



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



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY

BIOMECHANICS

Muscular motion system in humans

JAN ŠVEC

**Department of Experimental Physics, Faculty of Science,
Palacký University Olomouc, CZ**

Univerzita Palackého jako komplexní vzdělávací instituce

CZ.02.2.69/0.0/0.0/16_015/0002337

BIOMECHANIKA

Svalový pohybový systém člověka

JAN ŠVEC

**Katedra experimentální fyziky, Př.F.,
Univerzita Palackého v Olomouci**

Svalový pohybový systém člověka

skripta M. Janura, FTK UP:

Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka

<http://aleph.vkol.cz/pub/svk01/00067/94/000679439.htm>

Elektronická verze: Janura, M., & Bizovská, L. (2023). *Biomechanika: pohybový systém*. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

<https://www.skoladiagnostiky.sk/pohybovy-system/>

Muscular motion system

Literature: M. Janura, FTK UP:

Introduction to Biomechanics of human locomotor system (Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka)

<http://aleph.vkol.cz/pub/svk01/00067/94/000679439.htm>

Elektronic version: Janura, M., & Bizovská, L. (2023). *Biomechanika: pohybový systém*. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. <https://www.skoladiagnostiky.sk/pohybovy-system/>

Pohybový systém člověka

Umožňuje pohyb

Základní podsystémy:

- Řídící

- Svalový

- Kosterní (včetně mezilehlých prvků) -
pasivní

- Energetický

Human motion system

Allows movements

Subsystems:

- Motor control system
- Muscular system
- Skeletal (including intermediate elements) -
passive
- Energetic system

SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

SVAL (musculus /angl. muscle): kontraktilní tkáň jejíž funkcí je produkovat sílu a umožňovat pohyb.

Svaly mají schopnost přeměnit chemickou energii živin v kinetickou energii (účinnost 30%) a teplo.

Jsou rozlišovány 3 typy svalů:

Příčně pruhované (kosterní), hladké a srdeční



Skeletal muscle



Smooth muscle



Cardiac muscle

http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Illu_muscle_tissues.jpg

Muscular system of humans

Muscle (lat. musculus) - contractile tissue whose function is to produce power and allow movement.

Muscles have the ability to convert chemical energy from nutrients into kinetic energy (efficiency 30%) and heat.

There are three types of muscles:

1) Striated (skeletal) muscle, 2) smooth and 3) cardiac



Skeletal muscle



Smooth muscle



Cardiac muscle

http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Illu_muscle_tissues.jpg

SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA – typy svalů

Příčně pruhované (kosterní) svalstvo : ovladatelné vůlí. Je řízeno mozgovými a míšními nervy. Je ukotveno šlachami ke kostem. Je používáno pro kosterní pohyb a pro udržování vzpřímené polohy (posturální svaly). Ačkoli posturální kontrola je udržována podvědomým reflexem, zodpovědné svaly reagují na volní podněty stejně jako neposturální svaly.

Hladké svalstvo : nelze volně ovládat. Jeho činnost je pomalá a řídí jej vegetativní neboli autonomní nervy spolu s hormony. Nachází se v útrebách (jícen, žaludek, střeva, průdušky, uterus/děloha, uretra/močová trubice, močový měchýř) a v krevních cévách.

Srdeční svalstvo (myokard) : také nelze volně ovládat. Specializovaný sval, který se nachází pouze v srdci.

Muscular system of humans - types of muscles

-

Striated (skeletal) muscles: controlled freely by the brain and the spinal nerves. It is anchored by tendons to bones. It is used for skeletal motion and for maintaining an upright position (postural muscles). Although postural control is maintained by a subconscious reflex, the postural muscles react to voluntary stimuli similarly as the non-postural muscles.

Smooth muscles: Cannot be controlled freely. Their activity is slow and is controlled by vegetative or autonomic nerves along with hormones. Located, e.g., in internal organs (esophagus, stomach, intestines, bronchi, uterus / womb, urethra, bladder) and around blood vessels.

The heart muscle (myocardium) also can not be freely controlled. It is a specialized muscle that is found only in the heart.

KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

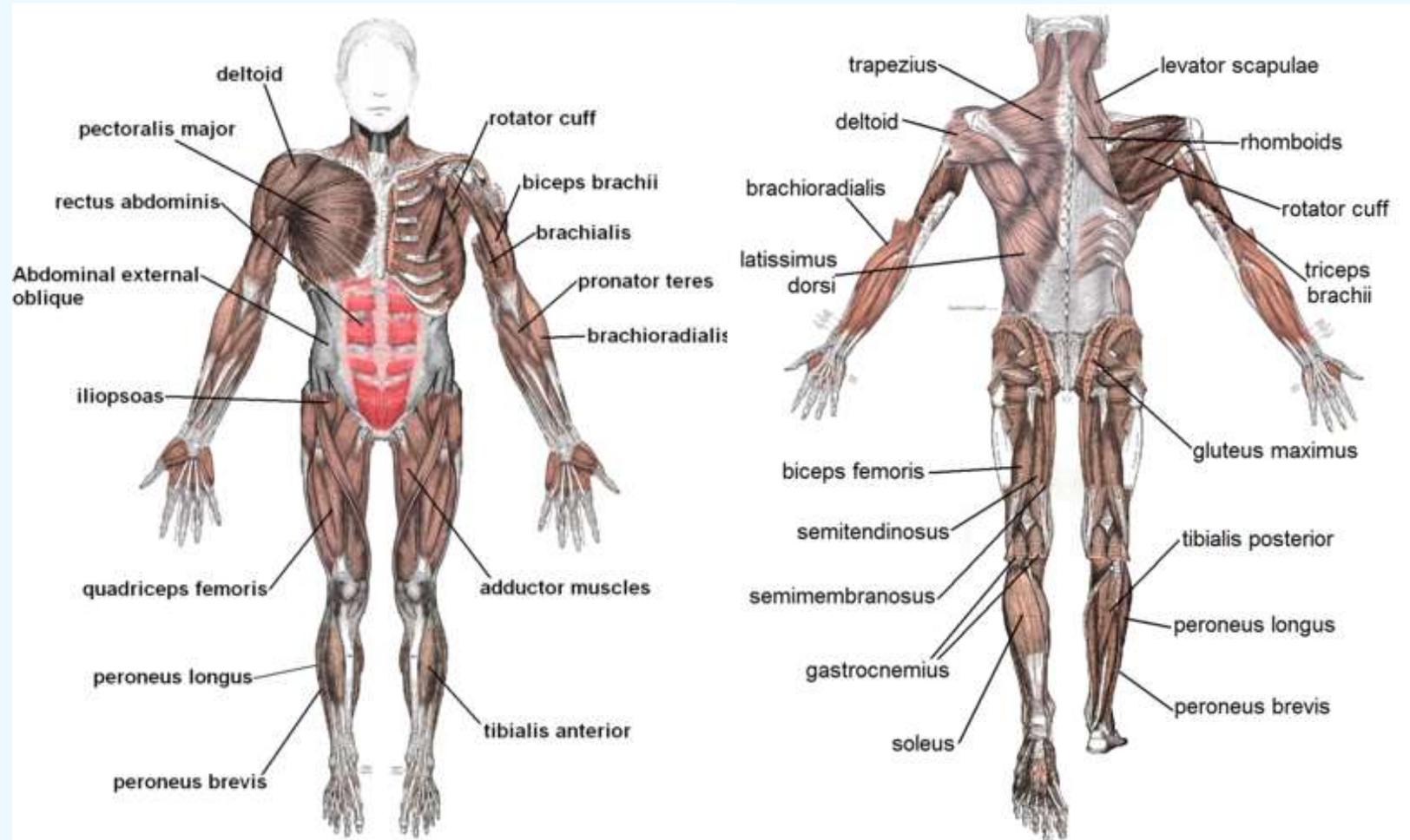
- **uspořádan asi z 600 příčně pruhovaných svalů** (rozdílná čísla z různých zdrojů – arbitrární dělení v rámci anatomické klasifikace)
- **u mužů tvoří v průměru zhruba 40-50 % hmotnosti lidského těla, u žen asi 30–40%.**
 - z toho připadá 55 % na dolní končetiny a 30 % na horní končetiny
- **jediný aktivní subsystém pohybového systému člověka, pro který je typickým jevem produkce síly (energie) při zkrácení svalu**
- **každý sval se za normálních okolností 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“**

Skeletal muscle system of humans

- composed from about 600 striated muscles (different numbers from different literary sources – arbitrary divisions in anatomical classifications)
- In humans, it forms, on average, about 40-50% of the total mass of human body; in females 30-40%.
- 55% of the muscles are on the lower limbs and 30% on the upper limbs
- The only active subsystem human locomotion system, for which it is typical the production of tension (energy) through muscle contraction (shortening).
 - Every muscle normally has some resting tension (tone)
 - The muscles with higher tone are antigravitational - postural
 - Resting muscle tension stabilizes the bone connection in the joints
 - In long bones the muscles act as their physiological reinforcements

KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

Skeletal muscle systems of humans



<http://en.wikipedia.org/wiki/Muscles>

KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

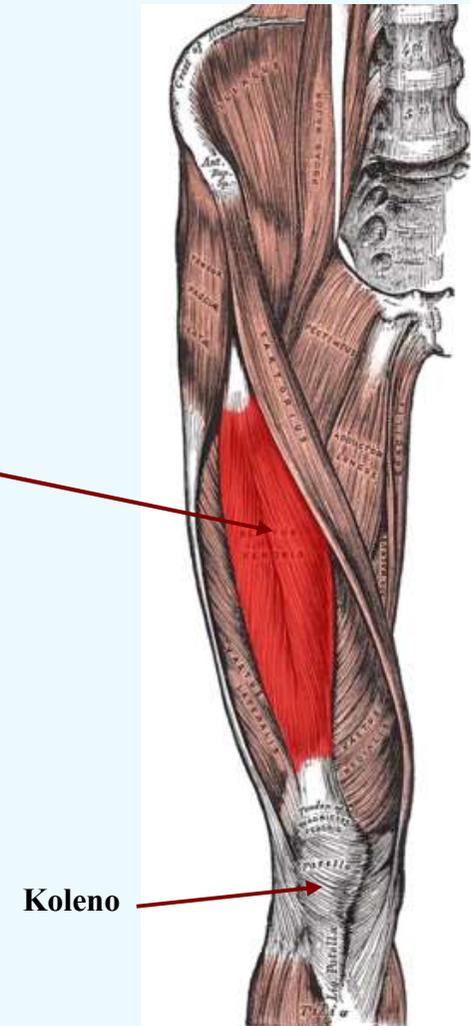
Sval, který je přesně ohraničenou anatomickou jednotkou, nemusí být také jednotkou funkční.

To záleží na tvaru svalu a jeho úponech.

U dlouhých svalů (např. m. rectus femoris) mají všechna vlákna jednu stejnou funkci.

U plochých svalů mají jejich různé části různé funkce, někdy i antagonistické.

Ve většině případů však pracují části svalu samostatně, vytvářejí tedy samostatné funkční celky (Véle, 1997).



Skeletal muscle systems of humans

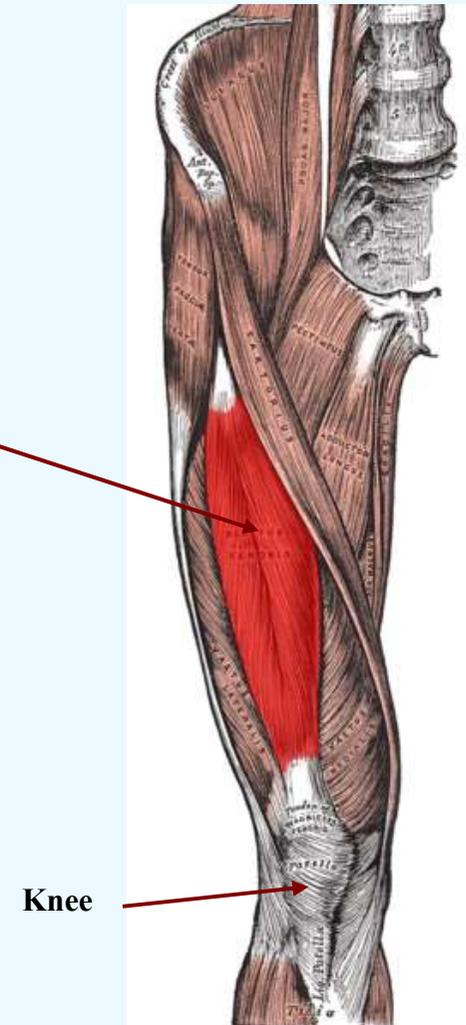
A muscle that is well defined as an anatomical unit may not act as a functional unit.

This depends on the shape of the muscle and its attachment to tendons.

For long muscles (e.g. m. Rectus femoris) all muscle fibers have the same function.

In flat muscles, their various parts can have different functions, sometimes even antagonistic.

In most cases, however, parts of muscles operate independently, thus creating a separate functional units (Véle, 1997).



KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

Enoka (1994) uvádí tyto základní vlastnosti svalového subsystému:

iritabilita (dráždivost) – odpověď na podnět,

konduktivita (vodivost) – vedení vzruchu,

kontraktilita (stažlivost) – aktivní změna délky,

adaptabilita – přizpůsobení podmínkám a možnost regenerace

SVALOVÁ NADBYTEČNOST (REDUNDANCE):

Z mechanického 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 v pohybovém systému, slouží např. pro zvýšení stability, koordinaci, nahrazení funkce poškozeného svalu, odlehčení kostí apod.

Skeletal muscle systems of humans

Enoka (1994) identifies the following basic properties of the muscle subsystem:

irritability - response to a stimulus,

conductivity – conduction of a stimulus,

contractility - active change of length,

Adaptability - adaptation in shape and the possibility of regeneration

MUSCLE redundancy:

From a mechanical point of view, to perform movement in a joint, we need double of the number of muscles compared to the number of degrees of freedom of the joint.

To control hip motion, this would need 6 muscles (but 22 are there); for the knee joint 4 muscles (15), for the elbow joint 4 muscles (16), etc.

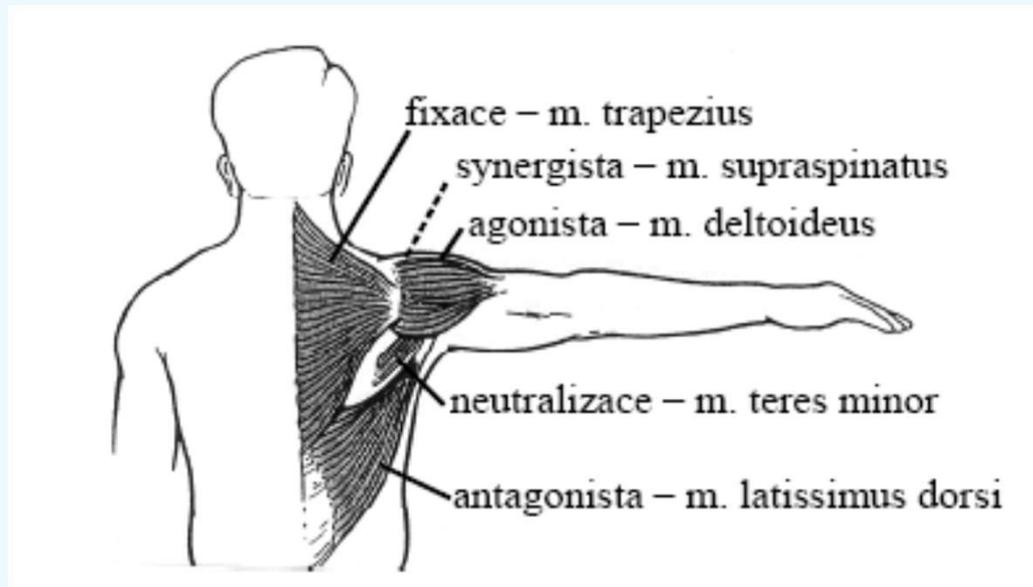
Muscle redundancy is not a negative phenomenon - in the locomotor system, it is used, e.g., to improve stability, coordination, to replace function of damaged muscles, to reduce bone load, etc.

KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

Na provedení pohybu se obvykle podílí složité skupiny svalů, které spolupracují.

Dále se zapojují jejich antagonisté, fixátory a svaly s neutralizační funkcí (obr. 45).

Neutralizační svaly svojí kontrakcí oslabují nebo ruší vlivy, které působí proti směru pohybu, způsobenému kontrakcí hlavních a vedlejších svalů.



Janura, Obr. 45:

Zjednodušené znázornění funkce svalů při abdukci v ramenním kloubu (upraveno podle Hamill & Knutzen, 1995)

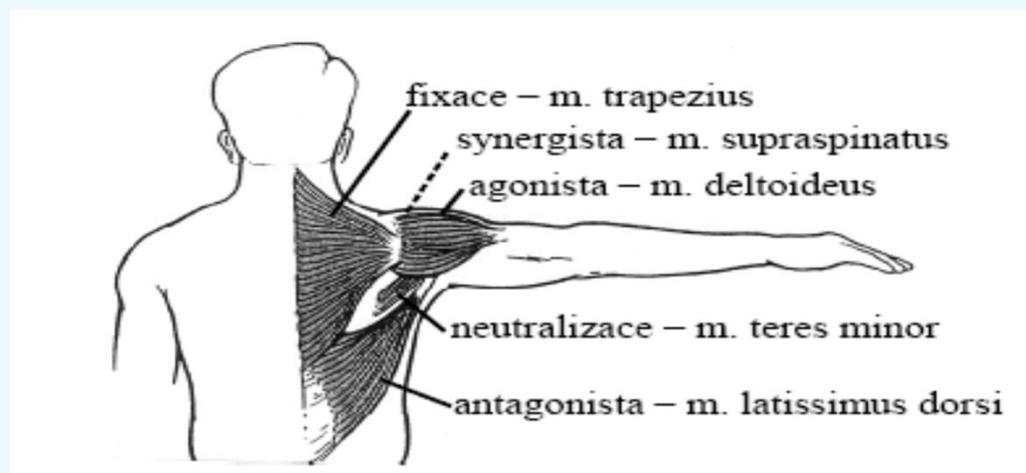
Skeletal muscle systems of humans

To perform movement, usually a complex group of cooperating muscles is involved.

Furthermore, also their antagonists, fixators and muscles with neutralizing function are involved (Fig. 45).

Neutralization muscles weaken or eliminate the effects which work against the direction of movement caused by the contraction of the major and minor muscles.

Janura, Fig. 45: Simplified representation of muscle functions during abduction of the shoulder (modified after Hamill & Knutzen, 1995)



KOSTERNÍ SVALOVÝ SYSTÉM ČLOVĚKA

Kosterní sval je tvořen dlouhými svalovými vlákny (až 40 cm), tvořené v podstatě jednou, ale mnohojadernou buňkou, takzvaným rhabdomyocytem. [rhabdo- řec.proužky, myo- sval, cyte – buňka; tento termín se v angličtině nepoužívá – pouze „myocyte“)

Vlákna jsou obalena řídkou vazivovou pochvou (*endomysium*).

Jádra (rhabdo)myocytu jsou na periferii buňky, zatímco ve středu jsou podélně uložená příčně pruhovaná vlákna, která se nazývají myofibrily, a která umožňují kontrakci.

Svalová vlákna se spojují ve snopečky a snopce (10-100 svalových vláken), které jsou kryté silným vazivovým obalem (*perimysium*).

Snopce se pojí ve svaly kryté pevnou a pružnou vazivovou blanou - fascií (povázkou/*epimysium*).

Na obou koncích svalu přechází fascie ve šlachy, které jsou pevně napojeny na kosti jako začátky a úpony svalů.

Svalová i vazivová vlákna jsou elastická, umožňují až 100-procentní protažení své délky.

Skeletal muscle systems of humans

Skeletal muscle is composed of long muscle fibers (up to 40 cm) formed essentially by single, but multinucleated, cells called **myocytes**. [myo – Greek for muscle, cyte – cell]

The fibers are wrapped in a thin fibrous sheath (**endomysium**).

Nuclei of the myocyte cells are on the periphery, while in the middle there are the longitudinal striated muscle fibers that are called **myofibrils** and allow contraction.

Muscle fibers are combined in bundles (10-100 muscle fibers), which are covered by a thick fibrous sheath (**perimysium**).

Fascicles govern the muscles covered firm and elastic connective membranes - fascia (fascia / Epimysium).

At both ends of the muscle fascia passes in tendons, which are rigidly connected to the bone as muscle origin and insertion.

Muscle and connective fibers are elastic, enabling up to 100 percent elongation of its length.

makrostruktura
sval

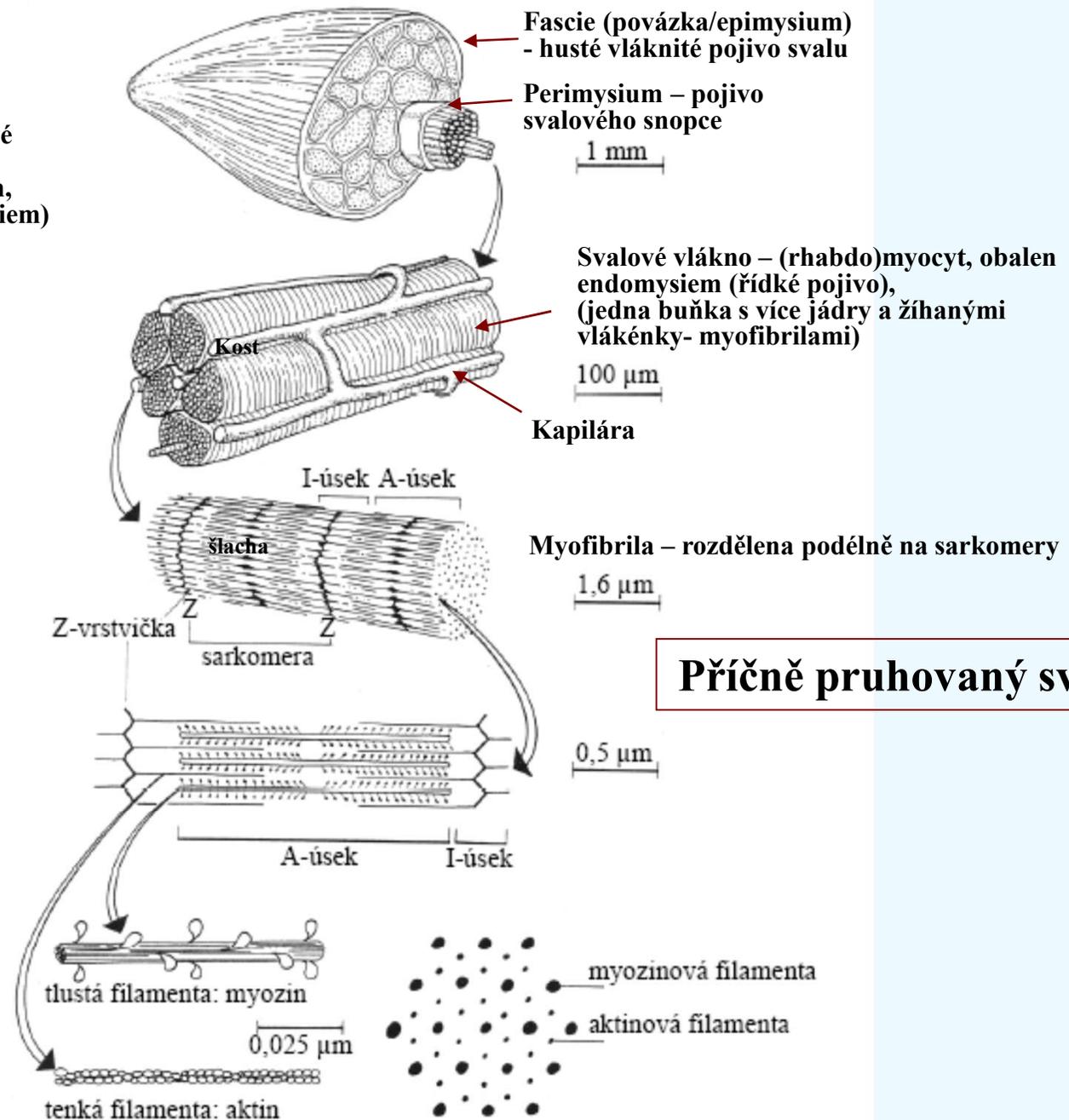
(obsahuje svalové
snopce z 10-100
svalových vláken,
obaleny perimysiem)

mezostruktura
soubor svalových
vláken

(část svalového
snopce)

mikrostruktura
myofibrila

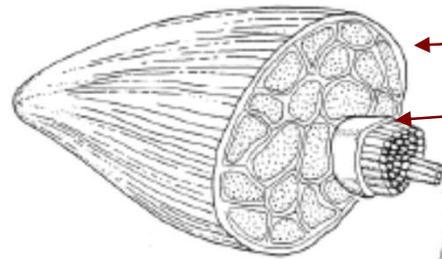
ultrastruktura
sarkomera
(Tenká a tlustá
filamenta)



Příčně pruhovaný sval

Macrostructure of the muscle

(contains muscle fascicles of 10-100 muscle fibers, coated by perimysium)



Fascia (Epimysium)

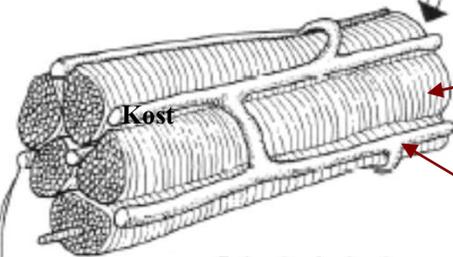
- Dense fibrous cover of the muscle

Perimysium – wrap, binder of the muscle fascicles

1 mm

Structure with muscle fibers

(part of a muscle fascicle)



100 µm

capillary

Muscle fiber - myocyte, wrapped in endomysium (thin binder)

(one cell with multiple nuclei and multiple striated fibers - myofibrils)

Microstructure of the myofibrils

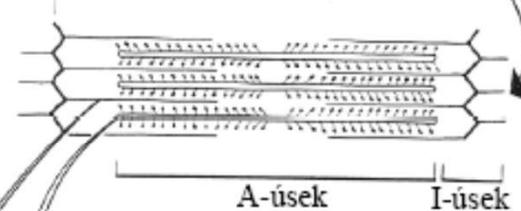


Myofibrils - divided longitudinally into sarcomeres

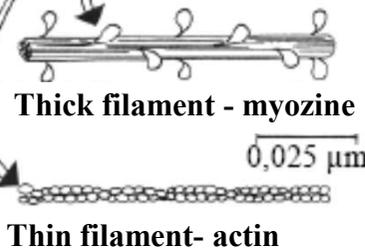
1,6 µm

Ultrastructure - sarcomere

Thin and thick filaments



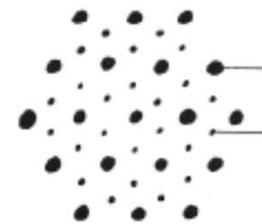
0,5 µm



Thick filament - myozine

0,025 µm

Thin filament- actin

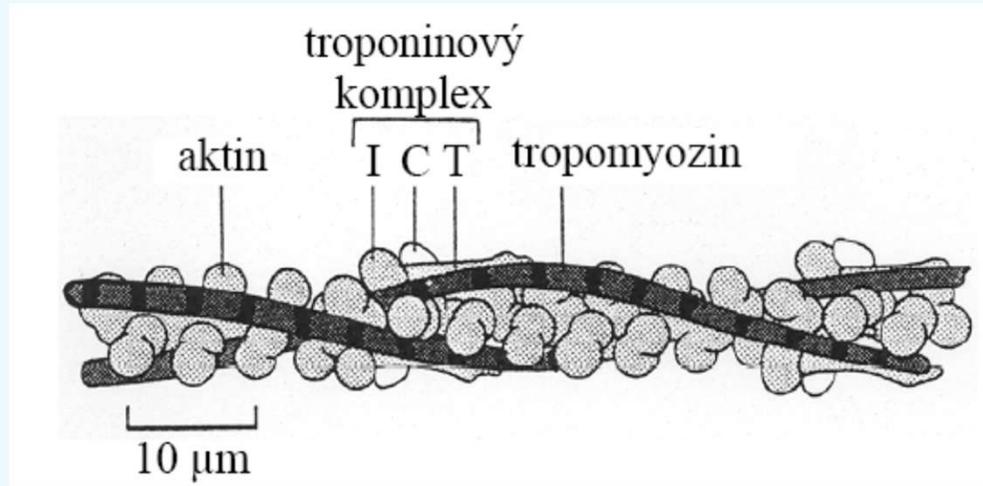


Myozine filaments

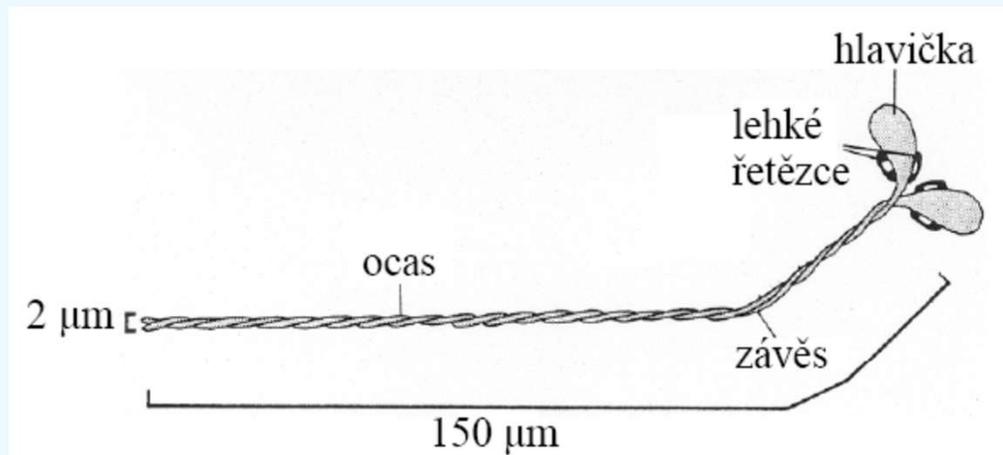
Actin filaments

Striated muscle

Myofibrily – tenká a tlustá filamenta



Janura, Obr. 48 Tenké filamentum (upraveno podle Komi, 1992)

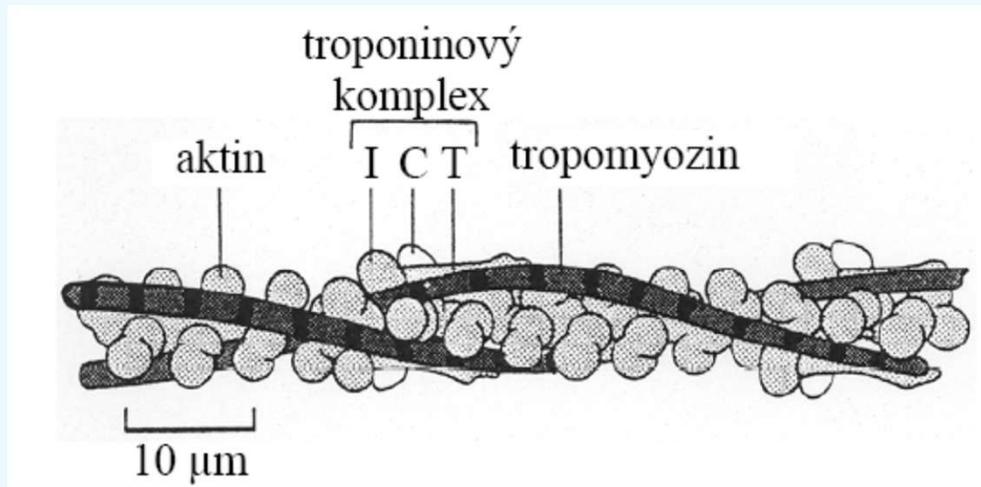


Janura, Obr. 49 Molekula myozinu (upraveno podle Komi, 1992)

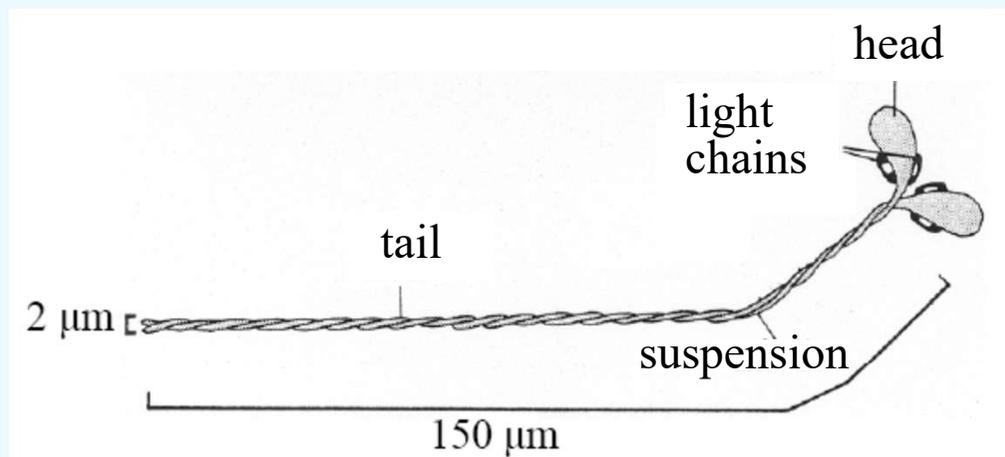
Tenká filamenta jsou tvořena aktinovými vlákny (s průměrem do 5 nm), troponinem a tropomyozinem (obr. 48).

Tlustá filamenta – tvořena molekulou myozinu. Skládá se ze šesti proteinových řetězců. Dva propletené těžké jsou doplněny v okolí hlaviček o čtyři lehké. V tomto místě také dochází k vlastní ATP aktivitě (obr. 49).

Myofibrils - thin and thick filaments



Janura, Fig. 48 Thin filament (after Komi, 1992)

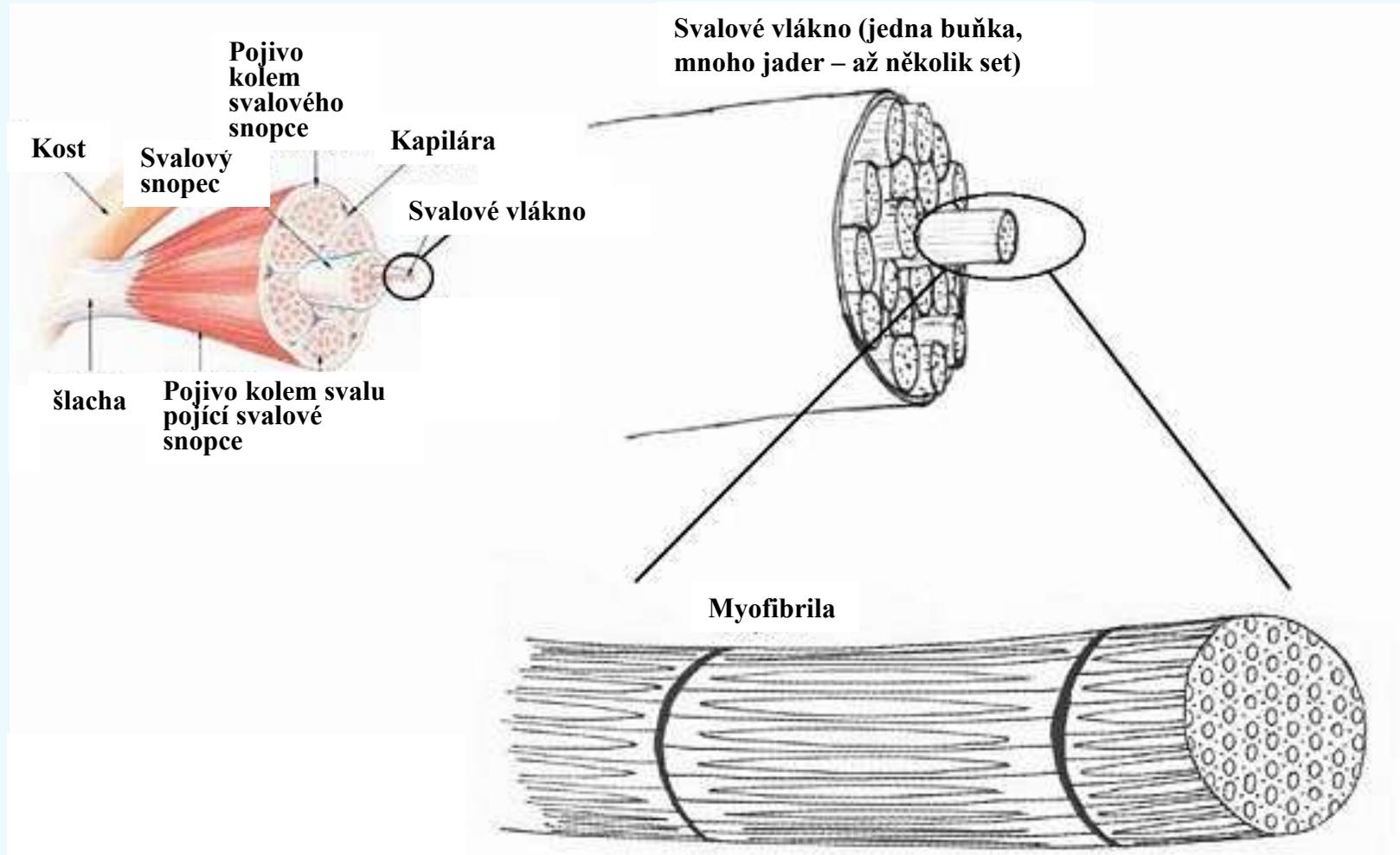


Janura, Fig. 49 Molecule of a myozine (modified after Komi, 1992)

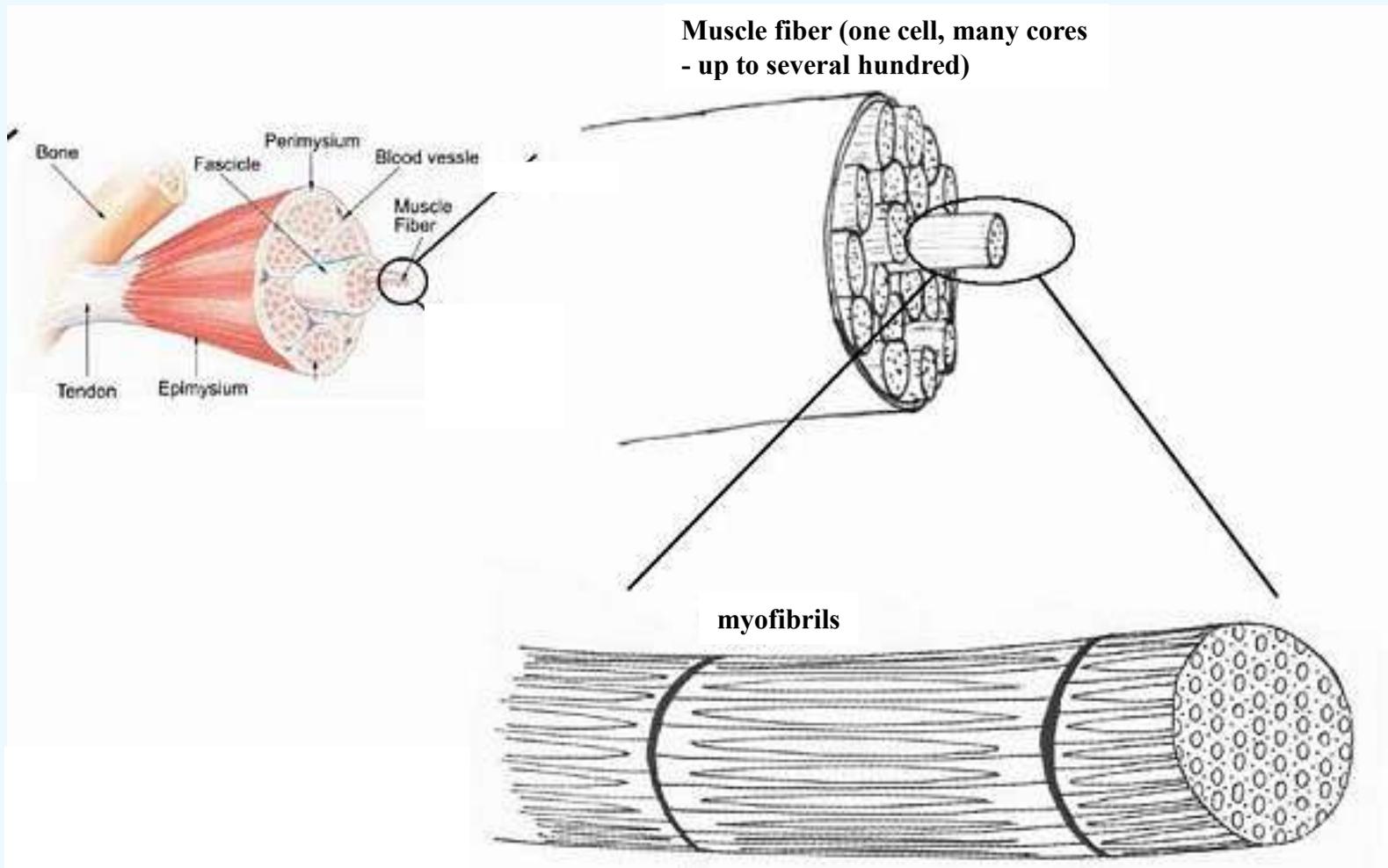
Thin filaments - composed of actin filaments (diameter 5 nm), troponin and tropomyosin (Fig. 48).

Thick filaments - made up of myosin molecule. It consists of six protein chains. Two intertwined heavy chains are joined by four light chains at the position of the heads. At this place the ATP activity takes place (Fig. 49).

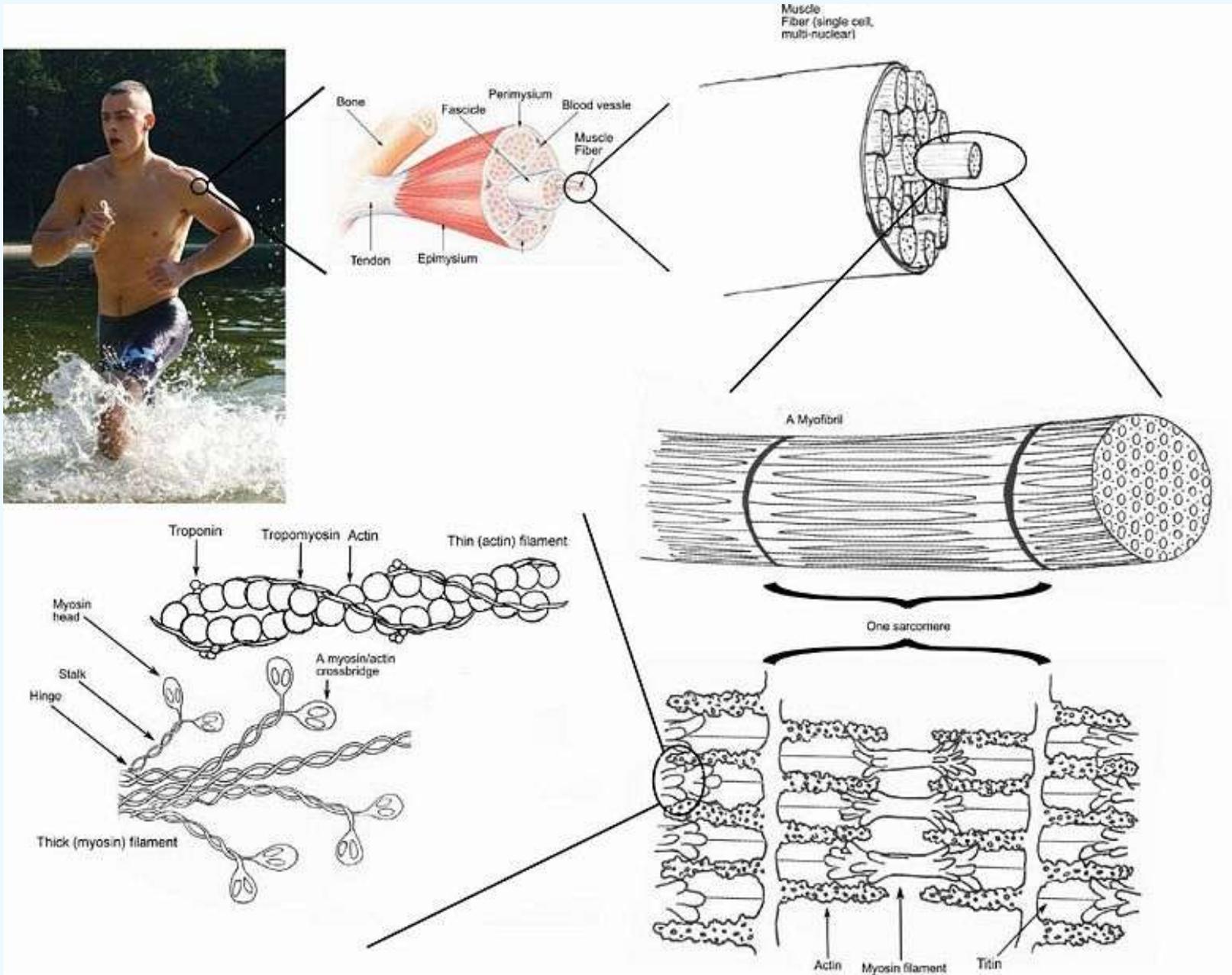
Příčně pruhovaný sval



Striated muscle



Příčně pruhovaný sval / Striated muscle



Příčně pruhovaný sval

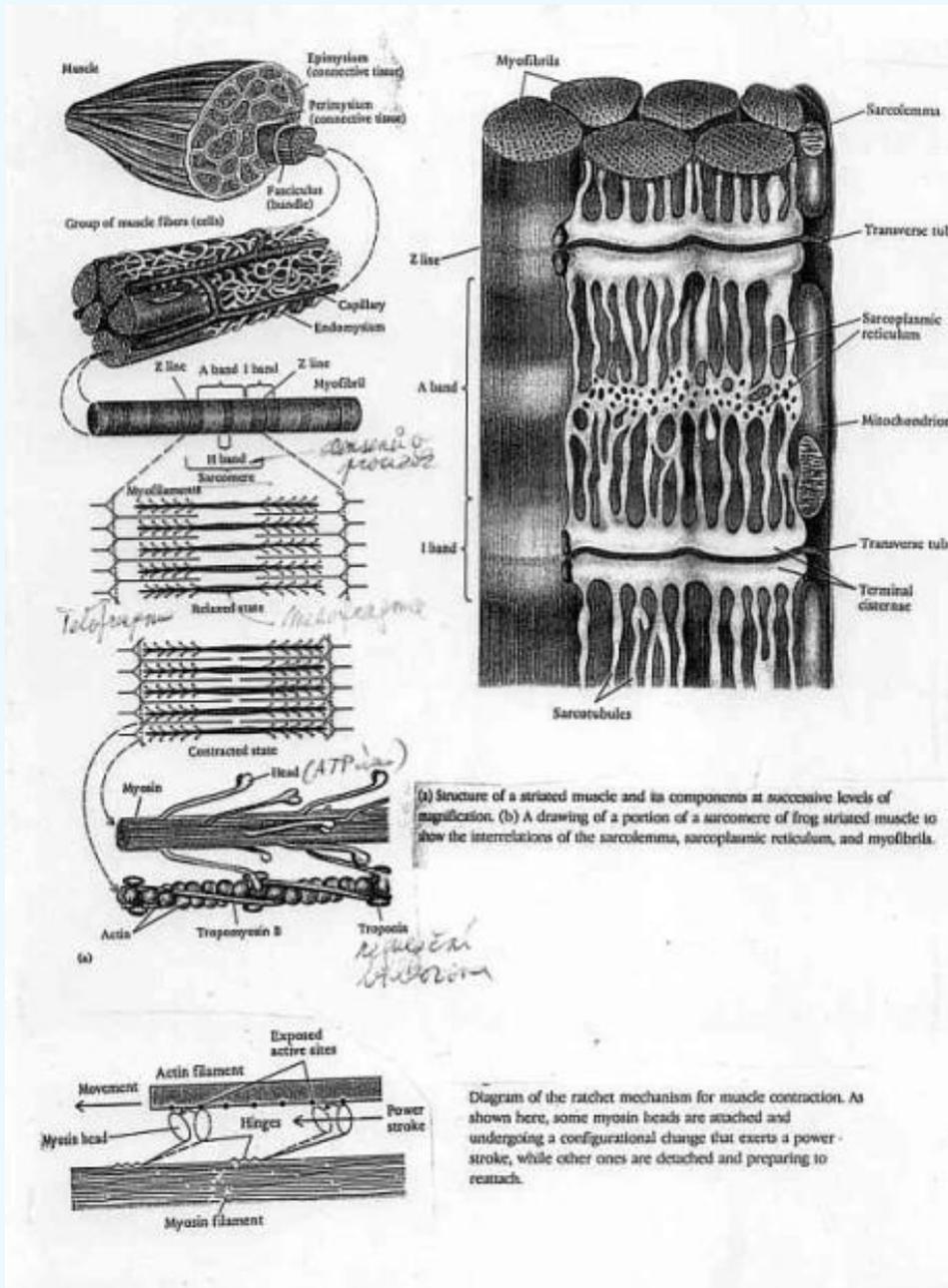
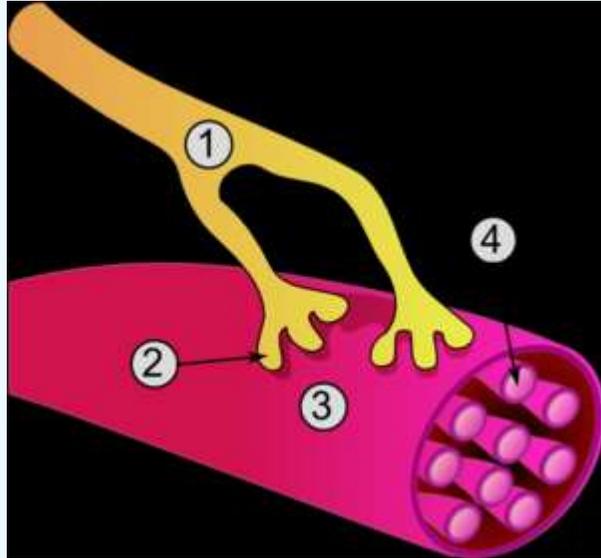


Schéma žíhaného svalu (Barnes a kol.) od ultrastruktury myofibril (vlevo dole a uprostřed) přes svalové vlákno jako jednotku žíhané svaloviny (uprostřed) až po sval (vlevo nahoře). Svalové vlákno je obklopeno endomysiem z ŘV pojiva, snopce vláken jsou obaleny perimysiem a sval kryje tzv. svalová povázka – epimysium, z hustého vláknitého pojiva plst'ovitého, které přechází ve šlachy, a ta pak v okostici na povrchu kosti. Vpravo nahoře jsou myofibrily svalového vlákna obklopené hladkým endoplasmatickým retikulem (cisterny pro Ca^{2+} ionty) a příčnými (tranzverzálními) tubuli, které se vchlipují od povrchu CPM a vedou depolarizaci CPM dovnitř svalového vlákna – jednorázové podráždění celé struktury.

<http://www.sci.muni.cz/ptacek/HISTOLOGIE2.htm#svalove>

Nervosvalové propojení



1. Axon
2. Nervosvalová ploténka
3. Svalové vlákno
4. Myofibrila

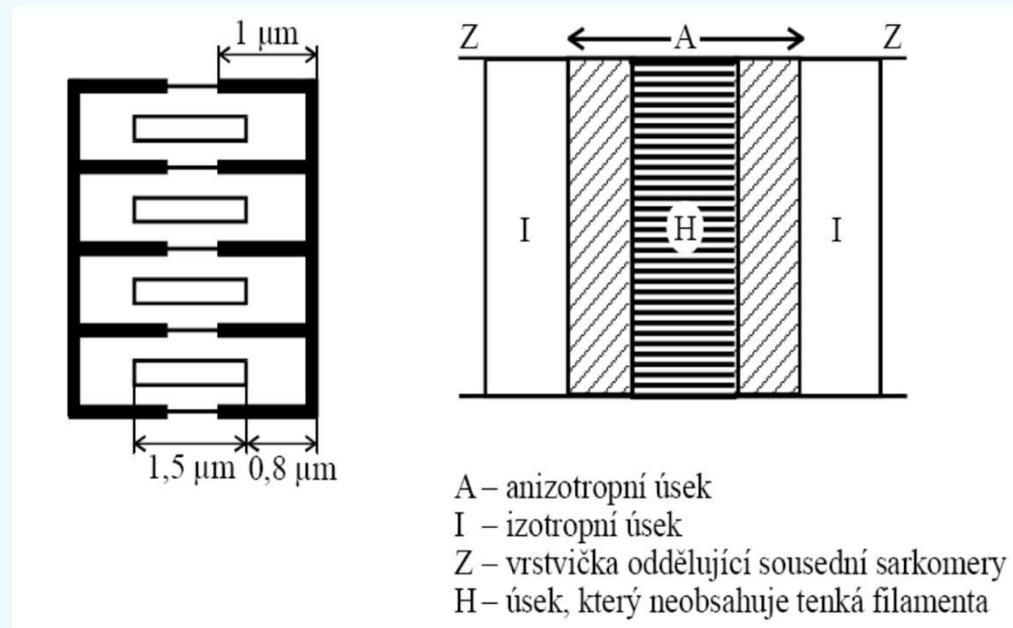
jednorázové podráždění celé struktury.

Svalová kontrakce

Základní kontraktilní jednotkou je sarkomera (obr. 46 a 47).
Její délka – vzdálenost mezi dvěma Z-liniemi – se pohybuje od $1,5 \mu\text{m}$ (plně kontrahovaný sval) do $4 \mu\text{m}$ při plném protažení (Winter, 1990).

Svalové kontrakce \rightarrow posun tenkých (aktinových) a tlustých (myozinových) filament, přičemž délka těchto filament se nemění (kluzná teorie svalové kontrakce – „sliding-filament mechanism“).

Při zkrácení sarkomery dochází ke zkrácení zón I a H, zóna A zůstává konstantní.



Janura, Obr. 47 Grafické znázornění sarkomery ve stavu relaxace

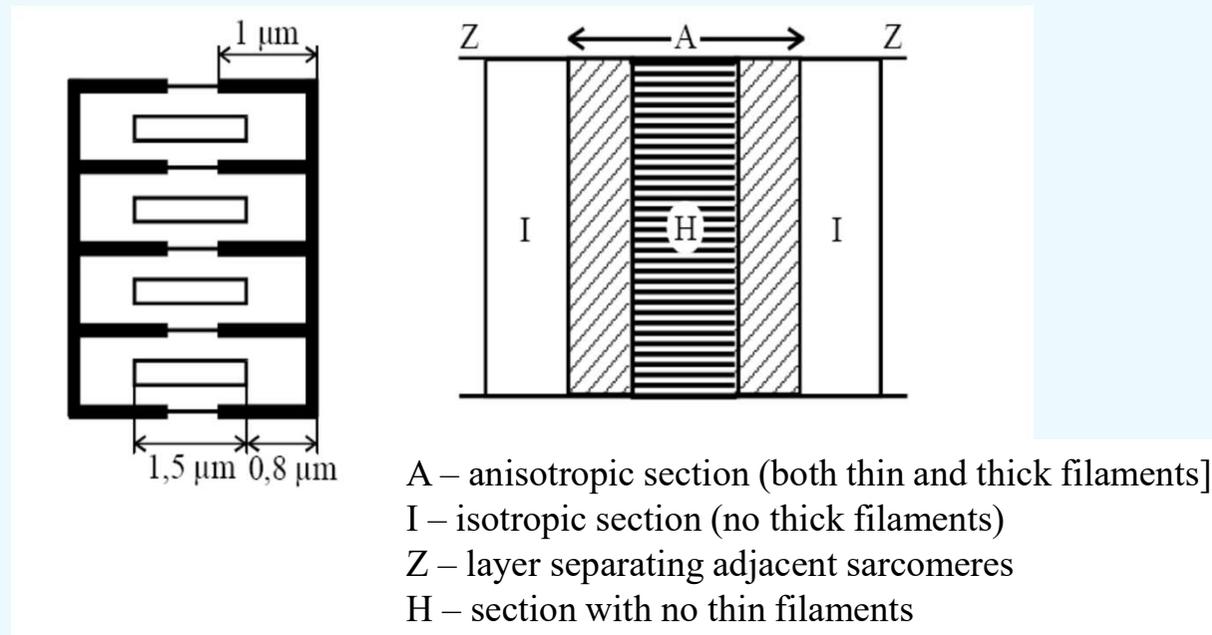
Muscle contraction

The basic contractile unit is the sarcomere (Fig. 46 and 47).

Its length is the distance between the two Z-lines. It ranges from 1.5 micron (fully contracted muscle) to 4 microns at full extension (Winter, 1990).

Muscle contraction -> shift between the thin (actin) and thick (myosin) filaments; the length of these filaments remain unchanged („sliding filament theory“ of muscle contraction).

Sarcomere shortening -> shortening of zones I and H, zone A remains constant.



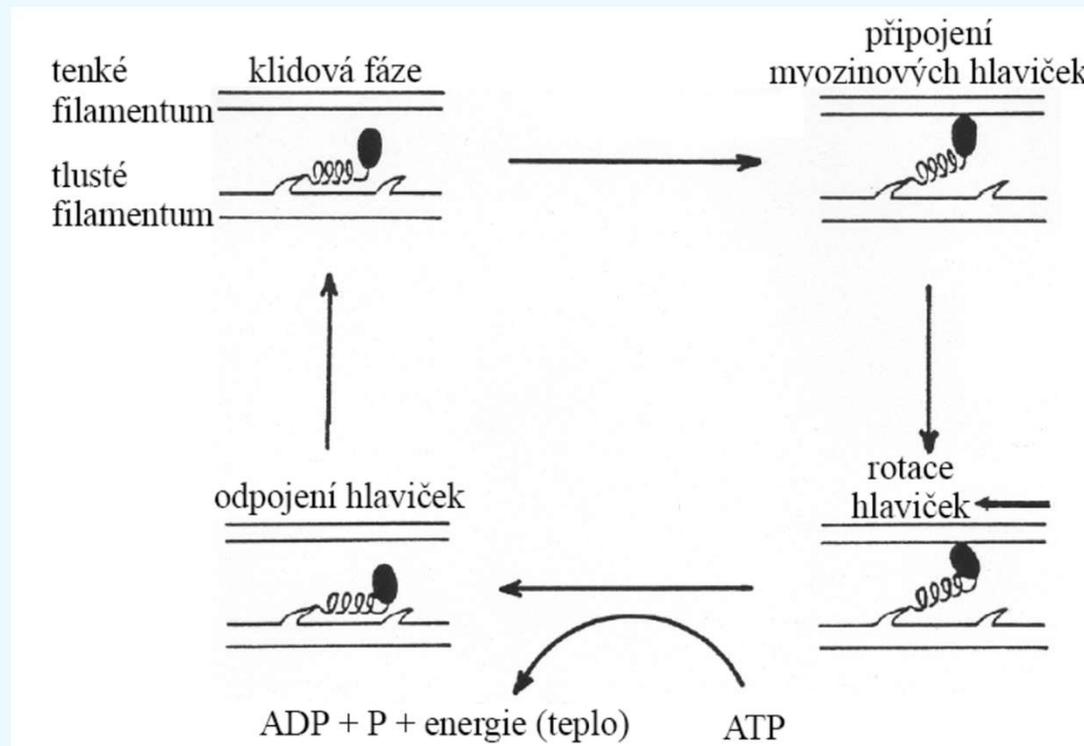
Janura, Fig. 47 Graphical representation of the sarcomere in a relaxation state

Svalová kontrakce

Připojení myozinových hlaviček k aktinu - vytvoření **příčného můstku** - je výsledkem uvolnění molekul Ca^{2+} .

Jedna globulární hlavička slouží k vlastnímu připojení, druhá obsahuje enzym ATPázu. Ten je katalyzátorem pro spuštění hydrolyzy, která slouží jako zdroj energie pro cyklus příčného můstku. K pohybu dochází rotací hlaviček.

Tento pohyb lze zjednodušeně přirovnat k pohybu vesla a lodi. Po jejich uvolnění se celý cyklus opakuje. Svalová kontrakce představuje přeměnu energie chemické na mechanickou.



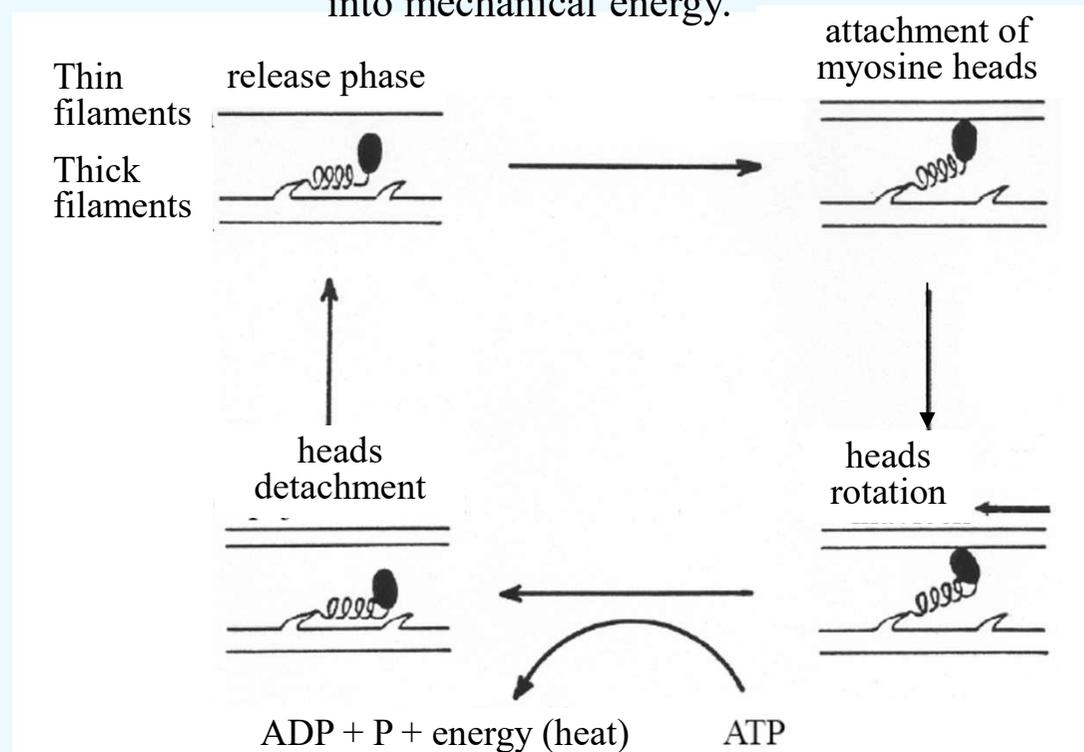
Janura, Obr. 50 Cyklus příčného můstku (upraveno podle Enoka, 1994)

Muscle contraction

Attachment of the myosin heads to actin - the „crossbridge“ - is the result of the release of Ca^{2+} molecules.

One of the myosin heads is used for connection, the second head contains the ATPase enzyme. That one is the catalyst for hydrolysis, which serves as an energy source for the crossbridge cycle. The motion is done through rotations of the myosin heads.

This movement can be roughly compared to the movement of the boat and oars. After release, the cycle repeats. Muscle contraction is due to the conversion of chemical energy into mechanical energy.



Janura, Fig. 50 The crossbridge cycle (modified after Enoka, 1994)

Svalová kontrakce

V klidovém stavu je překrytí aktinových a myozinových vláken takové, že umožňuje interakci všech příčných můstků.

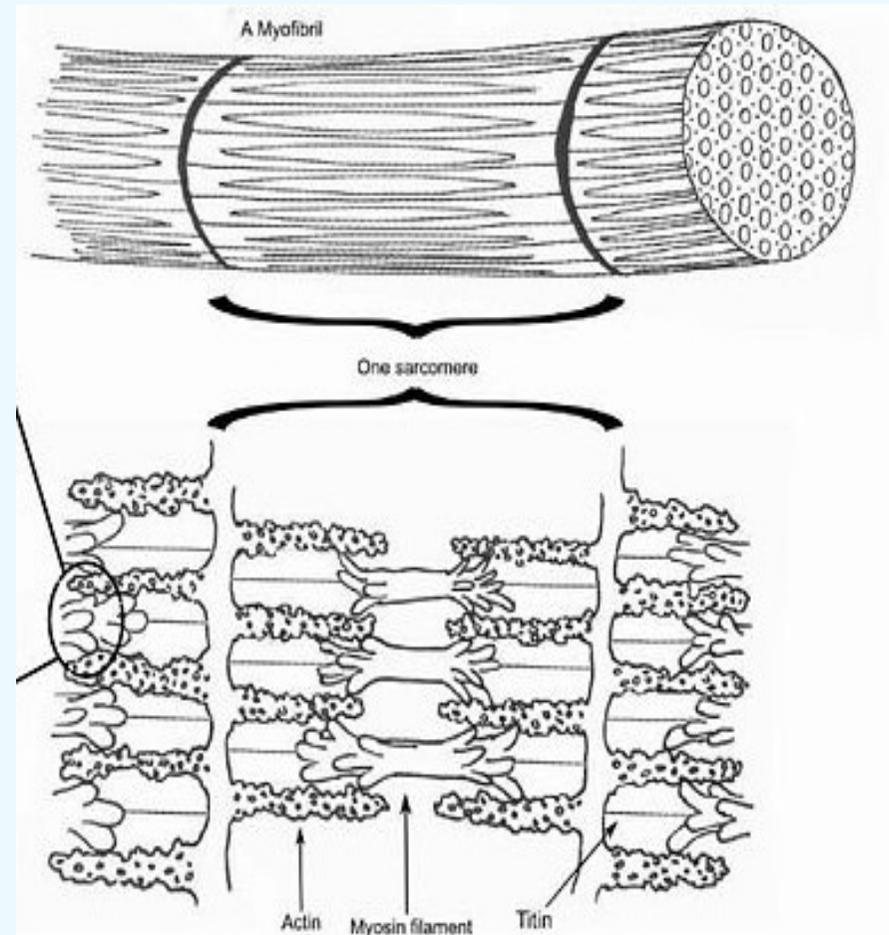
S rostoucím protažením svalu se jejich počet zmenšuje. (KLESÁ SÍLA SVALU)

Při rychlé kontrakci je frekvence připojení a odpojení myozinových hlav asi 5 Hz (příčné můstky ale nepracují synchronně).

Celý děj se cyklicky opakuje, při každém cyklu dojde ke zkrácení svalu asi o 1 %.

Průměrná velikost zkrácení lokomočních svalů u obratlovců se pohybuje kolem 25 %.

Na možnosti vzniku příčných můstků se podílí také přidružená filamenta titinu (je fixován k myozinu) a nebulinu (udržuje tvar aktinových filament).



<http://en.wikipedia.org/wiki/Muscles>

Muscle contraction

At rest, the actin and myosin filaments overlap – this enables attachment of all crossbridges .

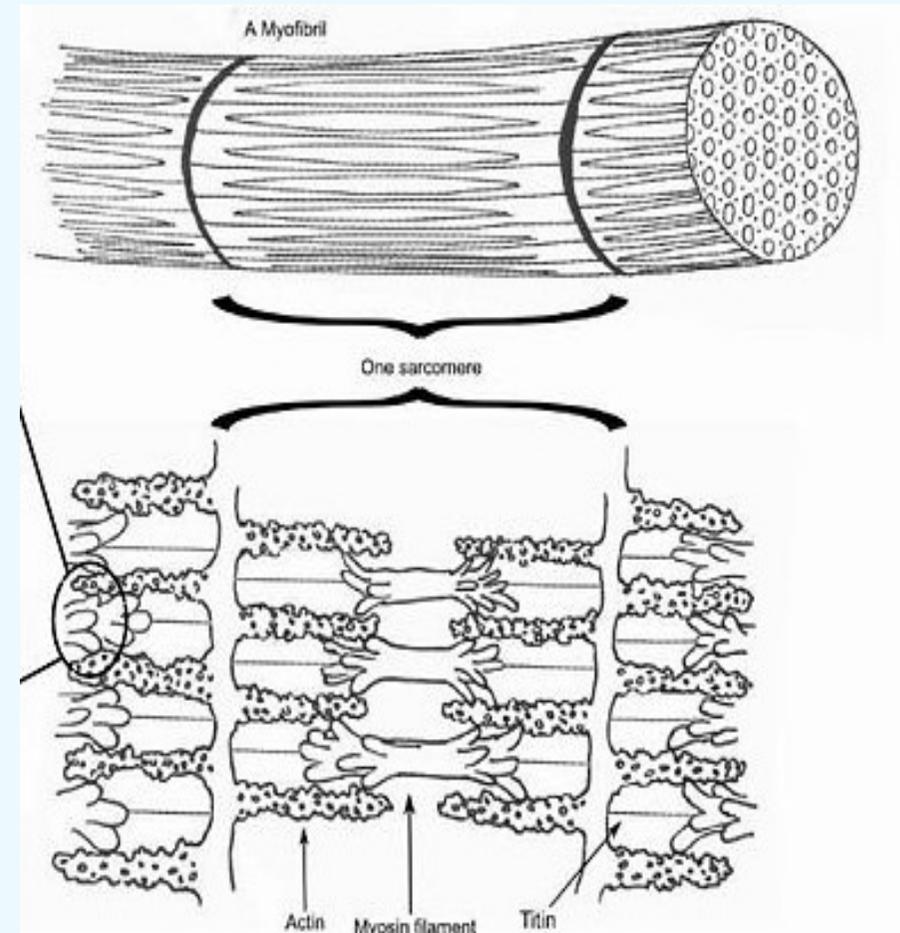
With increasing muscle elongation the overlap decreases – this reduces the number of possible crossbridges.
(MUSCLE STRENGTH DECREASES)

In fast contraction, the frequency of connections and disconnections of myosin heads is about 5 Hz (but the crossbridges do not work synchronously).

The whole process is repeated cyclically. each cycle causes about 1% shortening of the muscle.

On average, the muscle length reduction in locomotor muscles of vertebrates is up to c. 25%.

In the process of formation of crossbridges there is also participation of the associated titin filaments (fixed to the myosin) and nebulin (maintains the shape of actin filaments).



<http://en.wikipedia.org/wiki/Muscles>

Motorická jednotka je množina svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem.

Jedná se o nejmenší část svalu, která může kontrahovat nezávisle (obr. 53).

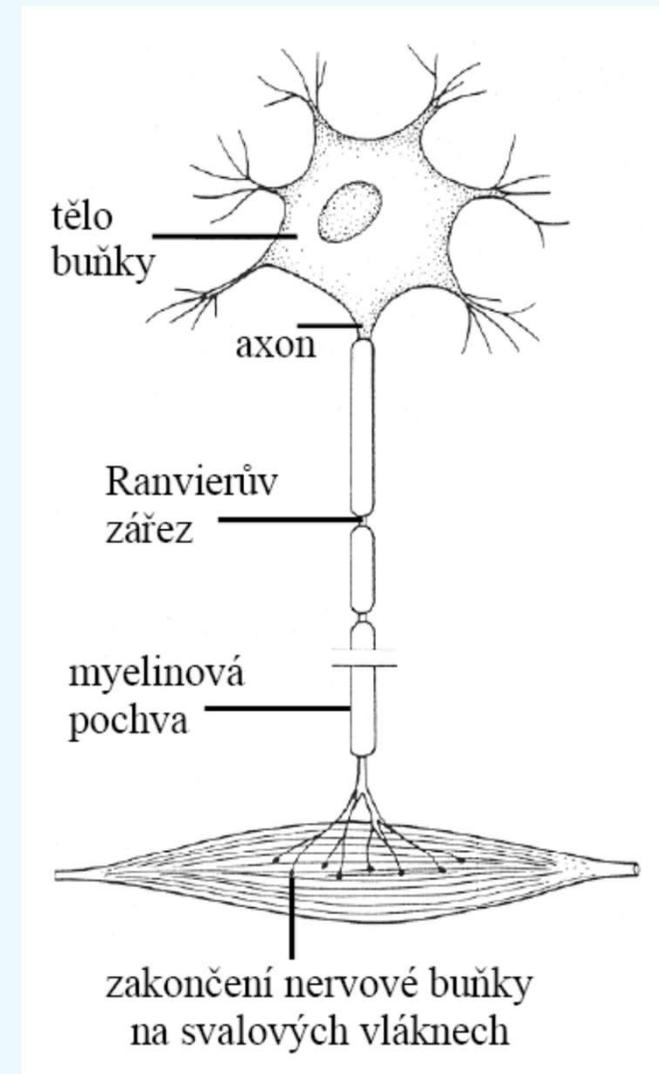
(Pozn.: Zde se jedná pouze o tzv. extrafuzální svalová vlákna. Existují i svalová vlákna jejichž funkcí není kontrakce ale monitorování stavu svalu. Ta se nazývají intrafuzální svalová vlákna.)

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 svalů ovládajících pohyb prstů, u okohybných svalů) až po více než 2 000 (m. glutaeus maximus).

Vztah mezi motorickým neuronem a počtem svalových vláken jím inervovaných se někdy udává ve tvaru podílu a označuje se jako inervační poměr.

Motorická jednotka



Janura, Obr. 53 Motorická jednotka.

A motor unit = a set of muscle fibers innervated by a single motor neuron.

It is the smallest part of the muscle that can be contracted independently (Fig. 53).

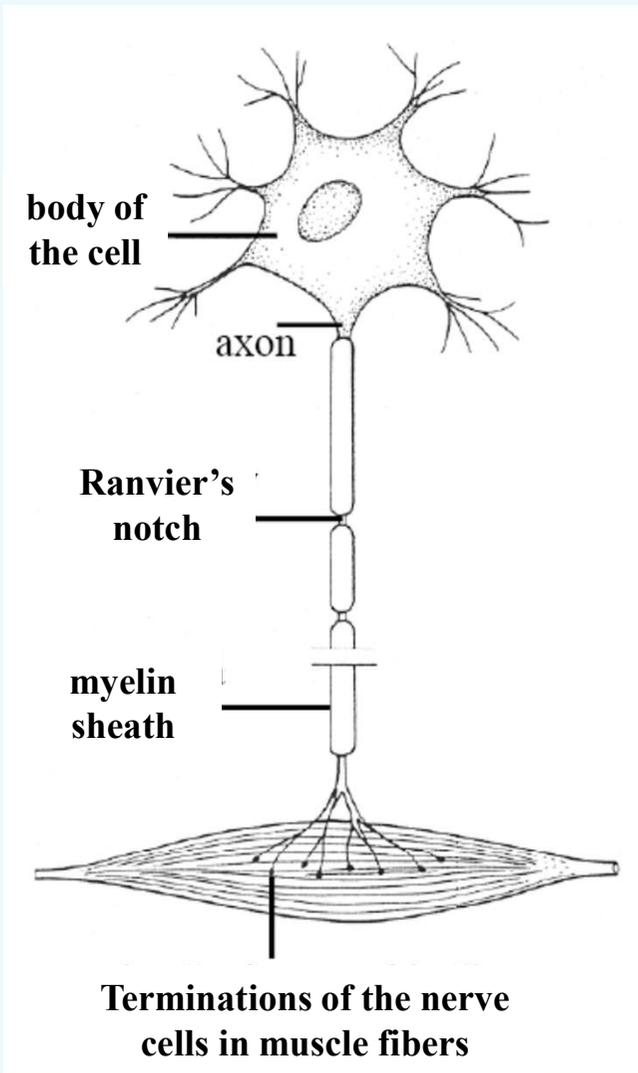
(Note : Here we deal only with extrafusal muscle fibers. There are also intrafusal muscle fibers devoted not necessarily to contraction but to monitoring the status of the muscle).

The number of muscle fibers forming the motor unit varies depending on the size of the muscle and its function.

The motor unit size ranges from a few fibers (3 fibers in muscles controlling movement of the fingers, also in eye muscles) to more than 2000 fibers (m. gluteus maximus).

The relationship between number of motor neurons and the number of muscle fibers innervated by these is sometimes stated as the innervation ratio.

Motor unit



Janura, Fig. 53: Motor unit.

Motorická jednotka

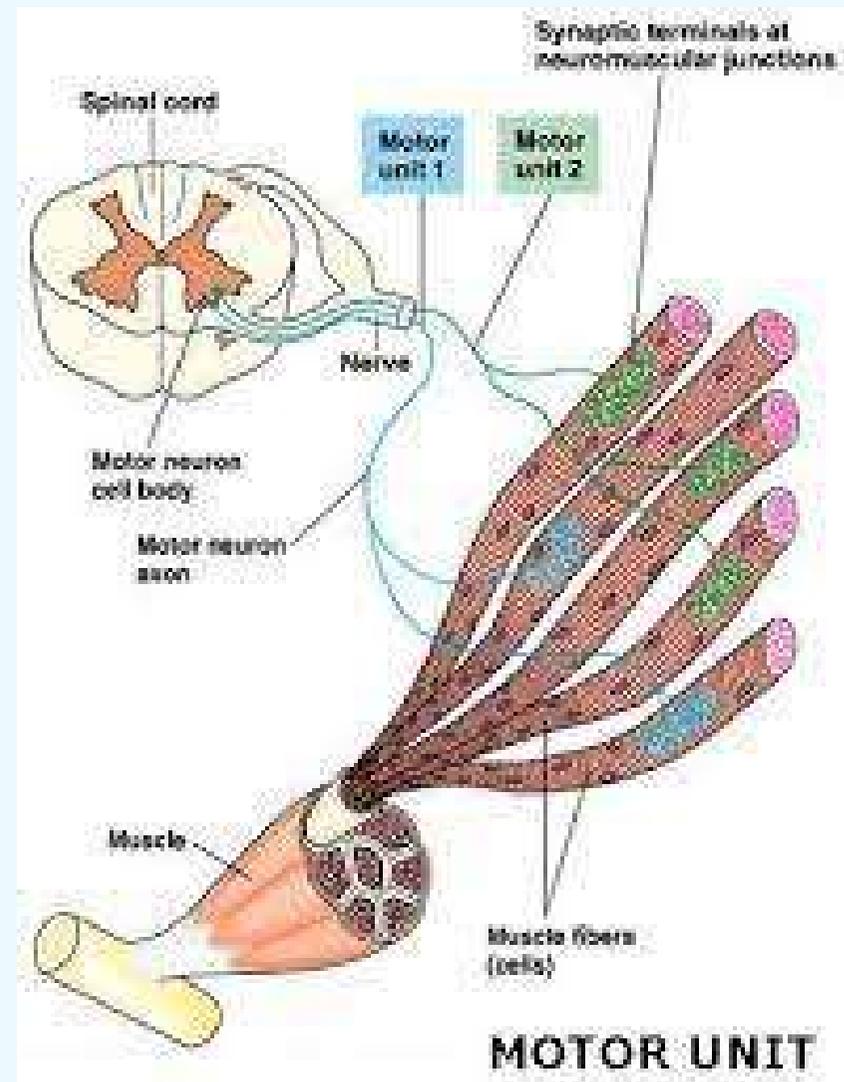
Zpravidla je každé svalové vlákno inervováno jedním nervovým vláknem příslušného motoneuronu.

Menší počet svalových vláken ovládaných jedním motoneuronem zvyšuje přesnost pohybu.

Např. m. interosseus dorsalis (v dlani) obsahuje asi 41 000 svalových vláken ve 120 motorických jednotkách (inervační poměr poměr je asi 340), ve dvojhlavém svalu lýtkovém připadá na 1 120 000 vláken 580 motorických jednotek (1 900).

Motorická jednotka pracuje na principu „**vše nebo nic**“. Svalová vlákna se tedy kontrahují buď maximálně nebo vůbec ne.

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. Z hlediska motorických jednotek dochází ke změně napětí po částech, z hlediska svalu jsou tyto změny plynulé.



Typically a single muscle fiber is innervated by one respective motoneuron.

A smaller number of muscle fibers controlled by one motoneuron increases the accuracy of motion.

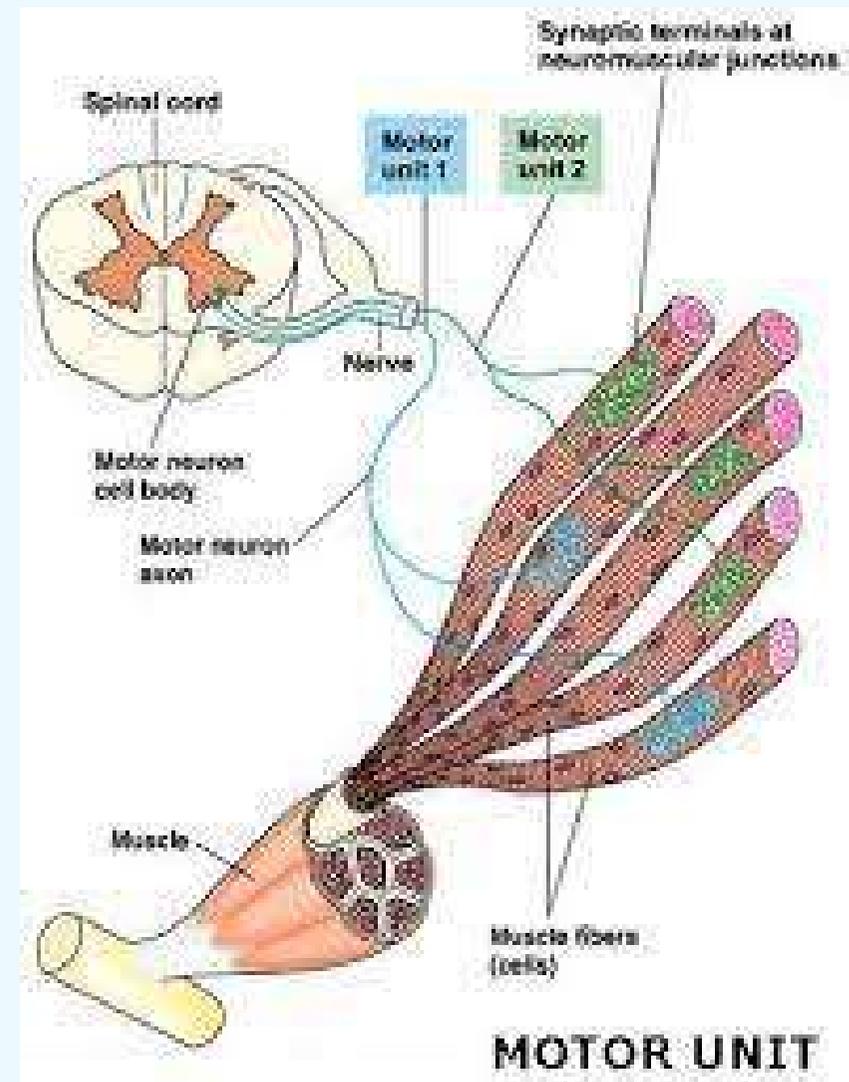
E.g., *m. interosseus dorsalis* (palm) contains about 41,000 muscle fibers per 120 motor units (innervation ratio is about 340), in *gastrocnemius* muscle (double-headed calf muscle) there are about 1,120,000 fibers per 580 motor units (innervation ratio 1900).

Motor unit works on the principle of "all or nothing". Muscle fibers thus either contract fully or not at all.

The fibers of each motor unit are "scattered" across larger space, and are placed in between fibers of other motor units. Therefore, when a single motor unit is excited, the contraction takes place in a larger portion of the muscle.

From the viewpoint of the motor units, the contraction occurs stepwisely, but the overall changes across the whole muscle appear to be smooth.

Motor unit



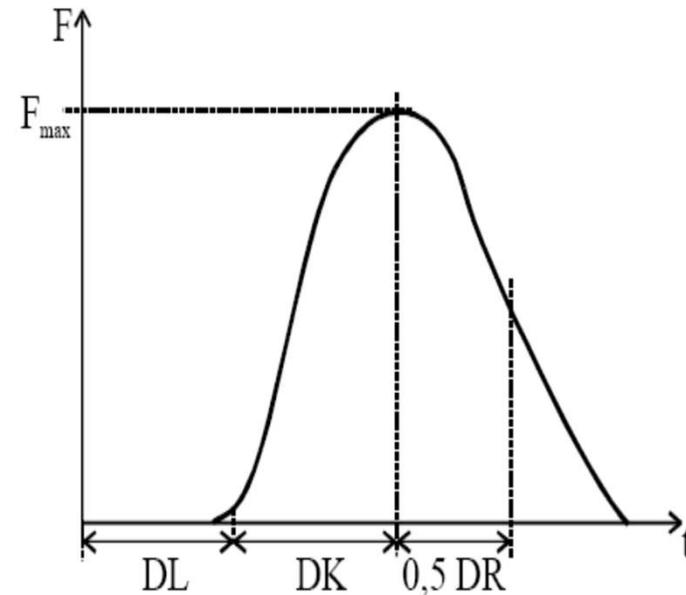
Motorická jednotka – záškub („twitch“)

Silová odpověď jedné motorické jednotky na jeden nervový vzruch se nazývá **záškub** („twitch“).

Enoka (1994) charakterizuje závislost síly, která vzniká při záškubu, na čase pomocí tří základních parametrů:
doba kontrakce (začátek nárůstu síly – dosažení maxima),
maximální velikost síly,
poloviční doba relaxace (obr. 54).

Mezi podrážděním a začátkem nárůstu síly dochází ke zpoždění – **doba latence**.

F_{\max} – maximální hodnota síly
DL – doba latence
DK – doba kontrakce
0,5 DR – poloviční doba relaxace



Janura, Obr. 54 Závislost síly na čase při záškubu

Motor unit twitch

The response of one motor unit to one nerve impulse is called the "**twitch**".

Enoka (1994) characterizes the time dependence of the force during a twitch using these basic parameters:

- **contraction time** (from the start of force increase up to the force maximum)
- **maximum force**,
- **relaxation half-time** (Fig. 54).

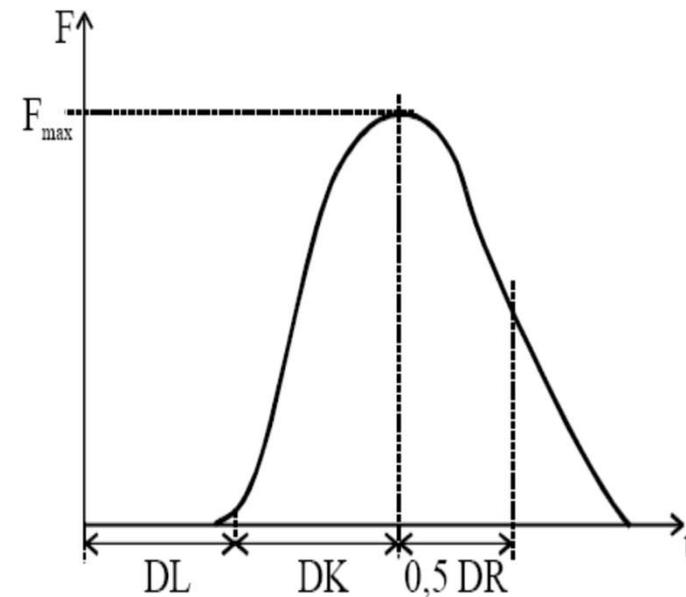
There is a delay of the force build-up behind the moment of excitation – **latency time**.

F_{\max} – maximum force

DL – latency time

DK – contraction time

0.5 DR – relaxation half-time



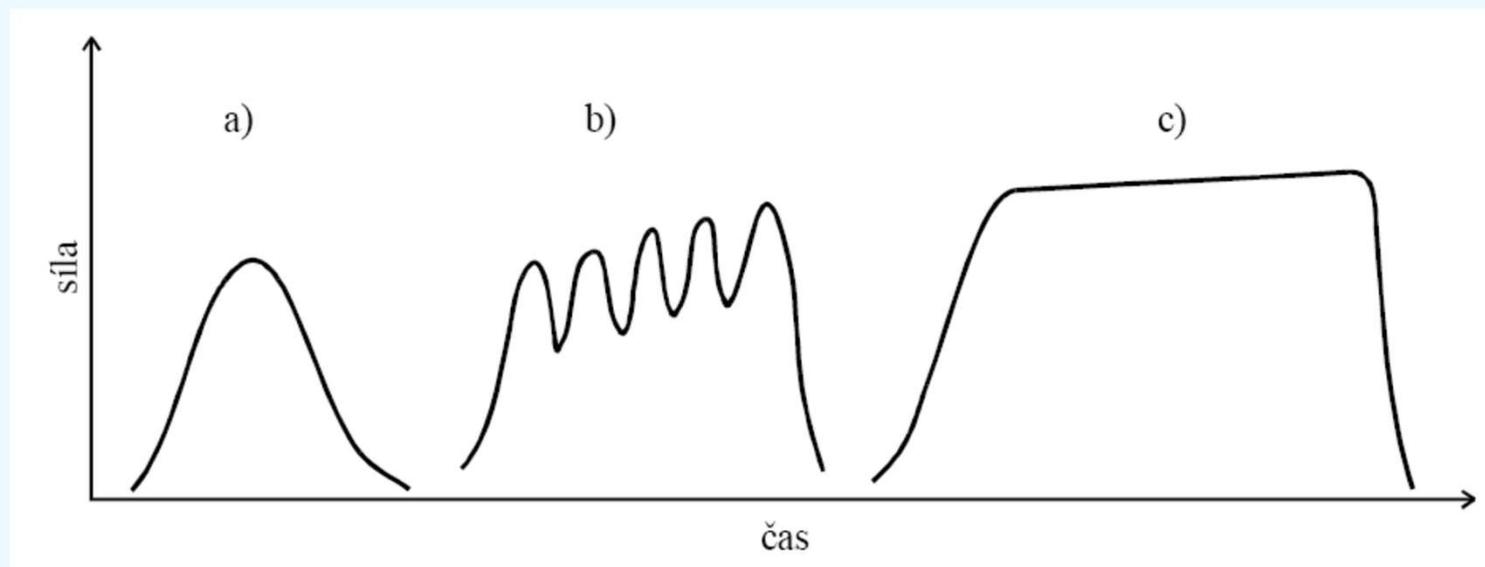
Janura, Fig. 54 Time dependency of the force during a twitch

Motorická jednotka – přechod záškubů v tetanus

Zvýšení frekvence vzruchů (7-10 Hz) → nenastává úplná relaxace motorické jednotky.

K dalšímu nárůstu síly tedy dochází v okamžiku, kdy nebylo dosaženo klidové hodnoty. V tomto případě mluvíme o **neúplném (vlnitém) tetanu**.

Při dalším zvýšení frekvence (okolo 30 Hz) je výsledek dále sumován, dochází k vyhlazení dílčích maxim a neúplný tetanus se mění na **hladký** (obr. 55).



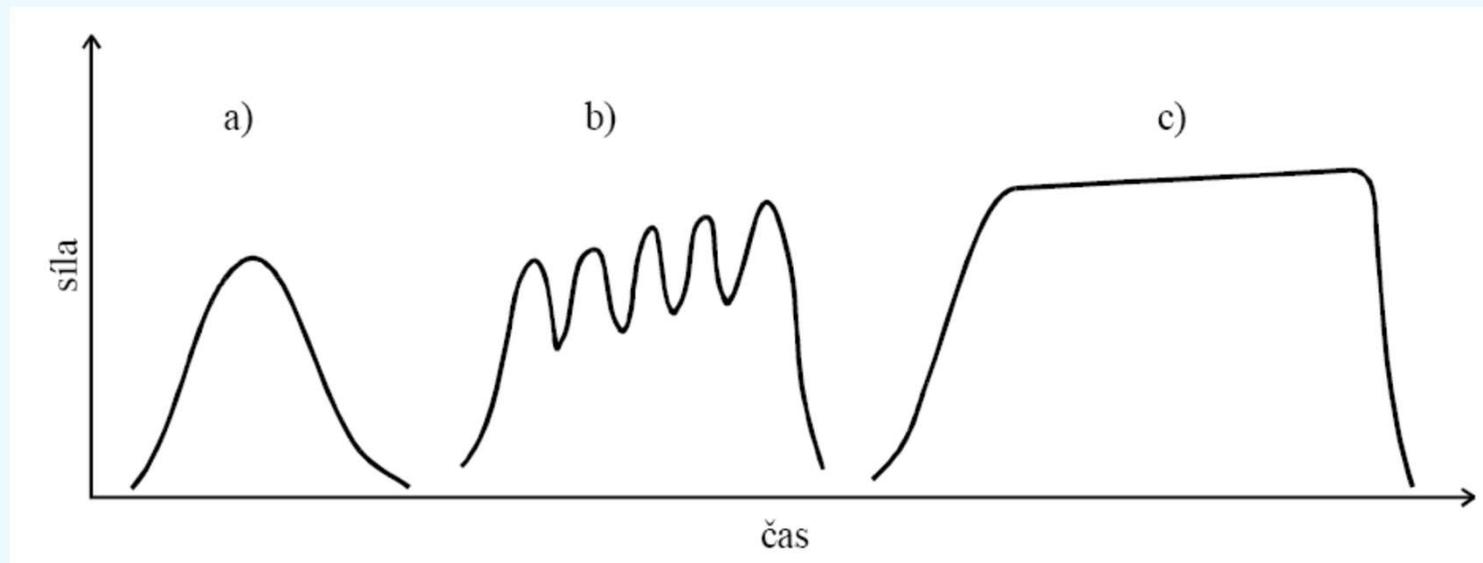
Janura, **Obr. 55** Závislost síly na čase při záškubu (a), vlnitém tetanu (b) a hladkém tetanu (c).

Motor unit - transition from twitches into tetanus

Increasing the frequency of excitation impulses (7-10 Hz) → complete relaxation does not occur in motor units.

Next build-up of a force occurs before the relaxation has been reached. In this case we are talking about incomplete (unfused, wavy) tetanus.

Further increase in frequency of impulses (about 30 Hz) → the results sum up, the dips between the maxima disappear and the incomplete tetanus becomes complete (fused, smooth, - Fig. 55).



Janura, **Fig. 55** Time dependency of the muscle fiber force during a twitch (a), incomplete tetanus (b) and complete tetanus (c).

Typy svalových vláken (motorických jednotek)

V jedné motorické jednotce jsou svalová vlákna pouze jednoho typu.

Základní typy vláken: Typ I, Typ IIA a Typ IIB. (Tabulka 6)

Tyto typy se liší v závislosti na různém stupni aerobní kapacity a ATP aktivity.

Vliv těchto faktorů se projevuje v různé rychlosti kontrakce, ve velikosti vyvíjené síly a v rozdílné unavitelnosti.

Sval zpravidla obsahuje všechny skupiny vláken v různém složení, které je určeno geneticky.

Typ vláken	Další název	Průměr	Rychlost kontrakce	Velikost síly	Práh únavy
I, SO, S (slow oxidative)	Pomalá červená, (tonická vlákna)	malý	pomalá	nejmenší	vysoký
IIA, FOG, FR (fast oxidative glycolitic)	Rychlá bílá (twitch fibres)	střední	rychlá	střední	vysoký
IIB, FG, FF (fast glycolitic)	Rychlá červená	velký	rychlá	největší	nízký

Janura, **Tab. 6** Typy svalových vláken (motorických jednotek)

<https://www.vedantu.com/biology/difference-between-red-and-white-muscle> + <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1430.html>

Types of muscle fibers (motor units)

In muscles, there are different types of muscle fibers.

The basic fiber types are: **Type I**, **Type IIA** and **Type IIB**. (Table 6)

These types differ depending on the varying degrees of aerobic capacity and ATPase activity.

These factors are manifested through different speeds of contraction, different amount of force and different fatigability.

A muscle usually contains all groups of fibers in various configurations, which are determined genetically.

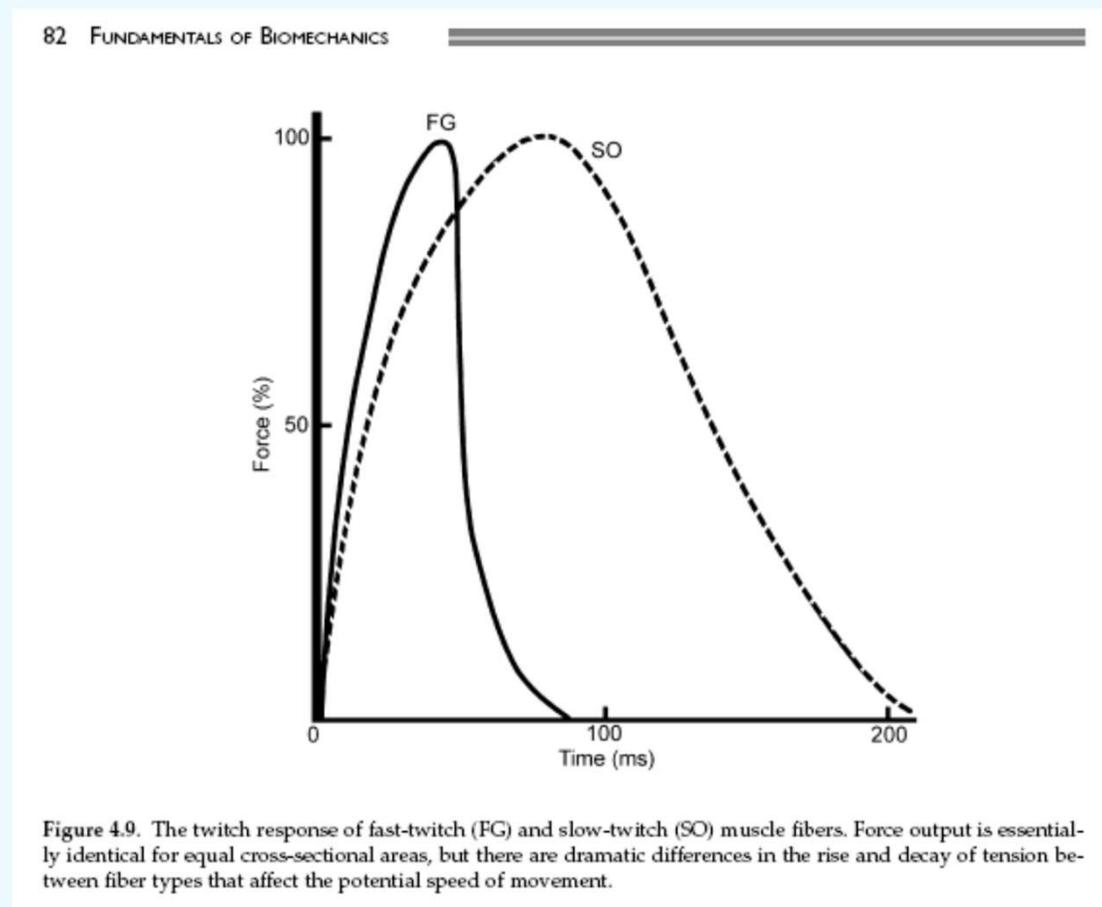
A single motor unit connects to muscle fibers of the same single type.

Fiber type	Diameter	Contraction speed	Force magnitude	Treshold of fatigue
I, SO, S (slow oxidative)	small	slow	smallest	high
IIA, FOG, FR (fast oxidative glycolitic)	medium	fast	medium	high
IIB, FG, FF (fast glycolitic)	large	fast	largest	low

Tab. 6 Types of muscle fibers (motor units). After Janura.

Motorická jednotka – záškub („twitch“)

Rozdíl v záškubu u různých typů svalových vláken



Záškubová odpověď rychlého (FG – fast glycolytic) a pomalého (SO – slow oxidative) svalového vlákna.

From Diane Knudson. Fundamentals of biomechanics, New York, NY: Springer, 2007

The difference in the twitch response in different types of muscle fibers

82 FUNDAMENTALS OF BIOMECHANICS

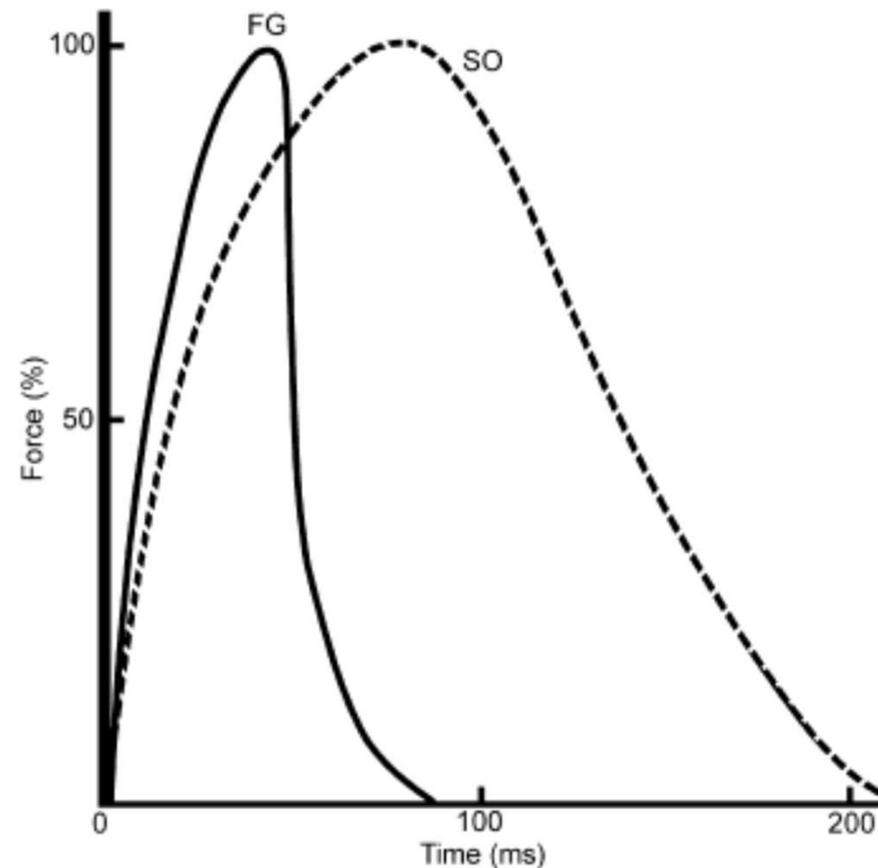


Figure 4.9. The twitch response of fast-twitch (FG) and slow-twitch (SO) muscle fibers. Force output is essentially identical for equal cross-sectional areas, but there are dramatic differences in the rise and decay of tension between fiber types that affect the potential speed of movement.

From Diane Knudson. Fundamentals of biomechanics, New York, NY: Springer, 2007

Typy svalových vláken (motorických jednotek)

Při většině denních volných aktivit jsou nejprve zapojeny motorické jednotky tvořené svalovými vlákny I. typu.

S nárůstem výkonu se zvyšuje počet jednotek s vlákny typu IIA.

Při nejrychlejších a reflexních pohybech jsou aktivovány jednotky s vlákny IIB.

Většina posturálních svalů má převahu motorických jednotek I; u svalů, které jsou nezbytné pro rychlý pohyb – kopy, údery, ... převažují motorické jednotky typu IIA, IIB.

Komi (1992) uvádí navíc vlákna typu IIC, která řadí mezi vlákna I, II.

Atleti sprinter a vytrvalec - potřebují primárně jiné typy vláken.

Typ vláken	Další název	Průměr	Rychlost kontrakce	Velikost síly	Práh únavy
I, SO, S (slow oxidative)	Pomalá červená, (tonická vlákna)	malý	pomalá	nejmenší	vysoký
IIA, FOG, FR (fast oxidative glycolitic)	Rychlá bílá (twitch fibres)	střední	rychlá	střední	vysoký
IIB, FG, FF (fast glycolitic)	Rychlá červená	velký	rychlá	největší	nízký

Janura, **Tab. 6** Typy svalových vláken (motorických jednotek)

<https://www.vedantu.com/biology/difference-between-red-and-white-muscle> + <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1430.html>

Types of muscle fibers (motor units)

Most of the voluntary daily activities at first involve the motor units formed by the muscle fibers of Type I.

With the increase of effort, more units of type IIA become involved.

The quickest movements and the reflex movements are done by activating the motor units with IIB type fibers.

Most postural muscles predominantly contain motor units I; in muscles that are essential for rapid movement - kicks, punches,..., there are predominantly the motor units of type IIA, IIB.

Komi (1992) also distinguishes type IIC fibers, with properties in between the types I and II.

Fiber type	Diameter	Contraction speed	Force magnitude	Threshold of fatigue
I, SO, S (slow oxidative)	small	slow	smallest	high
IIA, FOG, FR (fast oxidative glycolitic)	medium	fast	medium	high
IIBm FG, FF (fast glycolitic)	large	fast	largest	low

Tab. 6 Types of muscle fibers (motor units). After Janura.

Zvyšování svalového napětí

2 základní mechanismy:

- 1) Prostorová sumace („motor unit recruitment“) – postupné přidávání motorických jednotek svalu
- 2) Časová sumace („stimulation“, „discharge rate“) – zvyšování frekvence vzruchů

Increase of muscle tension

Two basic mechanisms:

- 1) Spatial summation ("motor unit recruitment") - gradual addition of muscle motor units
- 2) Temporal summation - increasing frequency of the excitation impulses

Zvyšování svalového napětí

Ad 1) PROSTOROVÁ SUMACE:

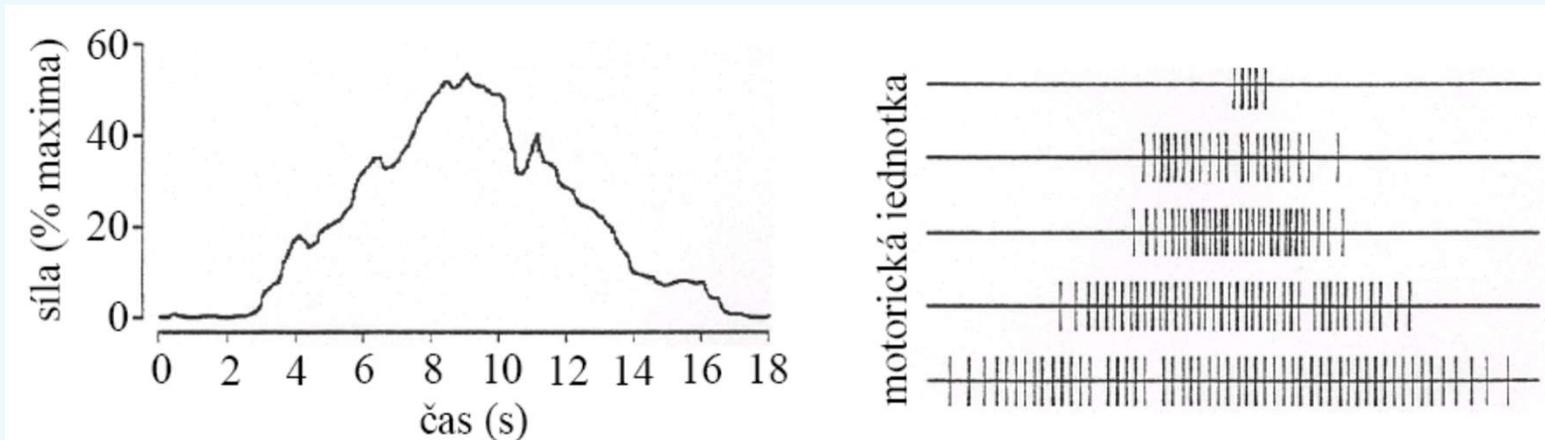
Adrian-Bronkův zákon – se zvýšením požadavků na velikost svalové síly se zvětšuje počet vzrušených motorických jednotek. (obr. 57).

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.

- Zapojení motorických jednotek se liší u různých svalů.
- V některých svalech (m. adductor pollicis, m. interosseus dorsalis, ...) dochází k náboru motorických jednotek do okamžiku, kdy síla dosahuje okolo 50 % maxima.
- Naopak u m. biceps brachii se tento mechanismus uplatňuje i po 85 % maxima. Další nárůst síly za touto hranicí je dosažen zvýšením frekvence vzruchů.

Ani při maximálním úsilí nejsou zapojeny všechny motorické jednotky.



Janura, **Obr. 57** Princip prostorové sumace pro pět motorických jednotek (upraveno podle Enoka, 1994)

Increase of muscle tension

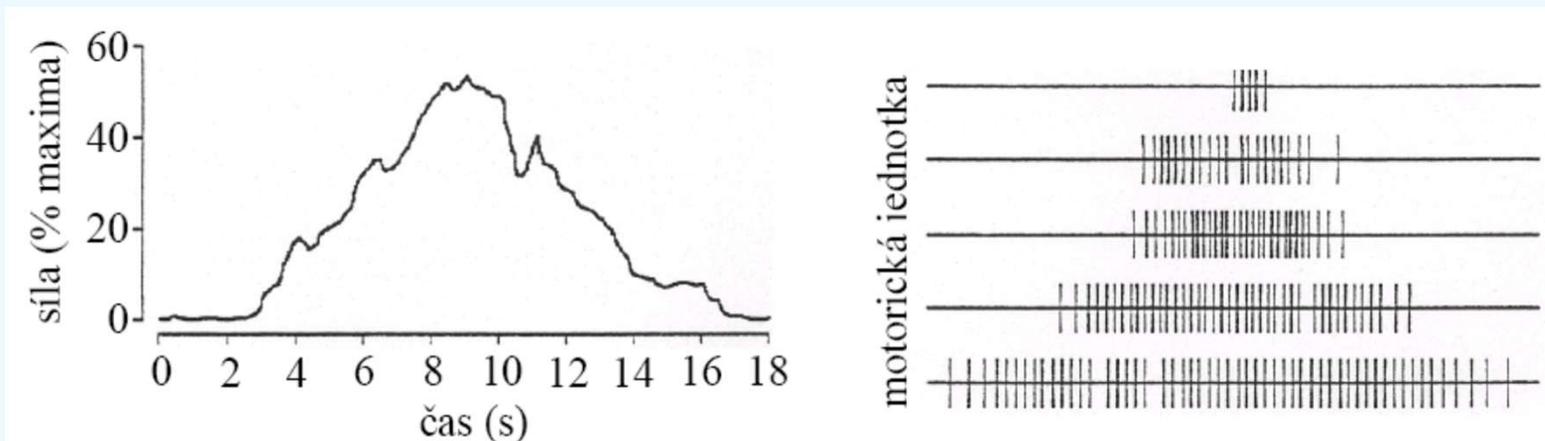
1) Spatial summation:

Adrian-Bronk law - with increased demands on the muscle force the number of excited motor units increases. (Fig. 57).

The newly connected motor unit remains active until the moment when a drop in force occurs.

This inactivation and removal of units occurs in a reverse order compared to the units recruitment. This means that the lastly connected unit will be disconnected first.

- Recruitment of the number of motor units varies among different muscles.
 - Certain muscles (m. Adductor pollicis, m. Interosseus dorsalis, ...) recruit more motor units until about 50% of the force maximum.
 - In contrast, m. biceps brachii recruits motor units also after 85% of maximum.
- Further increase in force beyond this, is achieved by increasing the frequency of impulses.



Janura, **Fig. 57** The principle of spatial summation illustrated on 5 motor units (modified after Enoka, 1994)

Zvyšování svalového napětí

Ad 2) ČASOVÁ SUMACE

Zvýšení síly → zvýšení frekvence vzruchů, které přichází k aktivovaným motorickým jednotkám.

Frekvence, která je nutná pro dosažení maximální síly, se liší pro různé svaly. Pro dlouhé svaly jsou její hodnoty menší než pro krátké svaly.

Enoka (1994) uvádí, že počáteční nárůst síly asi do maxima 50 % je způsoben současným náborem motorických jednotek a zvýšením frekvence vzruchů. Při stanovení možností časové sumace však musíme přihlížet k tomu, že rychlé opakování vzruchů způsobuje rychlé „vyčerpání“ neuronu.

Increase of muscle tension

2) Temporal Summation

Force increase → increase in frequency of impulses exciting the activated motor units.

The frequency, which is needed for reaching maximum force, is different for different muscles.

In long muscles these frequencies are smaller than in short muscles.

Enoka (1994) states that the increase from initial to about 50% force maximum is done by simultaneous recruitment of motor units and increasing the frequency of impulses.

When considering the possibilities of temporal summation, it is also important to think about the fact that the rapid repetition of impulses causes rapid "exhaustion" of the neurons (neural fatigue).

Maximální úroveň svalového napětí (svalové síly)

Kombinace prostorové a časové sumace

Obecná přibližná posloupnost je v Tab. 8.

<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.

Janura, **Tab. 8** Způsob gradace svalového napětí pomocí mechanismu časové a prostorové sumace

Odchytky u různých svalů

Velikost a způsob zapojení závisí na druhu pohybu

U menších a „rychlých“ svalů je většina motorických jednotek zapojena již při 50 % maximální síly.

U velkých svalů dochází po nárůstu napětí časovou sumací k dalšímu zvýšení prostorovou sumací.

Ani při maximálním úsilí nejsou zapojeny všechny motorické jednotky.

Reaching the maximum level of muscle force/tension

Combination of spatial and temporal summation

The usual approximate sequence is showed in Tab. 8:

Muscle tension	Manner of execution
10 – 30%	Increasing the frequency of impulses 2-30(40) Hz in a small amount of motor units
30 – 70%	Increasing the amount of activated motor units
70 – 100%	Increasing the frequency of impulses in the activated motor units

Janura, **Tab. 8** The way of increasing the muscle tension through temporal and spatial summation

Differences in different muscles

The size and the way of units involvement depends on the type of movement

In smaller "fast" muscles most muscle motor units are engaged already at 50% of maximum tension.

In large muscles, after the increase of tension through temporal summation there is further increase through spatial summation.

Even at maximum effort not all motor units are activated (there is some reserve for highly threatening, life-endangering situations).

Zvyšování svalového napětí (svalové síly)

Síla svalu (muscle power) se zvětšuje kombinací zvětšování počtu pracujících motorických jednotek, a zvyšováním frekvence jejich zapojování.

Svalové vlákno nemůže pracovat (být v kontrakci) neustále. Musí mít přestávky na obnovení sil, během kterých je necitlivé k elektrickým výbojům nervových vláken (refrakterní fáze).

Síla svalu je přímo úměrná velikosti průřezu svalového bříška A (muscle belly – crossection). Na čtvereční centimetr průřezu může sval vyvinout sílu mezi 16 a 30 N.
Pozn.: Při zjišťování plochy průřezu záleží na místě, ve kterém je řez veden, a na obsahu vazivové tkáně.

Podle toho, zda celý sval zajišťuje spíše polohu (posturu) nebo spíše pohyb (lokomoci), rozlišujeme svaly posturální A (postural muscles) nebo fázické A (phasic muscles). První z nich mají větší výdrž a mají sklon ke zkracování. Druhé jsou rychleji unavitelné a mají sklon k ochabování. Oba typy jsou složeny z obou základních typů svalových vláken i když jejich poměr bude samozřejmě odlišný. S věkem se navíc tento poměr také upravuje.

Zdroj: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1513.html>

Zvyšování svalového napětí

HENNEMANOVO PRAVIDLO (PRAVIDLO VELIKOSTI):

Zapojení motorických jednotek uvnitř svalu probíhá od nejmenších k největším.

Při zvyšování úrovně svalového napětí jsou zapojeny větší motoneurony, které slouží pro aktivaci většího množství svalových vláken.

Počet motoneuronů („pool“), které inervují jednotlivé svaly, je různý.

Např. m. tibialis anterior je inervován asi 445 motoneurony, které reprezentují velikost poolu.

Jestliže je nutné vyvinout sílu, je nejprve zapojen nejmenší motorický neuron z tohoto poolu.

Při některých volných pohybech nebo při požadavku na rychlý nárůst síly může dojít k porušení uvedeného principu.

Při poklesu napětí dochází k reverznímu procesu, nejdříve se snižuje frekvence vzruchů u poslední zapojené jednotky.

Z hlediska velikosti motorických jednotek dochází nejdříve k odpojení větších celků, následují menší motorické jednotky.

Nábor motorických jednotek však nezávisí výhradně na velikosti motoneuronu. Je ovlivněn také soustavou dalších vnitřních (citlivost receptorů, ...) a vnějších (počet synaptických terminálů, prostorové rozmístění synapsí, ...) faktorů.

Sekvence náboru motorických jednotek je predeterminována.

Increase of muscle tension

HENNEMAN'S SIZE PRINCIPLE:

Under load, motor units are recruited from smallest to largest.

In practice, this means that slow-twitch, low-force, fatigue-resistant muscle fibers are activated before fast-twitch, high-force, less fatigue-resistant muscle fibers.

It was proposed by Dr. Elwood Henneman.

At increased levels of muscular tension larger motoneurons become involved, which activate larger amount of muscle fibers.

The number of motor neurons ("pool"), which innervate individual muscles, is different.

E.g. m. tibialis anterior is innervated by about 445 motoneurons, which represent the size of the pool.

When force is needed, the smallest motor neuron from this pool is involved first.

In some voluntary movements, or when rapid increase in strength is needed, this principle may be infringed.

In tension reduction, the process is reversed - first the frequency of impulses of the last-connected unit is decreased.

In terms of size of motor units, at first the large units are deactivated, followed by smaller motor units.

However, recruitment of motor units does not depend solely on the size of the motor neuron. It is also influenced by other, internal (receptor sensitivity, ...) and external (number of synaptic terminals, spatial distribution of synapses, ...) factors.

The sequence of recruitment of motor units is predetermined.

Základní typy svalové kontrakce

Základním kritériem dělení: změna délky svalového vlákna.

- 1) **Izometrická (statická) kontrakce** – délka svalu se nemění, začátek a konec svalu jsou fixovány, tenze svalu je rovna působení vnější zátěže

- 2) **Anizometrická kontrakce** – dochází ke změně délky svalu, účinek (moment) šlachové síly svalu je různý od působení (momentu) tíhové síly břemene.
 - 2a) **koncentrická** – sval se zkracuje, vyvíjená síla má zrychlující účinek
 - 2b) **excentrická** – 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 švihu se uplatňuje zejména koncentrická kontrakce.

Poznámka: Izotonická svalová kontrakce (zvláštní případ anizometrické kontrakce):
Charakterizována konstantním svalovým napětím.
Teoreticky možná ale není běžná (je nefyziologická).

Basic types of muscle contraction

Basic criterion for categorization: change in length of the muscle fibers.

- 1) **Isometric (static) contraction** - muscle length does not change, both ends of the muscle are fixed, muscle tension is equal to that of an external load
- 2) **Anisometric contraction** – muscle length changes, muscle force (torque) is different from that of the external load.
 - 2a) concentric - muscle shortens, the muscle force causes motion acceleration
 - 2b) eccentric - muscle elongates, the muscle force causes deceleration (slowing down the motion)

Isometric muscle contraction is typical for static exercises (position holds), it also serves to create a solid support (hardening of the body) in swing exercises.

In the swing itself, concentric contraction is mostly applied.

Note: **Isotonic muscle contraction** (a special case of anisometric contraction):

- Characterized by constant muscle tension.
- Theoretically possible, but not common (non-physiological).

Hillův tříprvkový model svalu

Vyjadřuje činnosti svalu při různých typech svalové kontrakce. Někdy bývá označován jako „svalově šlachová jednotka“. (obr. 59)

Kontraktilní element (KE) – (aktinová a myozinová vlákna)

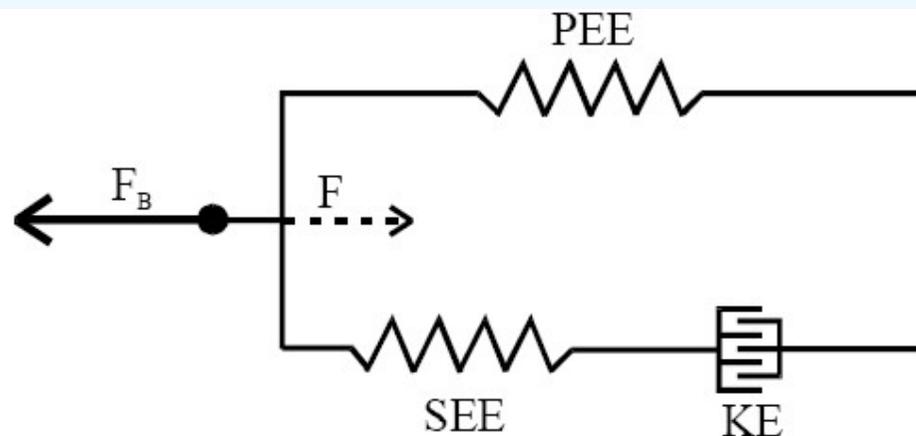
Vyjadřuje silově-rychlostní možnosti svalu (sarkomery).

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 rozhodujícím činitelem pro ukládání elastické energie.

Paralelní elastický element (PEE) – (vazivové struktury svalu – epimysium, perimysium, sarkolema, ...)

Jeho vliv na velikost vyvíjené síly narůstá při zvětšení délky svalu. Je zdrojem sil, které mohou působit proti protažení pasivního svalu. To umožní zabránit přetržení svalu (při nedostatečné aktivitě KE) při nadměrném působení vnějších sil.



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

Janura, Obr. 59 Hillův tříprvkový model svalu

Hill's 3-element model of muscle

Expresses muscle movements in different types of muscle contractions. Sometimes referred to as the "muscle-tendon unit." (Fig. 59)

Contractile element (KE) - actin and myosin filaments

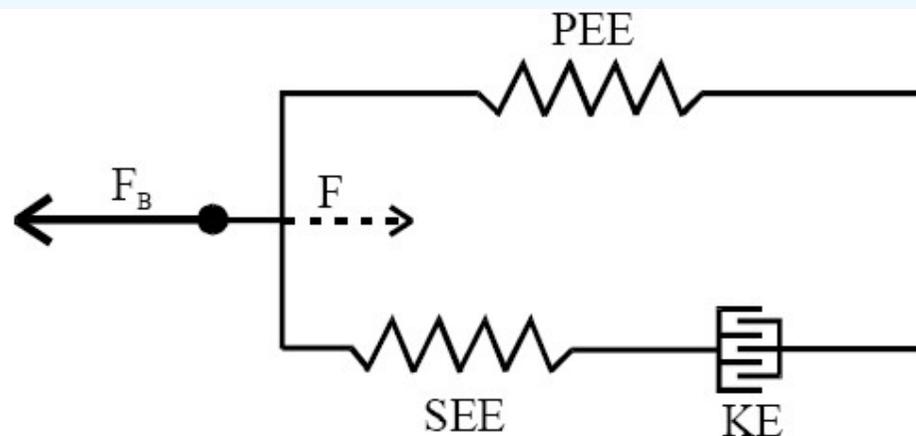
It determines the force-speed possibilities of the muscle (sarcomere).

Serial elastic element (SEE) - tendon, small part also in the crossbridges

It serves as a spring function. Transmits and partially absorbs the mechanical energy to and from the surrounding elements. In movements with rapidly alternating muscle contractions, it is the key element for storing elastic energy.

Parallel elastic element (PEE) - fibrous structure in the muscle - epimysium, perimysium, sarcolemma, ...)

Its influence increases with increasing length of the muscle. It serves as the source of forces that counteract passive stretching of the muscle. It prevents muscle rupture (in insufficient activity of KE) in case of excessive external forces.



KE – contractile element

SEE – serial elastic element

PEE – parallel elastic element

F – tensile muscle force

F_B – loading force, influence of external environment

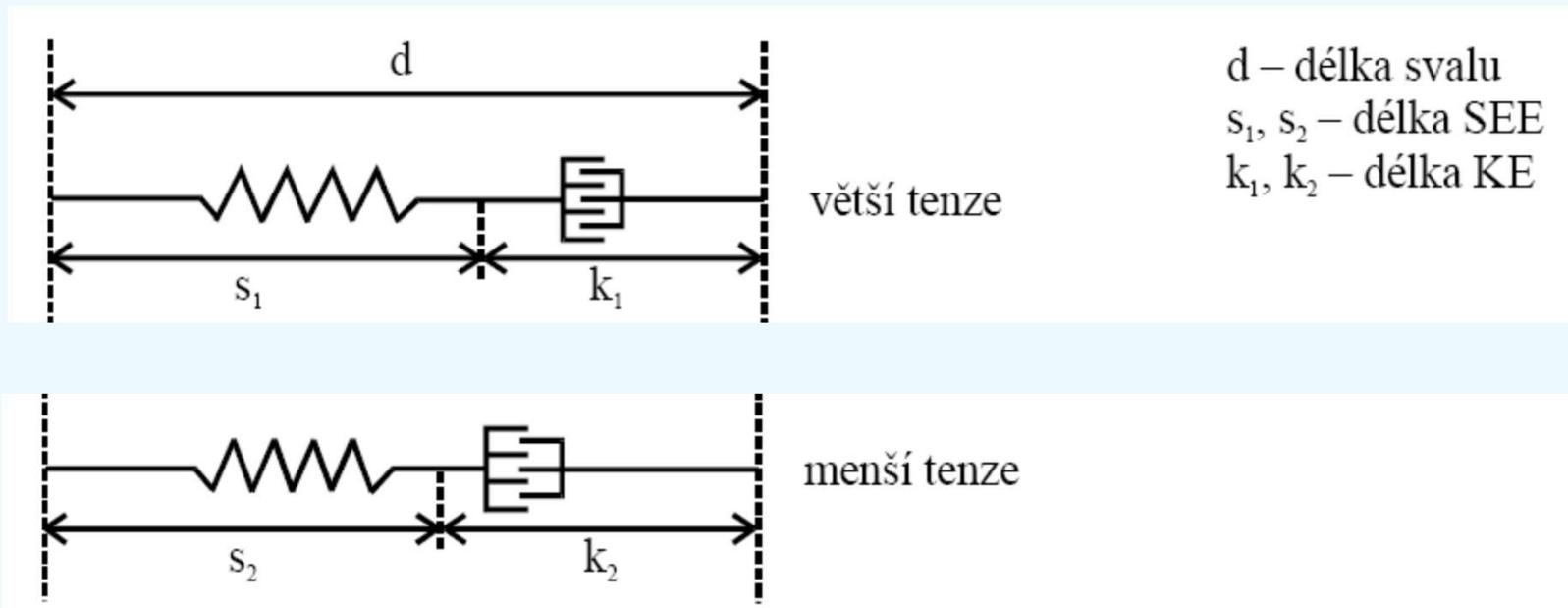
Janura, Fig. 59 Hill's 3-element model of muscle

Hillův tříprvkový model svalu

IZOMETRICKÁ SVALOVÁ KONTRAKCE

Při izometrické svalové kontrakci dochází s nárůstem napětí k prodloužení SEE. Konstantní délka svalu je tak zachována zkrácením KE a prodloužením SEE (obr. 60).

Délka paralelního elastického elementu PEE zůstává nezměněna



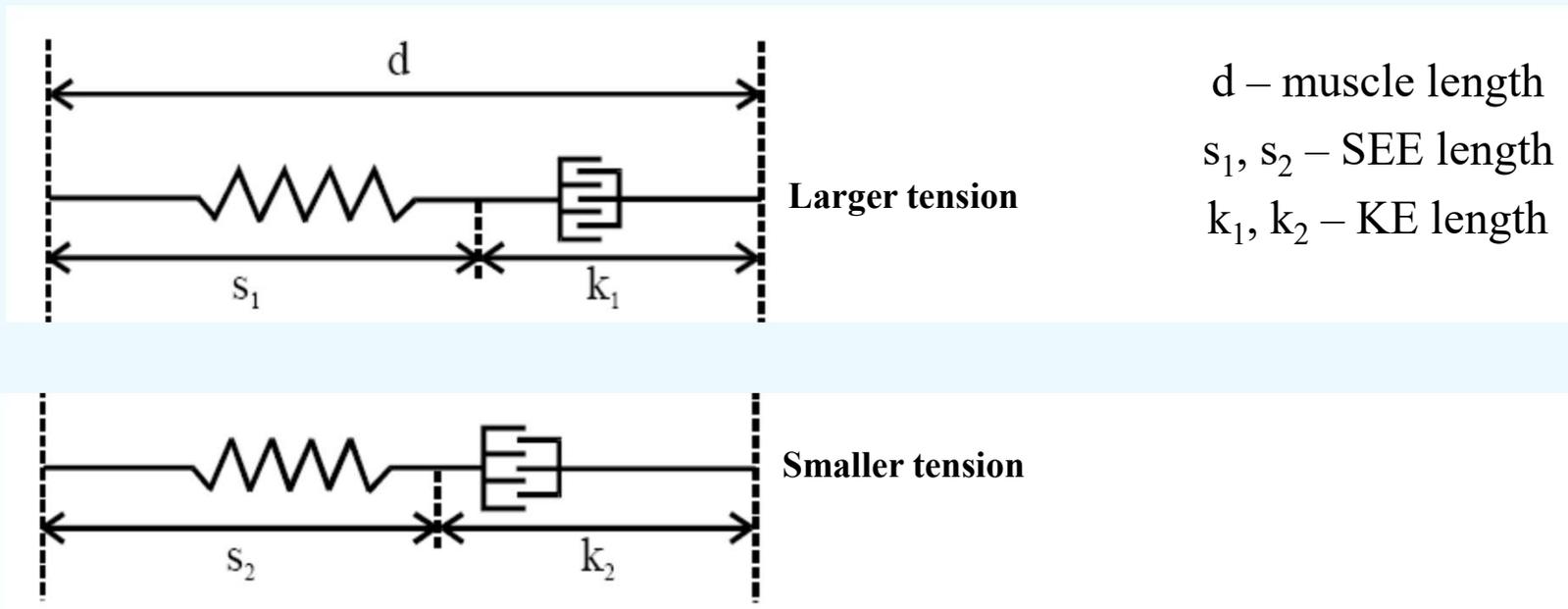
Janura, **Obr. 60** Změna v délce KE a SEE při izometrické svalové kontrakci

Hill's 3-element model of muscle

Isometric muscle contraction

During isometric muscle contraction increase of tension extends the SEE. Constant muscle length is preserved by KE shortening and SEE extension (Fig. 60).

The length of the parallel elastic element PEE remains unchanged



Janura, **Fig. 60** Change of KE a SEE lengths in isometric muscle contraction

Závislost velikosti svalové síly na parametrech svalu:

Výsledná svalová síla je součtem aktivní a pasivní síly.

Aktivní síla - podmíněna vytvořením příčných můstků mezi aktinem a myozinem.

Její velikost je určena počtem můstků, počáteční délkou svalových vláken, rychlostí kontrakce, plochou fyziologického příčného průřezu svalového vlákna.

Pasivní síla - závisí na tření v kloubu; na odporových silách vazů, kloubního pouzdra a kůže; na stlačování a protahování interartikulárních svalů.

Základní parametry ovlivňující velikost svalové síly:

- a) Délka sarkomery
- b) Protážení svalu
- c) Rychlost kontrakce
- d) Doba kontrakce

Dependence of muscle force on muscle parameters:

The muscle force is the sum of the active and passive forces.

Active force – based on forming crossbridges between actin and myosin.

Its magnitude is determined by: number of crossbridges, initial length of the muscle fibers, contraction speed, physiological cross-sectional area of the muscle.

Passive force - depends on the friction in the joint; on resistive ligament forces, on joint capsule, skin; compression and elongation of interarticular muscles.

Basic parameters affecting the size of muscle strength:

- a) Sarcomere length
- b) Muscle elongation
- c) Speed of contraction
- d) Contraction time

Závislost velikosti svalové síly na parametrech svalu:

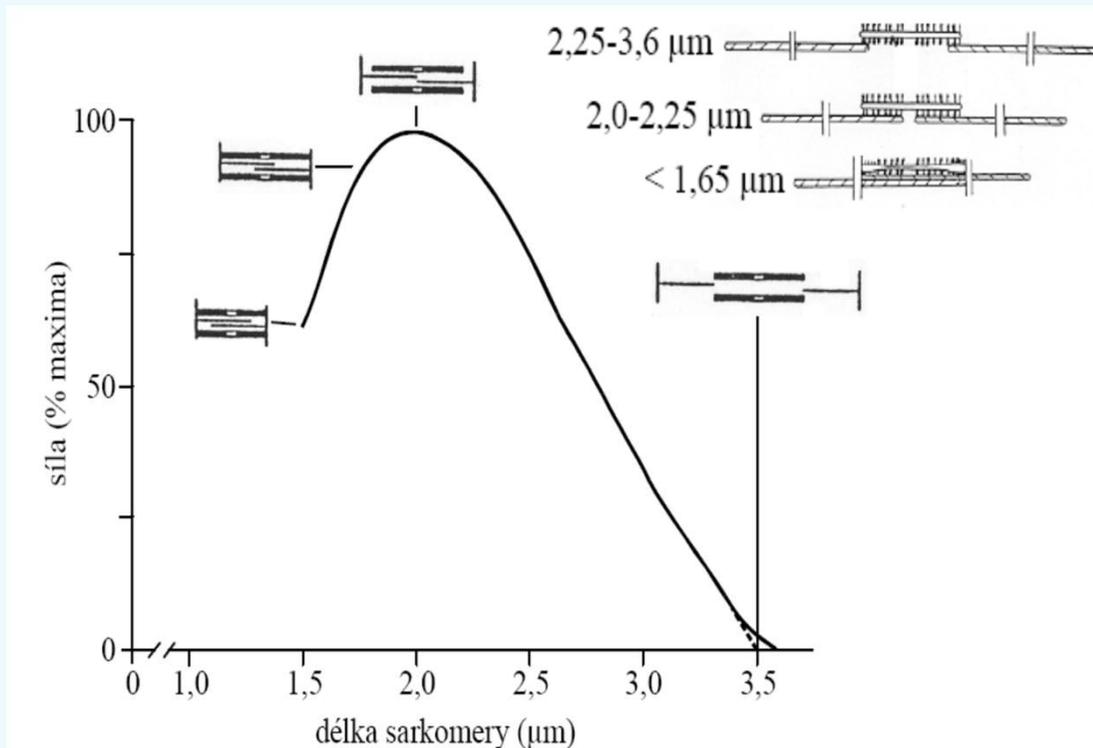
Ad a) Velikost síly versus délka sarkomery:

Maximální tenze svalového vlákna – v klidové délce (délka sarkomery je kolem 2,0 až 2,5 μm).

Klidová délka - dochází k vytvoření maximálního počtu příčných můstků.

Rostoucí protažení svalového vlákna - počet příčných můstků klesá \Rightarrow snížení tenze.

Je-li délka vlákna asi 3,6 μm , dochází ke ztrátě tohoto překrytí, klesá napětí ve svalu.



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. 65). To se týká sarkomery jako aktivní komponenty svalu.

Dependence of muscle force on muscle parameters:

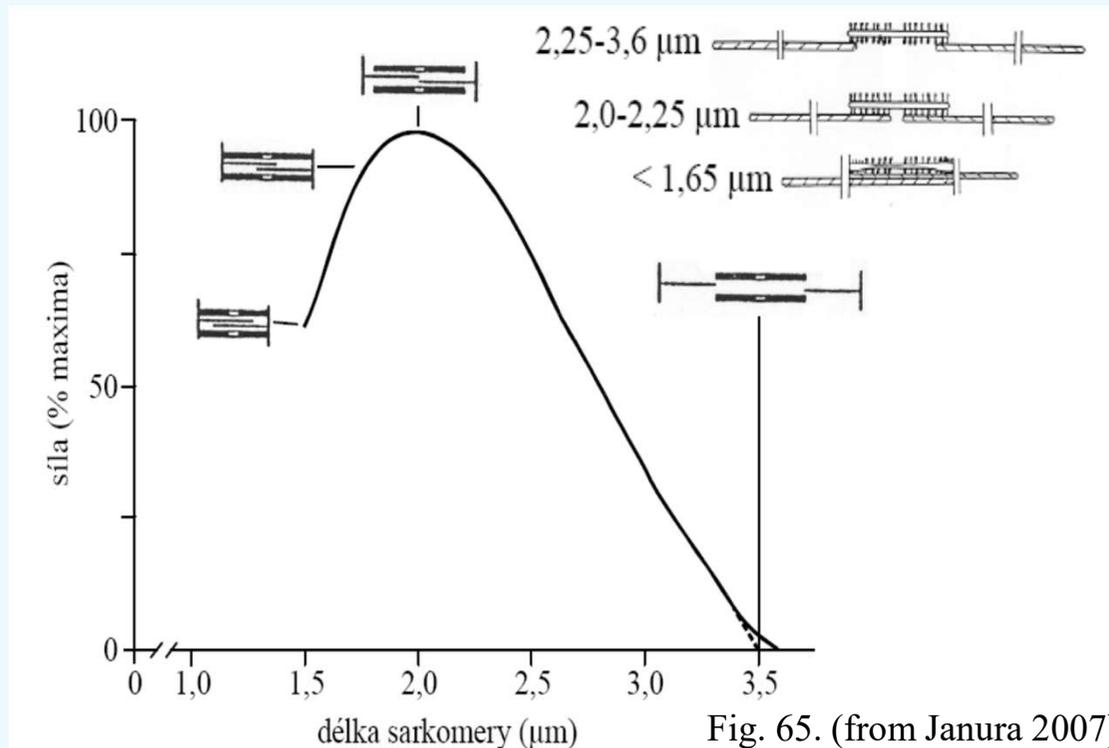
a) Sarcomere length:

The maximum force of a muscle fiber is achieved at resting length (sarcomere length around 2.0 to 2.5 μm).

Resting length allows creating the maximum number of cross-bridges.

Elongation of the muscle fiber - the number of cross-bridges decreases \rightarrow force decreases.

At sarcomere length of about 3.6 micron, there is no overlap of the thin and thick filaments and no possibility of forming the crossbridges \rightarrow no contraction force.



Reduction of sarcomere length below 2 microns also reduces active force because the thin filaments at opposite ends start to overlap and the thick filament may form non-functional crossbridges with the wrong thin filament.

Further reduction of the length causes a steep decline of the active force (Fig. 65).

This is valid for the sarcomere as an active component of the muscle.

Závislost velikosti svalové síly na parametrech svalu:

Ad b) Velikost síly versus protažení svalu:

Působení „pasivní tenze“ - vliv spojovacích tkání (SEE, PEE), podílejících se na elasticitě celého svalu.

S nárůstem protažení svalu se zvyšuje přírůstek elastických komponent na jeho celkové tenzi.

Zatímco tvar křivky aktivního napětí je pro různé svaly podobný, pasivní a celková křivka této závislosti je ovlivněna množstvím elastické tkáně ve svalu.



Janura, **Obr. 64** Závislost velikosti zátěže na velikosti protažení u pasivního svalu (upraveno podle McGinnis, 1999)

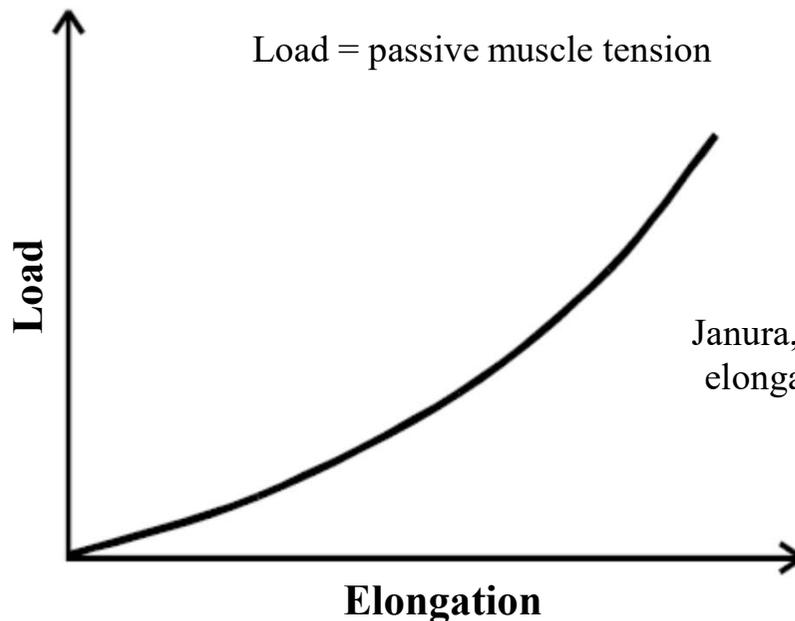
Dependence of muscle force on muscle parameters:

b) Muscle Elongation (strain):

Influence of "passive tension" – stiffness of the connective tissue (SEE, PEE), contributes to the stiffness of the entire muscle.

With increasing elongation, the elastic components of the muscle become more tensed.

The shape of the relationship is similar for the various muscles, but the exact contribution of the passive tension is influenced by the amount of elastic tissue in the muscle.

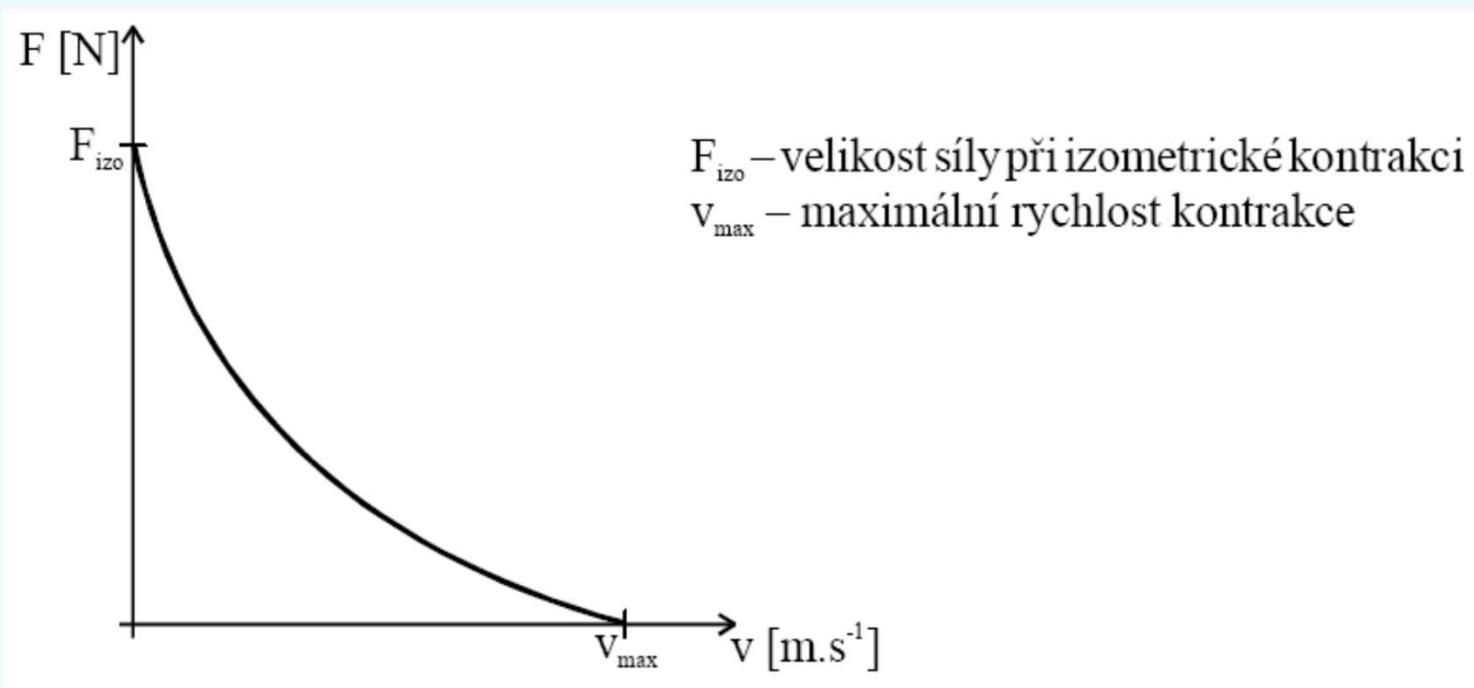


Janura, Fig. 64 Dependence of the load size on passive elongation of muscle (adapted after McGinnis, 1999)

Závislost velikosti svalové síly na parametrech svalu:

Ad c) Velikost síly versus rychlost kontrakce:

S rostoucí rychlostí kontrakce se zmenšuje velikost vyvíjené síly (Obr.66)
Největší síly se dosahuje při izometrické (statické) kontrakci (výdrže).

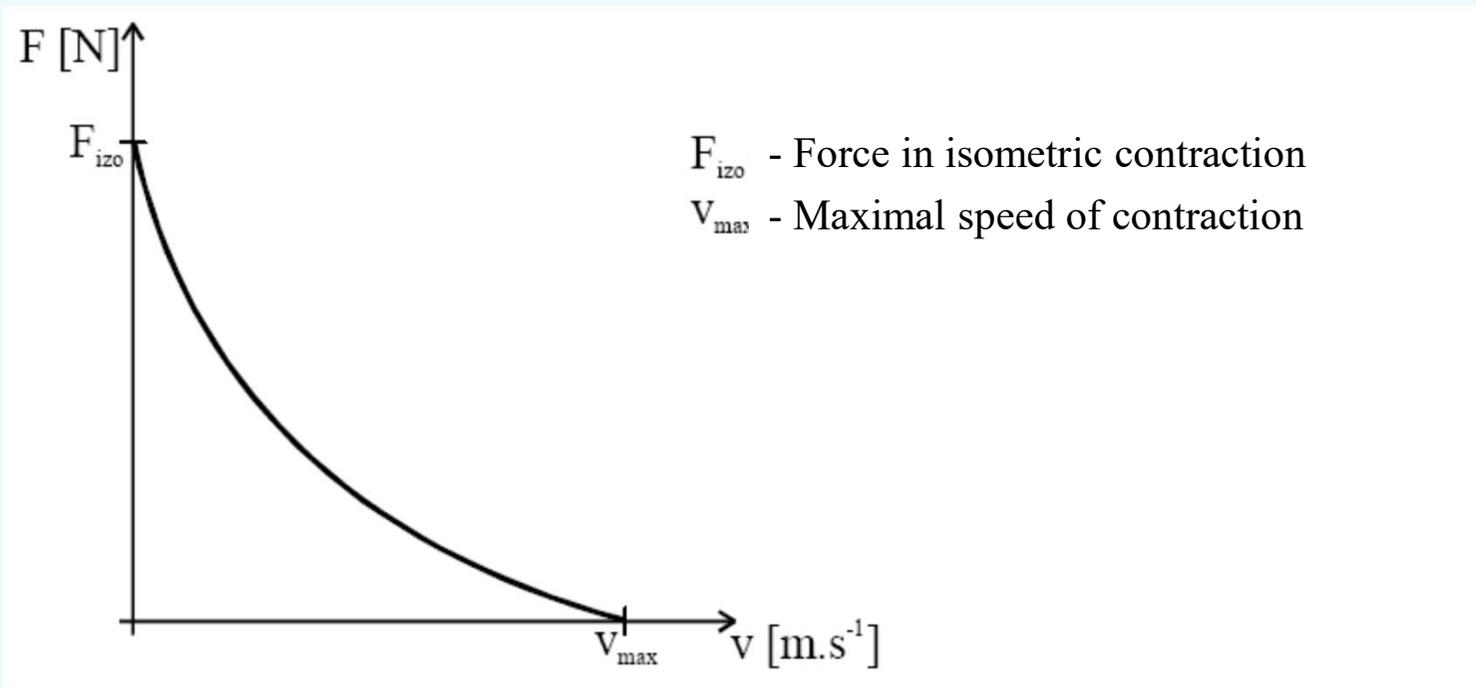


Janura, **Obr. 66** Závislost mezi velikostí síly a rychlostí kontrakce u izolovaného svalu

Dependence of muscle force on muscle parameters:

c) Speed of contraction:

With increasing speed of contraction the force decreases (Obr.66)
Greatest amount of force is achieved during isometric contraction.



Janura, **Fig. 66** Relationship between the force and the speed of contraction in an isolated muscle.

Závislost velikosti svalové síly na parametrech svalu:

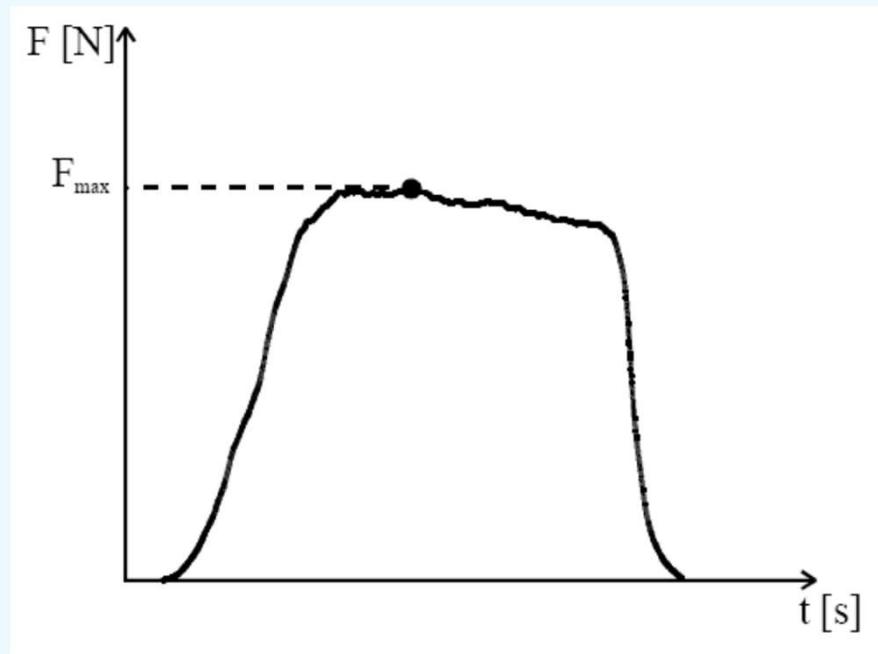
Ad d) Velikost síly versus doba kontrakce:

Izometrická svalová kontrakce:

První fáze – zvětšování velikosti svalové síly.

Další průběh - setrvalý stavu nebo pokles síly (obr. 67).

I když je maximální tenze v KE dosaženo asi za 10 ms, trvá podstatně déle než dojde k přenosu síly do SEE a PEE.



Janura, **Obr. 67** Závislost síly na čase při izometrické svalové kontrakci

Dependence of muscle force to muscle parameters:

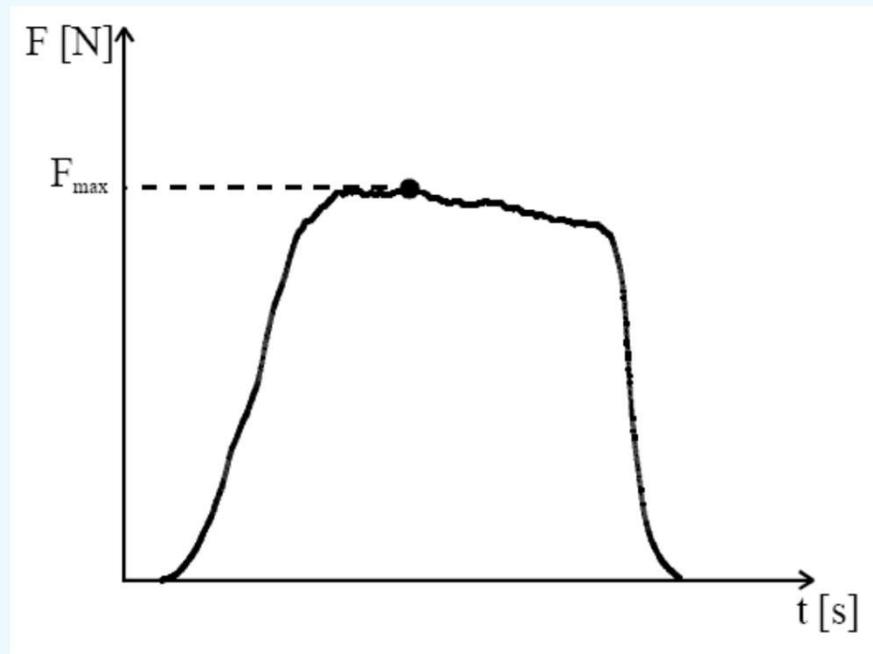
d) Contraction duration:

Isometric muscle contraction:

Initial phase – increase of the force.

Further phase - steady state or force decrease (Fig. 67).

Although the maximum tension in KE is reached in c. 10 ms, it takes considerably longer before it is transmitted to the SEE and PEE.



Janura, Fig. 67 Muscle force versus time in an isometric muscle contraction

Práce při svalové kontrakci:

Práce vnější – výsledkem je překonání působení vnější zátěže, včetně přesunu těžiště („hmotnosti“) těla, do jiné výšky.

Práce vnitřní - přesun segmentů

Monitorování elektrické aktivity svalů:

Metoda elektromyografie (EMG)

Work during muscle contraction:

External work - overcoming external loads, including moving the center of gravity of the body to another height.

Internal work – change of the positions of segments (no change of the position of the center of gravity of the body)

Monitoring electrical activity of muscles:

Method of **Electromyography (EMG)**

ELEKTROMYOGRAFIE:

Umožňuje monitorování aktivity svalů buď pomocí

a) povrchových elektrod, které se přikládají na kůži, nebo

b) jehličkových elektrod, které se vpíchnou do svalu

Jehličkové elektrody umožňují sledovat akční potenciál jedné motorické jednotky

Povrchové elektrody vždy zaznamenávají signály mnoha motorických jednotek

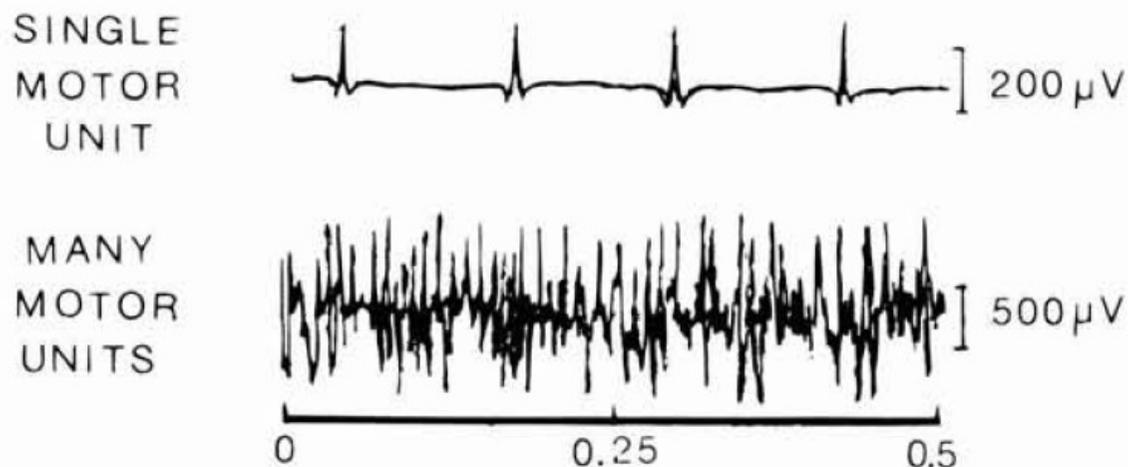


Figure 4.13. The interference pattern represented in the lower part of the figure reflects the summed activity of many motor units. Both single motor units and complex muscle activity may be recorded by electromyography.

From Borden G, Harris KS, Raphael LJ: *Speech science primer. Physiology, acoustics, and perception of speech*, Baltimore, MD:Lippincott Williams & Wilkins, 1994.

ELECTROMYOGRAPHY:

Allows monitoring of muscle activity via:

- a) Surface electrodes (attached on the skin), or
- b) Needle electrodes (inserted inside the muscle)

Needle electrodes allow monitoring the action potentials of a single motor unit
Surface electrodes always monitor signals from many motor units

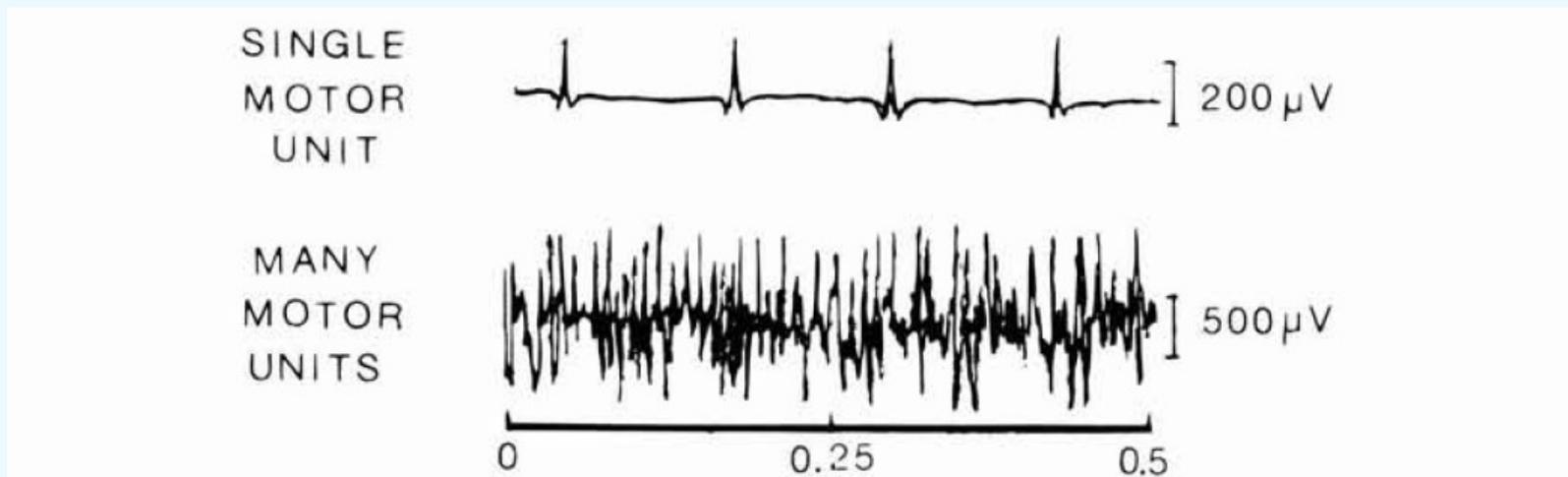


Figure 4.13. The interference pattern represented in the lower part of the figure reflects the summed activity of many motor units. Both single motor units and complex muscle activity may be recorded by electromyography.

From Borden G, Harris KS, Raphael LJ: *Speech science primer. Physiology, acoustics, and perception of speech*, Baltimore, MD:Lippincott Williams & Wilkins, 1994.

ELEKTROMYOGRAFIE:

Příklad EMG signálu při zvyšování intenzity kontrakce svalu z klidu až do maxima

Se zvětšující se intenzitou kontrakce narůstá počet impulzů motorických jednotek svalu zachycených elektrodou.

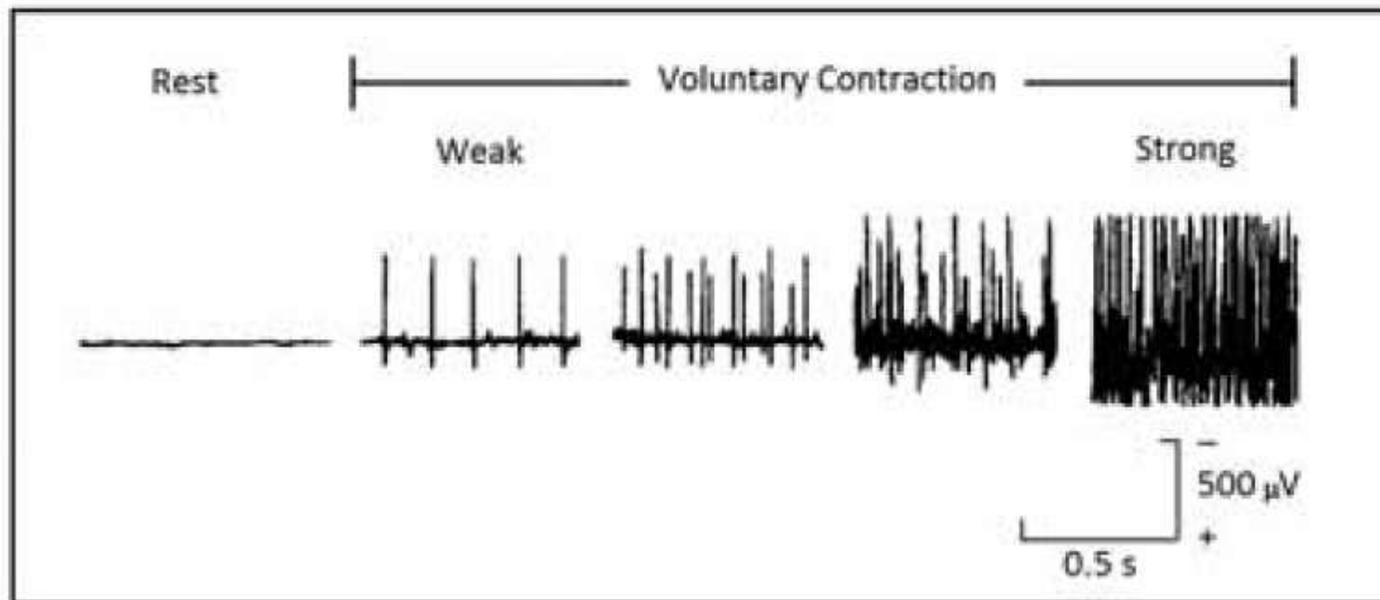


Fig. 2.5. An example of laryngeal electromyograph. When the muscle is at rest, no electric pulses are observed. The frequency of the electrical pulses, each is called a motor unit, increases as the intensity of voluntary contraction of the muscle increases. After Sataloff et al. [76, 78].

ELECTROMYOGRAPHY:

Example of an EMG signal when increasing the contraction intensity from the rest to the maximum

With increasing contraction intensity there is an increase in number of impulses from the motor units registered by the electrode.

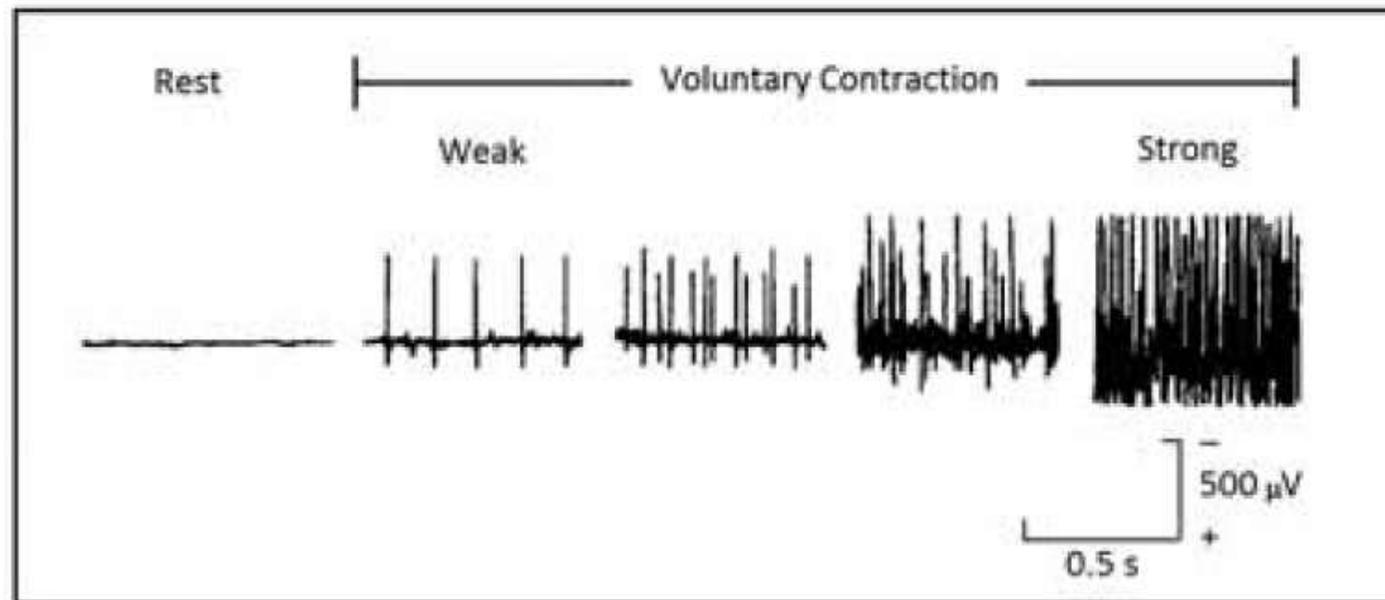


Fig. 2.5. An example of laryngeal electromyograph. When the muscle is at rest, no electric pulses are observed. The frequency of the electrical pulses, each is called a motor unit, increases as the intensity of voluntary contraction of the muscle increases. After Sataloff et al. [76, 78].



ELEKTROMYOGRAFIE:

Electromyography (EMG) in Sport and Exercise Science

University of Derby



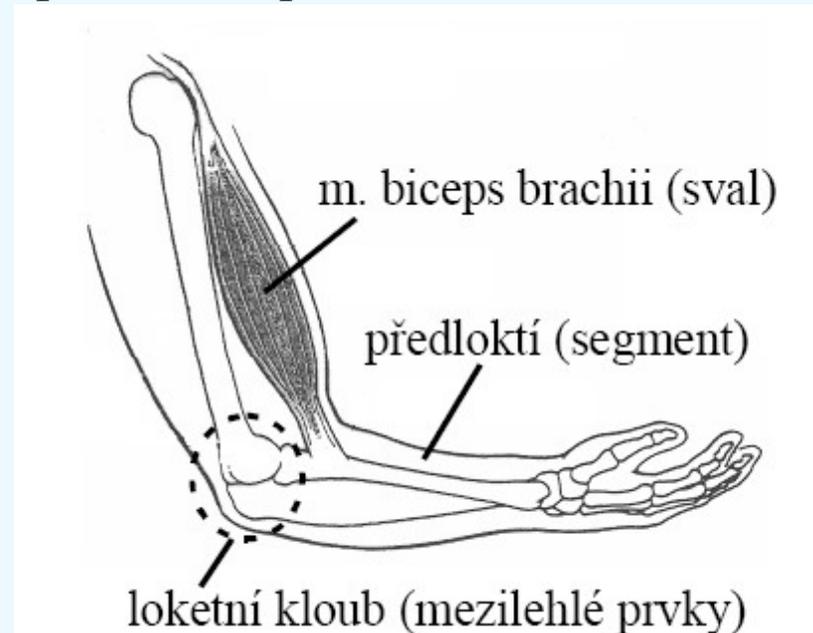
<https://www.youtube.com/watch?v=gHsZ0bwxMsg>

Svalová síla jako rozhodující faktor pro pohyb segmentu

Mechanická triáda: základní (nejjednodušší, často přiměřeně zjednodušená) struktura, která umožňuje interakci pohybového systému s vnějším prostředím (obr. 76).

Tvoří ji:

- 1) **Sval** – generátor tahové síly
- 2) **mezilehlé prvky** - přenos tahové síly na segment
- 3) **segment** – zajištění kontaktu s vnějším prostředím pomocí obousměrného silového působení



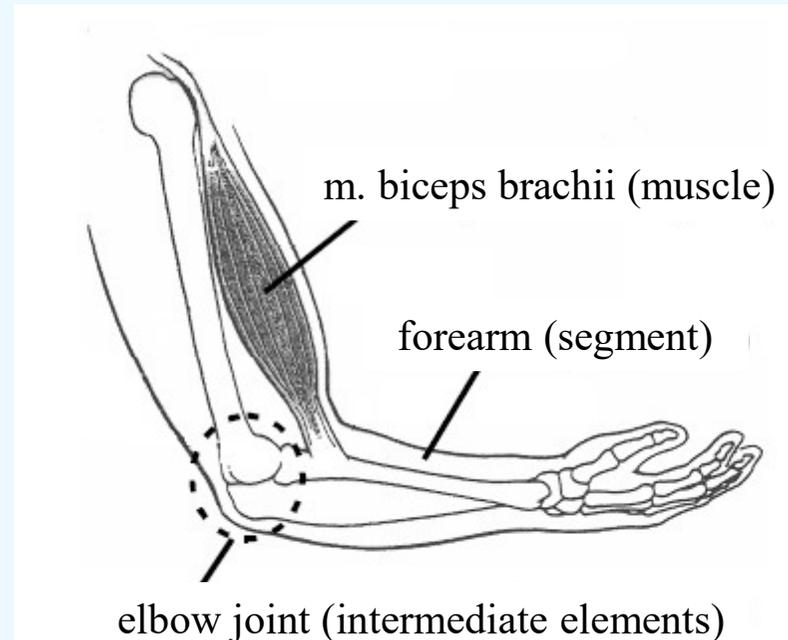
Janura Obr. 76 Příklad mechanické triády na horní končetině

Muscle force as the decisive factor for the motion of segment

Mechanical triad: The basic (simplest, often reasonably simplified) structure that enables interaction of the motion system with the external environment (Fig. 76).

It consists of:

- 1) **Muscle** - tensile force generator
- 2) **Intermediate elements** - transferring tensile force to the segment
- 3) **Segment** – ensures contact with the external environment via a bidirectional force activity



Janura Fig. 76 Example of a mechanical triad at the upper limb

Svalová síla jako rozhodující faktor pro pohyb segmentu

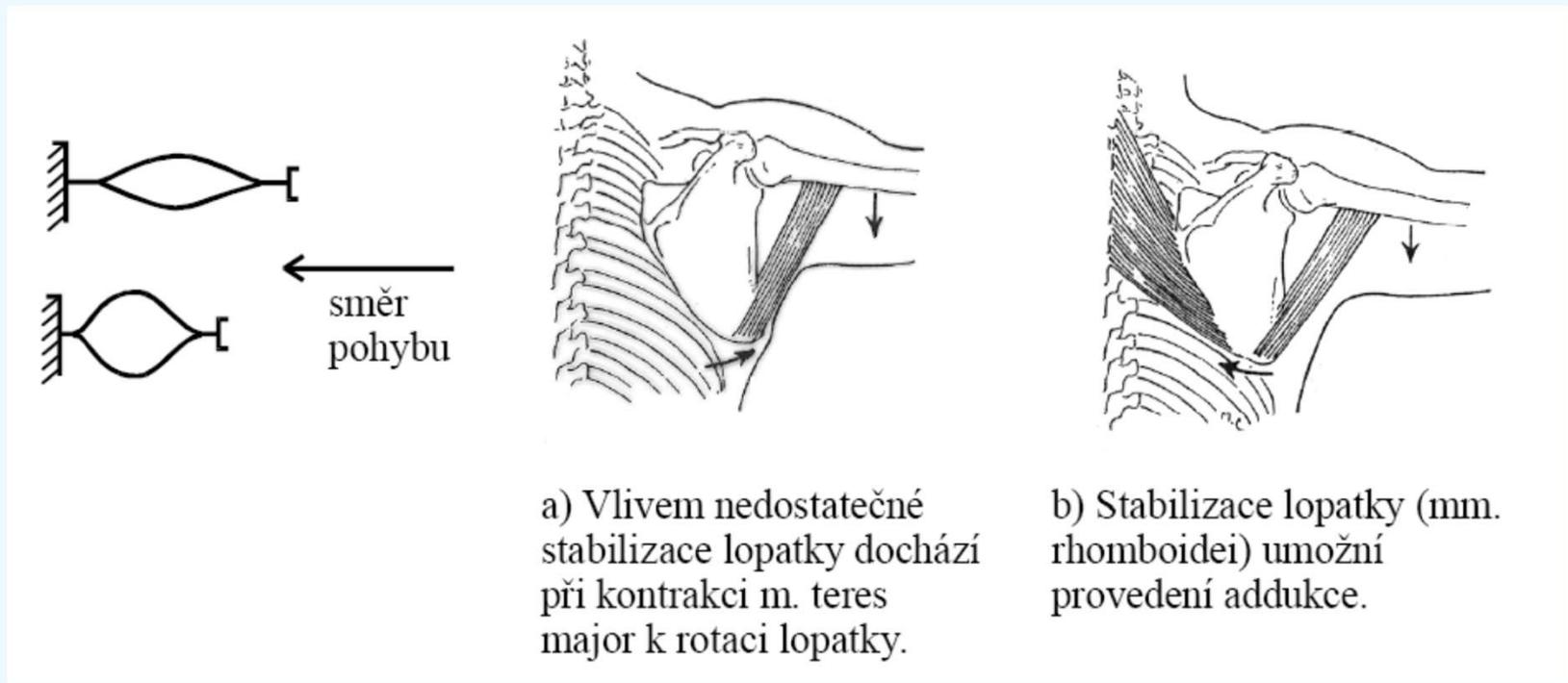
Princip aktivního pohybu:

Zkrácení svalu (upevněného mezi dva segmenty) způsobí pohyb segmentu, který není stabilizován (či obou segmentů).

Stabilizace je prováděna zejména pomocí svalů.

Omezení, případně nemožnost vykonání pohybu, může být způsobeno:

- poruchou funkce svalu, který je agonistou nebo
- nedostatečnou funkcí svalu, který zajišťuje fixaci segmentu.



Muscle force as the decisive factor for the motion of segment

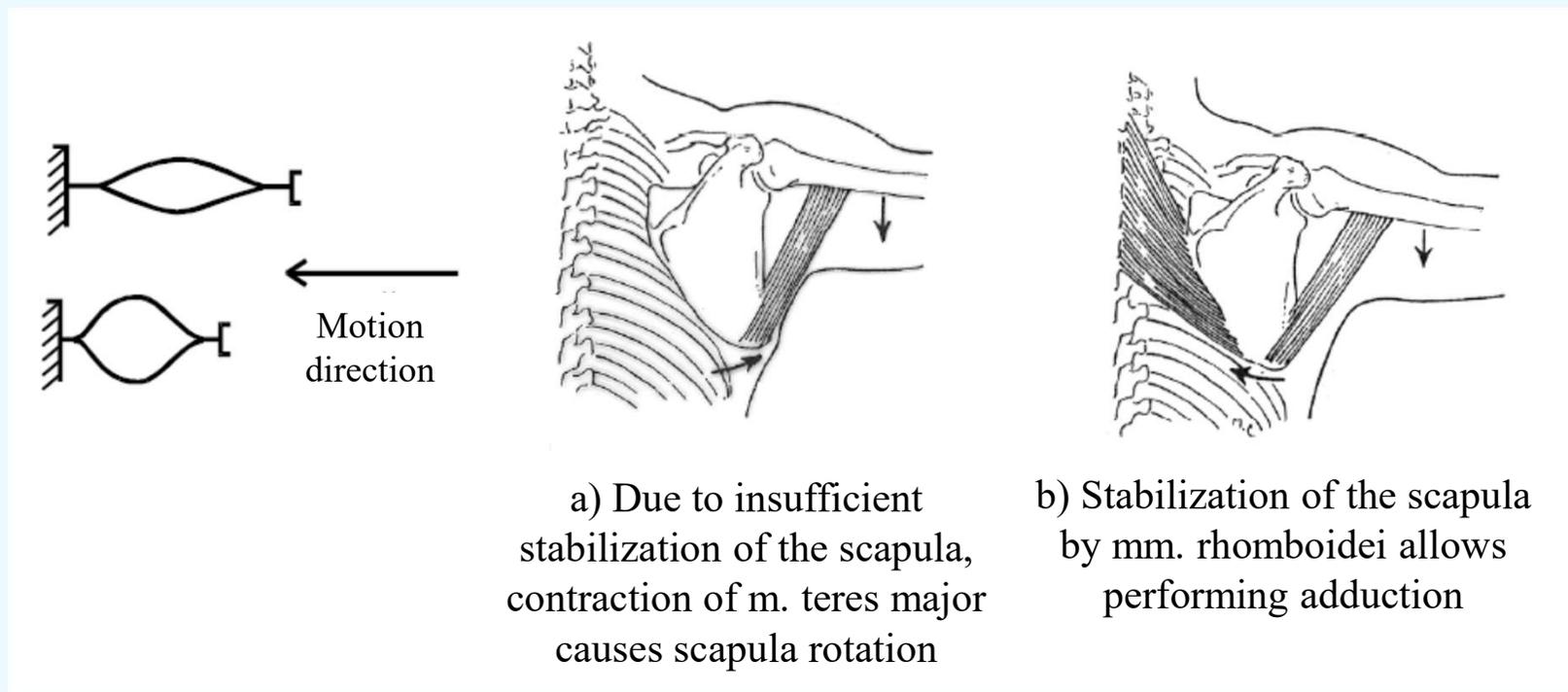
The principle of active movement:

Shortening of muscle (mounted between the two segments) causes movement of a segment that is not stabilized (or both segments if not stabilized).

Stabilization is carried out mainly through muscles.

Restrictions or impossibility of doing the movement can be caused by:

- a) Impaired function of the agonist muscle, or
- b) Impaired function of the muscle which ensures segment fixation



Janura Fig. 77 Principle of active movement and its depiction for an adduction in a shoulder joint (simplified model)

Rozklad šlachové (tahové) síly svalu

Rozklad síly svalu do dvou složek:

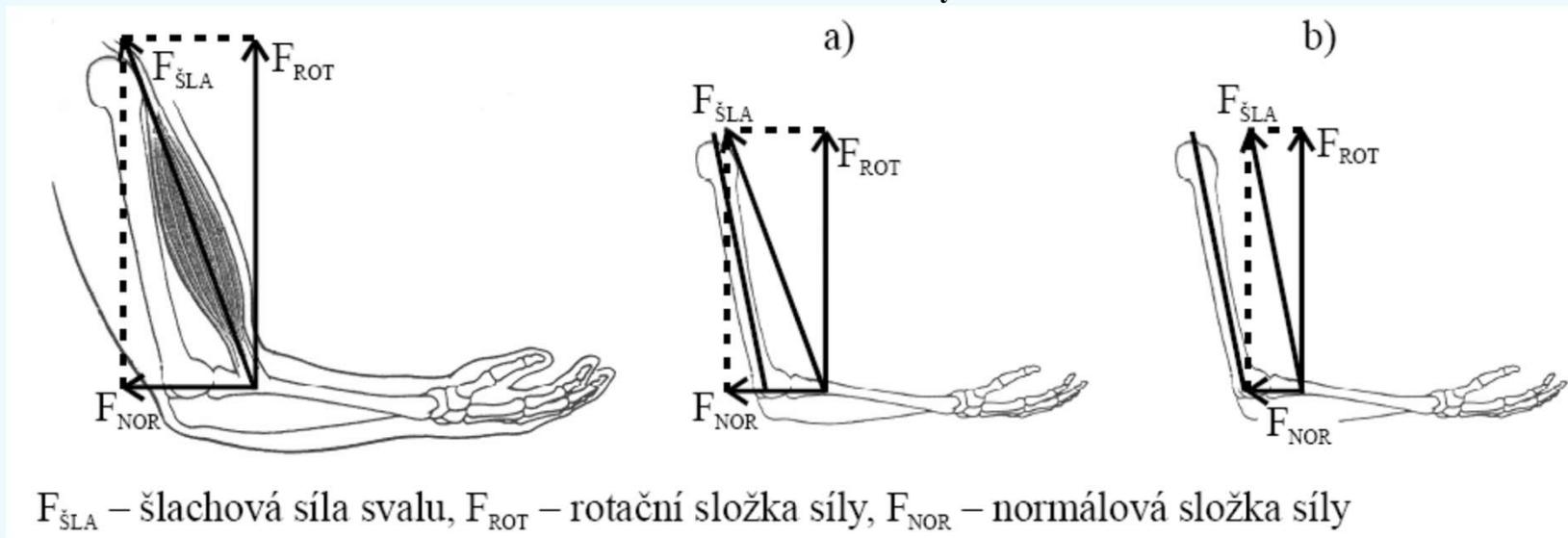
- a) rotační složka síly, F_{ROT} - Způsobuje vlastní rotaci segmentu, její směr je kolmý na složku F_{NOR} (na daný segment).
- b) normálová složka síly, F_{NOR} - leží v ose daného segmentu, prochází středem (bodem otáčení) příslušného kloubu. Obvykle má stabilizační funkci.

Modelová situace – loketní kloub (obr. 78)

Loket - svalové působení

Rozklad na rotační a normálovou složku síly

Zjednodušení – Šlachová síla je považována za paralelní s pažní kostí



Janura Obr. 78 Rozklad šlachové síly m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu

Decomposition of the tendon (tensile) force of the muscle

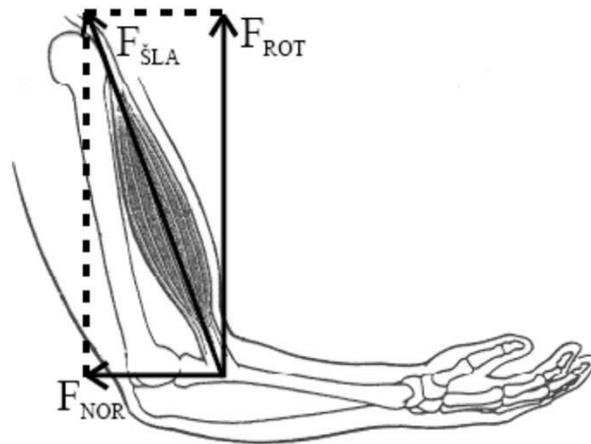
Decomposition of muscle force (tendon force, $F_{\check{S}LA}$) into two components:

a) Rotational force component, F_{ROT} - causes the segment rotation, its direction is perpendicular to the component F_{NOR} (to the moving segment).

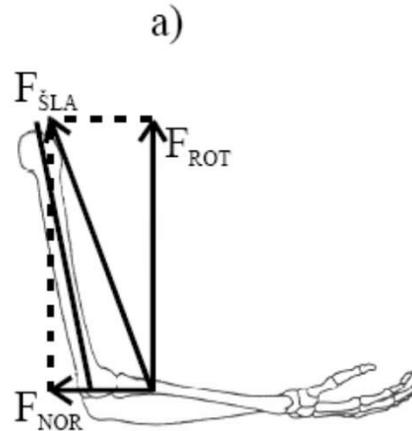
b) Normal force component F_{NOR} - it acts between the segment axis and the center (pivot point) of the respective joint. Usually, it has a stabilizing function.

Model situation - elbow joint (Fig. 78)

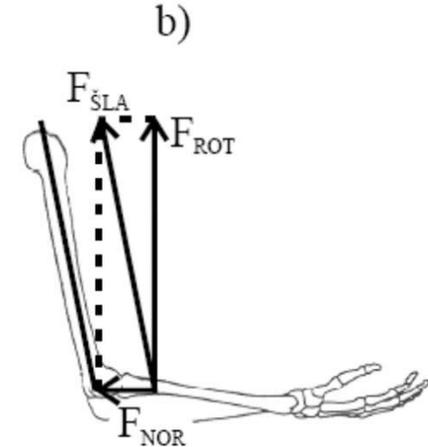
Elbow - muscle action



Decomposition into rotational and normal force components



Simplification - the tendon force is considered to be parallel to the humerus axis

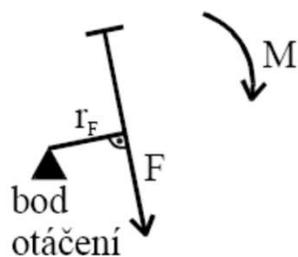


$F_{\check{S}LA}$ - tendon force of the muscle, F_{ROT} - rotational component of the force, F_{NOR} - normal component of the force

Janura Fig. 78: Decomposition of the tendon force of the m. biceps brachii during flexion in the elbow joint

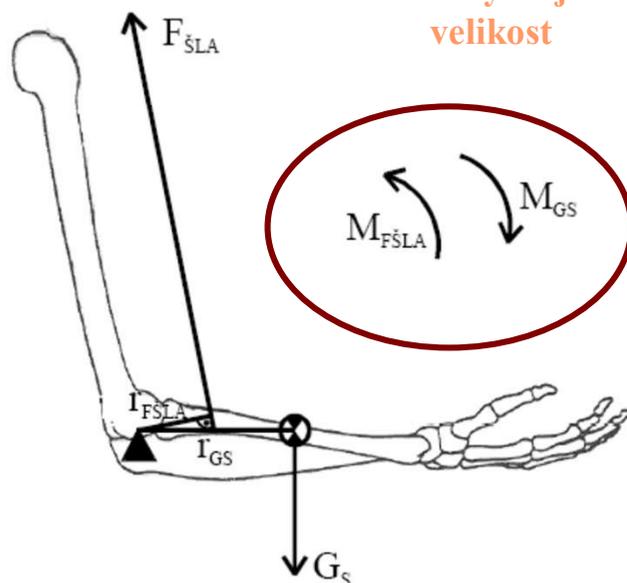
Moment svalové síly

Pro určení pohybu segmentu nestačí znát samotnou sílu ale i její moment. Moment síly určuje velikost otáčivého účinku síly – ovlivněna vzdáleností vektoru síly od okamžitého středu otáčení (zjednodušeně středu kloubu) – obr 81.



F – působící síla
 r_F – rameno síly (vzdálenost vektoru síly od bodu otáčení)
 M – moment síly
 $M = F \cdot r_F$ (skalárně) $\mathbf{M} = \mathbf{r} \times \mathbf{F}$ (vektorově)

Pro statickou polohu
musí mít tyto
momenty stejnou
velikost



$F_{\text{šLA}}$ – šlachová síla svalu
 G_s – tíhová síla segmentu
 $r_{F_{\text{šLA}}}$, r_{G_s} – ramena působících sil
 $M_{F_{\text{šLA}}}$, M_{G_s} – momenty sil

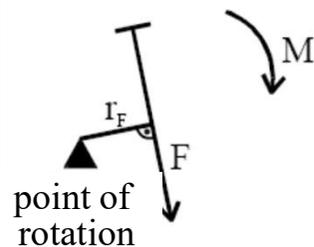
Šlachová síla v tomto případě vyjadřuje sílu m. biceps brachii.

Janura Obr. 81 Grafické znázornění momentu síly a jeho aplikace na oblast loketního kloubu

Muscle torque (moment of force)

To determine motion of the segment, it is not enough to know the muscle force but we need to know also the muscle torque.

Muscle torque determines the magnitude of the rotating action – it is influenced by the distance of the force vector of the instantaneous center of rotation (usually the center of the joint) - Fig 81



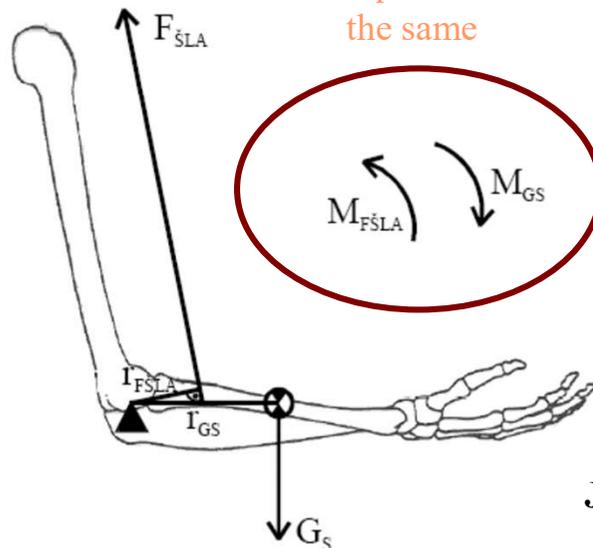
F – active force

r_F – arm of force (distance of the force vector to the point of rotation)

M – torque

$$M = F \cdot r_F \text{ (skalárně)} \quad M = \mathbf{r} \times \mathbf{F} \text{ (vektorově)}$$

For static position
these torques should be
the same



$F_{\check{S}LA}$ – tendon force of the muscle

G_S – gravity force of the segment

$r_{F\check{S}LA}$, r_{GS} – arms of the acting forces

$M_{F\check{S}LA}$, M_{GS} – torques

The tendon force $F_{\check{S}LA}$ represents the force of the m. biceps brachii in this case

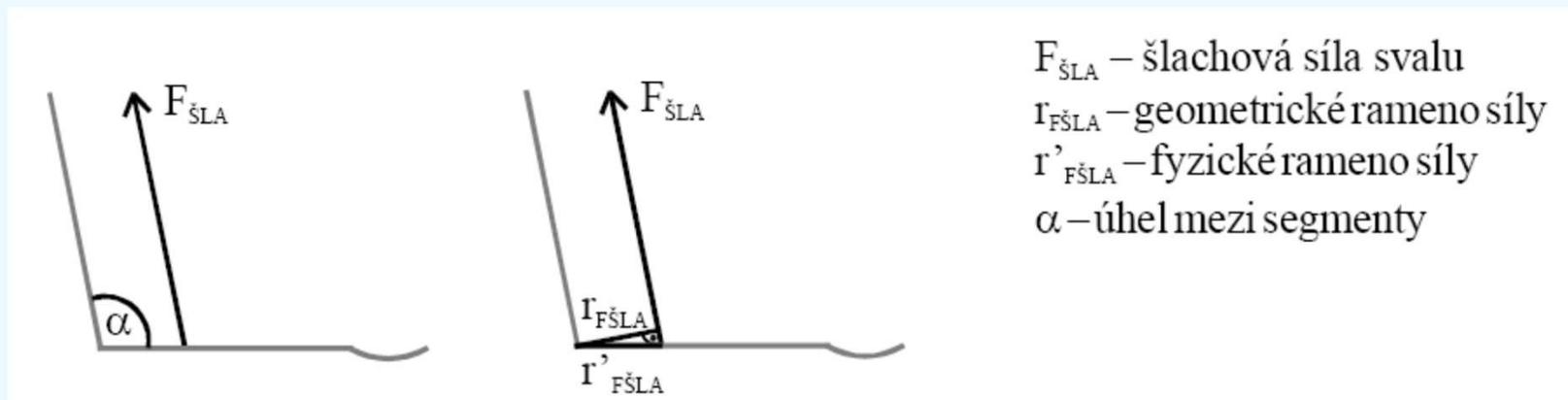
Janura Fig. 81 Graphical representation of torque and its application to the elbow area

Moment svalové síly

Je třeba rozlišovat:

Fyzické rameno síly – vzdálenost úponu svalu (šlachy) od kloubu (středu otáčení)

Geometrické rameno síly – vzdálenost vektoru síly od kloubu (určující pro moment síly!, kolmé na vektor síly) – nutno vypočítat



Janura Obr. 82 Grafické znázornění geometrického a fyzického ramene šlachové síly

V případě úhlu alfa platí:

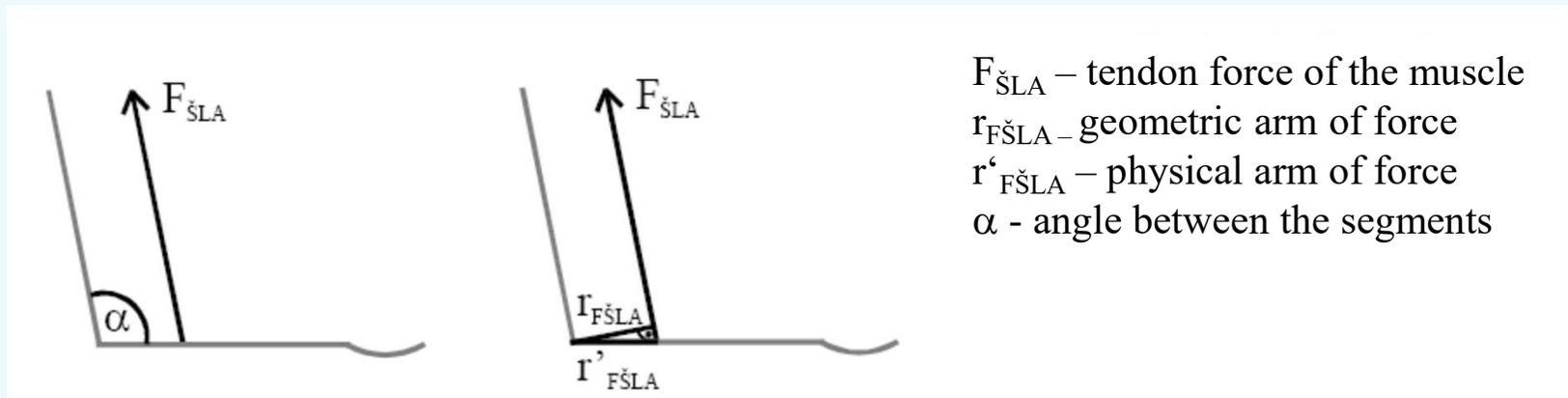
$$r_{\text{FšLA}} = r'_{\text{FšLA}} \cdot \sin \alpha,$$

Muscle torque (moment of force)

We distinguish:

Physical arm of force - the distance of the muscle (tendon) insertion from the joint (center of rotation)

Geometric arm of force - the distance of the force vector (indicative of torque!, perpendicular to the force vector) from the joint center of rotation – needs to be calculated



Janura Fig. 82 Graphic illustration of the physical and geometric arm of tendon force

In case of the angle α , it holds:

$$r_{F_{\check{S}LA}} = r'_{F_{\check{S}LA}} \cdot \sin \alpha,$$

Momentová rovnice

Charakter pohybu (rotace) segmentu můžeme určit na základě řešení momentové rovnice.

Výsledný moment M je dán součtem velikostí jednotlivých momentů M_i :

$$M = \sum_{i=1}^n M_i$$

kde n je počet momentů.

V praxi se často tento problém převádí na porovnání momentů tíhových sil (segment, břemeno) a momentů šlachových sil.

Pomocí vztahu mezi skupinami těchto momentů můžeme (při zjednodušení reálné situace) vymežit typ svalové kontrakce sledovaného svalu:

	>		koncentrická svalová kontrakce
$M_{F\check{S}LA}$	=	M_G	izometrická
	<		excentrická

Torque/Moment Equation

The movement (rotation) of the segment can be determined based on the solution of the torque/moment equation.

The resulting torque M is the sum of individual torques M_i :

$$M = \sum_{i=1}^n M_i$$

where n is the number of participating torques.

In practice, often the problem is converted to a comparison of gravitational torques (segment, weight) and torques of tendon forces.

Using the relationship between the groups of these moments we can (with some simplification of the real situation) define these types of muscle contraction:

Tendon torques		Gravitational torques	
	>		Concentric muscle contraction
$M_{F\check{S}LA}$	=	M_G	Isometric muscle contraction
	<		Eccentric muscle contraction

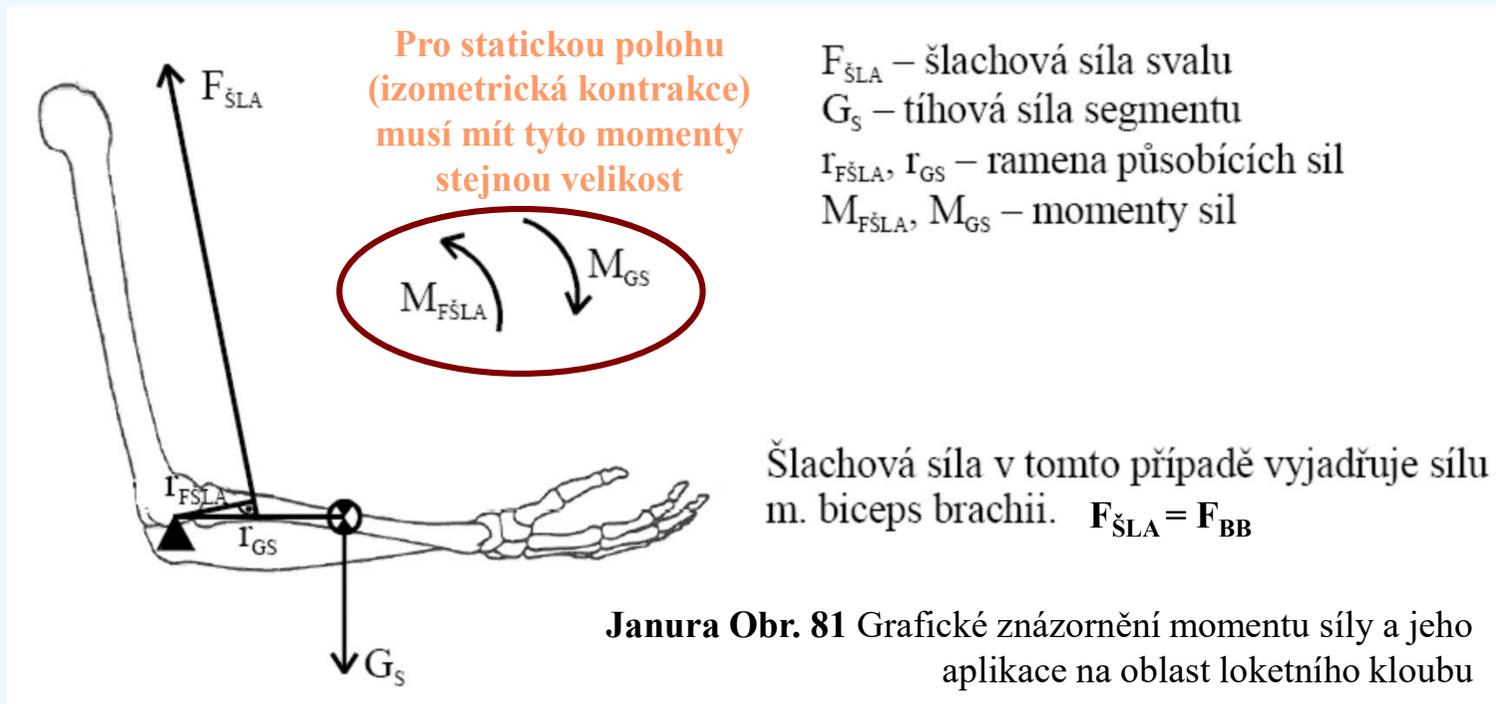
Momentová rovnice

Elementární případ (viz obr. 81): osoba nedrží žádné břemeno a uvažujeme pouze aktivitu m. biceps brachii.

Momentová rovnice má tvar:

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

Pozn: M_{GS} A M_{BB} mají opačnou orientaci. Pro izometrickou kontrakci je výsl. moment $M = 0$.



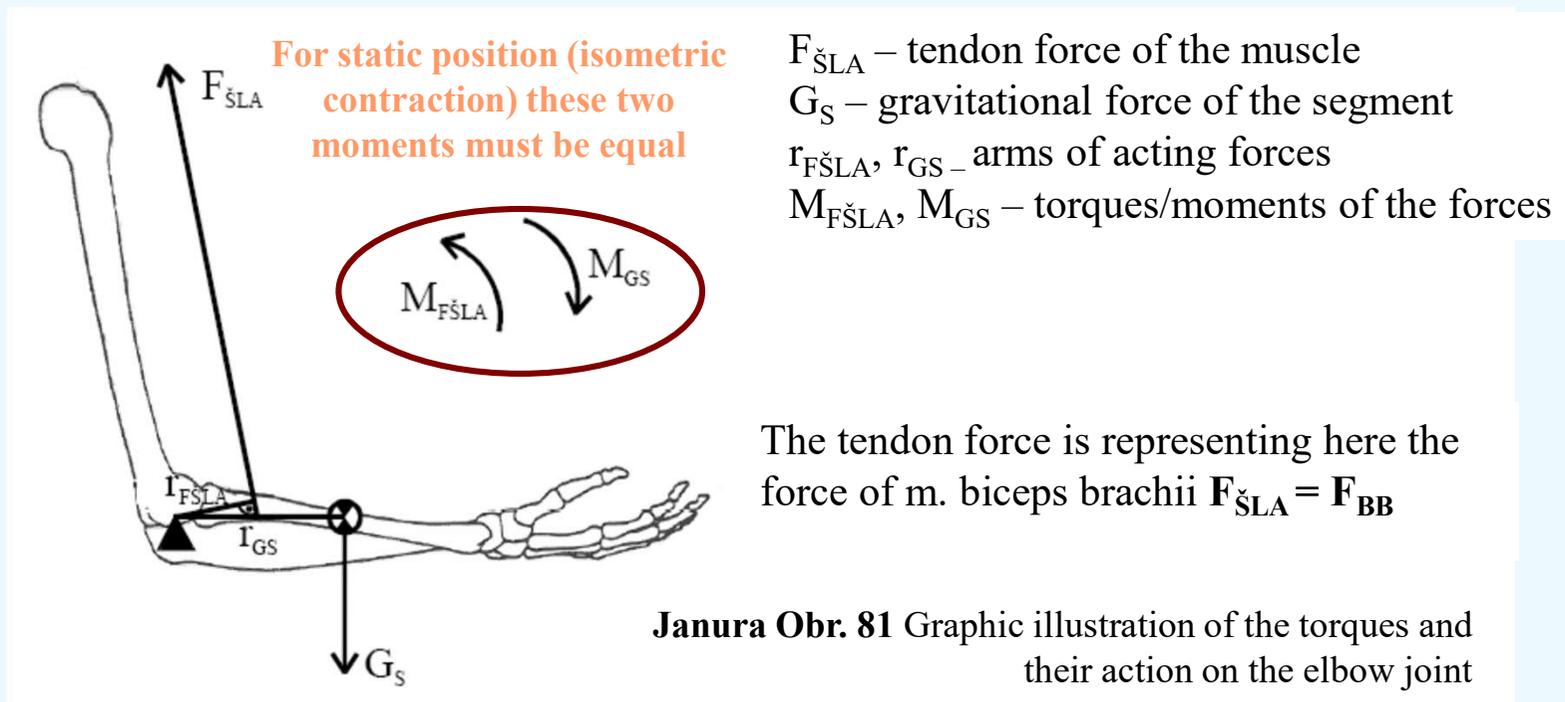
Torque (moment) equation

Elementary case (see Fig. 81): the person does not hold any extra load; we consider only the activity of m. biceps brachii.

Torque equation has the form:

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

Note: M_{GS} and M_{BB} have an opposite orientation. For isometric contraction the resulting moment is: $M = 0$.



Momentová rovnice

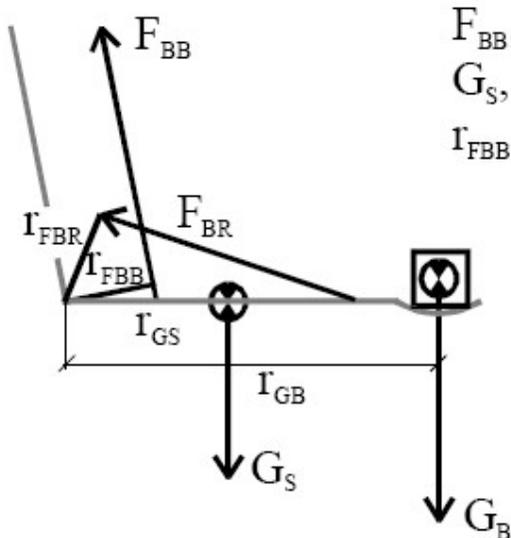
Složitější příklad: předpokládáme působení další zátěže a zapojení dalšího svalu (viz obr. 83)

Momentová rovnice má tvar:

$$M = M_{GS} + M_{GB} + M_{BB} + M_{BR} = G_S \cdot I_{GS} + G_B \cdot I_{GB} - F_{BB} \cdot I_{FBB} - F_{BR} \cdot I_{FBR}$$

Pozn: M_{GS} a M_{GB} mají opačnou orientaci než M_{BB} a M_{BR} . Pro izometrickou kontrakci je výsl. moment $M = 0$ a platí:

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



F_{BB} , F_{BR} – šlachová síla m. biceps brachii a m. brachioradialis
 G_S , G_B – tíhová síla segmentu, tíhová síla břemene
 I_{FBB} , I_{FBR} , I_{GS} , I_{GB} – ramena těchto sil

Janura Obr. 83 Základní parametry pro určení momentové rovnice při flexi v loketním kloubu

Torque (moment) equation

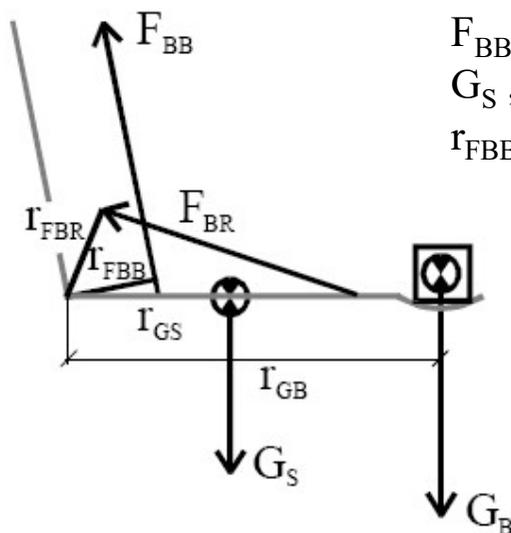
More complex case: we consider the influence of another load and participation of another muscle (see Fig. 83)

The torque (moment) equation takes the form:

$$M = M_{GS} + M_{GB} + M_{BB} + M_{BR} = G_S \cdot I_{GS} + G_B \cdot I_{GB} - F_{BB} \cdot I_{FBB} - F_{BR} \cdot I_{FBR}$$

Note: M_{GS} and M_{GB} have an opposite orientation to M_{BB} and M_{BR} . For isometric contraction, the resulting moment equals $M = 0$ and it holds:

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



F_{BB} , F_{BR} – tendon forces of m. biceps brachii and m. brachioradialis

G_S , G_B – gravitational force of the segment and of the load

I_{FBB} , I_{FBR} , I_{GS} , I_{GB} – arms of these acting forces

Janura, Fig. 83: Basic parameters for determining the torque equation for a flexion in an elbow joint

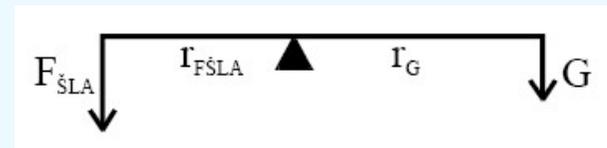
Druhy pák v lidském těle

Klasická mechanika: v základním dělení rozlišuje páku

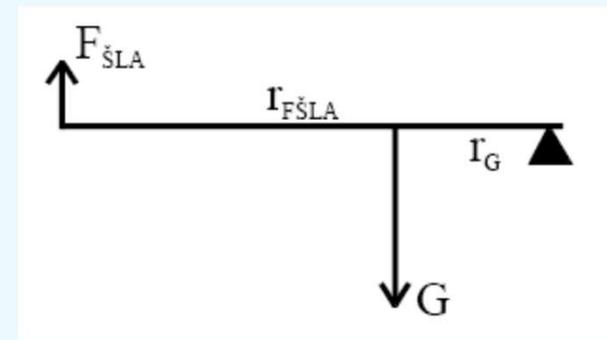
1) jednozvratnou a 2) dvojzvratnou

Biomechanika přihlíží u jednozvratných pák také k tomu, zda blíže od bodu otáčení působí šlachová (tahová) nebo tíhová síla a rozlišuje:

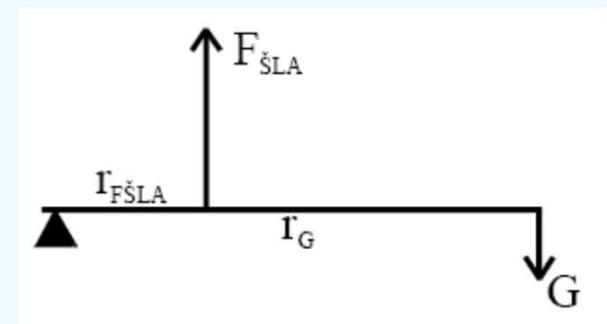
a) Páku 1. druhu (dvojzvratnou)



b) Páku 2. druhu (jednozvratnou)



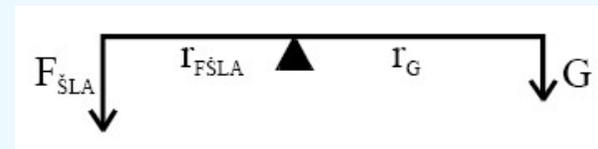
c) Páku 3. druhu (jednozvratnou)



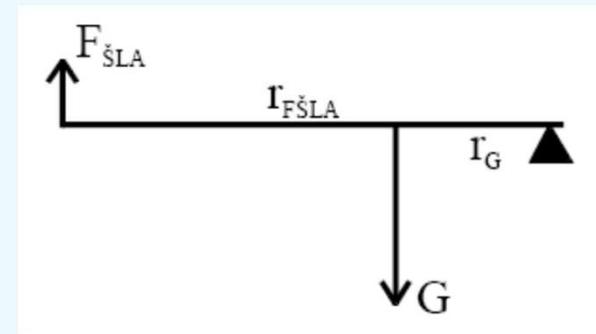
Classes of levers in human body

Biomechanics distinguishes three classes of levers:

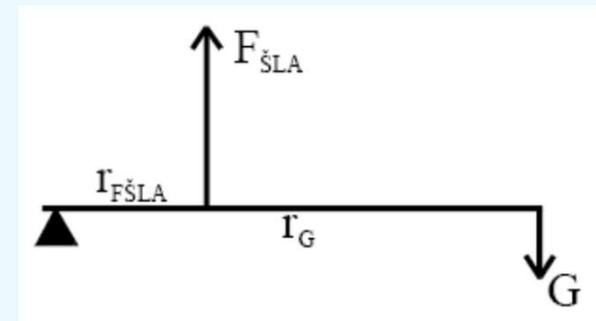
a) Class I (the resulting gravity force G acts on opposite side of the joint/fulcrum than the resulting tendon-muscle force $F_{\check{S}LA}$)



b) Class II (the resulting gravity force G acts on the same side of the joint/fulcrum as the muscle force. The resulting muscle force $F_{\check{S}LA}$ is smaller than the resulting gravitational force G)



c) Class III (the resulting gravity force acts on the same side of the joint/fulcrum. The resulting muscle force $F_{\check{S}LA}$ is larger than the resulting gravitational force G)

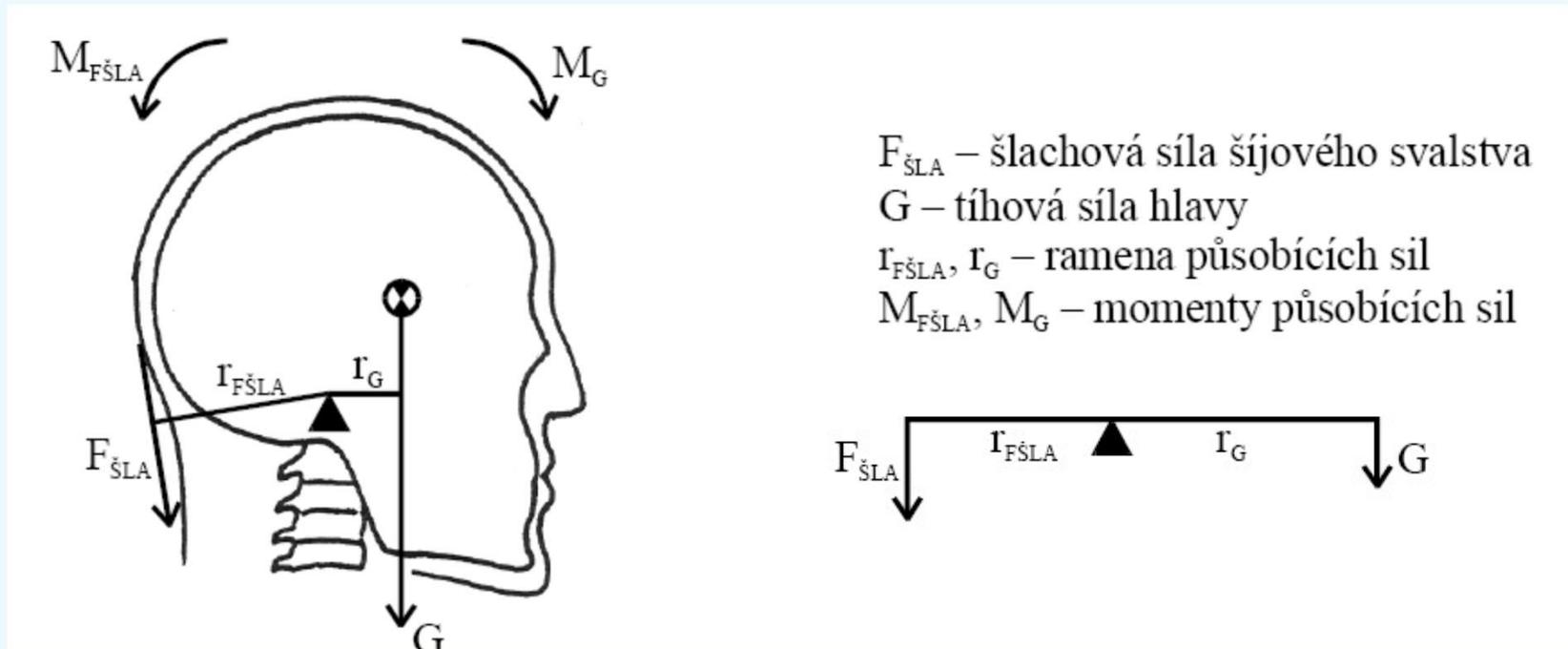


Páka 1. druhu (dvojzvratná) – páka rovnováhy

Bod otáčení se nachází mezi působícími silami.

Příkladem je spojení lebky a páteře (obr. 84).

Tíhová síla působí v těžišti hlavy, bodem otáčení je kloub atlantookcipitální. Vektor šlachové síly (tahové síly svalu) znázorňuje působení extenzorů hlavy. Snaha o vzpřímené držení hlavy s minimální energetickou náročností (**páka rovnováhy**).



Janura, Fig. 84 Příklad dvojzvratné páky (I. druhu)

Class I Lever – „lever of balance“

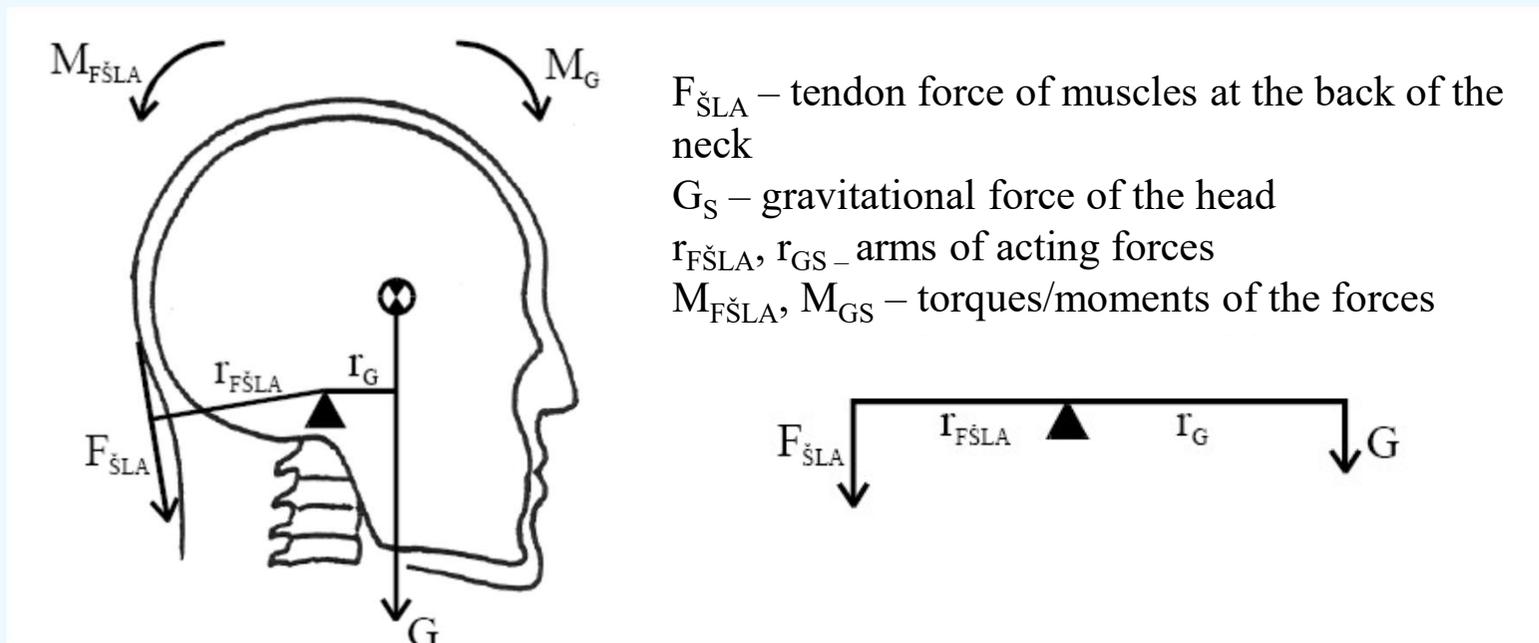
The pivot point (fulcrum) is located between the acting forces.

An example is the connection between the skull and the spine (Fig. 84).

Gravitational force is acting on the center of gravity of the head, the point of rotation is at the atlantoccipital joint.

The vector of tendon force $F_{\check{S}LA}$ (tensile force of the muscle) expresses the effect of head extensor muscles.

There is a tendency to keep the head in upright posture with minimum energetic requirements (**lever of balance**).



Janura, Fig. 84 Example of the class I lever in human body

Páka 2. druhu (jednozvratná) – páka síly

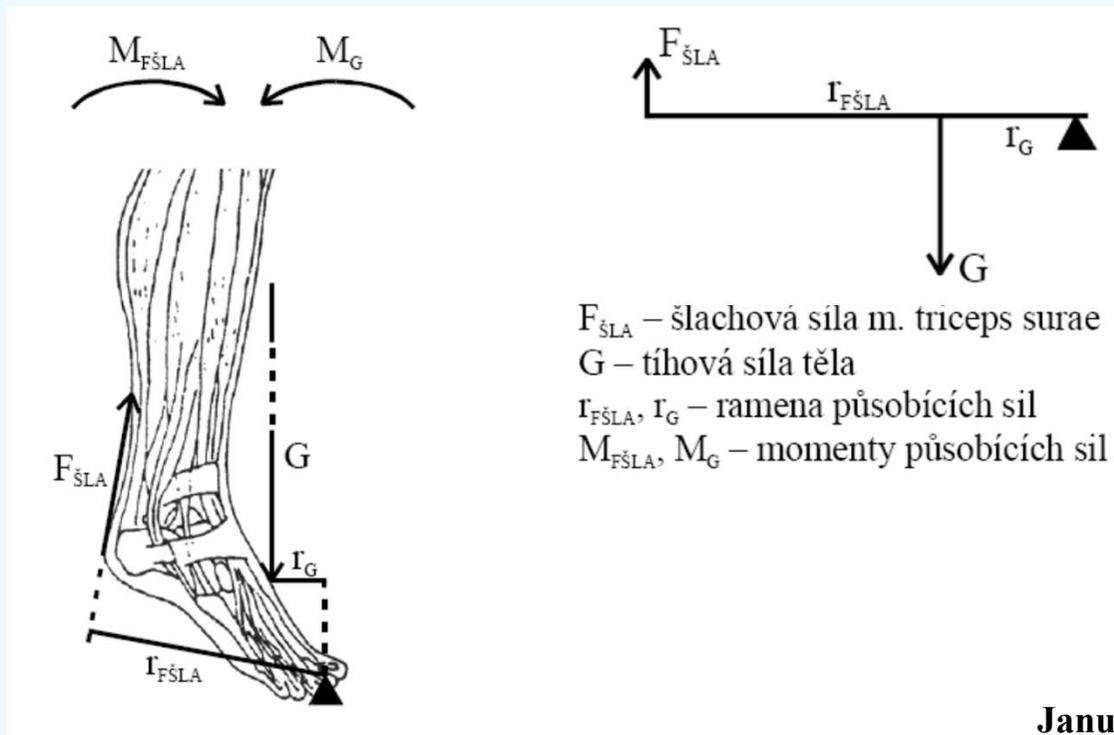
Vektor tíhové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem šlachové síly;

Příkladem je pohyb v metatarzofalangeálním kloubu při plantární flexi (obr. 85).

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.

Tíhová síla působí blíže k bodu otáčení než síla šlachová: rameno tíhové síly (r_G) je menší než rameno síly šlachové ($r_{F_{\text{ŠLA}}}$).



Z toho vyplývá, že při izometrické svalové kontrakci pro tento druh páky platí:

$$F_{\text{ŠLA}} \cdot r_{F_{\text{ŠLA}}} = G \cdot r_G$$
$$r_{F_{\text{ŠLA}}} > r_G \Rightarrow F_{\text{ŠLA}} < G.$$

Působící tíhovou sílu překonáváme silou, která je menší.

Pomocí této páky lze přemístit větší hmotnost, ale po kratší dráze – **páka síly**.

Janura Obr. 85 Příklad jednozvratné páky (II. druhu)

Class II Lever – „lever of force“

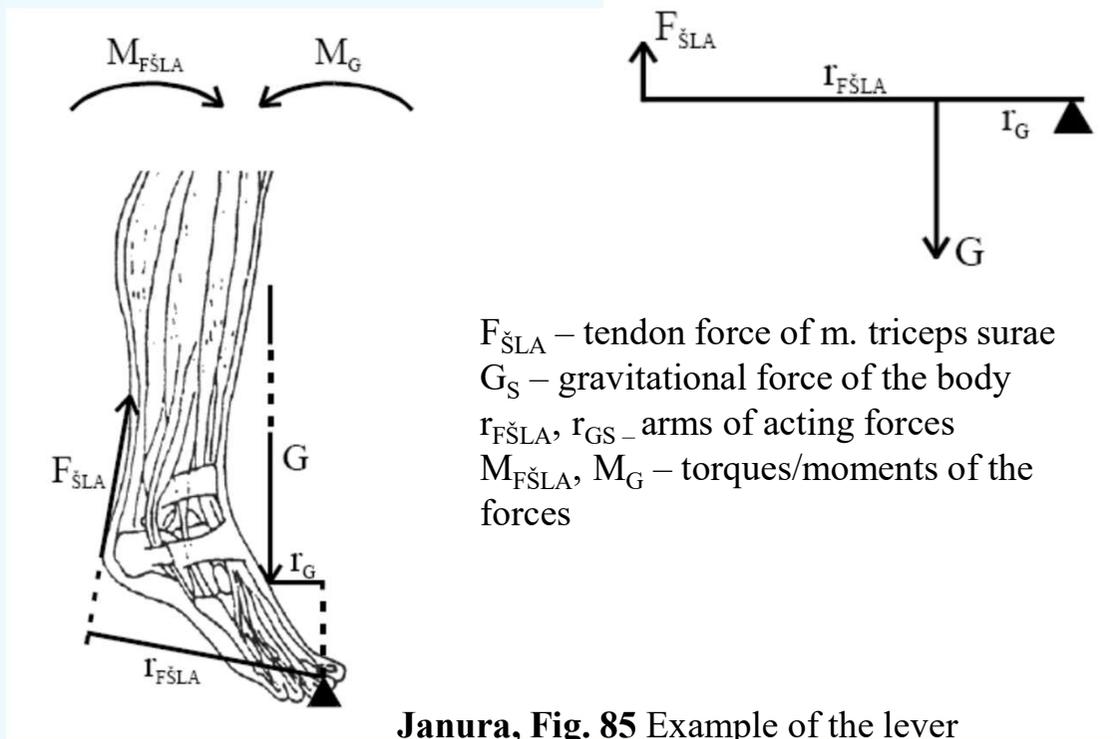
The vector of gravity is located between the pivot point and the vector of tendon forces;

An example is the movement of the metatarsophalangeal joint, on the foot (Fig. 85).

Gravitational force acts from the body center of gravity, the pivot point is at the metatarsophalangeal joint.

The force that allows execution of plantar flexion, is due to the contraction of m. triceps surae, the direction of the force vector is determined by the direction of the Achilles tendon.

Gravitational force acts closer to the pivot point than the tendon force: the arm of gravity force (r_G) is shorter than the arm of the tendon force ($r_{F_{\check{S}LA}}$).



$F_{\check{S}LA}$ – tendon force of m. triceps surae
 G_S – gravitational force of the body
 $r_{F_{\check{S}LA}}, r_{G_S}$ – arms of acting forces
 $M_{F_{\check{S}LA}}, M_G$ – torques/moments of the forces

Janura, Fig. 85 Example of the lever of class II type in human body

This means that, for an isometric muscle contraction in this type levers it holds:

$$F_{\check{S}LA} \cdot r_{F_{\check{S}LA}} = G \cdot r_G$$

$$r_{F_{\check{S}LA}} > r_G \Rightarrow F_{\check{S}LA} < G.$$

The muscle force needed to overcome the gravitational force is smaller than the gravitational force.

Using this lever allows moving more weight, but along a shorter track – „lever of force“

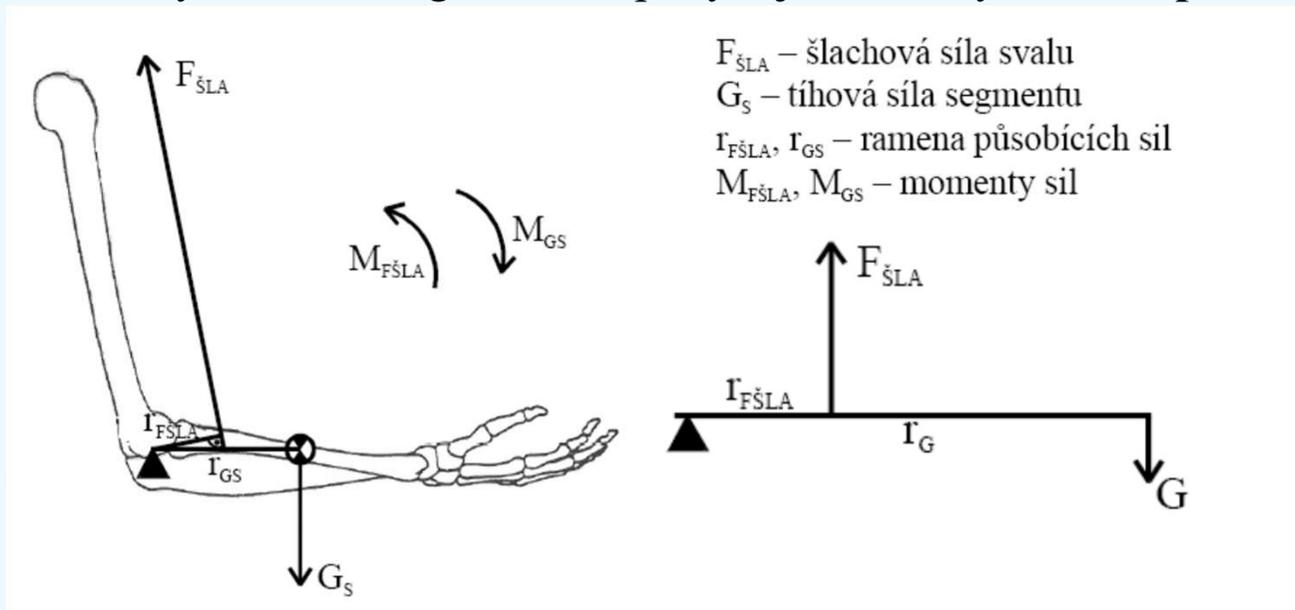
Páka 3. druhu (dvojzvratná) – páka rychlosti

Vektor šlachové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem tíhové síly;
Příkladem je funkce m. biceps brachii při flexi v loketním kloubu (viz obr. 81).
Tíhová síla působí v těžišti segmentu, bodem otáčení je střed loketního kloubu.
Pro velikost ramen působících sil na této páce platí $r_G > r_{F_{\text{ŠLA}}}$.

Pro překonání účinku působící tíhové síly musíme vyvinout větší šlachovou sílu
 $F_{\text{ŠLA}} > G$.

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 – **páka rychlosti**.



Janura Obr. 81 Grafické znázornění momentu síly a jeho aplikace na oblast loketního kloubu

Class III Lever – „lever of speed“

The vector of tendon forces is located between the pivot point and the gravitational force vector;

An example is the function of m. biceps brachii during flexion of the elbow joint (see Fig. 81).

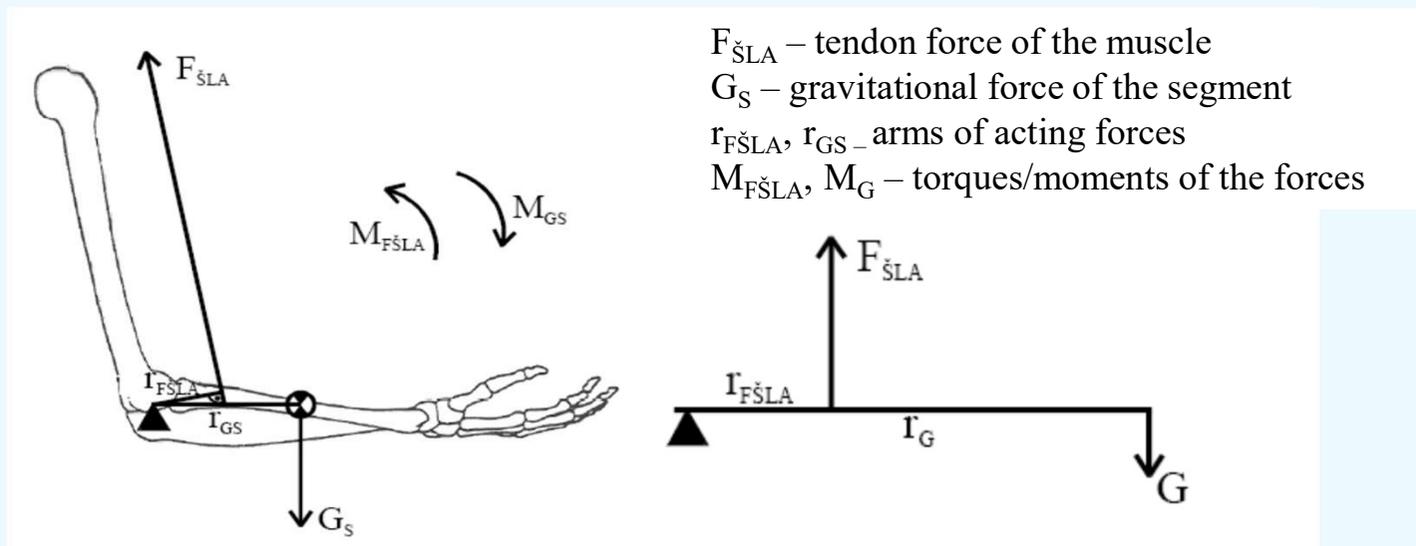
Gravitational force acts at the center of gravity of the segment, the point of rotation is at the center of the elbow joint.

For the lengths of the arms of forces acting on the lever it holds: $r_G > r_{F\check{S}LA}$.

To overcome the effect of the gravitational force acting we must produce greater tendon force
 $F_{\check{S}LA} > G$.

This type of lever is typical for long bones.

During muscle contraction, the distal portion of the segment carries motion across a long path and it moves with a large velocity – „**lever of speed**“

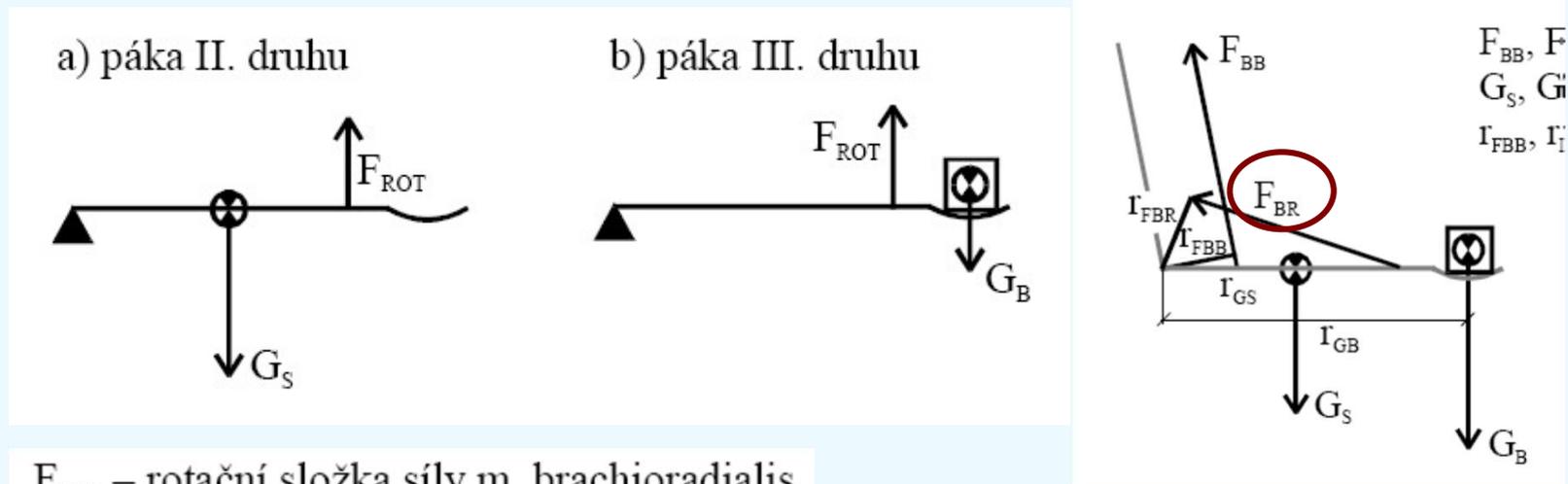


Janura, Fig. 81 Graphic illustration of the torques acting on an elbow joint – example of the lever of class III in human body.

Změna páky s vnějšími podmínkami:

S měnícími se podmínkami může dojít ke změně druhu páky. Příkladem je např. činnost m. brachioradialis při flexi předloktí (obr. 86).

Páka se změní při zatížení břemenem.



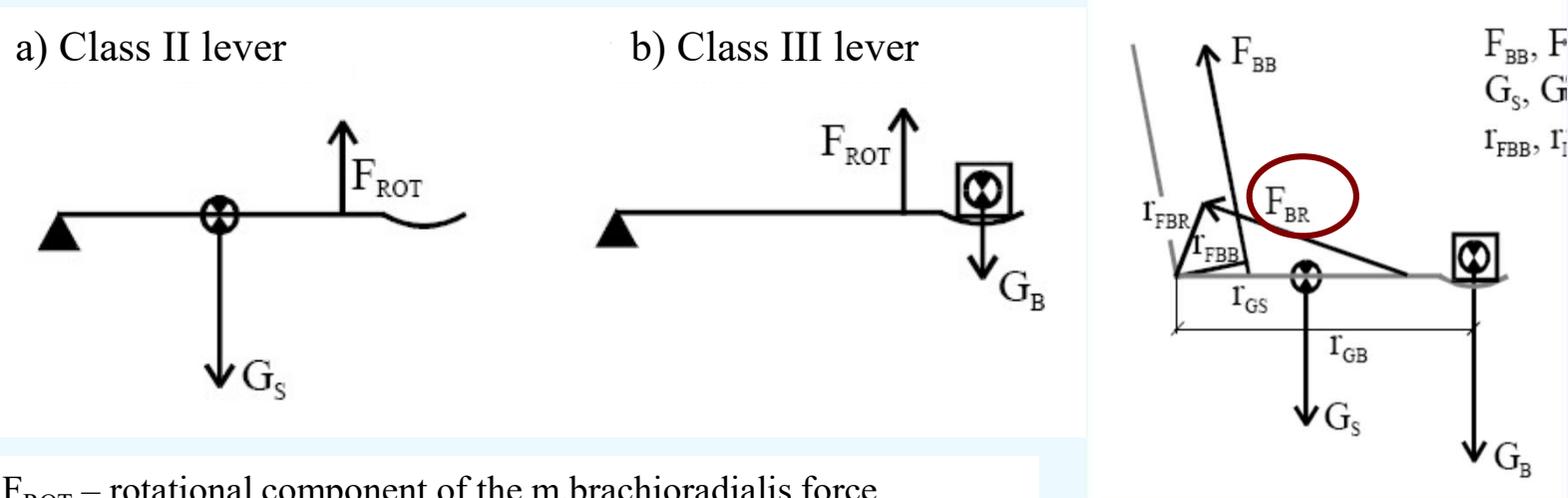
Janura Obr. 86 Působení m. brachioradialis při flexi v loketním kloubu

Change of the class of the lever with external conditions:

With changing conditions the class of lever may change.

An example is activity m. brachioradialis during forearm flexion (FIG. 86).

The lever class changes when an extra load is applied.



F_{ROT} – rotational component of the m.brachioradialis force
 G_S – gravitational force of the segment
 G_B – gravitational force of the load

Janura Fig. 86 Activity of m. brachioradialis during elbow flexion

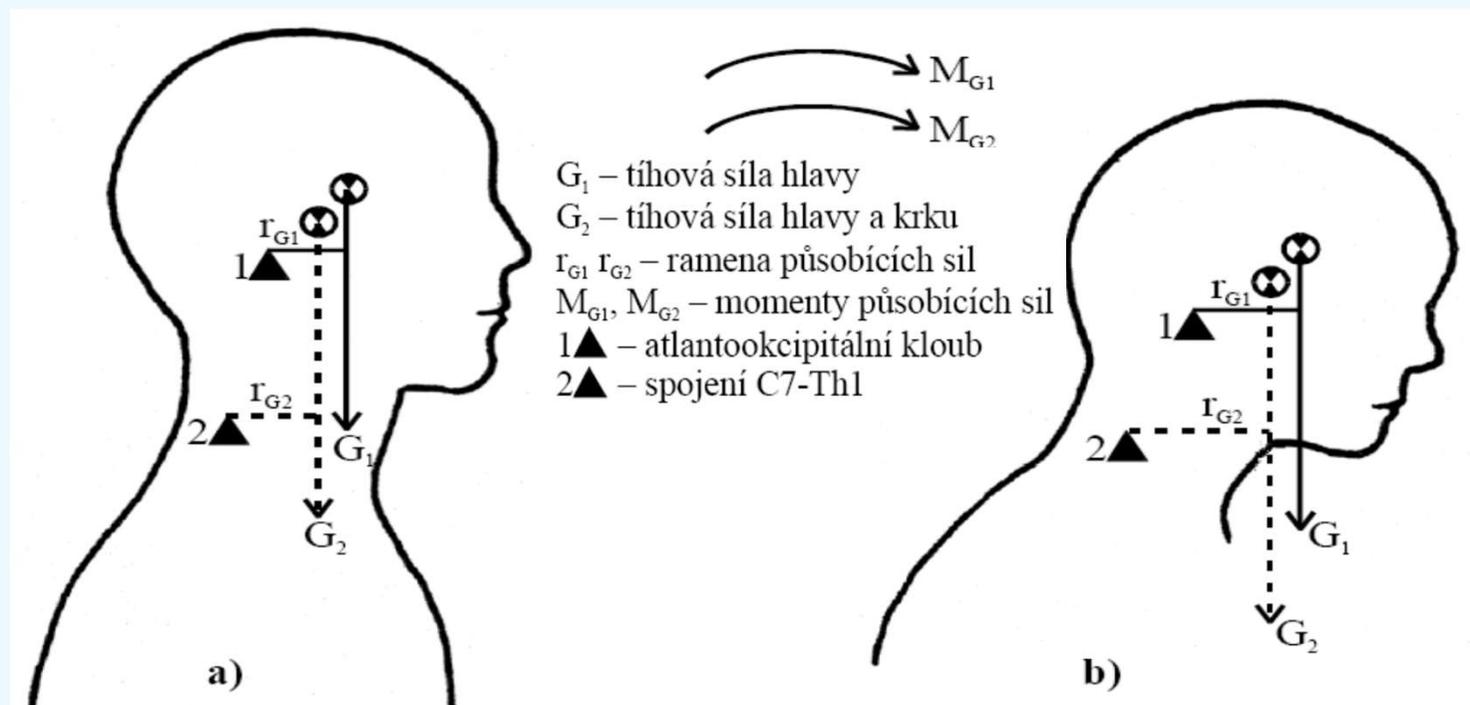
Aplikace momentové rovnice v modelových příkladech: Držení hlavy ve stoji

Předsunutá držení hlavy: Vztyčíme-li vertikálu v oblasti zevního kotníku, pak při pohledu z boku by měla mj. procházet lehce před vnějším kotníkem a osou kolenního kloubu, přes tělo obratle L5 a těla většiny krčních obratlů a zevním zvukovodem. U zátěžového držení hlavy dochází k jejímu posunu před olovnici (obr. 87).

Body otáčení jsou kloub atlantookcipitální a přechod C7-Th1.

Působíště tíhové síly je v těžišti hlavy (sella turcica), resp. v těžišti hlavy a krku.

Zatímco moment tíhové síly vzhledem ke kloubu atlantookcipitálnímu se při předsunutém držení hlavy zvětšuje pouze nepatrně, dochází vzhledem k přechodu C7-Th1 k zhruba trojnásobnému nárůstu momentu tíhové síly. Tzn., že se asi trojnásobně zvyšuje zatížení svalů, které působí jako extenzory hlavy (možnost bolestí kolem krční páteře).



Janura Obr. 87 Znárodnění momentu tíhové síly při správném (a) a vadném (b) držení hlavy

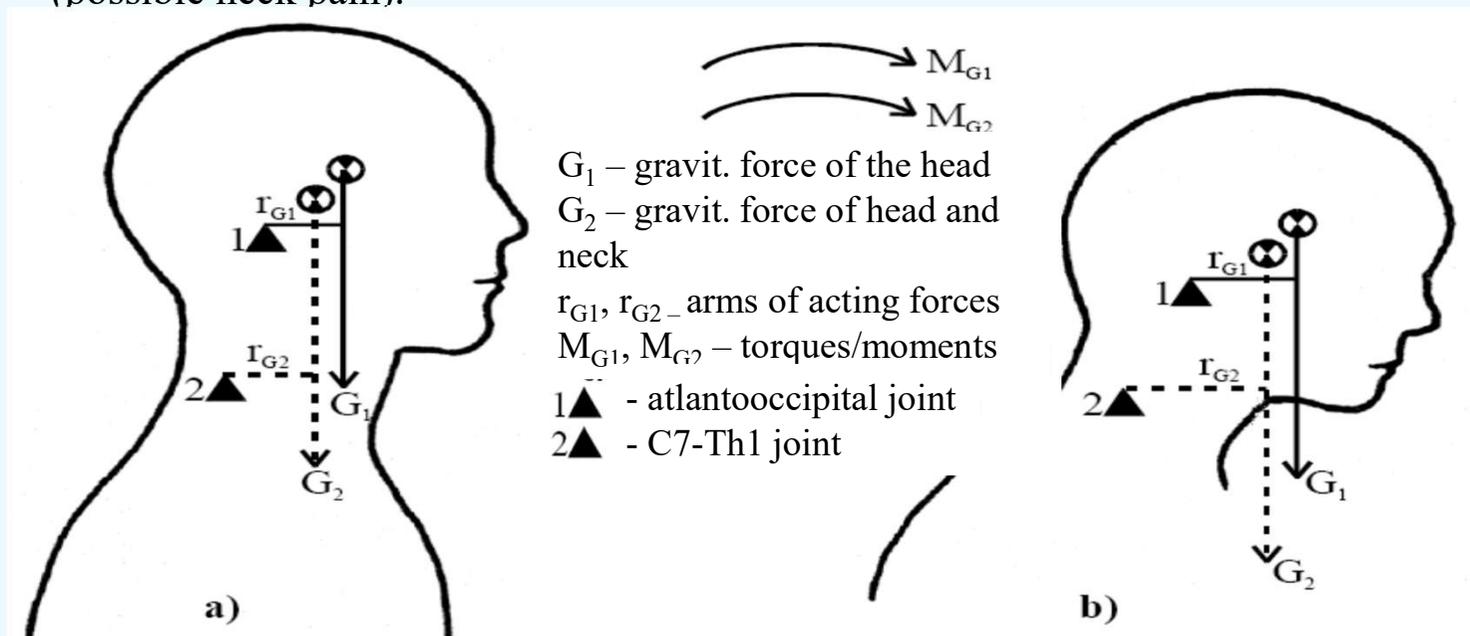
Application of the moment equation on model examples: Head posture during stand-up

The forward head posture: Looking from the side, the vertical axis of the body should pass slightly in front of the ankle, knee, L5 vertebra, most of cervical vertebrae, and the external ear canal. In case of the forward head position the head CoG moves forward from from this body axis (Fig. 87).

The rotation points are the atlantooccipital joint (for the head) and transition C7-Th1 (for head&neck).

Locations of the gravity forces are at the CoG of the head (sella turcica) and at the CoG of the head and neck.

For the head, the torque due to the gravity force with respect to the atlantooccipital joint increases only slightly, but the torque acting on the head and neck increases three-fold. This means that the load of the muscles acting as head extensors is 3x higher (possible neck pain).



Janura Fig. 87 Illustration moment of gravitational force in a correct (a) and in an incorrect (b) head posture

Aplikace momentové rovnice: Velikost zatížení obratle, namáhání meziobratlové ploténky

Příklad: Určete velikost namáhání meziobratlové ploténky v dolní části trupu při vzpřímeném stoji (obr. 88)

1.krok: určení reaktivní síly F_{rea} .

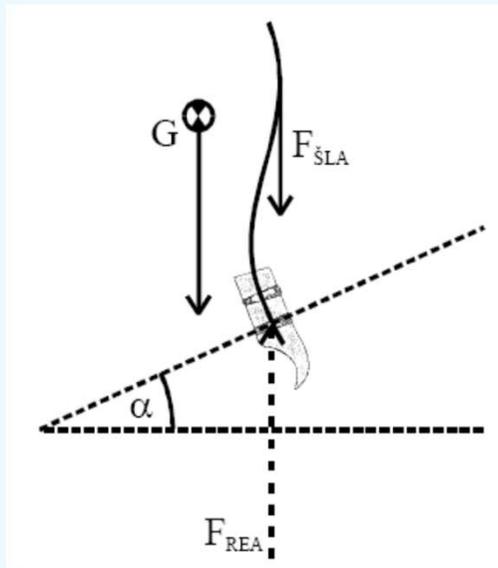
Z podmínek statické rovnováhy pro působení sil ve vertikálním směru (v horizontálním směru jsou tyto složky nulové) vyplývá:

$$G + F_{\dot{S}LA} - F_{REA} = 0 \quad F_{REA} = G + F_{\dot{S}LA}$$

Síla vzpřimovačů trupu $F_{\dot{S}LA}$ -> lze určit z momentové rovnice:

je-li r_G rameno tíhové síly a $r_{\dot{S}LA}$ rameno síly šlachové, platí momentová rovnice:

$$G \cdot r_G = F_{\dot{S}LA} \cdot r_{\dot{S}LA}$$



Reálné příkladové hodnoty: $m = 70 \text{ kg}$, $r_G = 0,26 \text{ m}$, $r_{\dot{S}LA} = 0,08 \text{ m}$.

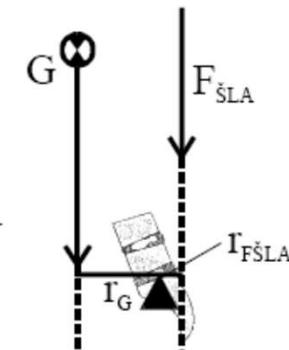
Hmotnost trupu, horních končetin a hlavy –
přibližně 60% hmotnosti těla:

$$m = 70 \cdot 0,6 = 42 \text{ kg}$$

$$G = m \cdot g = 42 \cdot 9,81 = 412 \text{ N}$$

$$F_{\dot{S}LA} = \frac{G \cdot r_G}{r_{\dot{S}LA}} = \frac{412 \cdot 0,26}{0,08} = 1339 \text{ N}$$

$$F_{REA} = G + F_{\dot{S}LA} = 412 + 1339 = 1751 \text{ N}$$



$F_{\dot{S}LA}$ – tahová (šlachová) síla vzpřimovačů trupu

G – tíhová síla trupu, horních končetin a hlavy

α – úhel sklonu ploténky

F_{REA} – velikost reakční síly, která určuje namáhání ploténky

$r_{\dot{S}LA}$, r_G – ramena působících sil

$M_{\dot{S}LA}$, M_G – momenty působících sil

Janura Obr. 88 Znárodnění sil působících na meziobratlovou ploténku při vzpřímeném stoji

Applications of moment equation on examples: Load on vertebrae, stress of intervertebral discs

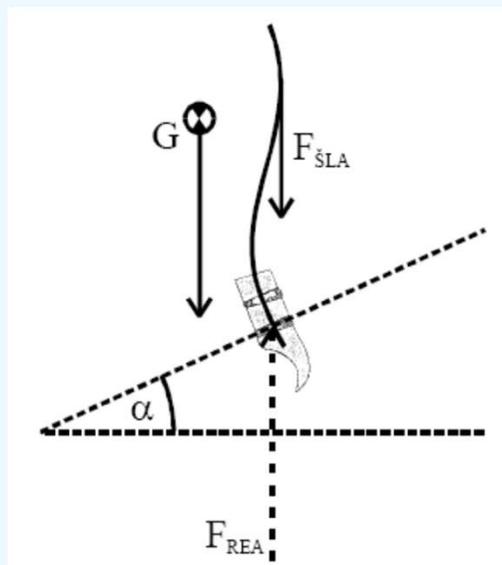
Example: Determine the load of intervertebral discs in the lower part of the spine in an erect body posture (Fig. 88)

Step 1: determination of the reactive force F_{REA} .

From the conditions of static equilibrium of forces in the vertical direction (in the horizontal direction the forces are zero) it holds: $G + F_{\text{ŠLA}} - F_{\text{REA}} = 0$ $F_{\text{REA}} = G + F_{\text{ŠLA}}$

Tendon force of the body erector muscles $F_{\text{ŠLA}}$ -> can be determined from the torque equation:

for the arm of gravitational forces r_G and the arm of tendon force $r_{\text{FŠLA}}$, the torque equation is $G \cdot r_G = F_{\text{ŠLA}} \cdot r_{\text{FŠLA}}$



Realistic values: $m = 70 \text{ kg}$, $r_G = 0.26 \text{ m}$, $r_{\text{FŠLA}} = 0.08 \text{ m}$.

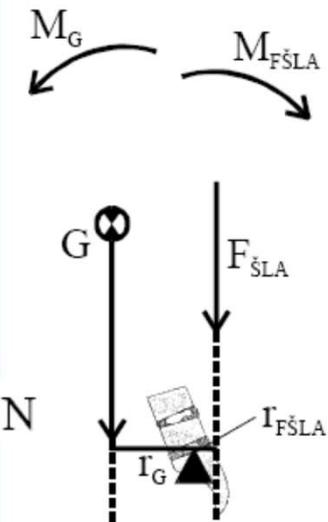
Mass of the trunk, upper limbs and head --> approximately 60% of total body mass:

$$m = 70 \cdot 0,6 = 42 \text{ kg}$$

$$G = m \cdot g = 42 \cdot 9,81 = 412 \text{ N}$$

$$F_{\text{ŠLA}} = \frac{G \cdot r_G}{r_{\text{FŠLA}}} = \frac{412 \cdot 0,26}{0,08} = 1339 \text{ N}$$

$$F_{\text{REA}} = G + F_{\text{ŠLA}} = 412 + 1339 = 1751 \text{ N}$$



$F_{\text{ŠLA}}$ – tendon force of the body erector muscles
 G – gravitational force of the trunk, upper limbs and head
 α - tilting angle of the vertebra
 F_{REA} – reactive force determining the load on the vertebra

$r_{\text{FŠLA}}$, r_G – arms of acting forces
 $M_{\text{FŠLA}}$, M_G – torques/moments of the forces

Janura Fig. 88 Illustration of forces acting on the intervertebral disc during an erect posture

Aplikace momentové rovnice: Velikost zatížení obratle, namáhání meziobratlové ploténky

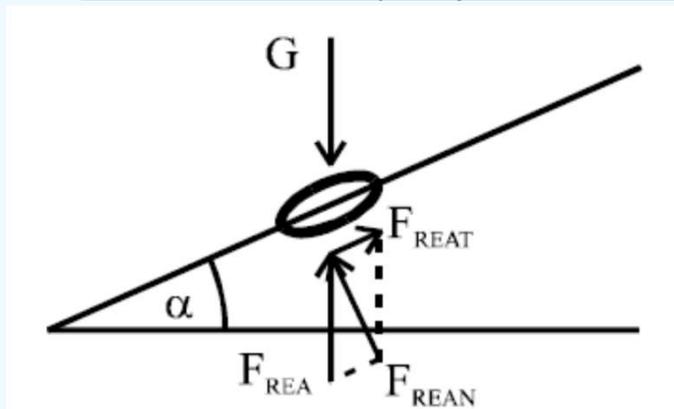
Určení velikosti reakční síly F_{REA} slouží jako vstupní parametr pro stanovení namáhání meziobratlové ploténky.

Vzhledem ke sklonu ploténky, který je určen velikostí bederní lordózy, je nutné provést rozklad síly F_{REA} na dvě složky (obr. 89).

Normálová složka F_{REAN} (kolmá k povrchu ploténky) způsobuje stlačení, tečná složka F_{REAT} (rovnoběžná s povrchem ploténky) se podílí na namáhání ve smyku.

S rostoucím úhlem α se tedy zvyšuje velikost tečné složky reakční síly, normálová složka se zmenšuje.

To je důležité pro zatěžování axiálního systému, protože **odolnost ploténky proti namáhání ve smyku je menší než proti jejímu stlačování.**



G – tíhová síla

F_{REA} – reakční síla

$F_{REAN} = F_{REA} \cdot \cos\alpha$ – normálová složka reakční síly

$F_{REAT} = F_{REA} \cdot \sin\alpha$ – tečná složka reakční síly

α – úhel sklonu ploténky

Se zvětšující se bederní lordózou se tedy zmenšuje odolnost meziobratlové ploténky proti působení vnější zátěže.

Tato zátěž narůstá při dynamických činnostech (dopady), kdy je v první fázi často minimalizována velikost svalové síly.

Karas et al. (1990) uvádí, že při tvrdém dopadu na zem je velikost smykových sil asi 10x větší než při klidovém stoji bez držení břemene.

Janura Obr. 89 Rozklad reakční síly při namáhání meziobratlové ploténky

Applications of moment equation: Load on vertebrae, intervertebral disc stress

The determined reaction force F_{REA} serves as an input parameter for determining the stress of the intervertebral disc.

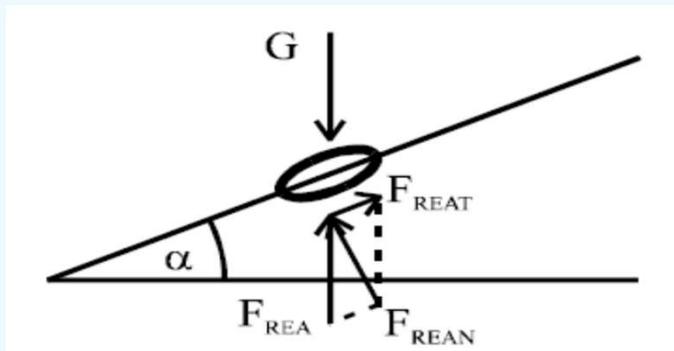
Due to the tilt of the disc (determined by the magnitude of lumbar lordosis), it is necessary to perform decomposition of the force F_{REA} in two components (Fig. 89).

F_{REAN} - normal component (perpendicular to the disc surface) causes compression

F_{REAT} - tangential component (parallel to the disc surface) causes shear stress.

Increasing the angle α thus increases the size of the tangential component of the reaction force, the normal component decreases.

This is important for axial loading of the system, because the **intervertebral disc is not so well equipped to endure shear stress compared to the compression.**



G – gravitational force

F_{REA} – reactive force

$F_{REAN} = F_{REA} \cdot \cos\alpha$ = normal component of reactive force

$F_{REAT} = F_{REA} \cdot \sin\alpha$ = tangential component of reactive force

α - tilt angle of the intervertebral disc

With increasing lumbar lordosis, the ability of the intervertebral disc to withstand external load decreases.

This load increases during dynamic activities (impacts), here the muscular force is often not present at the beginning of the impact.

Karas et al. (1990) reported that when hitting the ground hardly, the size of the intervertebral shear forces increases about 10x compared to simple standing.

Janura Fig. 89 Decomposition of the reactive force in an intervertebral disc load