

## 8 Appendix

### 8.1 Posturální stabilita

Následující text je zkrácenou a upravenou verzí článků: *Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy* (Vařeka, 2002a), *Posturální stabilita (II. část. Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření* (Vařeka, 2002b), *Dynamický model „tříbodové“ opory nohy* (Vařeka, 2003).

Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky – senzorigickou, řídicí a výkonnou. Senzorigickou složku představují především propiocepce a exterocepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkci zajišťuje CNS, tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybový systém, definovaný nejen anatomicky, ale i funkčně. Zásadní úlohu hrají kosterní svaly, které dle Jandy (1982) „leží na křižovatce“ mezi systémem řídicím a výkonným, a které díky propiocepci mají důležitou úlohu i v oblasti senzorigické.

*Postura* je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Je zajištěna vnitřními silami, především svalovou aktivitou řízenou CNS. Opakovaně je připomínáno, že postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu s krkem a hlavou (Vojta, 1997; viz také Kolář, 1996; Kolář, 1999; Lewit, 2000; Vařeka & Dvořák, 1999). Postura rozhodně není synonymem pro stoj na dvou nohách, ale je součástí např. sedu nebo zvednutí hlavy v lehu na břicho. Je nutnou součástí chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů. Názory na význam postury a její vztah k pohybu (resp. lokomoci) nejsou jednotné. Je zajímavé, že zastánci různých pohledů citují stejný výrok „*posture follows movement like a shadow*“, který je ovšem různě překládán a také prisuzován různým autorům. Nicméně je zřejmé, že postura je nejen na začátku a konci jakéhokoliv cíleného pohybu, ale je také jeho součástí a základní podmínkou.

*Posturální stabilita* je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu.

*Oporná plocha (Area of Support, AS)* byla původně definována jako plocha kontaktu (dotyku) podložky s povrchem těla (Vařeka & Dvořák, 1999; Vařeka, 2000). Přesněji jde o tu část *plochy kontaktu* (Area of Contact, AC), která je aktuálně využita k vytvoření *oporné báze* (Base of Support, BS). Např. ploška se nepodílí na přenosu síly mezi nohou a podložkou rovnoměrně, k největšímu zatížení dochází pod kostními prominencemi, především pod kalkaneem a hlavičkami metatarzů. Posturální funkce nohy je tak biomechanicky realizována především prostřed-

nictvím určitých oblastí plosky nohy, resp. segmentů nohy či částí těchto segmentů (viz také Vařeka, Elfmark & Janura, 2003). Ty je možné označit za *opěrné body*, jakkoliv je z pohledu geometrické terminologie toto označení nepřesné (obrázek 17). Nelze je ovšem chápat v rámci klasického tříbodového statického modelu. I stoj je pouze *kvazistatický* stav a jednotlivé *body* jsou k vytvoření AS využívány *ad hoc* podle aktuální a kontinuálně se měnící situace. Průběžně se tedy mění AS a od ní odvozená BS. Zajímavé výsledky přineslo sledování vztahu trajektorie COP (viz dále) a rozložení tlaků pod ploskou při maximálních volních výchylkách (viz také Vařeka, Elfmark & Janura, 2003). Ukázalo se, že AS je vzhledem k AC mnohem více redukována než byl původní předpoklad a stejně tak je výrazně menší i BS.

Oporná báze (Base of Support, BS) byla původně definována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body AS (Vařeka & Dvořák, 1999). Tuto definici je nutné chápat v souvislosti s výše uvedeným upřesněním definice AS.

COM (Centre of Mass, těžiště) je hypotetický *hmotný bod*, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Těžiště lze stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako vážený průměr COM všech segmentů. Z hlediska biomechaniky lze teoreticky stanovit těžiště pro každý segment těla zvlášť a společné těžiště i pro zcela bezvládné tělo (smrt, hluboké bezvědomí). Z hlediska kineziologie je ale možné mluvit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury.

COG (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny BS. COG má význam pouze ve vztahu k BS. V kvazistatické poloze (stoj, sed atd.) se COG musí vždy nacházet v BS (Blaszczyk, Lowe & Hansen, 1994; Vařeka & Dvořák, 1999). Jakmile se jednou COG ocitne mimo BS, není již možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil, tedy svalové síly subjektu. Je možné pouze změnit BS přemístěním AC.

COP (Centre of Pressure) definuje Winter (1995) jako působíště vektoru reakční síly podložky. COP je shodné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Tím lidské tělo tvořené řadou segmentů rozhodně není. Je proto zásadním omylem ztotožňovat COP s COM či COG) (Winter, 1995), což je doposud běžné.

K vysvětlení vztahů COP a COG v předozadním směru při snožném postoji používá Winter (1995) *model obráceného kyvadla*. Oscilace COP uvnitř BS jsou výrazně větší než oscilace COG, významně se na nich podílí např. vliv kolísající aktivity svalstva bérců a nohy. Např. zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu, zvýšená aktivita supinátorů nohy je posunuje laterálně. Tato svalová aktivita je ale vždy řízena tak, aby těžiště COG zůstávala v BS. I u zdravých mladých dospělých

ve stoji spojném dosahují maximální volní výchylky COP pouze asi 80 % předozadní délky či laterolaterální šířky AC (Blaszczyk, Lowe & Hansen, 1994). Podmínka neměnnosti BS při (kvazi)statickém stoji platí pro zjednodušený model stoje, ve kterém je celá noha brána za jeden segment bez možnosti deformace. Ve skutečnosti je ale noha tvořena řadou segmentů a tuhost jejich spojení se může měnit vlivem svalové. Díky elasticitě dochází k pružné deformaci. Výsledkem těchto dějů mohou být drobné změny AS a BS. Nepatrně se mění i plocha AC, nedochází ale k jejímu přemístění.

Ke srovnání lze uvést změny při dynamické aktivitě, kdy dochází ke přemístění AC, výrazně se tedy mění i AS a BS. Zvláštním případem dynamické aktivity je lokomoce – aktivní pohyb, který má některé důležité atributy, ke kterým patří například směrovost, jak uvádí např. Lesný (1980), Véle (1994, 1995) či Vojta (1997). Při lokomoci může podle těžnice směřovat mimo cyklicky se měnící BS, takže se mimo BS nachází i COG. V převážné části jednooporové fáze chůze se COP nachází v BS, při fázi dvouoporové (či víceoporové) se  $COP_{NET}$  může nacházet mimo BS. Omylem dřívějšího modelu bylo tvrzení, že při lokomoci musí výslednice vnějších sil vždy směřovat do BS (Vařeka & Dvořák, 1999). Výslednice vnějších sil může v určitých fázích lokomoce směřovat mimo BS, ale BS musí být cíleně a plánovaně zajištěna tak, aby do ní výslednice vnějších sil vzápětí opět směřovala a v BS se nacházela i COP.

Hlavním mechanismem zajištění posturální stability ve stoji je *hlezenní* mechanismus v předozadním směru, a *kyčelní* mechanismus ve směru laterolaterálním (Winter, 1995).

Podle dříve uvedeného modelu obráceného kyvadla je v předozadním směru rovnováha udržována především aktivitou plantárních (a částečně i dorzálních) flexorů v hlezenních kloubech. Oba hlezenní klouby ale nemají stejnou osu pohybu a také nelze automaticky předpokládat, že kontrola je symetrická – i bez přítomnosti zjevné patologie je pravdou opak (Vařeka & Šiška, 2005). V souvislosti s lateralitou dolních končetin bývá uváděno, že *dominantní* dolní končetina je používána především jako tzv. stojná (oporná) a je tedy více zatěžována ve spontánním stoji. V dostupné literatuře ovšem nebyla nalezena práce, která by tento předpoklad potvrdila. Ani naše práce (Vařeka, Králová & Vařeková, 2001) neprokázala vztah mezi více zatěžovanou dolní končetinou v klidném stoji a končetinou preferovanou pro různé činnosti.

Z modelu obráceného kyvadla lze odvodit, že ve stoji se COG může nacházet prakticky pouze před osami hlezenních kloubů. Pouze tak je možné využít momentu síly m. triceps surae k udržení posturální stability. Jakmile se COG ocitne za osou kloubu, nemůže aktivita tohoto svalu přispět k obnově stability. Teoreticky by v této situaci mohla pomoci

aktivita dorziflexorů nohy (např. m. tibialis anterior). Ve srovnání s m. triceps surae je však kontrakční síla těchto svalů výrazně menší a také působí na podstatně kratší páce. Vyvinutý moment síly je proto také velmi malý a z praktického hlediska téměř zanedbatelný. Z těchto důvodů se řídicí systém snaží udržet COG v přední části nohy a neriskovat velmi nebezpečný pád dozadu. Oblast trajektorie COP je podstatně větší, nicméně ani zdaleka nedosahuje okrajů oporné báze.