

## PRAKTIKUM 5

### ZÁKLADY BIOMECHANIKY

(Pozn. Velká část obsahu handoutu převzata z diplomové práce „Srovnání výsledků testování posturální stability na DeskBalance a Imoove“ Vajčner, Pochmonová, 2016)



**Biomechanika** je transdisciplinární obor zabývající se mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jeho částí. Dále jsou jeho polem působnosti mechanické interakce mezi nimi a vnějším okolím. Biomechanika člověka je oborem studujícím strukturu, vlastnosti chování člověka a jeho biomechanické interakce na různé rozlišovací úrovni, a to makrobiomechanické a mikrobiomechanické. Jinými slovy je to aplikace mechanických zákonů na živý organismus.

**Makrobiomechanika** je obor biomechaniky, pro který je charakteristický makroskopický přístup ke struktuře a chování organismu, kdy rozlišovací úroveň rozeznává orgány, orgánové struktury a anatomicky ohraničené tkáňové komponenty a jejich vzájemnou mechanickou interakci (např. pohyb v loketním kloubu a jeho zajištění kooperující svalovou skupinou).

**Mikrobiomechanika** je obor biomechaniky, pro který je charakteristický mikroskopický („celulární a subcelulární“) přístup ke struktuře a chování sledovaného objektu, kdy rozlišovací úroveň rozeznává jednotlivé buňky, buněčné komplexy, mezibuněčné komponenty a jejich vzájemnou komunikaci (např. mechanická interakce mezi aktinem a myosinem v průběhu svalové kontrakce) ([http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/zaklady\\_definice.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/zaklady_definice.php)).

#### **Základní biomechanické charakteristiky (Biomechanické aspekty stability)**

##### **Biomechanické faktory:**

- hmotnost a výška jedince,
- těžiště těla – COM, COG, COP, (zkratky vysvětleny dále v textu)
- opěrná plocha a opěrná báze – AC, BS,
- kontakt těla s podložkou,
- postavení a vlastnosti hybných segmentů (Maylor, 2001; Véle, 1995)

Studie Chiari aj. (2002) a McIlroy aj. (1997) ukazují, že na udržení rovnováhy a stability mají vliv také další složky, a to tělesná výška a délka chodidla.

- ***Hmotnost a výška jedince (viz také praktikum a handout 2)***

Hmotnost a tělesná výška jsou významné faktory ovlivňující vztahy biomechanických parametrů, které významnou měrou dávají předpoklady udržování posturální stability, její efektivity a ekonomičnosti (Vajčner, 2016).



**Pozn.: Vliv hmotnosti na posturální stabilitu**

Hmotnost těla je známý prediktivní faktor snižující posturální stabilitu a mající negativní vliv na rovnováhu. Jak uvádí Hue aj. (2007): „snížení balanční stability silně koreluje se vzrůstající hmotností těla“. Tohoto faktu si musíme být vědomi při rehabilitaci jedinců s vyšší váhou, jelikož se dá předpokládat, že riziko pádu takového jedince bude vyšší. Hmotnost těla a její excesivní zvýšení v případě obezity, ovlivňuje geometrické poměry pohybových segmentů a vlivem změny biomechaniky prováděných každodenních činností vznikají funkční limitace. Tyto limitace se týkají také kontroly stability a rovnováhy. K optimální rovnovážné poloze je nutné udržovat COM na úrovni hlezenních kloubů. Důvodem, proč se tedy stabilita s rostoucí hmotností těla snižuje, je, že vlivem abnormální distribuce tělesného tuku do abdominální oblasti se zvyšují restabilizační nároky na kotníkovou strategii udržující COM ve výše zmíněné oblasti. Pokud je tedy obézní jedinec s vyšším množstvím tuku v abdominální krajině vychylován z rovnováhy běžnou denní činností, je vystaven vyššímu riziku pádu než štíhlý jedinec. Ten totiž rychleji a pohotověji vyrovnává rovnováhu kotníkovou strategií než je tomu u obézního jedince a i v reakci na malé předozadní výchylky rovnováhy musí stabilizační systémy vynaložit vyšší úsilí k udržení biomechanicky výhodného umístění COM. (Hue aj., 2007)

Dle Teasdale aj. (2006) se míra posturální stability u obézních osob zlepšila po snížení tělesné hmotnosti. Vychází z pozorování silného vztahu mezi velikostí ztráty tělesné hmoty a zlepšením rovnováhy a stability, což podporuje závěr, že hmotnost by mohla být důležitým ukazatelem posturální stability (Teasdale aj., 2006).

**Vliv výšky na posturální stabilitu**

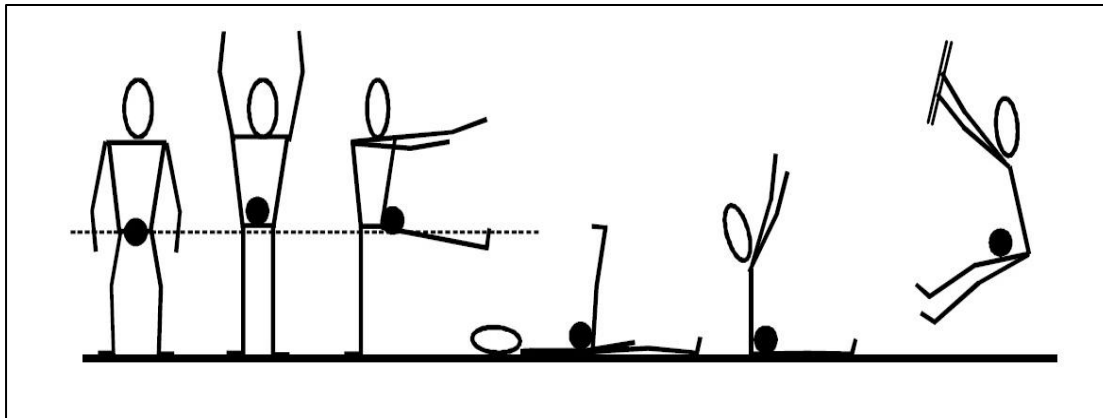
Véle (2012) říká: „stabilita (stabilizace) osoby nízkého vzrůstu je větší než stabilita osoby vysokého vzrůstu“.

Vliv výšky je myšlen především ve výšce umístění COM – těžiště těla. Čím je těžiště těla umístěno výše, tím je stabilita a rovnováha horší. Jako důvod snižující se stability je vyšší míra oscilací jak ve smyslu rychlosti tak amplitudy, která je silně závislá na výšce umístění COM (Chiari aj., 2002). Stabilita je zajištěna za podmínek, kde těžnice spuštěná z COM směřuje do místa opěrné báze (base of support). Z toho plyne, že míra stability může být zvýšena zvětšením opěrné báze a/nebo níže umístěným COM (tedy relativně nižší tělesnou výškou) a/nebo co nejlepším umístěním COM do středu opěrné báze bez nutnosti jejího rozšíření. Jinak řečeno, vysoko umístěné COM stojícího jedince s úzkou opěrnou bází vede k rovnovážné nestabilitě ve stoji (Smith aj., 2012).

- ***Center of Mass – těžiště (COM), Center of Gravity (COG), Center of Pressure (COP)***

**Těžiště – Center of Mass (COM)** je definováno hmotným bodem, který kumuluje hmotnost celého těla (Janura, 2011). Dle Dylevského (2009) je každý hmotný článek těla vystaven působení gravitační síly, tyto síly se sčítají a vytvářejí výslednou sílu působící z určitého bodu – těžiště. Z biomechaniky víme, že každé těleso se chová tak, jako by gravitační síla působila vždy pouze v jeho těžišti. Čili

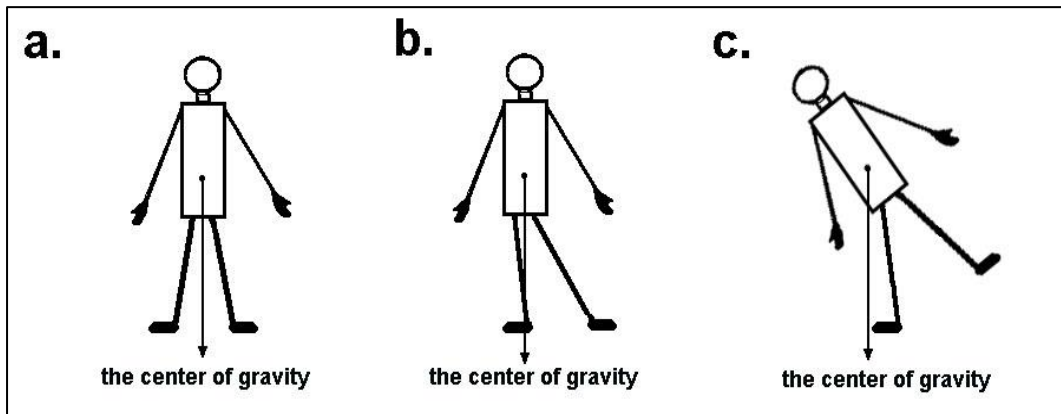
těžiště je působiště gravitační síly tělesa a těžnice je přímka procházející těžištěm (Dylevský, 2009). *U člověka ve vzpřímeném postoji, kde je tělo v základním anatomickém postavení, se COM nachází v oblasti malé pánve ve střední čáře zhruba 4 – 6 cm před přední plochou obratlových těl  $S_2 - S_3$ .* Pohlavní dimorfismus pánve a celého těla dává vznik rozdílnému uložení těžiště u mužů a žen, kde u žen je celkové COM uloženo o 2 % kaudálněji než je tomu u mužů. *Těžiště horní končetiny* leží ve středu loketního kloubu, kde se *těžiště předloktí s rukou* nachází na hranici distální a střední třetiny délky předloktí a *těžiště ruky* leží v oblasti hlavice druhého metakarpu. *Těžiště dolní končetiny* se nachází 6-10 cm nad šterbinou kolenního kloubu. Můžeme též rozdiferencovat společné těžiště bérce a nohy. *Těžiště bérce* se nachází ve střední třetině délky bérce, samostatné *těžiště nohy* je uloženo mezi os naviculare a os cuneiforme intermedium. *Těžiště trupu a hlavy* je umístěno na přední ploše těla  $Th_{11}$ . *Těžiště hlavy* je na předním okraji sella turcica a *těžiště trupu* na předním obvodu těla  $L_1$ . Vliv na umístění COM mají také životní pochody v organismu související s přemísťováním tělesné hmoty během života jedince. Každý segment těla má z biomechanického pohledu vlastní COM, jejichž sumární vážený průměr dává COM celého těla. COM jednotlivých segmentů leží na úsečce ohraničené dvěma koncovými body ležícími ve středu os pohybů v kloubu. Z toho plyne, že se změnou polohy se také mění umístění celkového COM a v některých případech se může nacházet i mimo tělo jako je zobrazeno na obr. 1. (Dylevský, 2009; Grimshaw, 2006; Janura, 2011)



**Obr. 1. Umístění COM v různých polohách těla (Janura, 2011)**

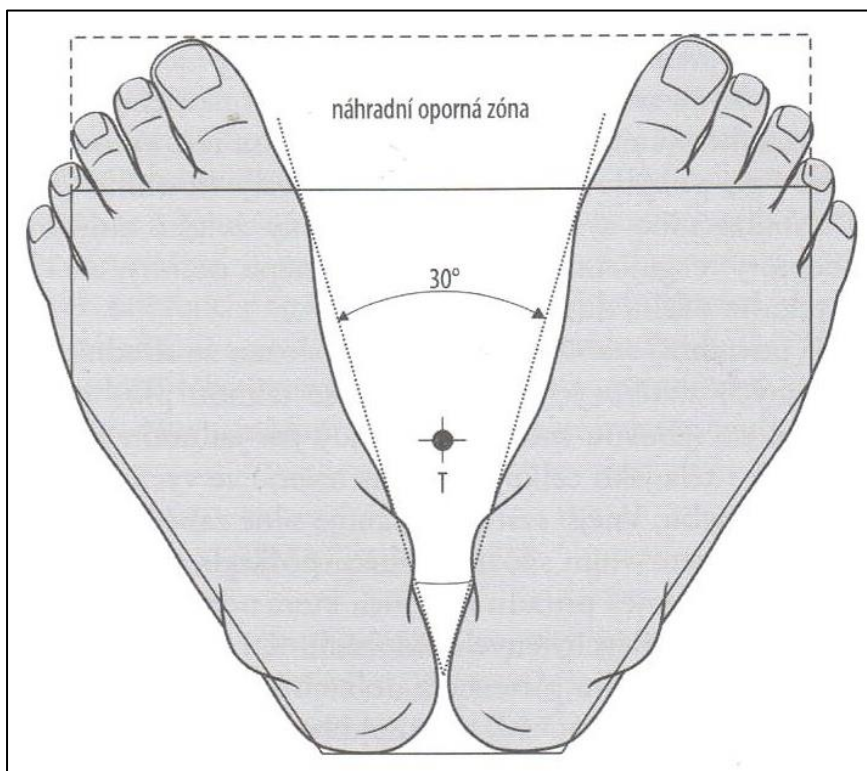
Těžiště v rovině sagitální vykazuje během chůze sinusový pohyb, kde nejvyšší polohy dosahuje v jednooporové fázi (single – limb support) a nejnižší polohy ve dvouoporové fázi (double – limb support) krokového cyklu (Ayyappa, 1997). (více viz praktikum a handout „Vyšetření chůze, patologie“)

**Center of Gravity** (COG) je vertikální projekce těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve stoji, sedu a jiné kvazistatické poloze se COG musí vždy vyskytovat v oblasti opěrné báze (Obr. 2). „Kvazistatický“ znamená nedokonale statický. Pakliže dojde k vychýlení COG mimo opěrnou plochu není již subjekt schopen návratu pouze vlastními vnitřními silami. Stav vyrovná pouze úpravou opěrné báze tak, že přemístí opěrnou plochu (kroková strategie udržení stability). (Vařeka aj., 2009; Véle, 2012)

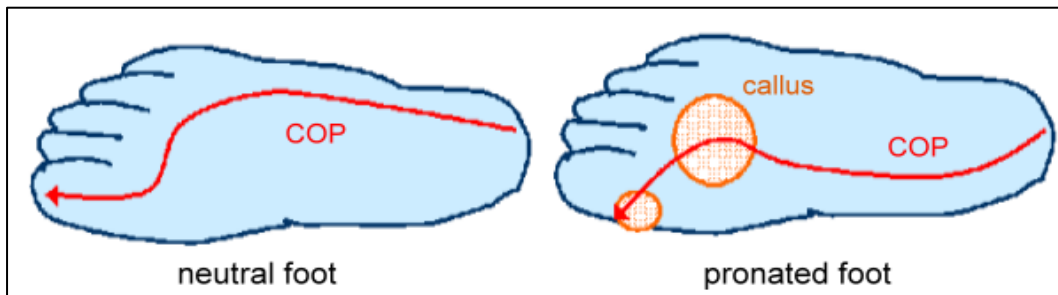


Obr. 2. Projekce COG v různých polohách těla (<http://www.ycgf.org>)

**Center of Pressure** (COP) definuje Winter (1995) jako místo působení vektoru reakční síly podložky. Jelikož lidské tělo není dokonale tuhé těleso, ale je tvořeno množstvím zařazených segmentů neshoduje se nikdy COP s COG.



Obr. 3. Zobrazení dráhy pohybujícího se průmětu COP do opěrné plochy (Véle, 2012)



Obr. 4. Trajektorie COP během chůze (<http://www.pt.ntu.edu.tw>)

Vztah COP a COG je popisován tzv. modelem obráceného kyvadla při stoji snožném (Winter, 1995). Oscilace COP uvnitř opěrné báze je větší než oscilace COG, což zapříčiňuje kolísající aktivita svalů bérce a nohy. Svalová aktivita však vždy pracuje tak, aby COG zůstávala v oblasti opěrné báze. Noha je tvořena řadou segmentů, které vytvářejí dynamický systém, jehož tuhost se může měnit díky svalové elasticitě umožňující pružnou deformaci nohy. Vlivem této deformace se může měnit opěrná plocha, aniž by docházelo k jejímu přemístění. Při lokomoci však nastává stav, kdy se cyklicky přemísťuje opěrná plocha, tím se mění opěrná báze, což vede k tomu, že se mimo opěrnou bázi nachází také COG. Při jednooporové fázi chůze se COP nachází v opěrné bázi, ale při dvouoporové fázi kroku se COP může vyskytnout mimo opěrnou plochu. (Vařeka, 2009; Winter, 1995)

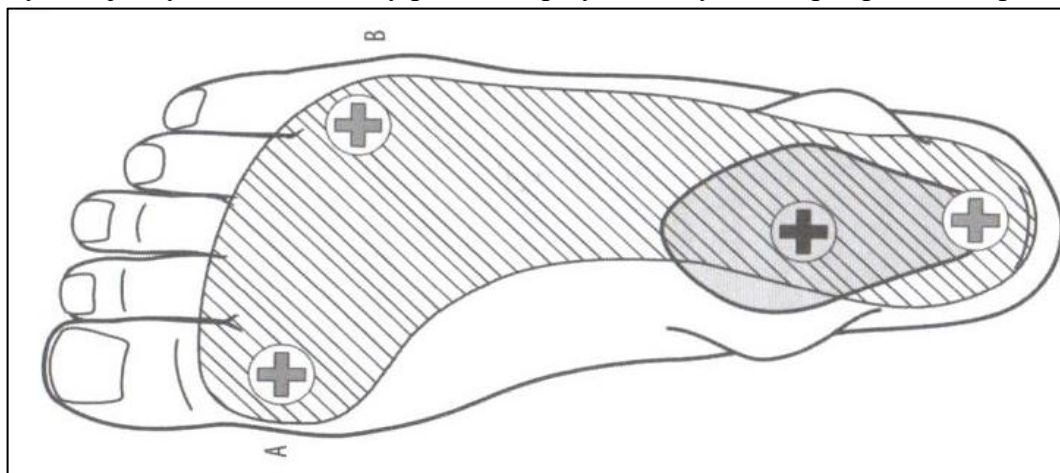
Winter (1995) říká: „hlavním mechanismem zajištění posturální stability ve stoji je kotníková strategie v předozadním směru a kyčelní strategie ve směru laterolaterálním“. (*Přehled strategií zajištění posturální stability dle Wintera (1995) v Příloze I*)

- **Opěrná plocha a opěrná báze**

**Opěrná plocha – Area of Support** je definována jako plocha kontaktu aktuálně využívaná k vytvoření opěrné báze. V oblasti chodidla se ploska nohy nepodílí rovnoměrně na přenosu sil mezi nohou a podložkou, nýbrž k největšímu zatížení dochází pod kostními prominencemi představovanými kalkaneem a hlavičkami metatarzů. Tedy pouze určité oblasti plosky nohy biomechanicky realizují posturální funkci nohy. Tyto body označujeme jako opěrné body. (Vařeka aj., 2003)

Dle Vařeky aj. (2009): „nelze je ovšem chápat v rámci klasického třítbodového statického modelu“. Je totiž nutné si uvědomit, že stoj je pouze kvazistatický stav a jednotlivé opěrné body jsou k vytvoření opěrné plochy využívány podle aktuální měnící se situace (Vařeka, 2009). Naproti tomu Véle (2012) ve své publikaci uvádí význam třítbodové opory (pata, hlavičky metatarzu palce a malíku)

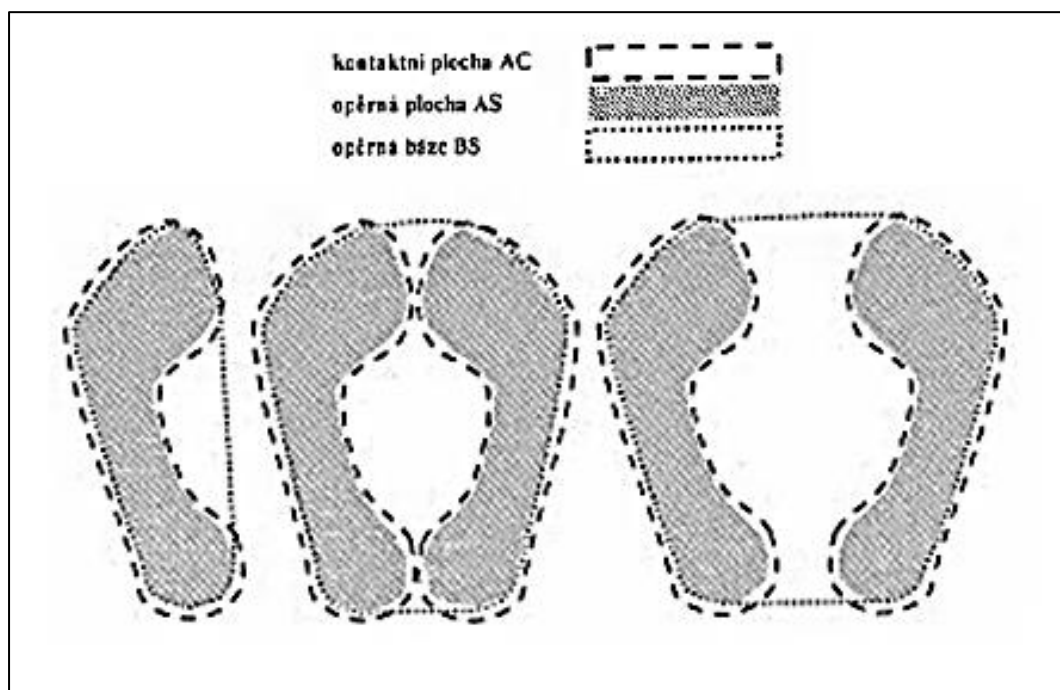
jako vhodný systém pro dosažení stabilní opory na nerovném terénu a z pohledu diagnostiky vyslovuje myšlenku, že změny postavení paty a klenby svědčí pro posturální poruchy (obr. 5).



Obr. 5. Trojbodová opora (Véle, 2012)

Kolář (2012) uvádí, že by se spíše mělo mluvit u čtyřbodové opoře, kdy bod reprezentovaný kalkaneem je vlastně tvořen dvěma body.

**Opěrná báze – Base of Support** je plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy. Opěrná báze při stoji rozkročněm je větší než opěrné plochy, které zůstávají nezměněné. Naopak při stoji na jedné dolní končetině se plocha opěrné báze a plocha opěrné plochy téměř shodují. (Vařeka, 2002a)



Obr. 6. Vzájemné vztahy mezi opěrnou plochou, opěrnou bází a kontaktní plochou (Vařeka, 2002a)

- **Kontakt těla s podložkou**

**Plocha kontaktu – Area of Contact (AC)** je plocha na podložce, která se stýká přímo s tělem nebo jeho částí (Vařeka, 2002a).

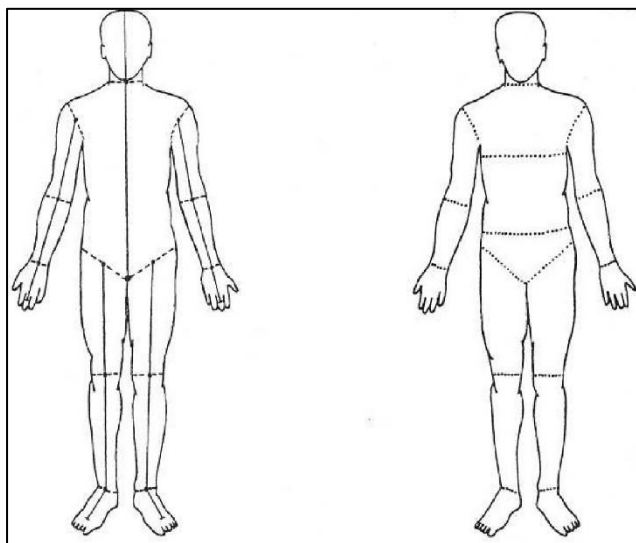
**Úložná plocha – Area of Load (AL)** odpovídá ploše kontaktu těla s podložkou, kterou člověk zaujímá v situaci, kde chybí segmentová organizace těla a postura. Je typicky zaujímána novorozenci nebo lidmi v bezvědomí. (Vařeka, 2002a)



**Pozn.:** Mnoho studií potvrdilo důležitost sensorických informací (především proprioreceptory z m. quadratus plantae a drobných kloubů) přicházejících z plosky nohy na řízení rovnováhy. Sensorické informace hrají nezastupitelnou roli v rámci řízení rovnováhy z CNS, díky kterým se určuje vzdálenost COG k hranicím opěrné báze nohy, která ještě zajišťuje stabilitu. Vztah mezi umístěním COG a opěrnou bází je považována za důležitou jednotku při udržování vzpřímeného stoje (Maki aj., 1999). K zajištění stability těla je nutné vytvořit co možná nejlepší kontakt nohy s podložkou. Přirozeně nejlepší kontakt nohy je prostřednictvím bosé nohy. Pozitivní vliv na posturální systém má chůze a běh na boso, což v moderní společnosti není běžné. (McKeon aj., 2014; Véle, 1995)

### **Segmenty těla**

V biomechanice se tělo rozděluje nejčastěji na 14segmentový model lidského těla, jak je zobrazeno na obr. 7 (Janura, 2011). Tělo se tedy, jak bylo řečeno, skládá ze segmentů, jejichž jednotlivými středy procházejí těžnice, díky nimž je tělo stabilní. Deviace jednoho segmentu vyvolá kompenzační reakci jiného segmentu na stranu opačnou. Plyne z toho tedy fakt, že dalším segmentem, který je nutno vyvažovat se stane i jakékoliv přenášené břemeno. Čím je toto břemeno těžší a vzdáleněji umístěno od COM, tím jsou zvýšeny nároky na posturální stabilizaci (Véle, 1995). Vzájemné postavení tělních segmentů závisí na tonu svalů, elastických vlastnostech vazivových tkání a na kloubech mezi segmenty. **Centrované postavení udržující segment v rovnovážném stavu je dáno klidovým svalovým tonem a svalovou aktivitou** (Véle, 2012).

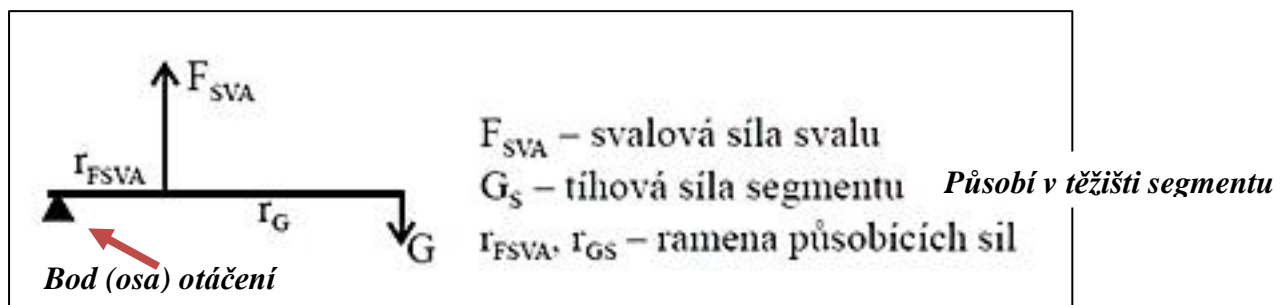


**Obr. 7. Rozdělení těla na jednotlivé segmenty (Janura, 2011)**

### Páka třetího druhu (příklad: Kolenní kloub)

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla. Stýkají se v něm femur, tibia a inkongruenci styčných ploch vyrovnávají menisky. Tyto struktury jsou spolu skloubeny dvěma skloubeními, femoropatellárním a femorotibiálním kloubem. Kloub kolenní se vyznačuje v podstatě pouze jedním stupněm volnosti (*pohybem v jedné rovině*), avšak ve flexi se přidává také druhý stupeň volnosti, a to rotace v podélné ose bérce. Velký rozsah pohybu kolenního kloubu klade vysoké nároky na dynamické stabilizátory kolene (svalový aparát kolenního kloubu). Kolenní kloub musí v extenzi vykazovat výbornou stabilitu a odpovídající pohyblivost do flexe. Právě pohyblivost do flexe je zásadní pro orientaci chodidla při vyrovnávání nerovností povrchu. Při flexi dochází k nejčastějšímu poranění vazů a menisků, protože při tomto pohybu je kolenní kloub nestabilní. Naopak v extenzi je nejčastějším poraněním zlomenina kloubní plochy nebo ruptura vazů. (Kapandji, 1998; Stewart aj., 2006)

Pohyb v rovině sagitální, tedy v případě kolenního kloubu flexe a extenze, je z biomechanického hlediska *páka třetího druhu*. Jedná se o páku jednozvratnou, jinak nazývanou **páka rychlosti**. Mezi bodem otáčení a vektorem tíhové síly se nachází vektor svalové síly. V těžišti segmentu tedy působí tíhová síla a bodem otáčení je střed kolenního kloubu. Abychom překonali účinek působící tíhové síly, je nutné vyvinout větší svalovou sílu. Avšak vyšší vynaložení síly má za následek větší rozsah pohybu distální částí segmentu a vyšší rychlost bodů na konci segmentu. (Janura, 2011)



Obr. 8. Páka třetího druhu (Janura, 2011)



**Pozn.:** Kolenní kloub tedy plní dvě funkce. Nese zatížení těla a zároveň zajišťuje velký dynamický pohybový rozsah. Kolenní kloub je součástí kinematického řetězce účastnícího se kotníkové a kyčelní strategie udržování rovnováhy. Během předozadního pohybu zajišťuje stabilitu těla kontrakce svalů okolo hlezenního kloubu a také kolem kloubu kolenního. Síla působící na jednu část kinematického řetězce je absorbována jinou částí stejně, jako je tomu u otevřeného kinematického řetězce. Udržování stability prostřednictvím strategie kolenního kloubu nabývá na významu během aktivit vyžadujících fixaci hlezenního kloubu (lyžování, snowboarding, bruslení) nebo ve stáří u lidí s bolestí hlezenních kloubů, artritidou kolenních kloubů apod. Omezení rozsahu pohybu v hlezenním kloubu vede ke kompenzačnímu zvýšení rozsahu pohybů kolenního a kyčelního kloubu. Použití kolenní strategie v tomto případě výrazně roste, což sebou nese riziko vyšší pravděpodobnosti zranění kolenního kloubu. Prevencí poranění kolenních kloubů při



aktivitách, kde jsou hlezenní klouby fixovány, je nezbytné posílení extensorů a flexoru kolenního kloubu a adekvátní použití horních končetin při daných aktivitách. Při fixaci hlezenního kloubu se tak zvyšuje aktivita především extenzorové skupiny svalu, respektive musculus quadriceps femoris, jenž zajišťuje stabilitu dolní končetiny při stoji a chůzi. V případě fixace, jak hlezenního kloubu, tak kolenního kloubu, se zvyšuje aktivita musculus biceps femoris, což značí zapojení tohoto svalu do kolenní i kyčelní strategie udržování stability. Paradoxně však v globálním pohledu dochází k celkovému snížení svalové aktivity, a tedy i horší posturální stabilitě (Lee aj., 2013). Jak tedy ve své studii uvádí Lee aj. (2013), při nefixovaných dolních končetinách vykazují jedinci lepší posturální stabilitu, což koreluje s tvrzením multisegmentálního modelu, který říká, že posturální stabilita je udržována kombinací hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu.

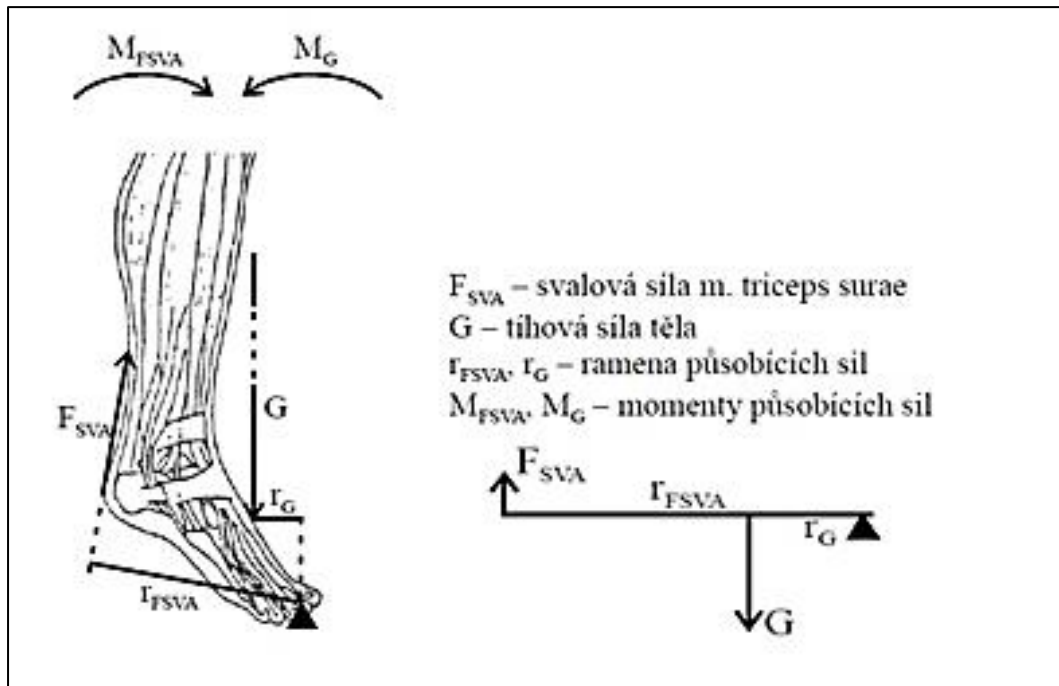
### **Páka druhého druhu (příklad: Hlezenní kloub – chodidlo)**

Chodidlo je nejdálší posturálně lokomoční segment, který je v kontaktu s podložkou a přizpůsobuje se měnícím se podmínkám podložky za účelem udržení vzpřímeného držení těla. Důležitost chodidla tkví v jeho percepční funkci, jelikož obsahuje proprioreceptory a exteroceptory, tedy nezbytné aferentní složky řízení stability. Za předpokladu fyziologické citlivosti z oblasti nohy v klidném stoji vykazují aktivitu tyto svaly-vlastní svaly nohy, musculus soleus, hamstringy, musculus rectus femoris, flexory kyčelního kloubu a také autochtonní svaly páteře. *Při poruše citlivosti dochází k nadbytečné aktivitě dalších svalových skupin za účelem vyrovnání posturální nejistoty. Zvýšené napětí v této situaci nalzáme u svalů pánve, thorakolumbální oblasti, svalů oblasti ramenních pletenců, krčních svalů a také svalů žvýkacích.* (Hermachová, 1998)

**CAVE.:** Véle (2012) říká: „nožní klenba hraje ve stabilizaci stoje rovněž svoji úlohu“. **Funkční poruchy nohy mohou ovlivnit vyšší etáže pohybové soustavy.** Nastavení distálních segmentů má dle mnoha autorů vliv na vzpřímení trupu, posturální stabilizaci a aktivaci svalových řetězců. Stejně tak postavení paty ve smyslu inverze a everze má vliv na nastavení pánve. Ovšem rozložení tlaků na ploškách nohou ve vzpřímeném stoji ovlivňuje také tvar pánve. Noha je díky své podélné a příčné klenbě schopna měnit svůj tvar, a tak umožňovat plynulé přizpůsobení povrchu, dále tlumit dopady a přenášet hmotnost těla při lokomoci. (Hájková aj., 2014; Kapandji, 2008)

Jelikož je stoj činností kvazistatickou, nelze ztotožňovat body klasického tříbodového opěrného systému s částmi nohy, které plní posturální funkci nohy. Během stoje jsou totiž používány jednotlivé body podle aktuálních a měnících se podmínek. Pohyb v metatarzofalangeálním kloubu při plantární flexi je typickým příkladem *páky druhého druhu*, jinak nazývané páky jednozvrtné, **páky síly**. Mezi bodem otáčení a vektorem síly se nachází vektor tíhové síly. Tíhová síla tedy působí v těžišti těla a bodem otáčení je kloub metatarzofalangeální. M. triceps surae svou kontrakcí vytváří sílu umožňující plantární flexi, kde směr vektoru je shodný s průběhem Achillovy šlachy. Vždy je splněna podmínka,

že rameno tíhové síly je kratší než rameno svalové síly, z čehož plyne, že tíhovou sílu překonáváme svalovou silou, která je menší. (Janura aj., 2012; Janura, 2011)



**Obr. 9. Páka druhého druhu (Janura, 2011)**



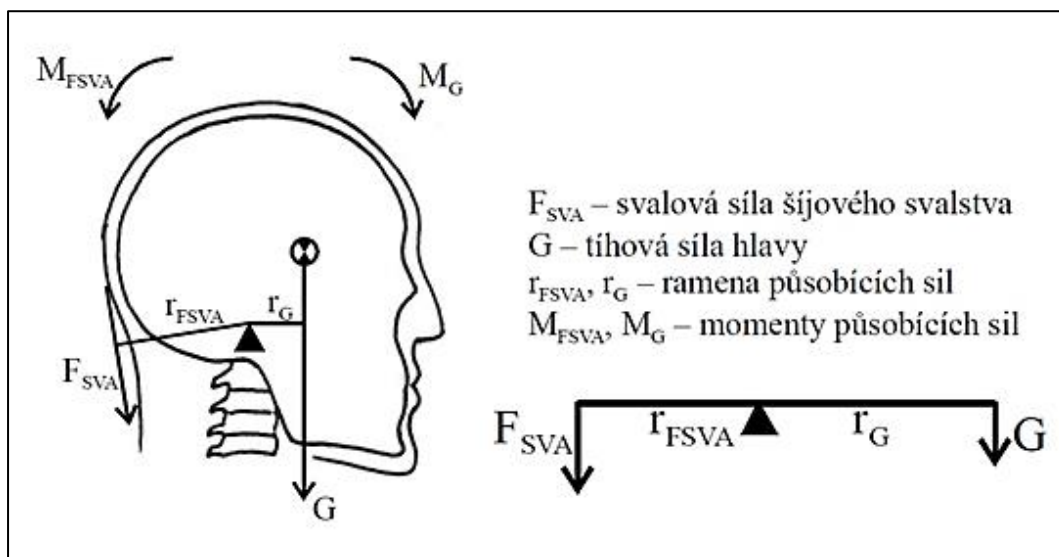
**Pozn.:** Dle Winterova modelu obráceného kyvadla je rovnováha ve směru předozadním udržována především plantárními a částečně i dorzálními flexory hlezenních kloubů. Je nutné také zmínit, že kontrola pohybu v hlezenních kloubech neprobíhá symetricky, jelikož oba klouby nemají stejnou osu pohybu. Často se také uvádí, že dominantní dolní končetina je používána především jako stojná (opěrná) a je tedy více zatěžována. Tento fakt však nebyl v žádné práci ověřen, jak uvádí Vařeka aj. (2001).

### **Páka prvního druhu (příklad: Horní krční páteř)**

Krční páteř se z pohledu funkční a strukturální anatomie dělí na horní krční sektor a dolní krční sektor. Horní krční sektor mající tři stupně volnosti tvoří articulatio atlanto-occipitalis a articulatio atlanto-axialis. Jako dolní krční sektor se označuje úsek páteře od distální plochy axis po první hrudní obratel. Skloubení dolního krčního sektoru provádějí pohyb pouze ve směru flexe a extenze, a lateroflexe s rotací. Funkčně oba sektory kooperují při pohybech hlavy do rotace, lateroflexe, flexe a extenze. Hlava se nachází v rovnovážné poloze v situaci, kde pohled očí směřuje horizontálně, rovnoběžně s aurikulo-nasální rovinou probíhající skrz vrchol nosního hřbetu a přes horní okraj meatus acusticus externus. Při poruše integrace optické a vestibulární aferentace s aferentací přicházející z proprioreceptorů se může dostavit pocit posturální nestability až vertigo. V kontextu posturální stability spočívá význam horního krčního sektoru v proprioceptivní aferentaci

ze svalů šíjových. Šíjové svaly obsahují velmi mnoho svalových vřetének vztažených na průřez svalu. (Kapandji, 1974; Véle, 1995)

Z biomechanického pohledu je spojení lebky a páteře páka prvního druhu neboli **páka rovnováhy**, kde se bod otáčení nachází mezi působícími silami. Bodem otáčení je atlantookcipitální kloub. Vektor svalové síly je zde vyjádřen kontrakcí extensorů hlavy. Dochází zde k neustálé proměnlivosti velikosti ramene tíhové i svalové síly, čímž se mění velikosti působících momentů. Neustále tedy musí docházet k navrácení hlavy do polohy charakterizované jako vzpřímené držení hlavy s minimální energetickou náročností. Přední pozice COG hlavy vysvětluje vyšší tonus a sílu dorzální skupiny svalů krku než je tomu u ventrální skupiny, čili extensorová skupina svalů působí antigravitačně. (Janura, 2009; Kapandji, 1974)



Obr. 10. Páka prvního druhu (Janura, 2011)

## Kinematické řetězce



### *(Bio)kinematická dvojice*

Jak uvádí Janura, jedná se o vazbu mezi dvěma sousedními segmenty, kdy se rozlišuje kinematická dvojice rotační, posuvná, valivá a obecná (2011).

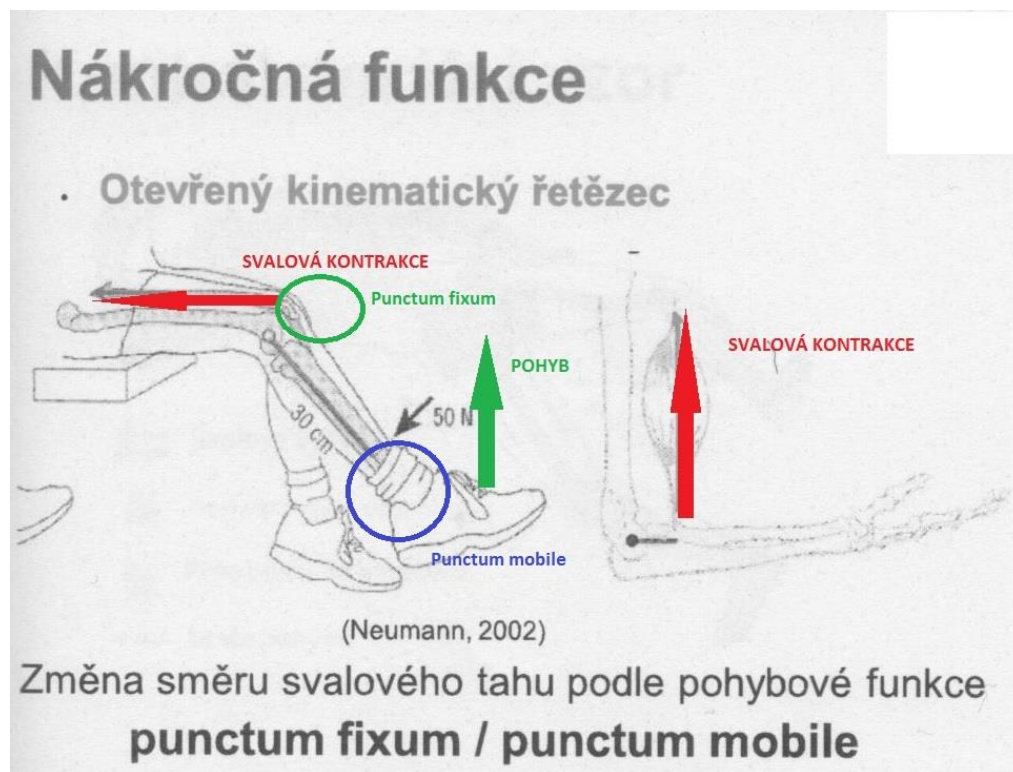
### *(Bio)kinematický řetězec*

Pojem kinematický řetězec se používá při sledování změny v poloze segmentů. Jestliže je přímo vztažen k lidskému tělu označuje se jako biokinematický řetězec. Je to v podstatě kinematická dvojice doplněná o další segmenty. Biokinematické řetězce rozdělujeme na řetězce otevřené, uzavřené, smíšené nebo z jiného pohledu na jednoduché a složené. Podle Janury (2011) „jestliže segmenty těla tvoří mnohoúhelník, jehož vrcholy jsou biokinematické dvojice, dostáváme biokinematickou smyčku“. Jinými slovy, jsou to svaly spolupracující na pohybu nebo také svou izometrickou aktivitou na fixaci kinematického řetězce.

**Punctum fixum** – svalový segment („bod“ - punctum) jež se nepohybuje

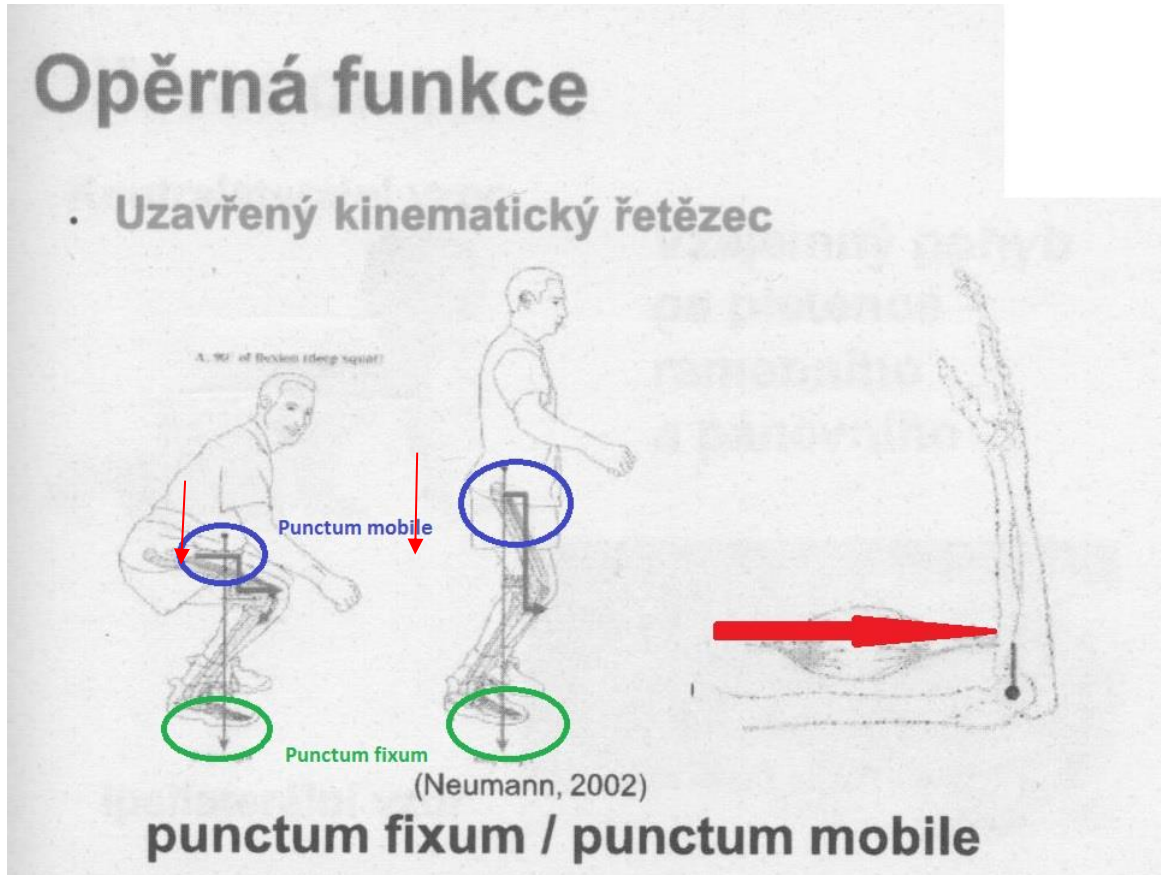
**Punctum mobile** – svalový segment („bod“ - punctum) jež se pohybuje

- **otevřený kinematický řetězec** – neobsahuje žádnou smyčku, poslední článek řetězce je volný a tvoří punctum mobile, punctum mobile distálně na periferii, punctum fixum proximálně centrálně, Ná kročná funkce – „proximální svalový tah“ – pohyb segmentu vůči trupu



Obr. 11 – Otevřený kinematický řetězec (Převzato dle Neumann, 2002 a Kolář 2011 DNS A)

- **uzavřený kinematický řetězec** – není volného konce, obsahuje biokinematickou smyčku (alespoň jednu), punctum fixum distálně na periferii, punctum mobile proximálně centrálně, Opěrná funkce – „distální svalový tah“ – například pohyb trupu vůči distálnímu segmentu (Dylevský 2007, Janura 2011, Kolář 2012, Vele 2006)



Obr. 12 – Uzavřený kinematický řetězec (Převzato dle Neumann, 2002 a Kolář 2011 DNS A)



### Příklady využití do praxe – využití

Znalost principu otevřeného a uzavřeného řetězce se dá krásně využít v každé terapii, stačí jediné – **myslet. PAMATUJTE – fyzioterapeut pracuje HLAVOU.**

Uzavřených biokinematických řetězců se využívá v drtivé většině všech rehabilitačních syntetických metod a technik, kdy cílem je restituovat správné přednastavení pohybových segmentů před vlastním pohybem končetiny. Využívá se jich ve speciálních metodách na neurofyziologickém podkladě, například – Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS) dle prof. Koláře, Vojtova reflexní terapie, Brunkowova terapie, Akrální koaktivační terapie, Bazální programy a podprogramy (Čáková) apod. Kromě zmíněných syntetických metod se v rámci sportovních a rekreačních aktivit jedná o nordic walking, běh na lyžích, lezení na umělé stěně, plavání, pádlování atd. Návčik v uzavřených biokinematických řetězcích by tedy měl předcházet vlastnímu cvičení

v otevřených kinematických řetězcích, kdy by už měly být stabilizovány nosné kloubní struktury (punctum fixum). Mezi aktivity s uzavřeným kinematickým řetězcem patří squat (dřep), klik, bridging (zvedání pánve), lezení, poloha na čtyřech apod. Mezi pohybové činnosti v otevřených biokinematických řetězcích se například řadí basketball, golf, kulturistika, gymnastika, vzpírání, hod oštěpem, tenis, volejbal, ale také například chronické a dlouhodobé užívání osobních počítačů a notebooku (Michalíček, Vacek 2014).

### **Příklady využití biokinematických řetězců ve vybraných speciálních metodikách a konceptech fyzioterapie**

**Systému flowin<sup>®</sup>** - využívá výhod práce v kombinaci otevřený a uzavřený kinematické řetězce, principem je vykonávání práce v izometrické kontrakci kdy jedna část svalu pracuje koncentricky a část excentricky, využívá se u pacientů s ortopedickým a neurologickým deficitem (Stehlíková, Havlíčková, Keclíková, Steinerová 2013)

**Flexi-bar<sup>®</sup>** - využití otevřených, uzavřených a smíšených biokinematických řetězců a pružné tyče (Flexi-baru) k cílené aktivaci hlubokého stabilizačního systému i k nácviku stabilizace kloubů končetin, metodika je založená na působení kmitů v kombinaci s terapií dle vývojové kineziologie (Honová 2012)

**Jóga – sestava Khatu pranám** – cviky určené vytažené z celého konceptu Jógy pracující v určité sadě deseti pozic, kdy některé jsou založeny na principu otevřených řetězců, některé na principu uzavřených řetězců a také využívají smíšených řetězců (Bednár 2014)

**TRX (total-body resistance exercises) systém** – pohybová aktivita celého těla využívající odpor za pomoci zavěšení do nepružných popruhů založené na cvičení v uzavřených biokinematických řetězcích, cvičení je prováděno zpevněním celého těla kdy dochází ke zlepšení síly, stabilizace, koordinace a rovnováhy (Honová 2013)

**DNS – Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS) dle prof. Koláře** – metoda je založena na využití vývojové kineziologie, kdy bod opory vytváří punctum fixum, přes které dochází ke stabilizaci segmentu a biokinematické smyčky, jde tedy o využívání uzavřených biokinematických řetězců, ale také otevřených řetězců. Současně se využívá symetrických a asymetrických opor; ipsilaterálních a kontralaterálních vzorů; nediferencovaných a diferencovaných poloha (Kolář 2009).



## Objektivní biomechanické metody

Většinou jsou tyto přístrojové techniky k dispozici v rámci kineziologických laboratoří.

- GONIOMETRIE – Znalost anatomie kloubních spojení (arthrologie NUTNOSTÍ)
- DYNAMOMETRIE – viz v předmětu Fyziologie tělesné zátěže – cvičení
- EMG – viz Fyziologie - cvičení
- VIDEOANALÝZA – KINOGRAM
- POSTUROGRAFIE
- PANTOGRAFIE
- STABILOMETRIE
- JINÉ PŘÍSTROJE VYHODNOCUJÍCÍ STABILITU, BALANCI, ROVNOVÁHU – například DeskBalance – průmyslový vzor ICRC – FNUSA v Brně (viz. Vyšetření stoje a stability)

- **3D KINEMATICKÁ ANALÝZA**

Je to metoda, jež vznikla na základě rozvoje fotografických a filmových technologií. Využívá se při analýze dynamiky pohybu. Umožňuje vytvořit záznam pohybové aktivity a následně analyzovat biomechanické souvislosti. 3D kinematická analýza pohybu je založena na vytvoření souřadnic bodů vzniklých snímáním bodů umístěných na těle testovaného probanda. Aby mohl být vytvořen trojrozměrný obraz pohybové aktivity, je nutné snímat současně dvěma kamerami sledovaný objekt. Evaluace posturální stability probíhá analýzou získaných informací o lokalizaci COM a jeho promítnutí do COG. Metoda využívá tzv. markerů (bodů na těle), které jsou snímány a signál je dále zpracováván počítačovým signálem. Pracuje na stejném principu jako ve filmovém průmyslu, například při tvorbě postav Gluma nebo draka Šmaka z příběhů J. R. R. Tolkiena (Vařeka, 2002a).

- **POSTUROGRAFIE**

Posturografie je dynamometrická metoda, která kvantitativně hodnotí posturální odchylky během stoje. Může být použita jak k zhodnocení terapeutického efektu, tak k určení rizika pádu. Kvantitativní posturografie měří síly působící na podložku, elektromyografické vzory, kinematické vzory a biomechanicky analyzované kloubní pohyby v závislosti na testovaných posturálních úkolech. Elementární částí posturografu je silová plošina snímající tenzometrickým nebo piezoelektrickým způsobem silové parametry. Tenzometrický systém měření je založen na převodu mechanické modalitu, v podobě deformace materiálu, na elektrickou modalitu ve formě napětí. Piezoelektrické přístroje obsahují křemičitou destičku, na jejímž povrchu dochází ke vzniku

elektrického náboje. Piezoelektrický systém tedy pracuje na principu piezoelektrického jevu. Výstupem posturografického vyšetření je tzv. konfidenční elipsa, která je grafickým znázorněním poloh jednotlivých COP za určitou časovou periodu. Tato konfidenční elipsa poskytuje vyšetřujícímu potřebné informace o stabilitě případně nestabilitě vyšetřovaného. Posturografii rozdělujeme na statickou a dynamickou posturografii. (Horak, 1997; Janura aj., 2012; Mancini aj., 2010)

- **PODOGRAFIE, PLANTOGRAFIE**

Dynamická plantografie (dynamická podografie) je vyšetřovací metoda, u které je pomocí tlakové plošiny (resp. koberce či vložky do bot) měřeno rozložení tlaku pod ploskou, obvykle při chůzi či různých modifikacích stoje. Měření probíhá v určitém čase, přičemž dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů, proto *dynamická* plantografie. I klidný vzpřímený stoj je pouze „kvazistatická“, nikoliv čistě statická poloha (<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>).



**Obr. 13. Zrcadlový podoskop (plantogram), často je využívána také video technika ([http://computerkinesiology.cz/files/Jakub\\_K\\_plochonozi/plosky-151209.jpg](http://computerkinesiology.cz/files/Jakub_K_plochonozi/plosky-151209.jpg))**

- **IZOKINETICKÁ ANALÝZA**

Izokinetická dynamometrie se týká vytvoření proměnlivého odporu a jeho měření. Používá se téměř výhradně k měření velikosti volní svalové kontrakce. To znamená, že kromě fyziologických a mechanických faktorů hrají roli také faktory psychologické, neboť základními komponentami testování jsou i motivace a spolupráce. Izokinetickou dynamometrii lze rovněž použít k měření



svalového výkonu, který může být zahájen nedobrovolně, například u pacientů trpících následky křečovitě obrny. Všechny izokinetické přístroje pracují na stejném principu: rameno páky, s kterým je proband v kontaktu, se pohybuje předem nastavenou úhlovou rychlostí (PAV – preset angular velocity). To je umožněno skutečností, že tlačí-li proband do podložky silněji, přístroj zvětší odpor a rychlost zůstává konstantní. Odpor je tedy proměnlivý a odpovídá změnám v síle vyvíjené svaly v jednotlivých úhlech pohybu (<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/polokamenu-3/o-metod>).



Obr. 14. ([http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-1046-version1-foto13\\_bwfilter.jpg](http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-1046-version1-foto13_bwfilter.jpg))



## OPAKOVÁNÍ

### HUMEROSKAPULÁRNÍ RYTMUS

Pohyb horní končetiny v ramenním kloubu je vždy spojen s pohybem lopatky a s její současnou rotací – angulus scapulae inferior se vytáčí zevně – biomechanický vztah pohybu v ramenním kloubu = **HUMEROSKAPULÁRNÍ RYTMUS!!!**

Při aktivní abdukci horní končetiny, je abdukční pohyb hlavice pažní kosti zajišťován ramenním kloubem pouze asi do 30 stupňů. Mezi 30 – 170 stupni se pohyb odehrává v ramenním kloubu a ve spojení lopatky a hrudníku. Z každých 15 stupňů abdukce se vždy 10 stupňů odehrává v ramenním kloubu a 5 stupňů ve spojích lopatky. Lopatka také při tomto pohybu postupně horizontalizuje svoji kloubní jamku. Poměru velikosti pohybu ve všech spojích říkáme humeroscapulární rytmus.

**Humeroscapulární rytmus = 15 stupňů - 10 stupňů + 5 stupňů**

**CAVE! 30° Abdukce uvádí Bartoníček. Avšak dle jiných autorů je rozsah abdukce při aktivním pohybu bez souhybu lopatky Kapandji 60°, Kolář 80°. Bude podrobně rozebráno v příštím semestru.**

**Poznámka pro praxi – při pasivní hybnosti humeru do abdukce v ramenním kloubu se do 90° dolní úhel lopatky nepohybuje zevně jako u aktivní hybnosti Avšak dle jiných autorů (Kolář, Kapandji) je také aktivní hybnost bez souhybu lopatky od jiného stupně abdukce, než jak uvádí Bartoníček (viz výše).**

### **Druhy kontrakcí:**

**Henemannovo pravidlo** (Heneman's law) říká, že při zvyšování síly svalu se motorické jednotky nabírají postupně od nejmenších k největším.

**Izometrická kontrakce** – při této činnosti se nemění délka svalu, ale mění se napětí; nevykonává se pohyb a vzdálenost začátku a úponu se nemění

**Izotonická kontrakce** – je svalová činnost, při které se mění vzdálenost začátků a úponů svalu a napětí ve svalu je přibližně během celé činnosti stejné nebo se výrazně mění, do této skupiny patří koncentrická a excentrická kontrakce

**Koncentrická kontrakce** – délka svalu se zkracuje, koncentrická kontrakce vyvolává zrychlení pohybu (akceleraci)

**Excentrická kontrakce** – délka svalu se prodlužuje, excentrická zpomalení pohybu (deceleraci)

**Izokinetická kontrakce** – pohyb konstantní rychlostí („Isokinetic“ = stejná rychlost); konkrétně se vztahuje ke specifické situaci, ve které sval či svalová skupina působí proti kontrolovanému, přizpůsobujícímu se odporu, ten způsobuje, že se segment těla pohybuje v rámci předem definovaného pohybu konstantní úhlovou nebo lineární rychlostí

[http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/auth/pages/druhy\\_svalove\\_kontrakce.html](http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/auth/pages/druhy_svalove_kontrakce.html)

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/kineziologie/anatomie.php>

<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-3/o-metod>



### **!Doporučené odkazy pro studium!:**

[https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/ps15/pohyby\\_klouby/web/index.html](https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/ps15/pohyby_klouby/web/index.html)

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index.php>

<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/materialy-ke-staeni>



## Literatura:

VÉLE, František. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 222 s.

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

BEDNÁR, R. Jogová zostava Khatu pranám účinná v prevencii bolestí chrbta sestier. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, vol. 21, no. 3, pp. 141-150.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

HONOVÁ, K. Aktivace hlubokého stabilizačního systému a trénink stabilizace kloubů končetin s využitím tyče FLEXI-BAR®. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2012, vol. 19, no. 2, pp. 90-94.

HONOVÁ, K. Nácvik stabilizace kolenního kloubu s využitím TRX Suspension Trainer. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2013, vol. 20, no. 3, pp. 146-149.

JANURA, Miroslav. *Biomechanika II*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011, 79 s. ISBN 978-80-7464-044-5.

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

MICHALÍČEK, P. a J. VACEK. Rameno v kostce - I. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, vol. 21, no. 3, pp. 151-162.

STEHLÍKOVÁ, M., M. HAVLÍČKOVÁ, L. KECLÍKOVÁ a A. STEINEROVÁ. Kombinovaný trénink uzavřených a otevřených kinematických řetězců v rehabilitaci na příkladu systému FLOWIN®. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2013, vol. 20, No. 4, pp. 222-227.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 978-807-2548-378.

KONEČNÝ, Petr, *Přednášky z aplikované biomechaniky, LF MU, 2015*

MAYLOR, Elizabeth A., 2001, Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. *British Journal of Psychology*. 2001. Vol. 92, no. 2p. 319-338.

VÉLE, František, 1995, *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha : Karolinum. ISBN 80-718-4100-5.

MCILROY, WE and MAKI, BE, 1997, Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics* [online]. 1997. Vol. 12, no. 1p. 66-70. DOI 10.1016/S0268-0033(96)00040-X. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S026800339600040X>

CHIARI, Lorenzo, ROCCHI, Laura and CAPPELLO, Angelo, 2002, Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002. Vol. 17, no. 9-10p. 666-677. DOI 10.1016/S0268-0033(02)00107-9. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302001079>

HUE, Olivier, SIMONEAU, Martin, MARCOTTE, Julie, BERRIGAN, Félix, DORÉ, Jean, MARCEAU, Picard, MARCEAU, Simon, TREMBLAY, Angelo and TEASDALE, Normand, 2007, Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait* [online]. 2007. Vol. 26, no. 1p. 32-38. DOI 10.1016/j.gaitpost.2006.07.005. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001470>

TEASDALE, N, HUE, O, MARCOTTE, J, BERRIGAN, F, SIMONEAU, M, DORÉ, J, MARCEAU, P, MARCEAU, S and TREMBLAY, A, 2006, Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity* [online]. 09 May 2006. Vol. 31, no. 1p. 153-160. DOI 10.1038/sj.ijo.0803360. Retrieved from: <http://www.nature.com/doi/10.1038/sj.ijo.0803360>

SMITH, A. W., ULMER, F. F. and WONG, D. P., 2012, Gender Differences in Postural Stability Among Children. *JOURNAL OF HUMAN KINETICS*. 2012. Vol. 33, p. 25 - 32.

JANURA, Miroslav, 2011, *Biomechanika II*. Vyd. 1. Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-044-5.

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009, *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Vyd. 1. Praha : Triton. ISBN 978-80-7387-324-0.

GRIMSHAW, Paul, 2006, *Sport and exercise biomechanics*. New York : Taylor. Bios instant notes. ISBN 978-1-85996-284-8.

AYYAPPA, E., 1997, Normal human locomotion, part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1997. Vol. 9, no. 1p. 10 - 17.

VAŘEKA, Ivan and VAŘEKOVÁ, Renata, 2009, *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

WINTER, DA, 1995, Human balance and posture control during standing and walking. *Gait* [online]. 1995. Vol. 3, no. 4p. 193-214. DOI 10.1016/0966-6362(96)82849-9. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0966636296828499>

VAŘEKA, I., ELFMARK, M. and JANURA, M., 2003, COP trajectory and tripod model of the foot. In : *2nd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine – ISPRMI „Reflection on Advances in Rehabilitation – Future Challenges“ - Abstracts*. Praha : Kenes International. 2003. p. 277.

VAŘEKA, I., 2002a, Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a. Vol. 9, no. 4p. 115 - 121.

MAKI, B. E., PERRY, S. D., NORRIE, R. G. and MCILROY, W. E., 1999, Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *The Journals Of Gerontology. Series A, Biological Sciences And Medical Sciences*. 1999. Vol. 54, no. 6p. 281 - 287.

MCKEON, Patrick O, HERTEL, Jay, BRAMBLE, Dennis and DAVIS, Irene, 2014, The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2014. Vol. 49, no. 5p. 290-290. DOI 10.1136/bjsports-2013-092690. Retrieved from: <http://bjsm.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjsports-2013-092690>

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, c1998, *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5th ed. Edinburgh : Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-03618-7.

STEWART, T. D. and HALL, R. M., 2006, Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *CURRENT ORTHOPAEDICS*. 2006. Vol. 20, no. 1p. 23 - 31.

LEE, D., LEE, S., PARK, J. and ROH, H., 2013, The effect of fixed ankle and knee joints on postural stability and muscle activity. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013. Vol. 25, no. 1p. 33 - 36.

HERMACHOVÁ, H., 1998, Jaké boty? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998. Vol. 5, no. 1p. 29 - 31.

HÁJKOVÁ, H., SVOBODOVÁ, Z. and PŘIDALOVÁ, M., 2014, Vliv vybraných morfologických parametrů nohy na kinematické parametry chůzového cyklu u mužů ve věku 20 až 30 let. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014. Vol. 21, no. 1.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, 2008, *The physiology of the joints: Lower limb*. 6. Edinburgh : Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020

VAJČNER, Adam. Srovnání výsledků testování posturální stability na DeskBalance a Imoove [online]. Brno, 2016 [cit. 2018-03-15]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/kwb34/>>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Jaroslava Pochmonová.

KOLÁŘOVÁ, B., 2012, *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. Disertační práce. Olomouc.

HORAK, F. B., 2006, Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006. Vol. 35, no. 2p. ii7-ii11. DOI 10.1093/ageing/afl077. Retrieved from: <http://www.ageing.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/ageing/afl077>

ADKIN, Allan L, FRANK, James S, CARPENTER, Mark G and PEYSAR, Gerhard W, 2000, Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait* [online]. 2000. Vol. 12, no. 2p. 87-93. DOI 10.1016/S0966-6362(00)00057-6. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636200000576>

MCILROY, W. E. and MAKI, B. E., 1996, Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *The Journals Of Gerontology. Series A, Biological Sciences And Medical Sciences*. 1996. Vol. 51, no. 6p. 289 - 296.

FEDEROLF, P., ROOS, L. and NIGG, B. M., 2013, Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal

component decomposition of marker coordinates. *Journal of Biomechanics*. 2013. Vol. 15, no. 46p. 2626 - 2633.

WINTER, DA, 1995, Human balance and posture control during standing and walking. *Gait* [online]. 1995. Vol. 3, no. 4p. 193-214. DOI 10.1016/0966-6362(96)82849-9. Retrieved from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0966636296828499>

SHUMWAY-COOK, Anne and WOOLLACOTT, Marjorie H, c2001, *Motor control: theory and practical applications*. 2nd ed. Philadelphia : Lippincott Williams. ISBN 06-833-0643-X.

HORAK, Fay and KUO, Art, 2000, Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement* [online]. 2000. P. 267. DOI 10.1007/978-1-4612-2104-3\_19. Retrieved from: [http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-2104-3\\_19](http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-2104-3_19)

## PŘÍLOHA I

### *MOTORICKÉ STRATEGIE POSTURÁLNÍ STABILITY*

Jelikož je vzpřímený stoj vertikální poloha, kde COM je vysoce postaveno a stabilita je udržována na relativně úzké opěrné bázi, je vzpřímený stoj polohou labilní. K tomu, aby byla tato labilní poloha stabilizována, musí tělo využívat korekční mechanismy definované jako pohybové motorické strategie a probíhající v anteroposteriorním a mediolaterálním směru. (Kolářová, 2012)

Posturální stabilita je zajišťována třemi typy motorických strategií, které restituují rovnováhu těla ve vzpřímeném stoji – *kotníková statická strategie*, *kyčelní strategie* a *dynamická kroková strategie* (Horak, 2006). Dle McIlroy aj. (1996) kotníková a kyčelní strategie při vyrovnávání rovnováhy nepřemísťují nohu ze své pozice, kdežto dynamická kroková strategie pracuje na principu zvětšení opěrné báze krokem či úkrokem, tedy změnou pozice opěrné plochy. Starší jedinci využívající krokovou a kyčelní strategii mají vyšší riziko pádu než ti, co k udržení posturální stability využívají kotníkovou strategii (Adkin aj., 2000; Horak, 2006).

Avšak motorická strategie posturální stability je značně individuální, jak ve své studii ověřil Federolf aj. (2013), který říká, že: „různé vyšetřované subjekty se k řízení jejich vzpřímeného stoje spoléhají na různé posturální strategie“.

Rovnováha (balance) je stav, který je udržován buď mimovolně, nebo volně. Při mimovolním zajištění stability se uplatňuje automatická posturální reakce. Při volném udržování stability se uplatňují anticipační strategie, snižující riziko vzniku instability, a zpětnovazebné strategie. Anticipace je v tomto kontextu aktivace svalů předcházející destabilizujícímu pohybu. Zpětnovazebné strategie se uplatňují v případech, kde již došlo k destabilizačnímu pohybu a jde tedy již o korekční mechanismy odpovídající na instabilitu. (Kolářová, 2012)

#### **Strategie kotníková**

Kotníková strategie je založena na pohybech v hlezenním kloubu, jež pracují na principu modelu obráceného kyvadla, jak jej popsal Winter (1995). Tato strategie je výhradně využívána při drobných výchylnkách rovnováhy během stoje na pevné podložce a především v anteroposteriorním směru. Svaly oblasti hlezenního kloubu pracují k zajištění stability směrem disto-proximálním. Při přesunu COM ventrálním směrem dochází k primární aktivaci plantárních flexorů zastoupených mm. gastrocnemii, následně se aktivují hamstringy a dochází k řetězení a stabilizační aktivaci paraspinálních svalů zad. Během opačné situace, kde se COM přesouvá směrem dorzálním, se jako



první aktivuje m. tibialis anterior a řetězení zapojených svalů pokračuje přes m. quadriceps femoris až na břišní svaly. (Horak aj., 2000; Shumway-Cook aj., 2001)

### **Strategie kyčelní**

Kyčelní strategie pracuje na principu pohybů v kyčelních kloubech s protirotačí v hlezenních kloubech, čímž rychle navrácí COM do rovnovážné polohy. Směr aktivace a zapojení jednotlivých stabilizačních svalů je proximo-distální. Pakliže se COM přesune ventrálně, reagují společnou aktivací paraspinální svaly zad a hamstringy. Při přesunu COM dorzálně se jako první zapojují svaly břišní a posléze m. quadriceps femoris. Tato strategie je využívána při stoji na úzké nebo labilní ploše, kdy již kotníková strategie nestačí nebo dochází k příliš rychlému vychylování COM. Kyčelní strategie se také podílí na zajištění stability v mediolaterálním směru. Mechanismem zachování stability prostřednictvím kyčelní strategie je přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou. Kinematický obsah je následující, na stejné dolní končetině se aktivují abduktory a na kontralaterální dolní končetině se aktivují adduktory. (Shumway-Cook aj., 2001; Horak aj., 2000)

### **Strategie kroková**

Kroková strategie obnovení rovnováhy (neboli strategie multi-segmentová jak uvádí Federolf aj. (2013)) je velmi často uplatňována především během chůze a také jako odpověď na nečekané zevní působky vychylující tělo z rovnováhy. Aktivuje se v případech, kdy již hlezenní ani kyčelní strategie na udržení stability nestačí. V principu jde o to, aby jedinec k zachování stability udělal krok a nedošlo tak k pádu (Horak, 2006).