

Doplnění kapitoly 2.1.2 Posturální stabilita (Definice a vymezení pojmu dynamické a statické posturální stability)

Při udržování posturální stability se uplatňují dvě rozdílné strategie, statická a dynamická. Statická strategie je charakterizována rovnovážnými reakcemi, jimiž se řídicí systém snaží udržet vzpřímenou polohu bez změny plochy kontaktu. V krajně labilních polohách, kdy je stabilita stoje ohrožena a dochází k vychýlení průmětu těžiště těla mimo oporovou bázi, zvolí řídicí systém tzv. dynamickou strategii k znovunastolení stability tím, že dojde k přemístění plochy kontaktu tak, aby se průmět těžiště těla opět nacházel uvnitř opěrné báze. V případě selhání této strategie přechází řídicí systém k programu řízeného pádu a nedochází i například k vysunutí horních končetin ve směru pádu za účelem zmírnění dopadu (Vařeka, 2002b).

Pro statickou posturální stabilitu je zásadní integrace vizuálních informací, informací z vestibulárního aparátu a informací z proprioceptorů, oproti tomu dynamická posturální stabilita je ovlivněna schopností rychle utvořit motorickou odpověď (Hatzitaki et al., 2002). Rozdíl mezi oběma typy kontroly stability vyplývá i z motorické odpovědi, tvořenou CNS. Pro udržení statické a dynamické rovnováhy jsou využívány rozdílné strategie. Statická rovnováha používá systém tzv. zpětné vazby (feed back), jež pomáhá udržovat danou polohu dle předem zvoleného programu na základě informací z vnitřního prostředí (Nashner, 1976). K udržení dynamické stability je navíc potřeba zapojení tzv. dopředné vazby (feed forward), jenž predikuje možné následující vychýlení na základě informací ze zevního prostředí a na jeho základě tvoří motorickou odpověď (Hatzitaki et al., 2002; Schmidt, 1991).

Doplnění kapitoly 2.2 Imoove (Technické parametry přístroje a princip získávání dat pro DLC grafické protokoly, ze kterých jsou v práci získána data pro průměrné hodnoty skupin)

Přístroj se skládá z pohyblivé desky, dotykové obrazovky se softwarem, výškově nastavitelných opěrných madel, pružných expanderů pro funkční cvičení, horního opěrného fixního madla, podpurného žebříku, DLC senzorů a DLC expanderů.

Opěrná madla jsou ergonomicky tvarována a umístěna tak, aby umožňovala dosažení vhodného postavení a nastavení těla při jednotlivých cvičeních.

Pružné expandery jsou umístěny na opěrných madlech či podpurném žebříku tak, aby je bylo možné co nejefektivněji využít při terapii i diagnostice.

Mechanická deska provádí elisférické pohyby, které se spirálou přenáší do celého těla. Jde o trojdimenzionální pohyby v podobě vychýlení, posuvu, střídavé rotace, asymetrie pohybu, zrychlení, variabilní výchylky desky, které lze přes zabudovaný systém měnit a nastavovat podle terapeutických nebo diagnostických potřeb. Deska má průměr 900 mm, nastavitelnou rychlost 60 ot/min, sklon 0°-10° a asymetrii +/- 25°. V desce jsou zabudovány silové senzory detekující zatížení dolních končetin.

Výsledky testu jsou zobrazeny v protokolu, jenž vychází ze zpracování informací ze snímačů umístěných v platformě a z DLC expanderů podávajících informace o reakci trupu a horních končetin na dynamické změny polohy dolních končetin. Protokol zaznamenává stabilitu postavení dolních končetin, stabilitu a koordinaci trupu, posturální koordinaci a posturální strategii. Hodnocení jednotlivých parametrů probíhá na skórovací stupnici 0-100, kde výsledek 100 je nejlepší možný. Posturální strategie představuje průměrný výsledek všech ukazatelů vypočítaných na plošině a na senzorech horních končetin. Hodnocení probíhá na stupnici 0-10, přičemž výsledek 10 je nejvyšší možný (Lefeen s.r.o., 2016a, Lefeen s.r.o., 2016b).

Doplnění kapitoly 3.3 Hypotézy

H₀: Rozdíl hodnot statické posturální stability bude u obou skupin na konci a na začátku prováděného experimentu roven nule.

H₁: Rozdíl hodnot statické posturální stability nebude u obou skupin na konci a na začátku prováděného experimentu roven nule.

H₂: Úroveň dynamické posturální stability bude u experimentální skupiny vyšší na konci prováděného výzkumu než na jeho začátku.

H₃: Úroveň dynamické posturální stability se více zvýší u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

Doplnění kapitoly 4.3 Použité metody (Informace týkající se volby designu a složení intervenčního programu)

Měření dynamické posturální stability probíhalo na mechanické plošině Imoove (Allcare Innovations, Francie). Všichni probandi absolvovali test s vizuální kontrolou koordinace trupu a test bez vizuální kontroly. Pro všechny probandy byla zvolena rychlost přístroje 4 (nejvyšší možná rychlost) a citlivost kontrolky zpětné vazby 2. Test trval 1 minutu.

Před spuštěním testování byl testovaný instruován o průběhu testování a zaujmul předepsanou paralelní polohu dolních končetin na platformě, ta byla kontrolována pomocí značek umístěných na testovací desce. Poté testovaná osoba uchopila DLC expandery umístěné na DLC čidlech na podpurném žebříku tak, aby expandery po celou dobu testování byly mírně napnuté, a to symetricky pravou a levou horní končetinou. Po spuštění testu se snažila testovaná osoba udržet stabilitu na pohyblivé desce a koordinovat pohyby trupu a horních končetin tak, aby nedocházelo k vychylování trupu a jednostrannému tahu za DLC expandery. To bylo při testu s odkrytou vizuální vazbou možno kontrolovat pomocí obdelníku zobrazeném na displeji přístroje, který se testovaný snažil udržet ve středu vodorovné přímky. Při testu se zakrytou zpětnou vazbou byla tato zpětná vazba znemožněna a test byl citlivější.

Celkový počet 8 cvičebních jednotek byl zvolen na základě dříve provedených studií, zabývajících se tréninkem posturální stability (Gryc, 2011; Yashina et al., 2016). Doba trvání jedné cvičební jednotky byla stanovena na 30 minut dle doporučení výrobce Imoove (Lefeen s.r.o., 2016b). Trénink probíhal 2x týdně dle možností pracoviště. Cvičební jednotky byly sestaveny ze zásobníku cviků obsaženém v softwaru Imoove, tak aby stimuloval svaly celého těla, zejména pak svaly, podílející se na stabilizaci trupu.

Seznam použité literatury

- GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MAL., T., PAVLŮ, D. a H. STRACHOTOVÁ. Vliv celotělového vibračního tréninku na vybrané parametry posturální stability u hráčů plážového volejbalu. *Česká kinantropologie*, 2011, roč. 15, č. 3, s. 172-179.
- HATZITAKI, V., ZISI, V., KOLLIAS, I., a E. KIOUMOURTOZOGLU. Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior*, 2002, roč. 34, č. 2, s. 161-170.
- HUE, O., SIMONEAU, M., MORCOTTE, J., BERRIGAN, F., DORÉ, J., MARCEAU, P. a N. TEASDALE. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, 2007, č. 26, s. 32-38.
- LEFEEN S.R.O. *Imoove: Specifikace technologie Imoove k porovnání s ostatními systémy*. Praha, 2016a.
- LEFEEN S.R.O. *Imoove 300: Uživatelský manuál*. Praha, 2016b.
- NASHNER, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res*, 1976, roč. 26, s. 59-72.
- SCHMIDT, R. A. *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign: Human Kinetics, 1991.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN: 1211-2658.