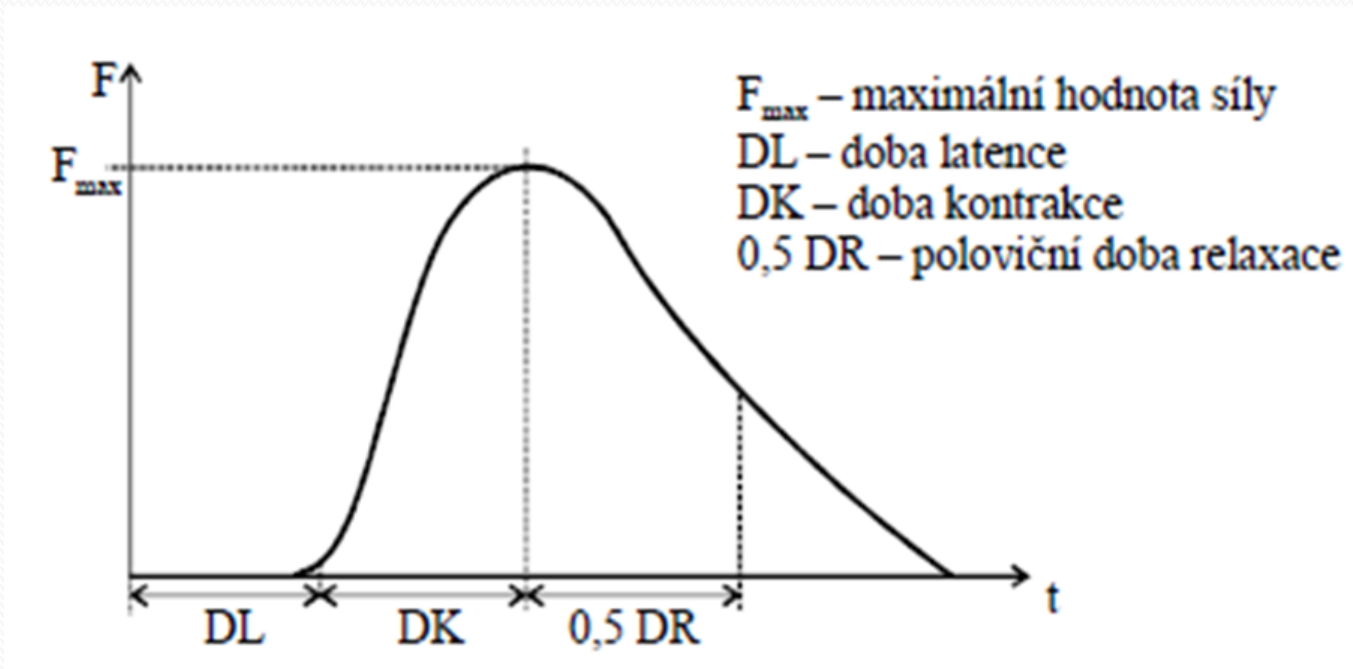


Tři různé motorické jednotky,
každá je tvořena vlákny stejného typu.

Aktivita motorické jednotky

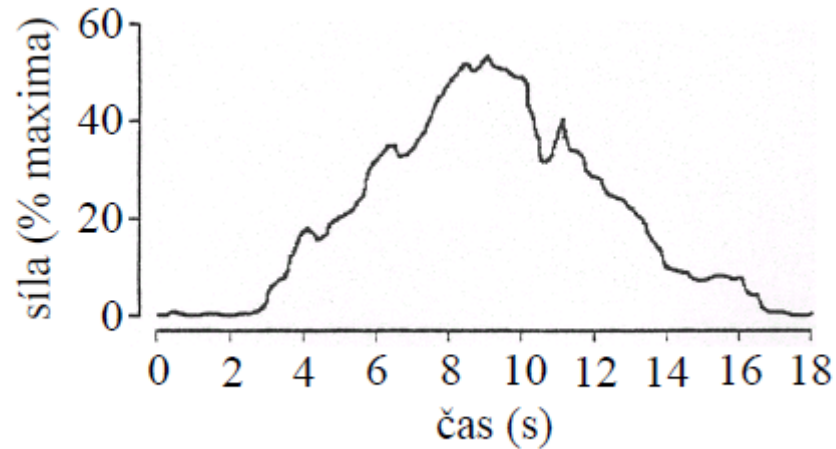
Princip „vše nebo nic“

Závislost síly na čase



Gradace svalového napětí

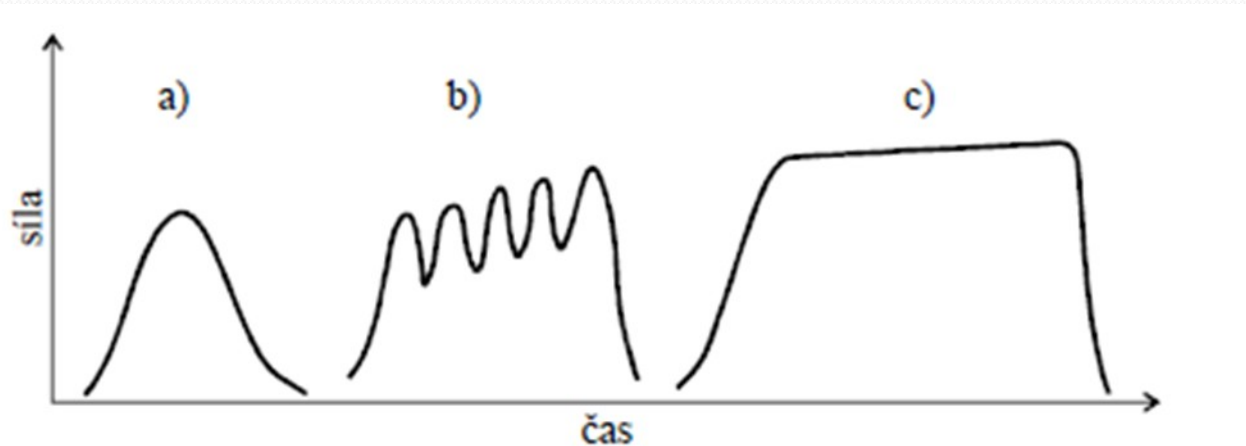
- Pro dosažení odpovídajícího napětí svalu jsou využívány principy prostorové a časové sumace, zapojovány jsou oba mechanismy
- **Prostorová sumace**
 - ke kontrakci motorických jednotek nedochází v jednom okamžiku, vzruch přichází do různých částí svalu fázově posunutý.
 - Podle nároku na sílu se aktivují další jednotky - **Adrian-Bronckův zákon**
 - První se pak odpojují ty, co se připojily jako poslední



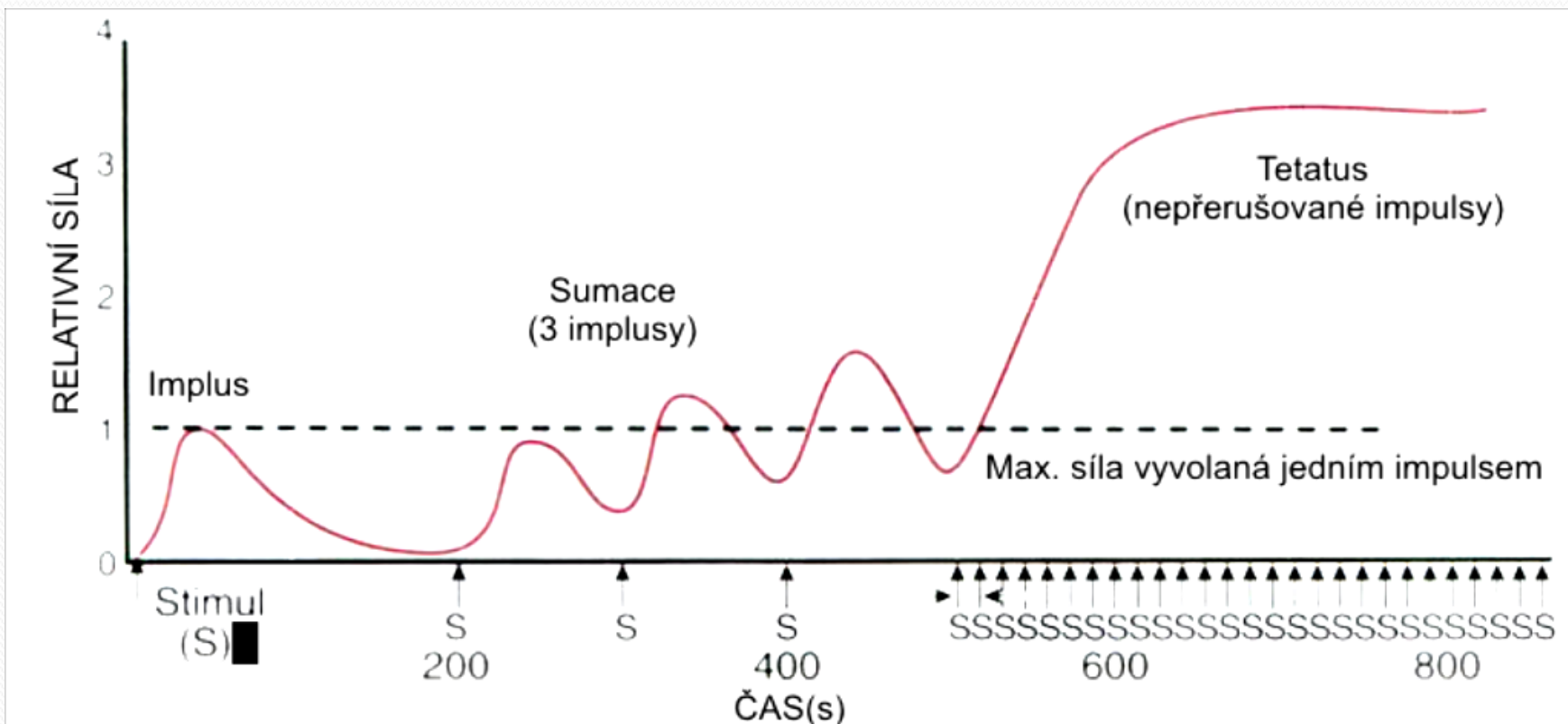
Princip prostorové sumace pro pět motorických jednotek (upraveno podle Enoka, 2008)

• Časová sumace

- Zvýšení frekvence vzruchů aktivujících motorickou jednotku
- Postupně nedosahují úplné relaxace (7-10Hz) – neúplný tetanus
- Vyhlazení dílčích maxim (30 Hz) – hladký tetanus
- Pro kratší svaly je třeba vyšší frekvence pro dosažení maximální síly



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



Variace v tvorbě síly v závislosti na stimulační frekvenci (Kenney, Wilmore, & Costill, 1999).

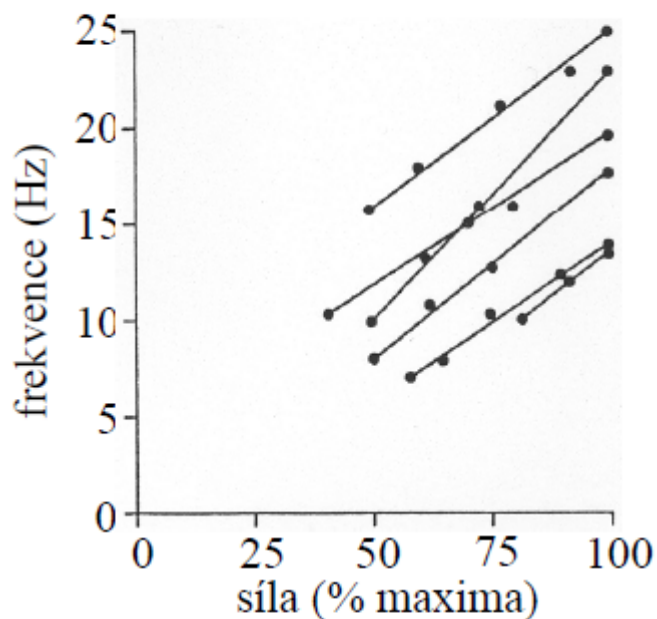
Gradace svalového napětí

- Zapojuvany oba mechanismy podle druhu pohybu, např.

<i>Úroveň svalového napětí</i>	<i>Způsob gradace</i>
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.

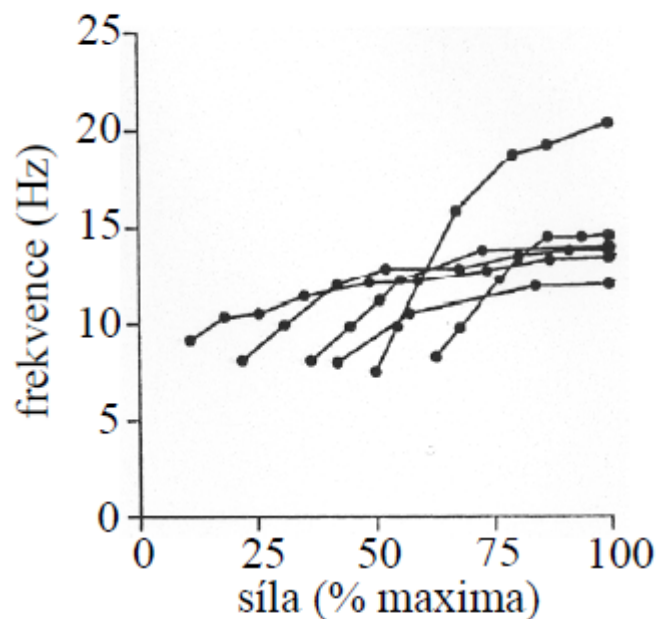
Pro fázičné svaly je vzťah medzi frekvenci a svalovou silou lineárni, pro tonické svaly je tato závislost nelineární, nárůst síly v závěrečné části je méně dynamický.

fázičné motorické jednotky



vhodnější v dynamických situacích

tonické motorické jednotky

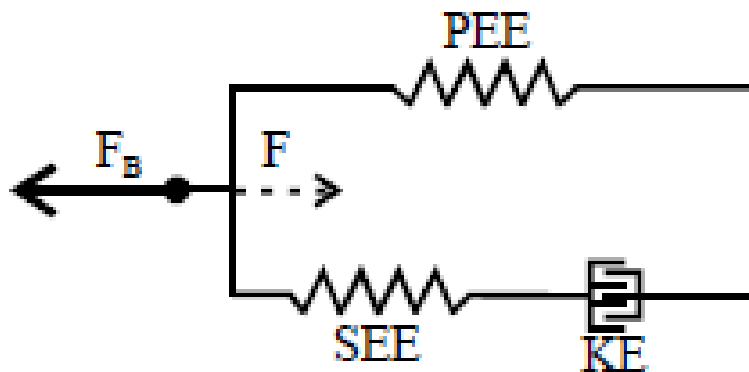


menší síla, menší unavitelnost

Obr. 4.8 Závislost mezi velikostí síly a frekvencí vzruchů pro tonické a fázičné motorické jednotky (upraveno podle Enoka, 2008)

Hillův tříprvkový model jednotky sval - šlacha

- vyjádření činnosti svalu při různých typech svalové kontrakce (izometrická x anizometrická – koncentrická, excentrická)



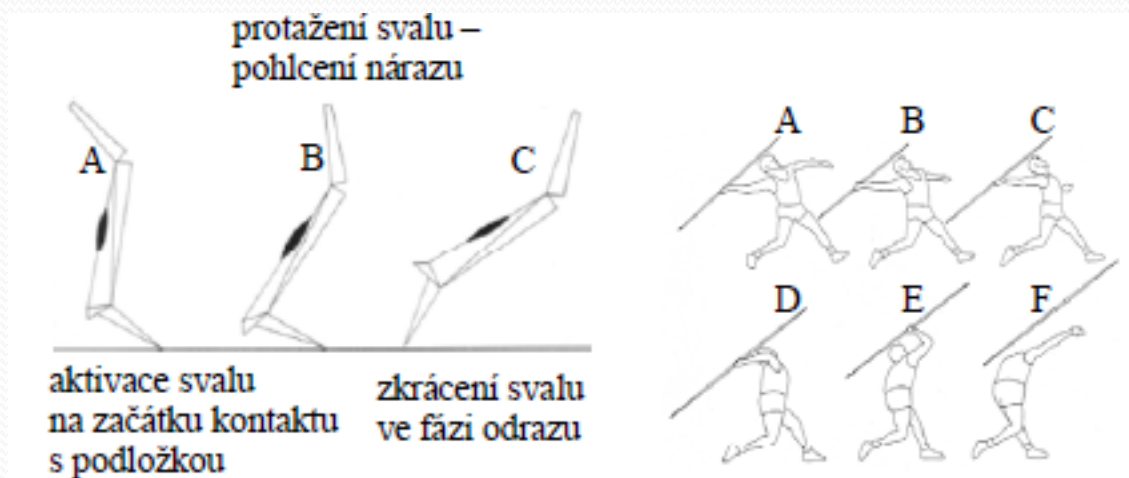
KE – kontraktilní element
SEE – sériový elastický element
PEE – paralelní elastický element
F – tahová síla svalu
F_B – síla břemene, působení vnějšího prostředí

Hillův tříprvkový model

- **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)
 - 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)
 - Může působit proti protažení pasivního svalu. To umožňuje zabránit přetržení svalu (při nedostatečné aktivitě KE) při nadměrném působení vnějších sil.

SSC cyklus (stretch – shortening cycle = protahovací – zkracovací)

- Vnější energie, která způsobuje protažení elastických elementů, se ukládá ve svalech ve formě deformační energie.
- Po excentrické svalové kontrakci lze tuto energii využít pro zrychlení pohybu dané části těla při kontrakci koncentrické
- princip plyometrických cvičení

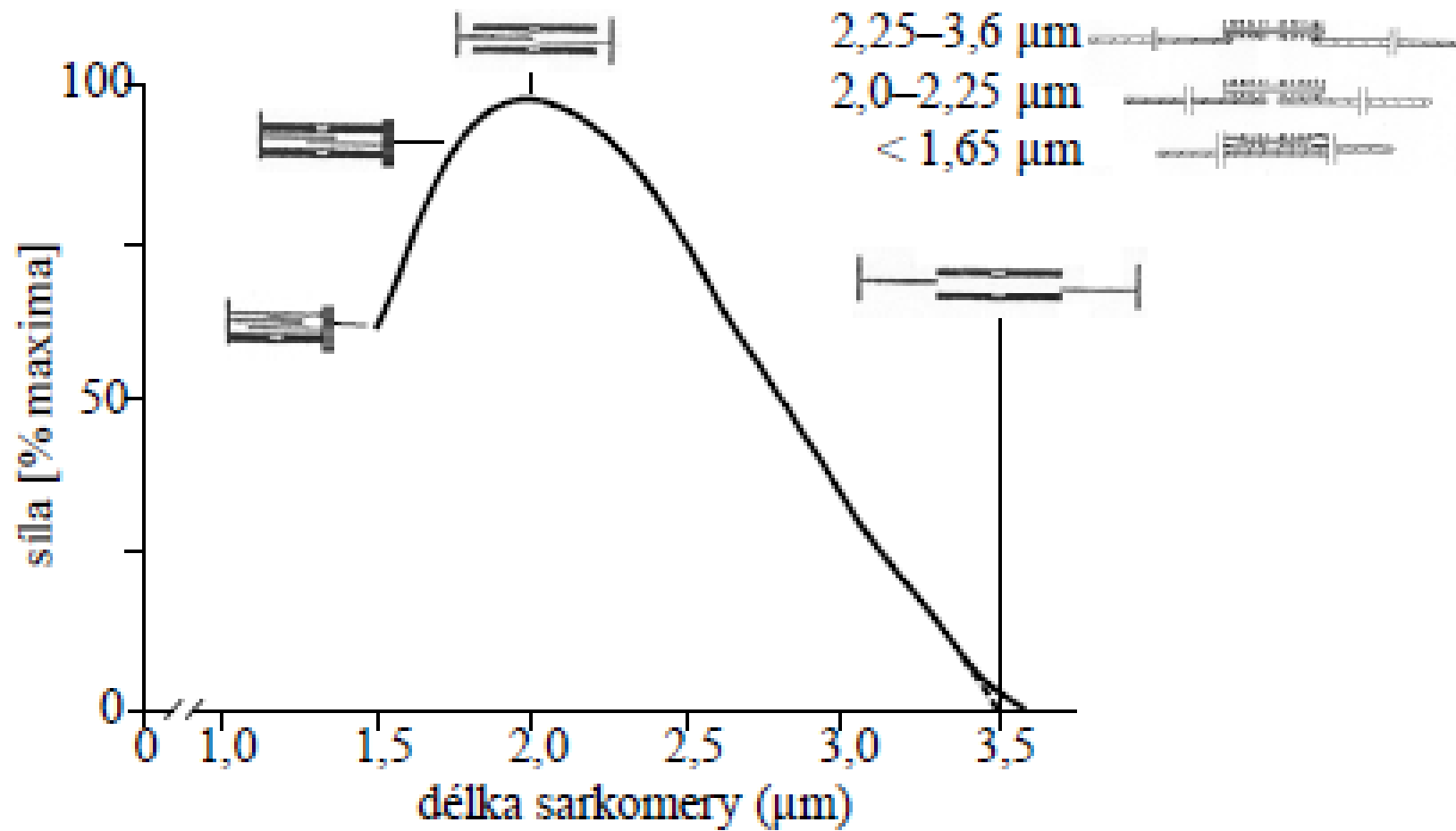


Závislost svalové síly na parametrech svalové kontrakce

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

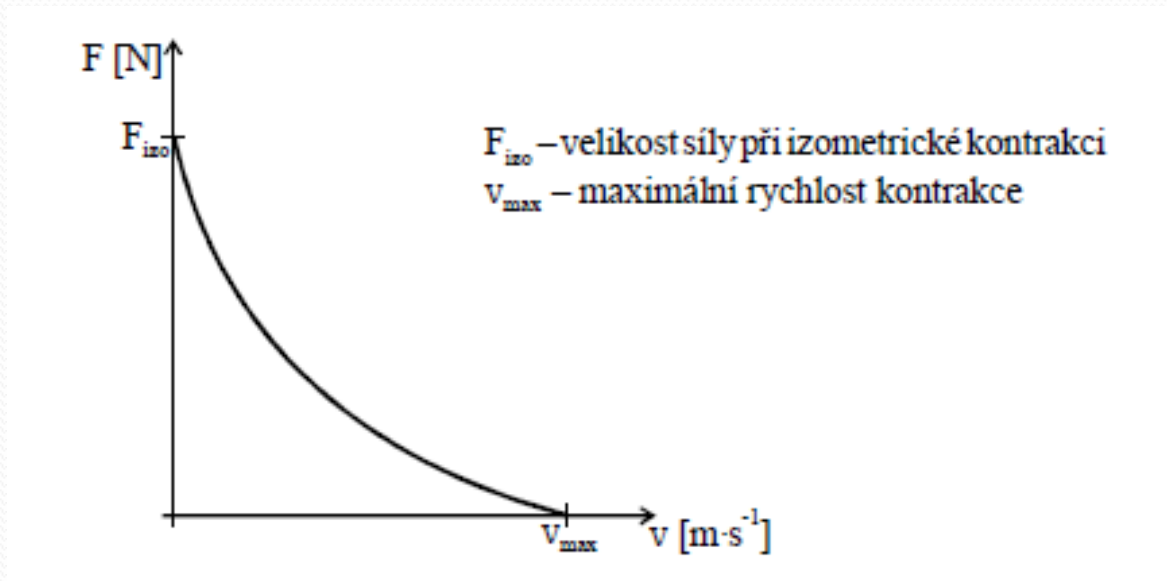
Velikost síly vs. délka sarkomery

- 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 napětí snižuje, protože dochází k překrytí tenkých filament na opačných koncích sarkomery, které jsou opačně polarizované.
- S dalším zmenšením délky je pokles napětí strmý



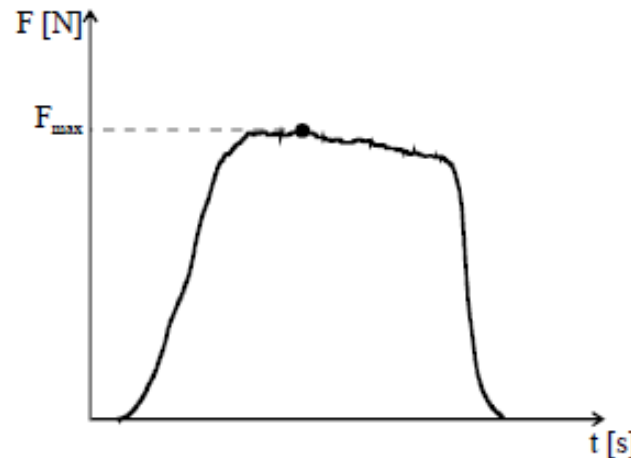
Velikost síly vs. rychlost kontrakce

- S rostoucí rychlostí kontrakce se zmenšuje velikost vyvíjené síly

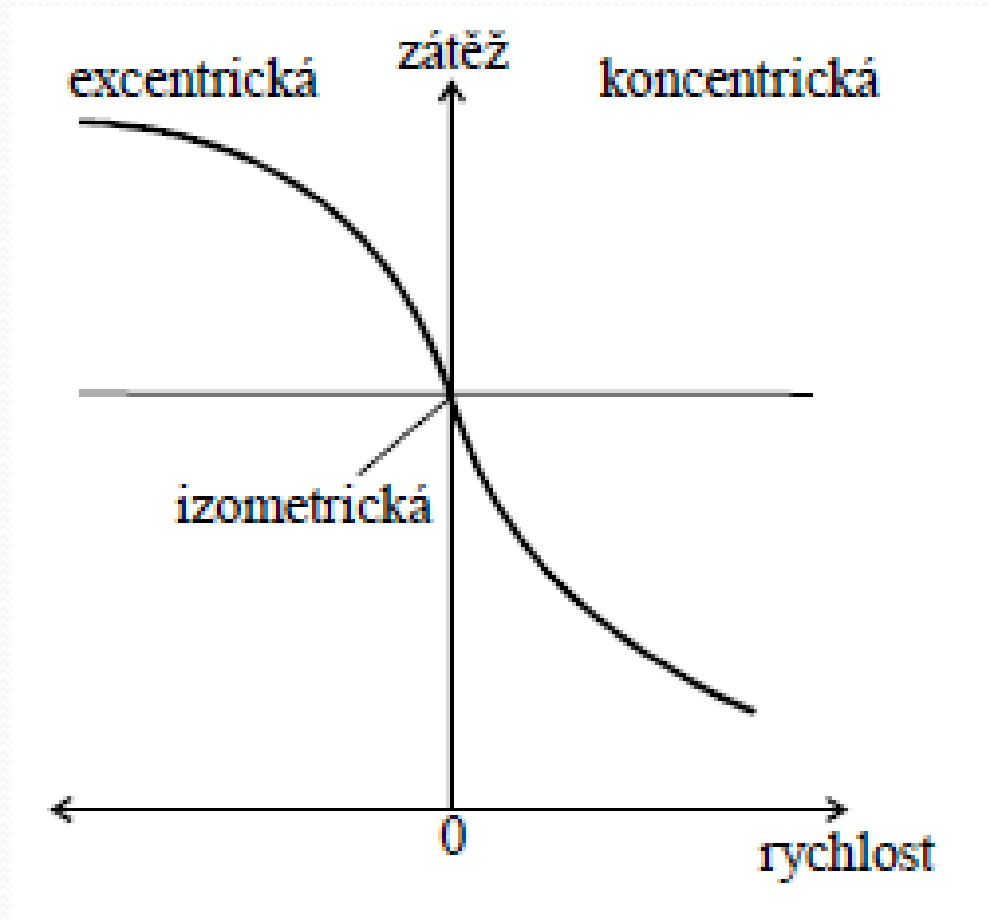


Velikost síly vs. doba kontrakce

- Při izometrické svalové kontrakci dochází v první fázi k výraznému nárůstu svalové síly.
- Následuje zvolnění nárůstu síly
- poté dochází k setrvalému stavu nebo k poklesu síly
- i když je maximálního napětí v KE dosaženo asi za 10 ms, trvá podstatně déle než dojde k přenosu síly do SEE a PEE.



Velikost zátěže vs. rychlost kontrakce



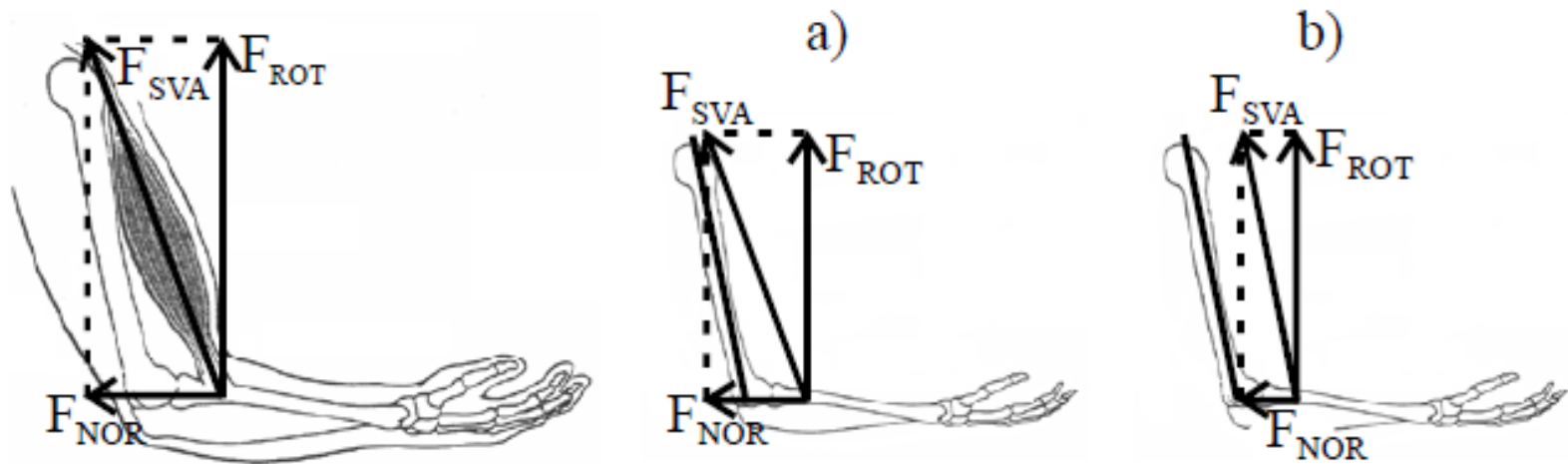
Energie při svalové kontrakci

- **Energie při svalové kontrakci**
 - produkce tepla – aktivační + zkracovací
- **Energie při svalové relaxaci**
 - relaxační teplo, kdy dochází k přeměně potenciální elastické energie uložené v PEE, SEE
- **Výkon svalu při svalové kontrakci**
 - vyjádřen pomocí Hillovy rovnice
 - Maximální výkon je dosažen při zatížení svalu, které odpovídá asi 1/3 velikosti maximální síly při izometrické kontrakci.
- **Účinnost svalu**
 - Přibližně 20 %

Mechanické vlastnosti svalu

- Faktory: věk, pohlaví, zdravotní stav, denní doba (vliv hormonů), stupeň trénovanosti svalu, teplota atd.
- Pevnost
 - pro lidský sval mezi 0,26 až 0,90 MPa.
 - k nevratným změnám (deformaci) dochází po protažení svalu 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 (50–100x menší než u šlach)

Princip pohybu v kloubech



F_{SVA} – svalová síla, F_{ROT} – rotační složka síly,
 F_{NOR} – normálová složka síly

Obr. 6.3 Rozklad svalové síly m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu

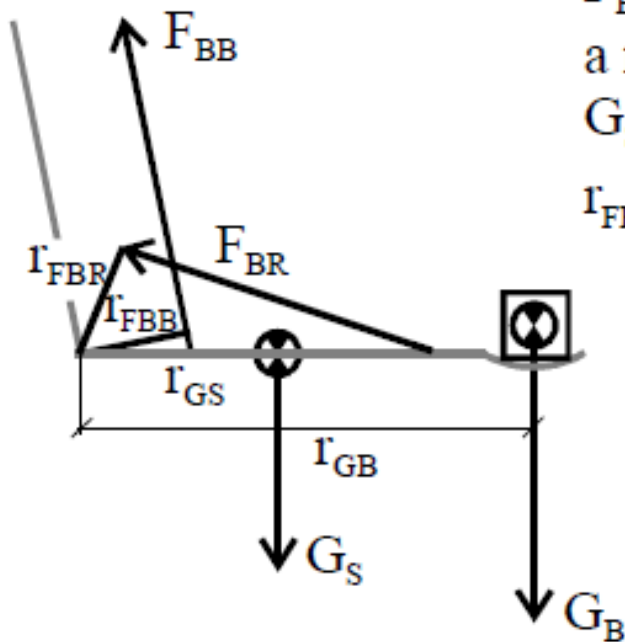
Jestliže předpokládáme působení další zátěže a zapojení dalších svalů (viz obr. 6.8) je momentová rovnice ve tvaru

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

F_{BB} , F_{BR} – svalová síla m. biceps brachii
a m. brachioradialis

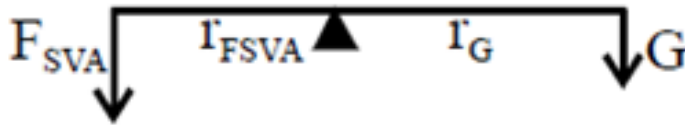
G_S , G_B – tíhová síla segmentu, tíhová síla břemene

r_{FBB} , r_{FBR} , r_{GS} , r_{GB} – ramena těchto sil

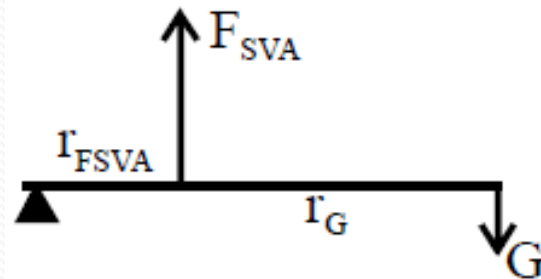
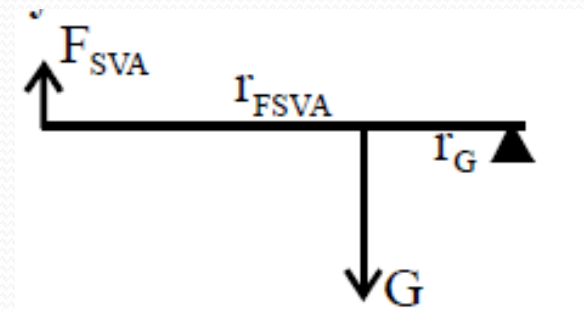


Druhy pák v lidském těle

- Páka jednozvratná x dvojzvratná
- Páka prvního druhu – páka rovnováhy

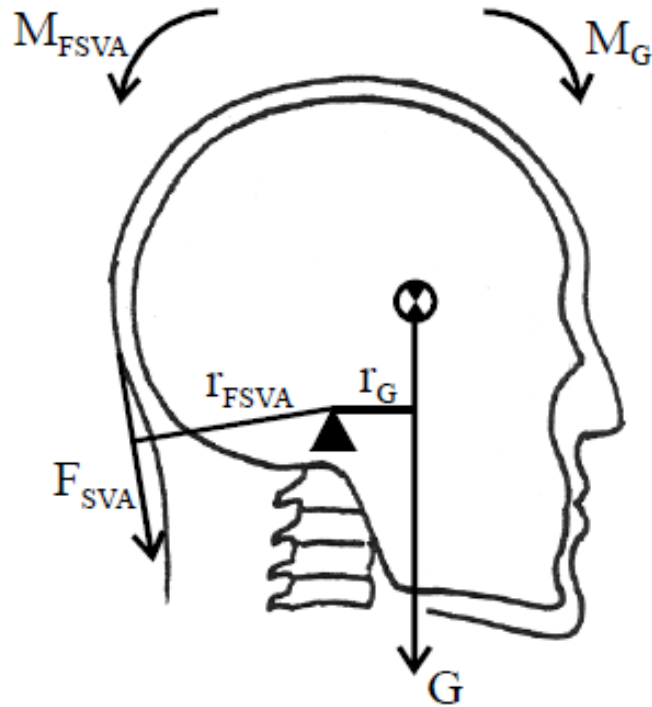
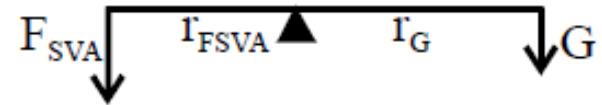


- Páka druhého druhu – páka síly
- Páka třetího druhu – páka rychlosti



Páka prvního druhu – dvojitá, páka rovnováhy

Bod otáčení se nachází mezi působícími silami; příkladem je spojení lebky a páteře (obr. 6.9).

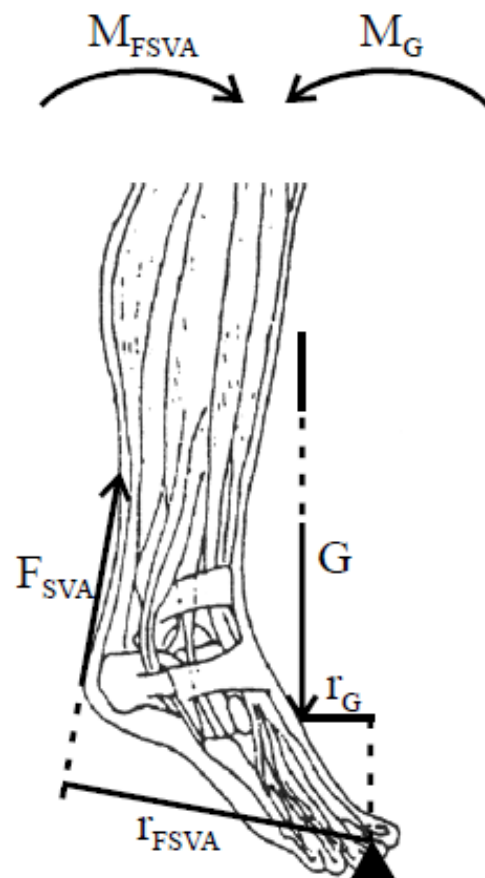
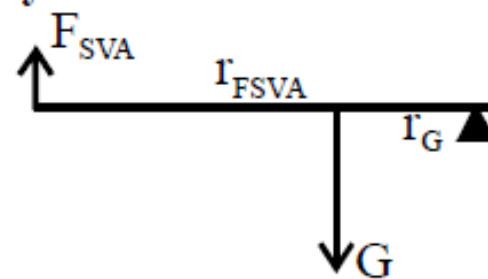


F_{SVA} – svalová síla šíjového svalstva
 G – tíhová síla hlavy
 $r_{F_{SVA}}, r_G$ – ramena působících sil
 $M_{F_{SVA}}, M_G$ – momenty působících sil

Obr. 6.9 Příklad dvojitá páky (I. druhu)

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. 6.10).



F_{SVA} – svalová síla m. triceps surae

G – tíhová síla těla

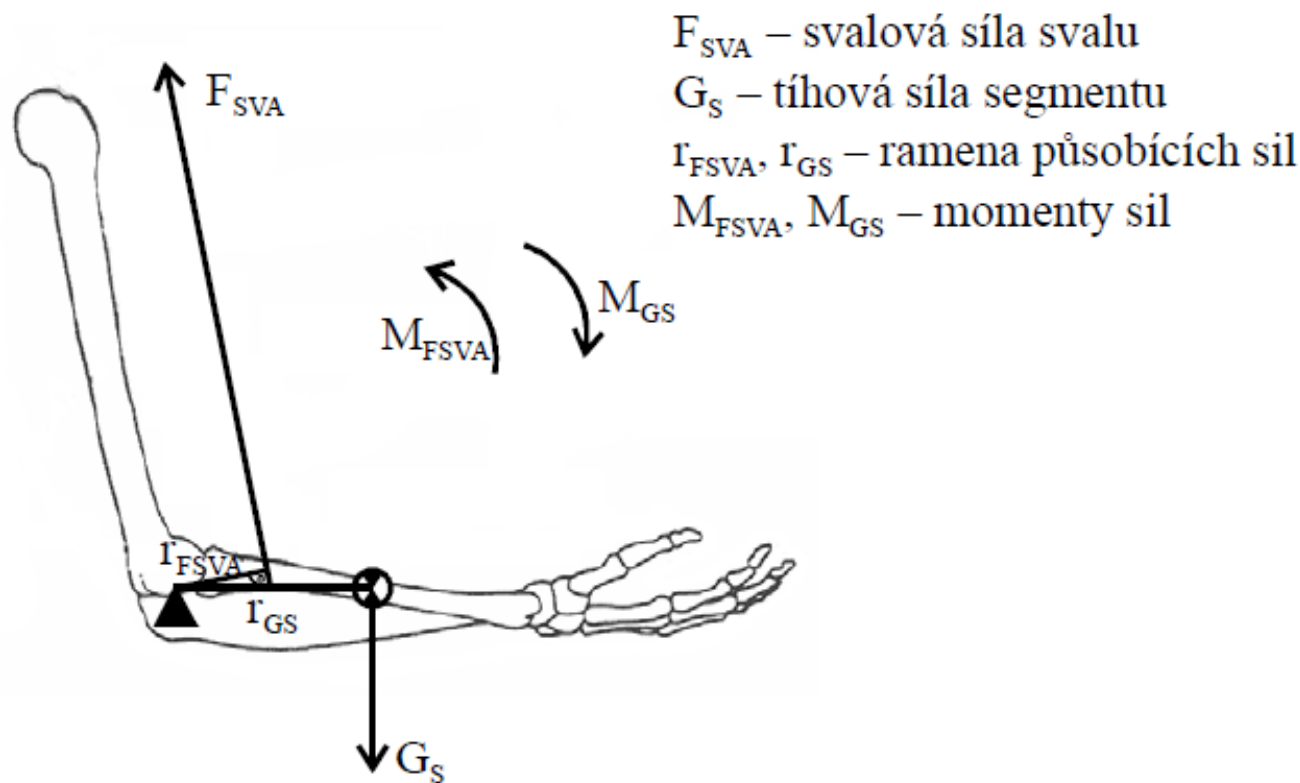
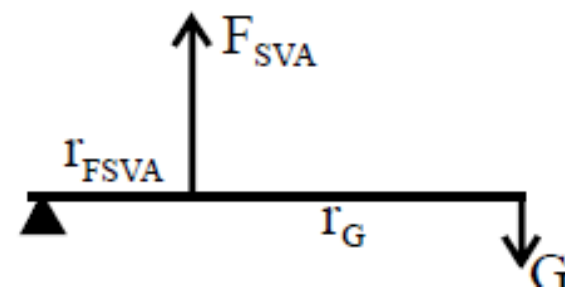
r_{FSVA} , r_G – ramena působících sil

M_{FSVA} , M_G – momenty působících sil

Obr. 6.10 Příklad jednozvratné páky (II. druhu)

Páka třetího druhu – jednozvratná, páka rychlosti

Vektor svalové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem tíhové síly; příkladem je funkce m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu (viz obr. 6.6).



Obr. 6.6 Grafické znázornění momentu síly a jeho aplikace na oblast loketního kloubu