

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Vliv celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu
u vybrané sportující populace**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracoval:

Bc. Hana Strachotová

Praha, březen 2011

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Poděkování patří paní Doc. D. Pavlů a panu Mgr. T. Grycovi za jejich trpělivé konzultace, rady i výtky. Dále bych chtěla poděkovat všem probandům za poctivý přístup ke cvičení a společně Mgr. E. Kovářové za propůjčení prostorů a strojů Power Plate.

Abstrakt

Název: Vliv celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu u sportující populace.

Cíle: Cílem této práce je srovnání vlivu celotělového vibračního tréninku na stabilitu lidského těla a posouzení možnosti využití této tréninkové metody ke zlepšení posturální stability u vybrané sportující populace.

Metody: 15 převážně plážových volejbalistů (sportovců) bylo randomizovaným výběrem rozděleno do dvou skupin. Experimentální skupina (n 8) kromě vlastních tréninků cvičila dvakrát týdně na přístroji Power Plate, zatímco kontrolní skupina (n 7) pokračovala v běžném tréninku plážového volejbalu. Experimentální skupina se účastnila celkem dvanácti cvičebních jednotek během šestitýdenní intervence. Hodnotili jsme směrodatnou odchylku a průměr hodnot výchylek COP v předozadním, medio-laterálním směru a celkovou dráhu COP. Pro tento účel jsme použily tlakovou plošinu Footscan.

Výsledky: Ze získaných výsledků vyplývá zřetelná tendence zlepšení posturální stability u plážových volejbalistů po šestitýdenní intervenci celotělovým vibračním tréninkem. Nejvýraznějšího zlepšení došlo v testech flamengo (stoj na jedné dolní končetině), ve kterém se celková dráha COP zmenšila u všech probandů na pravé dolní končetině a u šesti z osmi probandů na levé dolní končetině.

Klíčová slova: posturální stabilita, propriocepce, whole body vibration training, Power Plate

Abstract

Title: Influence of whole body vibration training on postural stability in selected sporting population

Objectives: The aim of this study is to compare the influence of whole body vibration training on the stability of the human body and assessing the possibility of using this training method to improve postural stability in selected sporting population.

Methods: 15 mainly beach volleyball players (athletes) were randomly assigned into two groups. Experimental group (n 8) in addition to their own training practiced twice a week on the Power Plate, while the control group (n 7) to continue the current practice of beach volleyball. The experimental group participated in a total of twelve units during the six-week exercise intervention. We reviewed the standard deviation and average values of COP displacements in the anteroposterior, mediolateral and overall direction of the COP path. For this purpose, we used pressure platform Footscan.

Results: The results indicate a clear trend to improve postural stability at the beach volleyball player after a six-week intervention, whole body vibration training. Improvement was most noticeable in tests Flamengo (standing on one leg), in which the total COP path decreased for all probands at the right lower extremity and in six of the eight probands in the left lower extremity.

Keywords: postural stability, proprioception, whole body vibration training, Power Plate

OBSAH

OBSAH	7
1. ÚVOD.....	9
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	10
2.1 Vibrace obecně.....	10
2.1.1 Lokální vibrace	13
2.1.2 Celotělový vibrační trénink – WBVT (Whole Body Vibration Training)	14
2.2 Působení vibrací z neurofyziologického hlediska.....	15
2.2.1 Potenciální mechanismy zvýšení neuromuskulární dráždivosti vyvolané WBVT	15
2.2.2 Využití celotělového vibračního tréninku.....	16
2.2.2.1 Svalová síla, výbušnost, flexibilita a odrazové schopnosti.....	17
2.2.2.2 Kardiovaskulární systém	18
2.2.2.3 Endokrinní systém	18
2.2.2.4 Posturální stabilita, balance, rovnovážné dovednosti	19
2.3 Nežádoucí účinky vibrací	20
2.4 Prevence a ochrana.....	21
2.5 Power Plate.....	22
2.5.1 Historie využití celotělového vibračního tréninku	22
2.5.2 Předpokládané účinky stroje Power Plate uvedené v uživatelského manuálu ..	23
2.5.3 Základní instrukce cvičení na stroji Power Plate.....	23
2.5.4 Struktura tréninku na stroji Power Plate	24
2.5.5 Kontraindikace cvičení na přístroji Power Plate	27
2.5.6 Technické parametry Power Plate	28
2.6 Posturální stabilita	29
2.6.1 Terminologie.....	29
2.6.2 Posturální stabilita z hlediska biomechaniky.....	30
2.6.3 Posturální stabilita z hlediska fyzioterapie	33
2.6.4 Řízení posturální stability	33
2.6.4.1 Výkonná složka	33

2.6.4.2	Senzorická (informační) složka	36
2.6.4.3	Řídící složka	40
2.6.5	Principy řízení posturální stability	41
2.6.6	Vliv psychiky na posturální stabilitu	44
2.7	Posturografie.....	44
3.	CÍLE, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY	48
3.1	Cíle práce	48
3.2	Úkoly práce	48
3.3	Hypotézy.....	48
4.	METODIKA PRÁCE	49
4.1	Metodologický princip (charakteristika práce)	49
4.2	Charakteristika souboru	49
4.3	Metodika měření posturální stability.....	50
4.4	Intervence.....	53
5.	VÝSLEDKY	55
6.	DISKUZE	67
7.	ZÁVĚR	71
8.	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	72
9.	PŘÍLOHY	78

1. ÚVOD

Posturální stabilita je důležitá ve všech věkových i výkonnostních etapách lidské populace. Bez zajištění správné postury se neobejdou nejen sportovci, ale všichni lidé všech věkových kategorií. Dysfunkce posturálního systému se projevuje například nekoordinovanými pohyby nebo zatěžováním pohybového ústrojí, které může vést k přetížení a následnému zranění.

Jako aktivní hráčka plážového volejbalu a fyzioterapeut si uvědomuji důležitou roli dobré funkce posturální stability, nejen vzhledem k podání nejlepších sportovních výkonů, ale především k prevenci zranění. Proto jsem využila možnosti vyzkoušet nový vibrační stroj a ověřit jeho možné účinky na posturální funkce. Pro tento účel jsem absolvovala odborné školení a získala tak certifikát umožňující vést tréninkové jednotky na vibračním stroji Power Plate.

V plážovém volejbalu je zapotřebí hned několika koordinačně náročných činností, jež posturální stabilita ovlivňuje. Myslím tím například stabilní postoj, rychlou změnu polohy, pohyb v písku představující nestabilní povrch, orientaci v prostoru a konečně i pády do písku. Dalšími koordinačně náročnými sporty jsou tanec, gymnastika, vzhledem k omezené ploše opory také bruslení, horolezectví, lyžování atd. Dobrá funkce posturální stability má velký podíl na výsledném úspěchu také u sportů, jako je například střelba a lukostřelba, či jezdeckví.

Tato diplomová práce je určena k ověření účinků celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu a jeho možného využití jako doplňku tréninkového programu u sportující populace, v našem případě plážových volejbalistů.

Největším úskalím při posuzování vlivu cvičení na zlepšení posturální stability je neustálená terminologie a různé výklady pojmů posturální stabilita, stabilizace, hluboký stabilizační systém apod. To ztěžuje a ovlivňuje interpretaci dat. Je také ovlivněna volba metodiky vyšetření či přístrojové možnosti. Je tedy důležité pro další výzkumy a jejich validitu sjednotit terminologii a přesně definovat dané pojmy.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

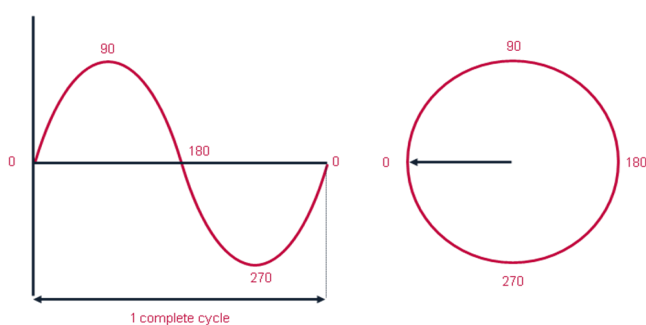
2.1 Vibrace obecně

Termínem vibrace označujeme rytmický kmitavý pohyb hmotných těles, jehož jednotlivé body oscilují kolem rovnovážné pozice. Vibrace jsou charakterizovány frekvencí (kmitočtem), amplitudou (rozkmitem) a zrychlením (Paráková et al., 2008).

Kmit – periodicky se opakující část kmitavého pohybu.

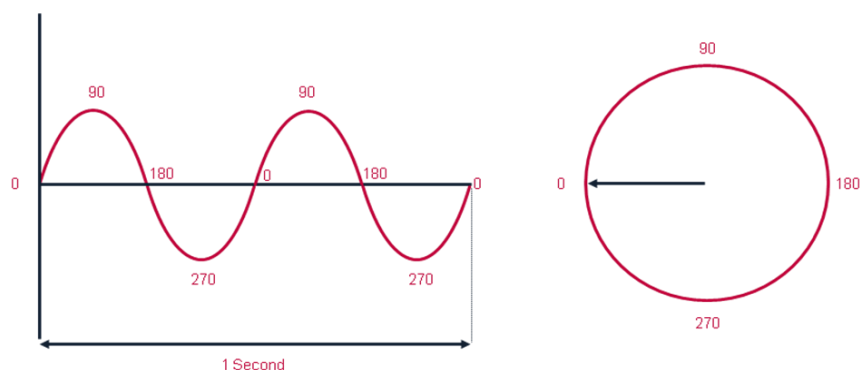
Perioda (T) – doba v sekundách [s], za kterou proběhne jeden kmit a oscilátor dospěje do stejné polohy jako v počátečním okamžiku.

Obr. č 1 Grafické zobrazení jedné periody



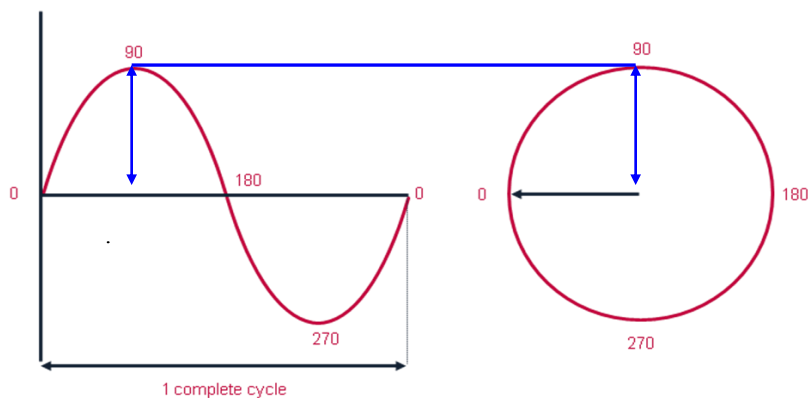
Frekvence (f) – vyjadřuje počet kmitů za jednu sekundu, jednotkou frekvence je Hertz [Hz].

Obr. č 2 Grafické zobrazení kmitání v čase



Amplituda (y) – je největší velikost okamžité výchylky (největší vzdálenost od rovnovážné polohy).

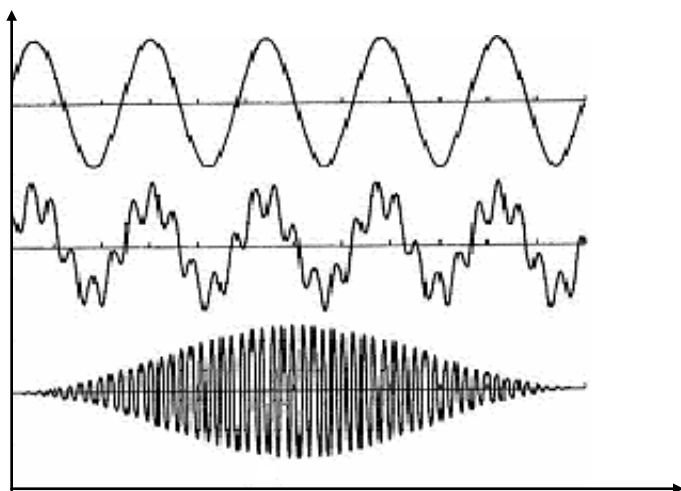
Obr. č 3 Amplituda – v grafu znázorněna modrou šipkou



Rozdělení vibrací

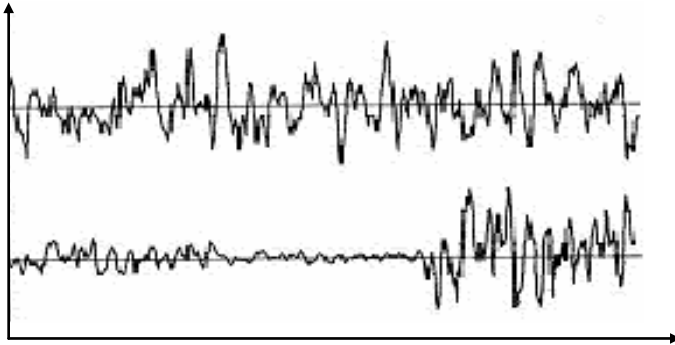
a) Harmonické vibrace (sinusové vibrace) jsou případ periodického kmitání, které má sinusový průběh

Obr. č 4 Příklad harmonických vibrací



b) Neharmonické vibrace vznikají skládáním kmitů o různé frekvenci. Bývají často příčinami zdravotních potíží spojených s vibracemi (Paráková, 2008).

Obr. č 5 Příklad neharmonických vibrací



(Lepil, 2007; Wikipedia.org; 2006)

Lidské tělo je neustále vystavováno vibracím z prostředí, například při jízdě dopravními prostředky, stavebních pracích, při práci s vibrujícími nástroji, či vibracím způsobeným silným akustickým polem. Tělo samotné můžeme brát jako mechanickou soustavu vykazující řadu rezonančních frekvencí a odezva organismu na účinek vibrací je závislá na délce působení, směru a intenzitě vibrací a je ovlivněna mnoha dalšími okolnostmi, jako je například postavení končetin, hlavy nebo celkový fyzický i psychický stav. Z toho vyplývá, že vnímání vibrací naším organismem je komplexní vjem zprostředkovaný hierarchií receptorů a dalších struktur i funkčních systémů nervového aparátu. (Jandák, 2007; Paráková et al., 2008). Problematika vibrací je velmi rozsáhlá, a ačkoli jsou známy a popisovány především nežádoucí vlivy vibrací (viz. kapitola 2.3), v poslední době se objevují také studie potvrzující pozitivní účinky cílených sinusových vibrací jak ve smyslu lokálního vibračního stimulu, tak v možnosti využití celotělových vibrací. Podrobněji se těmito možnostmi budu zabývat v kapitole 2.2.2.

Z hlediska působení na lidský organismus můžeme vibrace rozdělit na celkové a lokální, přičemž předmětem sledování v této práci budou celotělové vibrace a jejich využití v celotělovém vibračním tréninku (Whole body vibration training).

2.1.1 Lokální vibrace

Nejdříve byly lokální vibrace o vysoké frekvenci (80 – 120 Hz) využity ke studiu fyziologických funkcí svalového vřeténka (De Gail et al., 1966). Eklung a Hagbarth (1966) ve své experimentální práci definovali tonický vibrační reflex (dále TVR, viz níže). Na základě tohoto poznatku se později pozornost přesunula na možnosti medicínského využití lokálních vibrací a TVR k terapii poruch pohybového aparátu. Právě využitím vibrací jako cíleného aferentního stimulu se v 60. letech minulého století poprvé zabývali Eklung a Hagbarth (1966). Uvedli, že snížená aktivace proprioreceptorů (na základě snížené schopnosti pohybu při progresivní neuromuskulární nemoci) vede k částečné funkční deafferentaci, čímž ovlivňuje centrální stav mozkové aktivity. Během vibrací kosterních svalů dochází k aktivaci Ia aferentních vláken, které vedou k „dokonalé iluzi“ pohybu a aktivují se tak oblasti v parietálním a temporálním laloku. Na základě těchto úvah je možné terapeuticky přispět k uchování funkcí periferního a senzomotorického nervového systému u pacientů s poruchou centrální nervové soustavy (dále CNS), či dlouhodobě imobilizovaných.

V praxi bývá lokální vibrace využita především ke zlepšení motorické funkce a svalové síly hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláváním tonického vibračního reflexu (Eklung a Hagbarth, 1966). Své uplatnění našli i v terapii spasticity cestou reciproční inhibice vibrací antagonistického svalu za inhibice hypertonického svalu (Paráková, 2008).

Možností využití lokálních vibrací ve smyslu ovlivnění propriocepce se zabýval ve své práci Brumagne (1999), který poukázal na souvislosti mezi deficitem propriocepce v bederní části trupu a dysfunkcí svalových vřetének při chronických bolestech bederní páteře (low back pain, LBP). Prokázal změněnou aferentní informaci interpretovanou pacienty s chronickými bolestmi zad oproti zdravým probandům, pravděpodobně na základě chybně zpracované informace ze svalových vřetének ve vyšších etážích CNS. Využití vibrací na mm. multifidii pro zlepšení propriocepce se tak jeví jako vhodná terapie u pacientů s LBP.

Brunetti et al. (2006) ve své studii využívá vibrace jako stimul ke zlepšení propriocepce a posturální stability u pacientů po plastice předního zkříženého vazů (ligamentum cruciatum anterior - ACL). Výsledky této studie potvrzují zlepšení posturální stability (zmenšení celkové dráhy COP ve stoji na 1DK) a zvýšení

maximálních momentů aplikací lokálních mechanických vibrací (frekvence 100Hz, amplituda < 20μm) na šlachu m. quadriceps femoris na straně postižené dolní končetiny. ACL jako zdroj mnoha proprioreceptorů a kožních receptorů je důležitým senzoryckým orgánem, který podává informace o funkčním stavu kloubu. Poškození tohoto vazů úrazem a případně následnou rekonstrukční operací znamená poškození těchto receptorů a ztrátu důležitých informací, čímž snižují stabilitu kolenního kloubu a tím i posturální stabilitu celého osového orgánu (Moezy, 2010).

Z těchto a dalších studií vychází, že můžeme použít lokální vibrace jako facilitační i jako inhibiční techniku při terapii spasticity, neuromuskulární facilitaci, zlepšení svalové síly či ke zlepšení a hodnocení propriocepce.

2.1.2 Celotělový vibrační trénink – WBVT (Whole Body Vibration Training)

Celotělový vibrační trénink je relativně nová metoda neuromuskulárního tréninku, tzv. akceleračního tréninku, který využívá přenosu vibrací na tělo skrze vibrační plošinu (Moezy, 2008).

Základ dnešní akcelerační technologie položil profesor W. Biermann, který jako první poukázal na potenciál cyklických vibrací, skrz které studoval rytmické nervosvalové stimulační. V 60. letech 20. století byl akcelerační trénink původně používán a zkoumán v bývalém Sovětském svazu během výcviku kosmonautů, kteří tak mohli lépe čelit negativním účinkům mikrogravitace v průběhu pobytu ve vesmíru. V roce 1989 představil nizozemský olympijský trenér Guus van der Meer tuto technologii západní Evropě. Zájem o tuto metodu postupně roste a tím přibývají studie zkoumající vliv celotělových vibrací na pohybový aparát. V posledních letech jsou na základě výzkumu prokázány pozitivní účinky ve smyslu rozvoje svalové síly, flexibility, stability, zlepšení hustoty kostí, cirkulace krve, urychlení regenerace a zotavení (Fagnani et al., 2006; Kinser et al., 2007; Torvinen et al., 2002; Mahieu et al., 2006; Van Nes et al., 2004; Moezy et al., 2008; Bosco et al., 1998; Bosco et al., 1999; Cardinale, 2003; Lauper et al., 2009; Versuchen et al., 2004; Jacksob et al., 2008). Od roku 2003 jsou zařízení využívající WBVT zařazeny do tréninku pro vesmírné projekty americké agentury NASA (National Aeronautics and Space Administration, Národní úřad pro letectví a kosmonautiku).

2.2 Působení vibrací z neurofyziologického hlediska

Vibrace z hlediska působení na kosterní svalstvo představují mechanický povrchový stimul. Jeho fyziologický účinek je komplexní a zahrnuje působení v celé centrální nervové soustavě (CNS). Experimentálně jej můžeme detekovat v jednotlivých etážích od svalového vřeténka až po korovou projekci.

Mechanická vibrace aplikovaná na kosterní sval působí na primární anulospirální zakončení svalového vřeténka, které reaguje na změnu jeho délky. Silně myelinizovaná vlákna Ia vedou aferentní informace o rychlých dynamických změnách délky svalu, které CNS analyzuje jako narůstající délka svalu (Eklung, 1966; De Gail, 1966). Změny délky svalů způsobí přechodné snížení klidového napětí za vzniku tzv. receptorového depolarizačního potenciálu, který může mít dobu trvání až několik milisekund a amplitudu 0,1 až 10 mV. Tyto „malé“ potenciály se mohou „načítat“ s časově předchozími potenciály, dokud vzniklá depolarizace nepřesáhne prahovou hodnotu přibližně 20 mV, pak vzniká akční potenciál, který se může šířit po myelinovém vláknu rychlostí 70 – 120 m/s. Vzruchy postupují neuritem k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken až k jejich kontraktlním fibrilám, které se po příchodu vzruchu zkrátí podle známého „zašupovacího mechanismu“ mezi aktinovými a myozinovými molekulami a dojde ke kontrakci svalového vlákna (Véle, 2006; Trojan, 2003; Paráková, 2008).

Jinými slovy, vibrace vyvolávají kontrakci, tzv. tonický vibrační reflex (Eklung a Hagbarth, 1966). TVR je také schopný zvýšit nábor motorických jednotek skrze aktivaci nejen svalových vřetének, ale i polysynaptických drah. Tím se liší od monosynaptického vřeténkového reflexu (De Gail et al., 1966).

2.2.1 Potenciální mechanismy zvýšení neuromuskulární dráždivosti vyvolané WBVT

Na základě výsledků z předchozích studií je možné předpokládat, že WBVT zvyšuje svalovou sílu a výbušnost. Účinky WBVT jsou podobné účinkům silových a plyometrických cvičení. (Bosco et al., 1998; Bosco et al., 1999). Tyto cvičební programy pracují s nárůstem gravitačního zatížení a vyvolávají specifické adaptivní reakce v kosterním svalstvu jak ve smyslu nervovém, tak morfoloickém.

WBVT vytváří na základě vysoké akcelerace (zrychlení) stav tzv. „hypergravitace“ zvýšeného gravitačního zatížení (Bosco, 1998, Bosco et al., 1999). Mechanické působení vibrací produkuje rychlé a krátké změny v délce svalových vláken (Torvinen et al., 2003), na které reagují senzorké receptory modulující svalové napětí přes reflexní svalovou činnost gama systému. Mechanické vibrace přenesené na měkké tkáně vyvolávají aktivaci svalových vřetének a vedou k posílení napínacího reflexu (tzv. stretch reflex) přes Ia vlákna, které způsobí akutní zvýšení neuromuskulární výkonnosti (Cardinale and Pope, 2003).

Vibrace aplikované ať už přímo na svalové břicho, či svalovou šlachu (o frekvenci 100 - 200 Hz), nebo využití celotělového vibračního tréninku (10 – 50 Hz) vytvoří odpověď, tzv. „tonický vibrační reflex“ (Hagbarth and Eklung, 1985; Seidel, 1988). Vibrací vyvolaný TVR zahrnuje aktivaci svalových vřetének, zprostředkování nervového přenosu Ia drahami (Hagbarth, 1973) a aktivaci svalových vláken přes alfa motoneurony. TVR vyvolaný vibracemi je také schopný zvýšit nábor motorických jednotek prostřednictvím aktivace svalových vřetének přes polysynaptické dráhy, které způsobí zvýšení svalové činnosti. Během expozice WBVT kromě stimulace svalového vřeténka dochází také k ovlivnění Golgiho šlachového tělíska, kožních a kloubních receptorů. Informace z těchto receptorů umožňují facilitaci gama systému zvýšit citlivost primárních zakončení (Bosco, 1999).

2.2.2 Využití celotělového vibračního tréninku

Whole body vibration training využívá metodu, která vystavuje lidské tělo stojící na vibrační plošině mechanickým sinusovým vibracím. Tyto vibrace jsou charakterizovány směrem, amplitudou a frekvencí, která se pohybuje od 15 do 60 Hz. V poslední době získává WBVT značnou popularitu a je využíván v mnoha tréninkových programech vrcholových sportovců za účelem zvýšení svalové síly, obratnosti, výbušnosti a odrazových schopností, rovnováhových dovedností, flexibility atd. (Mahieu et al., 2006; Kinser et al., 2007; Bosco et al., 1999; Cochrane et al., 2004; Paradisis et al., 2007; Issurin and Tenenbaum, 1999). Svoji roli WBVT zastává i v rehabilitaci, například v terapii dysfunkce pánevního dna (Lauper et al., 2009), po plastice předního zkříženého vazy (Moezy et al., 2008), v terapii osteoporózy (Verchueren et al., 2004), či

zlepšení posturální stability jak u zdravých jedinců, tak u neurologických pacientů (Jackson et al., 2008; Bogaerts et al., 2007; van Nes et al., 2004).

2.2.2.1 Svalová síla, výbušnost, flexibilita a odrazové schopnosti

Celotělový vibrační trénink je určen frekvencí, amplitudou a dobou expozice. Studie zabývající se WBVT využívají různé frekvence, amplitudy i dobu trvání, přičemž výsledky ve smyslu vlivu na svalovou sílu jak statickou, tak dynamickou (neuromuskulární dráždivost) se různí. Rozhraní využívané frekvence je od 17 do 60 Hz, amplituda 1- 10 mm a doba celotělového vibračního tréninku se pohybuje od 10 sekund po 30 minut. (Cardinale and Lim, 2003; Cochrane and Stannard, 2005; Bosco et al, 1998; Torvinen et al, 2002; Versuchen et al, 2004; van Nes et al., 2004). Doposud nejsou sjednoceny názory na nejeфекtivnější rozsah frekvence, amplitudy a doby trvání pro nejvýhodnější využití vibrací ve vztahu k neuromuskulární dráždivosti a zvýšení svalové síly. Například Cardinale a Lim srovnávali účinky vibrací o frekvenci 20 a 40 Hz, přičemž ze studie vyplývá, že při frekvenci 20 Hz došlo ke 4% nárůstu v SJ (squat jump), zatímco při expozici 40 Hz došlo k úbytku v SJ i CMJ (counter movement jump), také Cochrane a Stannard (2005) pozorovali zvýšení CMJ o 8,1% při frekvenci 26 Hz a amplitudě 6 mm. Bosco et al. (1998) zaznamenal během desetidenního tréninkového programu (5 jednotek po 90 sekundách), při frekvenci 26 Hz zlepšení ve výskoku a svalové síle dolních končetin u vrcholových hráčů volejbalu. V další studii Bosco et al. (1999) udává o 200% vyšší EMG aktivitu m. biceps brachii během expozice vibracemi. Torvinen et al. (2002) zaznamenali signifikantní zlepšení ve výskoku (8,5%) po čtyřměsíční intervenci WBVT (25 – 30 Hz), kdy expozice vibracemi trvala 4 min. Versuchen et al. (2004) využívá frekvence 35 – 40 Hz, v tréninkové jednotce trvající 30 min. včetně zahřátí a závěrečného uvolnění, v této studii bylo také pozorováno zlepšení izometrické a dynamické svalové síly a posturální kontroly během šestiměsíčního tréninku 3x týdně u žen po menopauze. Ve srovnávací studii Mahieu et al. (2006) mezi „klasickým posilovacím“ tréninkem a WBVT poukázal ve výsledcích na výrazné zlepšení svalové síly dolních končetin ve srovnání se skupinou cvičící identické cviky bez vibrační plošiny u mladých lyžařů. Kinser et al. (2007) poukázal na možnost využití WBVT ke zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin, aniž by se snížila

výbušnost u mladých gymnastek. Na zlepšení flexibility, výskoku a explozivní síly u atletek poukázal ve své studii i Fagnani et al. (2006).

Z předchozích studií vyplývá, že WBVT by mohl být vhodný doplněk ve sportovní přípravě vrcholových sportovců, aktivně žijící populace i v rámci rehabilitačních programů.

2.2.2.2 Kardiovaskulární systém

Vzhledem k tomu, že se jedná o celotělové vibrace, logicky dochází i k ovlivnění ostatních tkání. Účinky vibrace se projevily také v kardiovaskulárním. Ačkoli studií zabývajících se touto problematikou je jen málo. Yue a Mester (2007) provedli modelovou analýzu předpovědi efektu WBVT na kardiovaskulární systém, resp. na cévy. Poukázali na možné benefiční účinky vibrací, které by mohly podporovat angiogenezi a dilataci cév, čím by se podpořilo prokrvení tkání, zrychlení metabolismu a zlepšení lymfatického oběhu. Na druhou stranu vyvstává riziko u pacientů s onemocněním koronárních a mozkových cév.

2.2.2.3 Endokrinní systém

Názory na hormonální odpověď na vibrační trénink nebyly doposud sjednoceny. Bosco et al. (2000) ve své studii poukázal na zvýšení hladiny testosteronu a růstového hormonu a snížení hladiny kortizolu bezprostředně po aplikaci WBVT. Tyto poznatky by mohly vést k využití WBVT k terapii obezity. Za účelem testování této hypotézy Di Loreto et al. (2004) provedl experiment, kdy zkoumal vliv WBVT (10 zdravých mužů, 10x 1 minuta, 30 Hz) na cirkulaci hladiny glukózy, inzulínu, glukagonu, HCG, kortizolu, adrenalinu, noradrenalinu a celkového testosteronu. Výsledky ovšem tuto hypotézu nepotvrdily. Došlo pouze ke snížení hladiny plazmatické glukózy, pravděpodobně utilizací v kontrahovaných svalech, a zvýšení hladiny noradrenalinu, zatímco ostatní parametry zůstaly nezměněny (Di Loreto et al., 2004). Vzhledem k malému počtu provedených studií nelze konkrétně stanovit přesné účinky WBVT na endokrinní a kardiovaskulární systém a je zapotřebí se jimi zabývat v dalších studiích. Nejen pro možnost jejich využití v terapii, ale také k eliminaci nežádoucích účinků.

2.2.2.4 Posturální stabilita, balance, rovnovážné dovednosti

Ačkoli se v posledních letech zvyšuje zájem o využití celotělového vibračního tréninku a v mnoha studiích byl pozitivní účinek na posturální stabilitu, balanční a koordinační dovednosti prokázán, jeho interpretace je složitá. Přesný účinek vibračních plošin na posturální stabilitu není doposud zcela znám. Napomáhá tomu také skutečnost, že měření schopnosti udržet tělo s jeho složitými biomechanickými vlastnostmi v rovnovážné poloze není jednoduchý úkol a samotná terminologie posturální stability není doposud ucelená.

Předpokládá se, že cestou vibračního stimulu o nízké frekvenci (20 – 50 Hz) z vibračních plošin přes dotykovou plochu těla dochází ke stimulaci hned několika receptorů. A to svalového vřeténka, Golgiho šlachových tělísek a kloubních a kožních receptorů (Bogaerts et al., 2007). Tyto propioceptivní informace z kůže, svalů, šlach a kloubů osového orgánu mají zpětnovazebnou povahu a jsou podkladem pro řízení stabilizace polohy a korekce pohybu (Véle, 2006). Vzhledem k zásadní úloze propiocepce v řízení posturální stability se zde naskytuje možnost ovlivnění posturální stability skrze aktivaci propioceptorů během WBVT.

Studii zkoumajících vliv WBVT na posturální stabilitu není mnoho a metody i výsledky výzkumů se velmi liší. Existuje však několik studií potvrzující pozitivní účinky WBVT na posturální stabilitu. Například Torvinen et al. (2002) zaznamenal 15,7% zlepšení balančních schopností u mladých zdravých jedinců po čtyřech minutách expozice WBVT. Moezy et al. (2008) ve své studii potvrdil hypotézu, že měsíční WBVT dlouhodobě zlepšuje propiocepci a posturální stabilitu u probandů po plastice předního zkříženého vazy. Boagerts et al. (2007) po dvanáctiměsíční intervenci starších zdravých probandů zaznamenal snížení frekvence pádů z nestabilní plošiny a zlepšení některých aspektů posturální stability. Ve studii Verschueren et al. (2004) došlo ke snížení výchylek v antero-posteriorním i medio-laterálním směru po volní abdukci a extenzi horních končetin. Pozitivní účinky WBVT ve smyslu zlepšení posturální stability u pacientů po cévní mozkové příhodě potvrzuje ve své studii Van Des et al. (2004).

2.3 Nežádoucí účinky vibrací

Vibrace působí nejen na tkáň v bezprostřední blízkosti vibračního stimulu, ale působí i na tkáň vzdálené a při současné míře teoretických poznatků i technologických možností dosud není možné tyto vzdálené účinky vibrace zcela adekvátně vyhodnotit a kvantifikovat (Paráková, 2008).

Ačkoli se v této práci zabýváme možnými pozitivními účinky vibrací, je nutné připomenout skutečnost, že jakékoliv dlouhodobější působení vibrací není pro lidský organismus vhodné. Vypovídá o tom také fakt, že v letech 1995 až 2005 tvořily vibrace téměř polovinu z „oficiálně uznaných“ nemocí z povolání způsobených fyzikálními faktory (Národní registr nemocí z povolání).

Ve většině případů způsobují nežádoucí účinky neharmonické vibrace, které mají náhodný charakter a utváří je více frekvenčních složek. Odezva organismu na účinek vibrací závisí na intenzitě vibrací, na délce působení vibrací na organismus a na způsobu přenosu vibrací na lidské tělo.

Základní dělení působení vibrací:

1. Celkové vibrace (1-1000Hz)

Na tělo se přenášejí například v dopravních prostředcích z vibrujícího sedadla, plošiny nebo v budovách. Způsobují únavu a následně zhoršení reakčního času na podněty. Při frekvenci kolem 5 Hz mohou vibrace v závislosti na kmitočtu způsobit rezonanci lebečních kostí, očí, hlavy, žaludku, plic atd. Dlouhodobá expozice celkovým vibracím a rázům ve spojení s vynucenou polohou se může projevit poškozením páteře. Dalším nežádoucím projevem takto přenášených vibrací jsou tzv. nemoci z pohybu neboli kinetózy.

2. Vibrace přenášené na ruce (8-1000Hz)

V tomto případě se jedná o místní vibrace přenášené na ruce při práci s různými nářadími (pneumatická kladiva, vrtačky, sbíječky, brusky, motorové pily apod.). Práce s vibrujícími nástroji vyžaduje aktivní svalovou práci horních končetin, skrz které se kvůli zvýšenému svalovému napětí omezuje útlum vibrací a ty se snadněji šíří rukou a předloktím do celé paže. Míru poškození dále ovlivňuje směr působení vibrací, postavení jednotlivých segmentů horní končetiny, váha a tvar úchopové části stroje a tím i síla stisku.

Onemocnění rukou dlouhodobým působením nadměrných vibrací:

- postižení kostí, kloubů, šlach a svalů - artróza, záněty šlach, zánět okostice
- onemocnění periferních cév - profesionální traumatická vazoneuróza
- postižení nervů – nemoci periferních nervů končetin

3. Vibrace přenášené zvláštním způsobem

Do této skupiny lze zařadit vibrace působící na hlavu, páteř, ramena, například z křovinořezů a postřikovačů. Zvláštním způsobem přenosu vibrací je prostřednictvím akustického pole. K tomuto přenosu dochází, dosáhne-li hladina akustického tlaku 120 dB, který způsobí bolest ve sluchovém aparátu (Pelcová, 2006; Jandák, 2007).

2.4 Prevence a ochrana

- Snížení akustické emise vibrací a zvýšení útlumu na cestě přenosu.
- Důležitý způsob je montáž vibrujících zařízení, např. uložení na předepsaných tlumících členech (pružiny, pěnová pryž, plovoucí podlaha).
- Pracovníci musí být chráněni před chladem a vlhkem (teplé pracovní oděvy a obuv, rukavice s omezeným přenosem vibrací, vyhřívané kabiny, sušárny oděvů).
- Poučenost o časných symptomech.
- Vyvarování se faktorům zhoršujících nemoc z vibrací (kouření).
- Snížení doby expozice a vkládání povinných přestávek, omezení pracovní doby s vibrujícími nástroji.
- Nácvik a správná technika práce.
- Snížení síly stisku a přítlak ruky na minimum.
- Preventivní lékařské prohlídky.

(Cardinale and Lim, 2003; Cochrane and Stannard, 2005; Bosco et al., 1998; Torvinen et al., 2002; Versuchen et al., 2004; van Nes et al., 2004; Moezy et al., 2008)

2.5 Power Plate

Jedním ze strojů využívajících celotělové vibrace je Power Plate, který byl použit v rámci intervence v této diplomové práci. Další z možných strojů, které využívají WBVT jsou například Fitvibe, Galileo, MaxuVibe, Vibrogym, Power Max aj.

Power Plate je stroj, který využívá sinusových harmonických vibrací. Primárně se využívá vertikálního vychýlení (70%), vychýlení plošiny v sagitální a frontální rovině je o mnoho menší (30%). Vibrační plošiny využívají gravitačního zrychlení (akcelerace), které vzniká ve vertikální rovině, čímž vzniká zvýšené „gravitační prostředí“ pro trénink. Princip využití akcelerace se řídí pohybovým zákonem Isaaca Newtona, který říká, že síla tělesa se rovná hmotě násobeném zrychlením.

Rovnice akcelerační síly:

$$F_a = m \times a$$

F_a – akcelerační síla, m – hmotnost, a – zrychlení

2.5.1 Historie využití celotělového vibračního tréninku

Přestože se vibrační technologie může jevit jako úplná novinka, první implementace vibrací pro zlepšení funkce lidských svalů a výkonu se datuje od dob starého Řecka, kde se používaly speciální přístroje s jednosměrnými vibracemi. Užití celotělových trojrozměrných vibrací, se začalo formovat až v průběhu 20. století.

Výzkumem vibračního efektu na lidské tělo se poprvé zabýval východoněmecký profesor Biermann, který v roce 1960 využil vibrační technologii, aplikovanou na ruských kosmonautech, čelících během pobytu ve vesmíru značnému úbytku svalové hmoty a kostní denzity.

Vibrační plošinu sestrojil Guus van der Meer, trenér nizozemského olympijského týmu, který proslul jako inovátor v oblasti cvičení a trénování atletů. Van der Meer se snažil nalézt způsoby, jak zdokonalit přípravu a výkonnost vrcholových atletů. Zveřejnil výzkum, ve kterém se zabýval vibračním tréninkem a v roce 1999 představil tuto technologii západní Evropě. Od roku 2003 je toto zařízení zařazeno do tréninku pro vesmírné projekty americké agentury NASA.

2.5.2 Předpokládané účinky stroje Power Plate uvedené v uživatelského manuálu

- podpora nervosvalových funkcí
- zvýšení svalové síly, výbušnosti a odrazových schopností
- zlepšení flexibility a rozsahu pohyblivosti
- zlepšení rovnováhy a koordinace
- zvýšení hustoty kostní tkáně
- zvýšení cirkulace krve
- urychlení zotavení a regenerace

(Boagerts et. al., 2007; Bosco et.al., 1998; Bosco et al., 1999; Torvinen et.al., 2002; Mahieu et al., 2006; Kinser et al., 2007; Cochrane et al., 2004; Paradisis et al., 2007; Issurin and Tenenbaum, 1999; Lauper et al., 2009; Moezy et al., 2008; Verchueren, 2004; Jackson et al., 2008; van Nes et al., 2004; Fagnani et al., 2006; Yue and Mester, 2007).

2.5.3 Základní instrukce cvičení na stroji Power Plate

Při cvičení je velice důležité správné držení těla a pozice, kterou zaujmeme na vibrační plošině, proto je nutné, aby tréninková lekce probíhala pod dohledem instruktora a nedocházelo tak k nežádoucím efektům, které by mohl trénink způsobit.

Základní instrukcí je správný stoj, váha by měla být rozložena rovnoměrně na celých chodidlech nebo na přední polovině chodidel, nikdy ne na patách. Ve vertikální poloze nesmí být kolena „uzamčená“ v plné extenzi, ale v mírné semiflexi (obr.č. 5). Madla slouží pouze jako opora pro lepší stabilitu. Před prvním cvičením by mělo dojít k základní instruktáži klienta a osvojení si základních pravidel cvičení na Power Plate, které obsahuje i adaptaci na vibrace. Jednou z možností je při nízké frekvenci např. 30 Hz položit jedno chodidlo na plošinu, dolní končetiny vystřídat a poté se postavit na plošinu na špičky s mírně pokrčenými koleny. Pokud se dostaví po tréninkové jednotce mírné bolesti hlavy, či přímo během cvičení chvění v hlase a pocity chvění v očích, je to příznak nesprávné polohy. Tyto nepříjemné pocity lze odstranit korekcí stoje, a to většinou přenesením váhy vpřed.

Obr. č 6 Správný stoj na vibrační plošině



Během cvičení, při kterém stojí uživatel na vibrační plošině, se doporučuje obuv s gumovou podrážkou, či použít umělou podložku, která patří k vybavení Power Plate v případě cvičení naboso. Umělou podložku se doporučuje používat vždy, když je ve styku s vibrační plošinou jakákoliv část těla.

2.5.4 Struktura tréninku na stroji Power Plate

Struktura tréninku je podobná jakémukoli jinému typu kondičního cvičení. Nejprve začínáme s jednoduchými a krátkými lekceci a poté, co si zvykneme na vibrace, můžeme postupně přidávat zátěž. Začínáme s nízkou intenzitou, nízkou frekvencí a v krátkých časových intervalech. Postupem času se doba a intenzita tréninku zvyšuje tak, aby nedošlo k přetížení.

Jednotlivé části tréninku:

1. Příprava k pohybu

- warm up
- protažení

Tato fáze slouží jako příprava organismu k pozdějšímu intenzivnějšímu zatížení.

Tabulka č. 1 Doporučené nastavení pro fázi Příprava k pohybu

Pohybová příprava	Čas (s)	Frekvence (Hz)	amplituda	počet	odpočinek
myofasciální	60	35	Low-High	1-2	0
Pasivní	30	30	Low	1-2	0
aktivní	30	30	Low	1-2	0
dynamická	30	30	Low	1-2	0

2. Stabilita a koordinace

Stabilita a koordinace vyžadují velké množství nervosvalových funkcí a spojení. Stabilita a koordinace celého těla je klíčová pro dosažení maximálních výsledků.

Tabulka č. 2 Doporučené nastavení pro fázi Stabilita a koordinace

Stabilita a koordinace	Čas (s)	Frekvence (Hz)	amplituda	počet	odpočinek
Statická	30	30	Low	1-2	1:2
Statická/dynamická	30	30	Low	1-2	1:2
dynamická	30	30	Low	1-2	1:2
integrovaná	30	30	Low	1-2	1:2

3. „Core“ – trup

Silný a stabilní trup je základem všech silových a kondičních programů, neboť vytváří nutný předpoklad ke správnému provedení všech pohybů v kinetickém řetězci.

Tabulka č. 3 Doporučené nastavení pro fázi „CORE“ - trup

„Core“ - trup	Čas (s)	Frekvence (Hz)	amplituda	počet	odpočinek
Rovnováha a stabilita	45 - 60	25 - 30	Low	1-2	1:1
Síla	30	30 - 40	High	1-2	1:0,2

4. Síla a výbušnost

Acceleration Training výrazně zlepšuje statickou, dynamickou a výbušnou sílu i odrazové schopnosti. Podporuje nárůst svalové hmoty a zvýšení počtu motorických jednotek svalů účastnících se pohybu.

Tabulka č. 4 Doporučené nastavení pro fázi Síla a výbušnost

Síla a výbušnost	Čas (s)	Frekvence (Hz)	amplituda	počet	odpočinek
Rozvoj síly	30 - 45	30 - 40	Low - High	1 - 5	1:1/2
Vytrvalostní síla	30 - 60	30 - 40	Low - High	2 - 3	1:1/2, 1/3

5. Zotavení a regenerace

Jakékoli cvičení je pro organismus zátěží, která může být stimulem k pozitivní změně, a to za předpokladu, že je tělu věnovaný dostatečný čas k adaptaci. Zotavení a regenerace je nezbytným faktorem k dosažení požadované adaptace. Součástí zotavení a regenerace jsou důležité i další faktory, jako je například výživa, hydratace a spánek.

Tabulka č. 5 Doporučené nastavení pro fázi Zotavení a regenerace

Zotavení a regenerace	Čas (s)	Frekvence (Hz)	amplituda	počet	odpočinek
Před cvičením	30 - 60	35 - 40	Low - High	2 - 3	0
Po cvičení	60	35 - 40	Low - High	2 - 3	0

Správné stupňovité zvyšování intenzity je velice důležité pro efektivitu tréninku. Změnu intenzity lze provádět pomocí:

- doby cvičení
- doby odpočinku
- počtu cvičení
- frekvence
- amplitudy
- počtu lekcí
- náročnosti cviků
- komplexnosti pohybu a doprovodných pohybů (aktivní pohyb versus výdrž v dané pozici)
- přidáním externí zátěže (pásy, činky, medicinbal)

Přesný způsob, jak kombinovat výše zmíněné ukazatele, je celek, který je závislý na individuálních a tréninkových cílech klienta.

Obecně platí, že pro vytrvalostní trénink, pohybovou přípravu, balanci či flexibilitu se délky tréninkových jednotek a jednotlivých cviků prodlužují (60 sekund), zatímco

doba odpočinku se zkracuje (30 sekund). Pro tento typ tréninku se používá převážně nízká amplituda s nižší frekvencí (25 – 35 Hz).

Pro statickou, dynamickou a výbušnou sílu se zpravidla trvání jednotlivých cviků zkracuje a naopak doba odpočinku prodlužuje (1 – 4 minuty). Využívá se vyšší frekvence, někdy i větší amplitudy.

Počet lekcí se doporučuje na 2 – 3 lekce týdně a mezi jednotlivými jednotkami by měl být minimálně jeden až dva dny odpočinku. Celá tréninková jednotka by neměla na přístroji Power Plate přesáhnout 30 minut.

2.5.5 Kontraindikace cvičení na přístroji Power Plate

Účinek vibrací může působit i negativně a to zejména při určitých zdravotních potížích. Proto je velmi důležité, před zahájením tréninku na Power Plate, znát i kontraindikace. U některých onemocnění je kontraindikace relativní. V těchto případech je nutné konzultovat možnosti cvičení na Power Plate s lékařem.

Relativní kontraindikace (jen po konzultaci s lékařem):

- epilepsie
- srdeční arytmie
- onemocnění srdeční chlopně
- kardiovaskulární onemocnění
- onkologická onemocnění (v období 5 let po úplném vyléčení)
- Parkinsonova choroba

Absolutní kontraindikace

- akutní zánět, infekce, horečka
- akutní popáleniny
- akutní fáze revmatické artritidy
- akutní migréna
- pooperační stavy
- implantáty páteře a náhrady kloubů, kardiostimulátor, nitroděložní antikoncepční tělísko
- těhotenství
- žlučové a ledvinové kameny
- hluboká žilní trombóza

- kýla
- těžký diabetes
- dysfunkce sítnice

(uživatelský manuál, osobní sdělení)

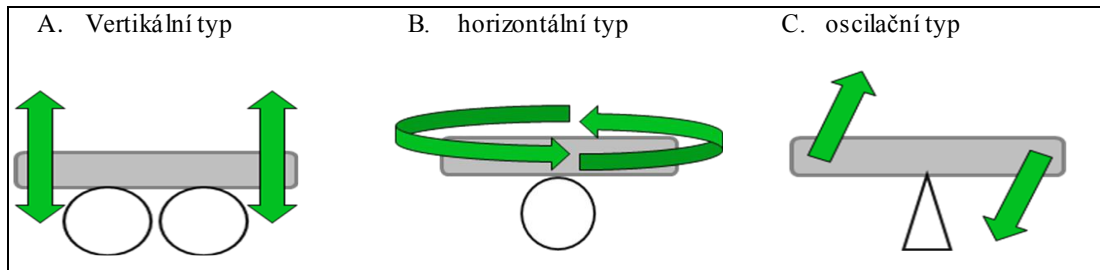
2.5.6 Technické parametry Power Plate

Přístrojů, které využívají vibrační technologie je v posledních letech na trhu mnoho. Díky komercializaci se stává WBVT stále populárnější především ve fitness sféře, ovšem své uplatnění nachází i v rehabilitaci. Přístroje se liší nejen v ceně, designu, ale především ve způsobu přenosu vibrací z vibrační plošiny na lidské tělo.

Existují tři základní technologie využívající vibrace:

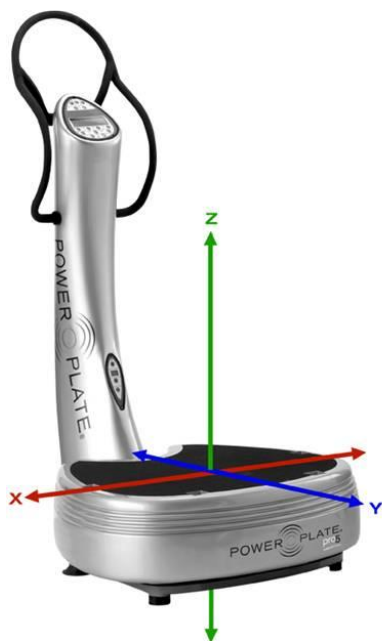
1. typ vertikální – Power Plate, Vibrogym, Fitvibe
2. typ horizontální – Power Max, ProForm Activator V7
3. typ oscilační – Galileo, MaxuVibe

Obr. č 7 Schématické zobrazení působení vibrací na přístroji



Přístroj Power Plate je vertikálního vibračního typu. Tato technologie využívá vibrace především ve vertikální rovině, ale také oscilace v horizontální a sagitální rovině (obr. č. 8).

Obr. č 8 Roviny působení vibrační stroje Power Plate



- vertikální rovina (kranio-kaudální), osa Z z diagramu
- sagitální rovina (zepředu dozadu), osa X z diagramu
- frontální rovina (zprava doleva), osa Y z diagramu

Základní části a příslušenství Power Plate

Přístroj Power Plate se skládá z **vibrační plošiny**, která vibruje v rozhraní 25 – 50 Hz s nastavitelnou nízkou (2 – 3 mm) a vysokou (4 – 6 mm) amplitudou. Dva **displeje**, zobrazující čas, frekvenci, amplitudu a další ovládací tlačítka, se nachází na vrchu a ve spodní části „**těla**“ přístroje. Na tělu jsou připevněna **madla**, která slouží k opoře při udržování stability. Přístroj je vybaven také dvěma **nepružnými pásy**, přes které se vibrace přenášejí na horní končetiny a lze je použít jako modifikaci externí zátěže navíc. Na vibrační plošinu lze použít **gumovou podložku** v případě, když na stroji cvičíme naboso, nebo se dotyk s vibrační plošinou uskutečňuje například přes horní končetiny, nebo na podložce ležíme.

2.6 Posturální stabilita

2.6.1 Terminologie

Problematika posturální stability je velmi složitá. Největším úskalím při posuzování stavu posturální stability je neucelená terminologie a různé výklady pojmů jako posturální stabilita, rovnováha, stabilizace, balance apod. To ztěžuje a výrazně

ovlivňuje interpretaci dat. V následujících kapitolách se pokusím popsat posturální stabilitu jak z hlediska biomechanického, tak z pohledu fyzioterapie.

Postura, posturální stabilita, rovnováha, balance, atituda

Posturu lze definovat jako zaujatou polohu těla v klidu, která je realizována především axiálním systémem sloužícím k udržení vzpřímeného držení těla v gravitačním poli, neboli udržení neměnicí se polohy vůči měnícímu se vnějšímu prostředí.

Posturální stabilita je funkční celek zajišťován aferentními i eferentními systémy CNS, exterocepcí, propiocepcí, vestibulárním systémem, zrakovým i sluchovým aparátem, který má zajišťovat vzpřímené držení u člověka, reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a nebo neřízenému pádu (Žujová a Vařeka, 2003).

Pojmy **rovnováha** a **balance** označují soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability (Vařeka, 2002).

Atituda je zvláštní případ postury. Postura je nejen na začátku a na konci jakékoliv cíleného pohybu, ale je také jeho součástí a základní podmínkou, kterou vystihuje známý výrok Magnuse: „Posture follows movement like a shadow (postura doprovází pohyb jako stín)“. Atituda zde tedy představuje posturu nastavenou tak, aby bylo možné provést naplánovaný pohyb. Posturu a pohyb považujeme za dvě stránky téhož procesu. Obě spolu úzce souvisí a jedna předchází druhé (držení, pohyb, držení) (Véle, 1995; Véle, 2006).

2.6.2 Posturální stabilita z hlediska biomechaniky

Termín stabilita se technicky používá při popisu pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly. Vzhledem k tomu, že tělo nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa a jeho tvar je proměnlivý, je pro udržení stabilní polohy těla a jeho „polotekutého tělesného obsahu“ zapotřebí činnost svalů řízených z CNS. Zjednodušeně jde o neustálou stabilizaci postury, tzn. o udržení dané konfigurace pohyblivých částí (Véle, 2006). Lidské tělo ve vzpřímeném držení na obou dolních končetinách je ze své biomechanické podstaty velmi nestabilní systém, tvořený

množstvím segmentů. Nestabilita je mimo jiné dána tím, že jde o případ labilní rovnováhy - "obráceného kyvadla" - s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002).

Kvalitu vzpřímené polohy můžeme hodnotit několika způsoby. Buď posouzením tvaru a polohy jednotlivých segmentů (především optické metody) nebo sledováním projevů korekčních mechanismů (např. EMG, stabilometrie). Optické metody jsou obvykle založeny na schopnosti analyzovat prostorové uspořádání a tvar v daném okamžiku či v průběhu času. Elektromyografie dovoluje sledovat aktivitu svalů, které se podílejí na zajištění vzpřímené polohy. Stabilometrické vyšetření, analyzující změny polohy průmětu těžiště celého těla v čase do opěrné plochy, vypovídá o schopnosti celého funkčního komplexu (řídící i výkonové složky) zajistit požadovanou vzpřímenou polohu (Otáhal, 1999).

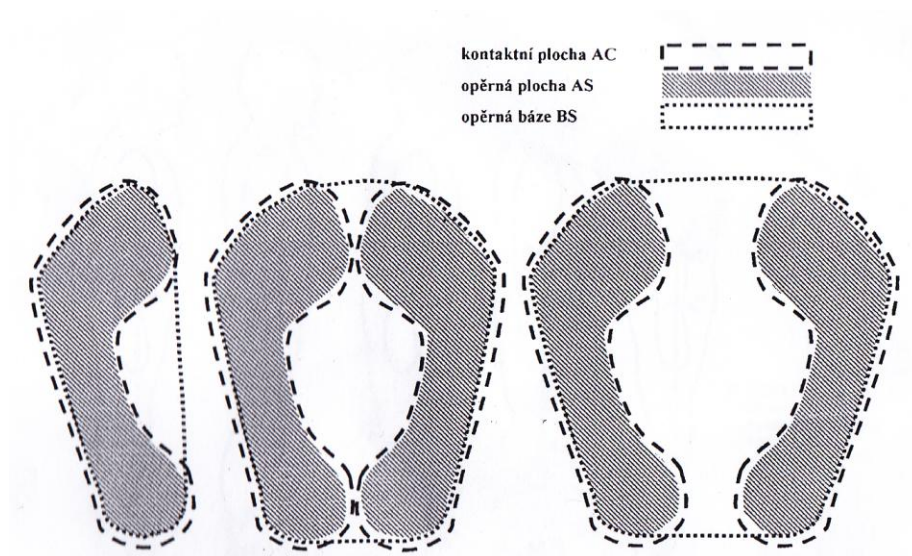
Pro správné pochopení udržování těla v rovnovážné poloze je třeba si nejdříve vysvětlit pojmy týkající určování těžiště v gravitačním poli.

AS (Area of Support, opěrná plocha) vs. **AC** (Area of Contact, plocha kontaktu) vs. **BS** (Base of Support, opěrná báze).

Při stoji na jedné končetině BS odpovídá AS, při stoji rozkročném se BS zvětšuje při nezměněném AS, při vzporu ležmo (klik) je rozdíl maximální. Při aktivní opoře a kontrole posturální stability nelze využít celou AC, AS je tedy pouze tou částí AC, která je aktuálně využita k vytvoření BS. Véle (2006) popisuje opěrnou bázi jako sustentační polygon spojující vpředu baze metatarzů, po stranách laterální okraje nohou a vzadu. Jednoduše lze vztah AC, BS a AS vyjádřit vzorcem: $BS \geq AC \geq AS$ (obr. č. 7).

Změny BS mají prostřednictvím propriocepce a exterocepce vliv na řízení posturální stability a odráží se v chování posturálního systému (Vařeka, 2002).

Obr. č 9 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze



COM (Centre of Mass, těžiště) je hypotetický „hmotný bod“, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. COM lze stanovit pomocí experimentálních, grafických nebo matematických metod, jako průměr COM všech segmentů. COM bývá zaměňováno za COG, v případě sledování pohybu pouze v horizontální rovině není tato záměna zásadní chybou.

COG (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (BS), přičemž se při statické poloze (stoj, sed apod.) COG musí nacházet v BS. Na tomto principu stojí dle Pfeiffera tzv. „rovnovážné reakce“. Jestliže se COG ocitne mimo základnu (BS), není již z biomechanického hlediska možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil (svalové síly subjektu). Jediným možným řešením je změna BS přemístěním AC tak, aby se COM (těžiště) opět ocitlo nad BS a COG v ní.

COP (Centre of Pressure) je působíště vektoru reakční síly podložky, které se měří na stabilometrických plošinách jako je například Kistler či footscan. Výsledkem je graf zobrazující trajektorii nebo plochu opsanou COP během dané doby. Vztah amplitudy a frekvence COP a COM je velmi těsný a byl opakovaně prokázán (Riach, 1994), přesto je nelze zaměňovat. COP a COG je shodné pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Poloha COP je u člověka ovlivněna nejen polohou těžiště, ale také např. aktivitou svalstva bérců. Vždy je ale tato svalová aktivita řízena činností CNS tak, aby **těžiště procházela opěrnou bází (BS) a COG zůstávalo v BS** (Vařeka, 2002).

Podle Véleho (1995) je variabilita křivky **úměrná stabilizační schopnosti**

posturálního systému. Čím hůře vyšetřovaný udržuje stabilitu, tím větší budou posuny COP a tím i jednotlivé parametry měření (Tropp and Odnerick, 1988).

2.6.3 Posturální stabilita z hlediska fyzioterapie

Schopnost udržení rovnováhy lidského těla je základní motorickou schopností, kterou zajišťuje složitý regulační systém, jež je výsledkem souhry analyzátorů, pomocí kterých vnímá člověk své okolí, a procesů centrální nervové soustavy, která integruje a zpracovává získané informace a na základě toho umožňuje tvořit adekvátní svalové odpovědi (Hatziaky et al., 2002).

Posturo nazýváme postoj, držení, aktivní polohu těla. Je zajištěna svalovou aktivitou, vyvolávající určitý minimální pohyb, korigující výchyly těžiště těla.

Posturální systém udržuje danou polohu, účastní se řízení pohybu a udržování plynulosti konkrétních pohybových aktivit. Jako celek je neustále aktivní. Celková úroveň posturální stability je dána mírou excitability posturálního systému (Véle, 1995).

2.6.4 Řízení posturální stability

Stabilita těla je ovlivněna různými podmínkami, a to biomechanickými (gravitace, hmotnost, výška těla, struktura segmentů, vlastnosti oporné plochy apod.), psychologickými (únava, psychický stav), či enviromentálními (např. množství světla) (Mikolajec a Rzepka, 2007). Pro zajištění posturální stability mají zásadní význam tři složky: **řídící, výkonná a senzorická**. Přičemž řídící funkci zajišťuje centrální nervová soustava a výkonnou složku muskuloskeletální systém, tedy kosti, svaly a ligamenta. Senzorickou složku představují především propriocepce, zrak a vestibulární systém (Vařeka, 2002; Véle, 2006).

2.6.4.1 Výkonná složka

Výkonnou složku v řízení posturální stability představuje muskuloskeletální systém – tedy svaly, kosti a ligamenta.

Muskuloskeletální systém je základnou pro rovnovážné reakce, užívané v řízení

posturální stability. Na zachování stability pohybového systému se podílí svalový systém jako celek. Zatímco posturální systém udržuje zaujatou polohu a brání její změně, lokomoční systém prosazuje naopak změnu polohy proti jejímu udržování. Ačkoli oba systémy pracují proti sobě, jeden bez druhého se neobejde a vzájemně se ovlivňují. Omezení v síle, rozsahu a koordinaci pohybu vede ke změnám v provedení normálních pohybových stereotypů i ke změnám postury. Nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou, vzniklý nepřesným či nevhodným nastavením výchozí polohy, či při vadném držení těla, může vést od zhoršení pohybového efektu a přetížení pohybového aparátu až k poranění.

Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťována převážně aktivitou autochtonní muskulatury osového aparátu a akrálními svaly dolní končetiny. Při horší stabilitě se viditelně aktivují větší svalové skupiny, jako například lýtkové a bércevé svaly, jejichž činnost lze pozorovat jako „hru šlach“. Při dalším zhoršení stability se aktivují svaly stehenní a později i dlouhé svaly trupu. Se stoupající instabilitou se zvyšuje podíl hmotnějších svalových skupin.

Suchomel (2006) ve své práci uvádí příklad možného rozdělení svalů podílejících se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze na „lokální“ a „globální“ stabilizátory, lišící se jak v uložení, funkci, tak i metabolismu. Na podobném principu můžeme najít diferenciaci i u Véleho, který popisuje krátké, slabé, hluboko uložené **tonické svaly** jako **shunt muscles** neboli stabilizační svaly (lokální stabilizátory), jejichž úlohou je zajištění stability segmentální. Slouží k udržení polohy v kloubu s tahem působícím v ose pohybového segmentu. Naopak **spurt muscles**, záběrové svaly (globální stabilizátory), zastupují delší silné, povrchněji uložené svaly **fázické povahy** s tahem působícím kolměji k ose pohybového segmentu. Jsou hlavním zdrojem síly pro pohyb nebo korekci polohy. Véle navíc do svalů zajišťujících posturální stabilitu zařadil i svaly pletence ramenního a pánevního.

Tabulka č. 6 Příklad dělení svalů podle jejich se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze (Suchomel, 2006; Věle, 2006)

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis	m. musculus obliquus internus et externus
mm. multifidi a rotatores	m. iliopsoas
mm. intertransversarii	m. quadratus lumborum (ilocostální část)
mm. interspinales	m. rectus abdominis
m. longissimus pars lumbalis	m. musculus obliquus internus et externus
m. iliocostalis lumb. pars lumbalis	m. iliopsoas
m. obliquus abdominis internus	m. quadratus lumborum (ilocostální část)
m. psoas maior	m. rectus abdominis
m. supraspinatus,	m. longissimus pars thoracica
m. infraspinatus	m. iliocostalis lumb. pars thoracica
m. subscapularis	m. latissimus dorsi
mm. obturatorii, mm. gemelli, m. quadratus fem., m. piriformis	m. gluteus maximus, m. biceps femoris

Je nutné dodat, že dogmatické rozdělení by nebylo správné vzhledem k tomu, že některé tonické svalové skupiny se mohou za určitých, často nefyziologických, podmínek přeměnit na svaly fázičké povahy (Suchomel, 2006). Rozdělení je však opodstatněné i z hlediska ontogeneze (Kolář, 2006) a pomáhá lepší orientaci v posturální funkci svalů i při terapii pohybového systému.

Tabulka č. 7 Vlastnosti „lokálních“ a „globálních“ svalů (Suchomel, 2006)

	Lokální stabilizátory (Shunt muscles)	Globální stabilizátory (Spurt muscles)
Anatomie	intersegmentální průběh	často multiartikulární průběh
histologie	„tonické“ motorické jednotky	„fázičké“ motorické jednotky
E metabolismus	více mitochondrií, oxidativní metabolismus, nižší unavitelnost	málo mitochondrií, glykolytický metabolismus, vyšší unavitelnost
funkce	anticipace, propriocepce, lokální, segmentální stabilizace	pohyb nebo korekce polohy, převod sil a zatížení mezi končetinami a trupem

2.6.4.2 Senzorická (informační) složka

Informační složka je velmi důležitým článkem v řetězci regulace pohybu či postury. Řídící centra zpracovávají informace prakticky ze všech sensorických soustav. Většina autorů se shoduje, že největší význam pro zajištění posturální stability mají především propriocepce, vestibulární aparát a optomotorická afarentace. Další informace jsou získávány z často opomíjené exterocepce. Například informace z Ruffiniho a Maissnerových tělísek slouží, kromě jiného, k identifikaci míst s různým zatížením a tedy i polohy COP (Králíček, 2002; Véle, 2006; Vařeka, 2006).

Požadavkem posturálního řízení je organizace tří fyziologických systémů, které dávají informace o pozici těla ve vztahu k podložce a gravitaci. Jelikož ani jeden systém nevnímá pohyby centra tělesné hmoty, vyvozuje se tato informace z kombinace všech tří výše uvedených systémů. Možnost více vstupů pro posturální kontrolu dovoluje, aby byla schopnost orientace i v situacích, kdy jeden smysl není k dispozici např. vyřazení optického signálu ve tmě nebo z důvodu patologie v systému.

Práce různých autorů se liší ve významnosti těchto složek na stabilitu stoje, avšak experimentální práce potvrzují, že rozhodující podíl při udržení posturální stability v klidném stoji má především propriocepce (Simoneau et al., 1995).

Smyslové signály nedávají jen základní informace pro CNS o pohybech tělesné hmoty, ale také přispívají k vědomému a nevědomému vnímání stability. Posturální řízení udržuje těžiště tělesné hmoty v hranicích stability určených mechanickými omezeními, které jsou dány individuálním vnímáním pacienta a uspořádáním prostředí. Vnímání mezi stability je důležité, a přímo závislé na výběru posturálních strategií.

Vliv proprioceptivních a exteroceptivních informací

Propriocepce

Propriocepce je multisenzorická činnost smyslů, zprostředkovaná mnoha typy senzitivních neuronů. Receptory, které umožňují detekovat vzájemnou polohu a pohyby jednotlivých částí těla, označujeme jako proprioceptory. Proprioceptivní informace ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu mají zpětnovazebnou povahu a jsou podkladem pro řízení stabilizace polohy a korekce pohybu. Nejvíce proprioceptivních informací přichází především z krční páteře a z dolních končetin.

Svalové vřeténko:

Je hlavním proprioceptivním orgánem svalu, který registruje změnu jeho délky a rychlosti změny délky. Intrafuzální vlákna svalového vřeténka mají vlastní motorickou inervaci zprostředkovanou gama motoneurony. Informace ze svalového vřeténka vstupuje zadními kořeny do míchy a vytváří přímé, monosynaptické excitační spojení s alfa motoneurony téhož svalu - zakončuje reflexní oblouk myotatického reflexu. Míšní neuronovou sítí se vzruchy šíří k neuronům antagonisty, jehož funkci inhibují. Přes komisurální dráhy proniká aktivita i do druhé strany míchy, kde druhostranného agonistu inhibuje a antagonistu facilituje. Excitabilita neuronů je nastavována přes formatio reticularis a dále přes mozeček, který jemně doladuje úroveň excitability motoneuronů a tím je řízena pohybová koordinace.

Golgiho šlachové tělísko:

Je podobným proprioceptivním receptorem jako svalové vřeténko ve svalu. Golgiho šlachové tělísko snímá tah na šlaše svalu a aktivuje se protažením šlachy, ovšem napětí na šlaše musí být podstatně vyšší, než je nutné k podráždění svalového vřeténka. Aktivita tohoto receptoru se šíří podobným způsobem jako aktivita svalového vřeténka. Jeho funkce je však opačná; vlastní sval inhibuje a jeho antagonistu facilituje. Druhostranného agonistu facilituje a jeho antagonistu inhibuje. Aferentní nervová vlákna šlachových tělísek mají buňky ve spinálních gangliích. Axony těchto buněk jdou k míše a prostřednictvím interneuronů tlumí aktivitu alfa motoneuronů inervující kosterní svaly. Působí jako pojistka proti poškození systému.

Kloubní receptory:

Reagují na změny napětí v kloubním pouzdru vyvolané napínáním kloubního pouzdra na konvexní straně kloubu a jeho řasením na straně konkávní. Kloubní receptory podávají informace jak o poloze kloubních segmentů, tak o pohybu v kloubu (Véle, 2006; Králíček, 2002).

Kožní mechanoreceptory:

Kožní cití představuje důležitý zdroj informací pro posturální řízení, které zahrnuje taktilní cití, termocepci a nocicepci. V lidské kůži existuje několik typů těchto čidel. Aktivita všech v daném okamžiku podrážděných mechanoreceptorů se pak v centrálním nervovém systému spojuje v komplexní taktilní vjem, který umožňuje rozpoznat tvary,

strukturu povrchu či tvrdost ohmatávaného předmětu. Reagují na napínání kůže, tlak, teplotu, vibrace a strukturu povrchu. Patří mezi ně Merkerovy disky, Meissnerova, Ruffiniho a Vater – Paciniho tělíska. Nociceptivní informace mění držení těla a ovlivňují tím i stabilizaci polohy.

Vestibulární aparát

Vestibulární aparát informuje o směru gravitace jak v klidu, tak i při pohybu. Detekuje polohu a pohyb hlavy v prostoru. Tyto informace jsou porovnávány s informacemi zrakovými i proprioceptivními, zejména z krční páteře, z klíčových kloubů i z plosek nohou. Součet sensorických informací je používán ke korekci polohy. Ve srovnání s ostatními sensorickými orgány si signály z vestibulárního čidla za běžných okolností méně uvědomujeme. Jejich význam spočívá především v tom, že zprostředkovávají následující reakce:

1. Posturální reflexní reakce, udržující hlavu a trup ve vzpřímené a vyvážené poloze.
2. Vestibulookulomotorický reflex, umožňující udržet oči fixované na nazíraný objekt při změnách polohy hlavy.

Vestibulární ústrojí je uloženo spolu se sluchovým aparátem v kostěném labyrintu (pars petrosa ossis temporalis).

Spojení vestibulárního aparátu s CNS je zajišťováno bipolárními neurony. Axony neuronů ganglion vestibulare vstupují v oblasti mostomozečkového úhlu do komplexu vestibulárních jader. Z vestibulárních jader se informační signál šíří do různých míst centrálního nervového systému.

1.Tr. vestibulospinalis - k míšním somatickým motoneuronům. Spoj zabezpečuje reflektorické **udržování vzpřímeného postoj těla**.

2.Tr. vestibulocerebellaris - do kůry vestibulárního mozečku. Spoj je důležitý pro **mozečkovou kontrolu vzpřímeného držení těla**.

3. Fasciculus longitudinalis medialis - k motorickým jádrům očních svalů - vestibulookulomotorický reflex.

4. Existuje též dráha, která dosud nebyla dostatečně prozkoumaná. Soudí se, že informace předává do ncl. ventralis posterolateralis et posteromedialis thalami. Tento spoj zřejmě umožňuje **vědomé** rozpoznání polohy a pohybu hlavy v prostoru.

Zrak

Zrak informuje o prostoru zevního prostředí a výrazně ovlivňuje stabilizační proces. Pomocí očí se „opíráme“ o pevné body zevního prostředí a získáváme tak posturální jistotu. (Véle, 2006). Zrak je pro člověka nejdůležitějším smyslem, Dle Pokorného (1994) je zrakovým aparátem dodáváno asi 70% všech informací, a ztráta tohoto smyslu je proto vždy přijímána mnohem tíže, než ztráta kteréhokoliv jiného smyslu.

Celý zrakový systém lze zjednodušeně rozdělit na následující funkční části:

- **Optický systém oka** - umožňuje vznik obrazů objektů vnějšího světa na sítnici.
- **Fotoreceptory sítnice** - transformuje elektromagnetické vlnění do podoby akčních potenciálů.
- **Optická dráha** - přenáší vizuální informaci, zakódovanou do podoby akčních potenciálů, do korové projekční oblasti.
- **Korová zraková oblast** - zpracovává došlou informaci a umožňuje její vnímání

Primární zraková kůra provádí dekódování zrakových informací, a přeměňuje je v **nejjednodušší smyslové vjemy – počítky**.

Sekundární zrakové oblasti přijímají informace . Receptorovým místem je macula z area striata. Velmi zjednodušeně lze říci , že tato oblast spojuje jednotlivé zrakové počítky v ucelený zrakový vjem. Porucha této oblasti se projeví jako zraková agnosie, fosfény nebo zraková halucinace (Králíček, 2002).

2.6.4.3 Řídící složka

Hlavní podíl na řízení motoriky člověka má centrální nervová. Informace o měnících se podmínkách vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS. Tyto informace z řídicího centra jsou cestou periferních nervů odeslány k výkonným orgánům, svalům, které se podílejí na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze. Kontrolní funkci zastávají čidla v senzoryckých orgánech, která dávají CNS zpětné informace o probíhajícím pohybu. Obecně lze tento proces řízení převést na oboustranný přenos informací mezi mozkem a svaly.

Z hlediska funkční neuroanatomie se na řízení polohy a pohybu podílí:

- **Motorické jednotky (MU)** – jsou základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky. Tvoří je míšní nebo kmenové motoneurony a svalová vlákna inervovaná jejich axony. Zastupují periferní část motorického systému navozující svalovou kontrakci.
- **Přední rohy míšní (mícha)** – obsahují síť motoneuronů a interneuronů, které jsou součástí řady reflexních oblouků tvořících zásobu pohybových a postojových programů.
- **Motorická centra mozkového kmene** – obsahují části retikulární formace (RF), vestibulární jádra, motorická jádra hlavových nervů, substantia nigra, nucleus ruber a oliva inferior. Z mozkového kmene vychází tractus vestibulospinalis a tractus rubrospinalis pro řízení rovnováhy a pohybu v pletencích.
- **Mozeček** – je nástrojem mozku pro koordinaci pohybu a zdrojem načasování jednotlivých svalů v průběhu pohybu. Vývojově starší části mozečku řídí a koordinují opěrnou a cílenou motoriku. Vývojově mladší partie řídí cílené (naučené) pohyby.
- **Thalamická jádra a hypothalamus** – skrze propojení s mozečkem, bazálními gangliemi a kortexem participují na senzomotorických vztazích při koordinaci posturálně lokomoční i jemné motoriky.
- **Bazální ganglia** – Striatum, pallidum a substantia nigra se svými spoji nastavují svalový tonus, ovlivňují posturální funkci, vybírají potřebné pohybové vzory uložené v mozkové kůře a jsou schopny sami vytvářet již jednoduché pohybové programy.

- **Retikulární formace** – vycházejí odsud dráhy nastavující v míše úroveň excitability motoneuronů, v mozkovém kmeni úroveň logistiky, v limbickém systému intenzitu emoce a v neokortexu nastavuje úroveň bdělosti a racionální kontroly pohybu.
- **Motorická kůra hemisfér** – kortikální úroveň je nadřazeným orgánem řízení volní ideokinetické motoriky. Kůra gyrus praecentralis (primární motorická kůra) a tzv. premotorická kůra čelního laloku (sekundární motorická kůra) je východištěm pyramidové dráhy. Hlavní funkcí této kůry je programování a plánování cílených pohybů a řízení jemných pohybů.

Na udržování vzpřímeného stoje člověka se podílí velký počet motorických struktur, které jsou sice hierarchicky uspořádané, avšak vzájemně kooperují. V udržování stabilního stoje fungují jako zpětnovazebné regulační obvody, jejichž úkolem je nepřetržitě směřovat těžnici těla do opěrné plochy vymezené chodidly a současně udržovat tento směr souhlasný se směrem vektoru zemské tíže.

V běžném a přesně předvídatelném prostředí mohou být zapojeny mechanismy, které zajišťují pohybovou koordinaci, na nižší (spinální) úrovni. Subkortikální centra jsou schopna řídit průběh zautomatizovaných činností podle pohybových programů. Zvýšené balanční nároky jsou řešeny na vyšších úrovních kognitivního systému (Véle, 2006; Vařeka, 2002; Králíček, 2002; Otáhal, 1999).

2.6.5 Principy řízení posturální stability

Posturální strategie:

Z didaktických důvodů lze rozdělit strategie k zajištění posturální stability na statickou a dynamickou strategii.

- a) statická strategie – rovnovážné reakce (balanční mechanismy), kterými se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné AC (tyto reakce jsou mimo jiné podstatou řady terapeutických technik, např. Bobath, PNF, senzomotorická cvičení dle Jandy).
- b) dynamická strategie je řídicím systémem zvolena, pokud je v labilních polohách překročena hranice bezpečného udržení COP v BS. Dochází k částečnému přemístění AC, např. úkrokem, chycením se pevné opory.

c) Program preventivního řízeného pádu je zvolen pokud ani dynamická reakce není dostatečná ke zvládnutí situace.

V procesu volby vhodné strategie hrají významnou roli aktuální fyzický a psychický stav i předchozí zkušenosti (Vařeka, 2002; Véle, 2006).

Typy stabilizace:

Stabilizace probíhá na dvojí úrovni zapojení kosterního svalstva. Je to neustálý, průběžný, dynamicky probíhající aktivní proces, který je ovlivňován řadou fyzikálních a neurofyziologických faktorů (Véle, 1995).

Krátké, hluboko uložené svaly se podílejí na tzv. **pružné vnitřní segmentové stabilizaci**. Povrchněji uložené záběrové svaly zajišťují **vnější (sektorovou a celkovou) stabilizaci**.

Pružná vnitřní (segmentová) stabilizace je realizována krátkými intersegmentálními svaly páteře, tvořící spolu s bránicí, m. transversus abdominis, svaly pánevního dna a m. multifidus hluboký stabilizační systém, které korigují držení těla ve vertikále. Jejich citlivé receptory (zejména v krční páteři) získávají informace o připravovaných nebo již počínajících odchylkách od střední polohy obratlů, aby mohly být rychleji korigovány, než dojde k destabilizaci (Véle, 2006; Kolář, 2006).

Tato korekční činnost je přisuzována nejstarší části mozečku, vestibulocerebellum, spojená přes spinocerebelární dráhy s proprioceptivními senzory a přes nucleus vestibularis s motorickými neurony v míše. Tato část posturálního systému koriguje přímo polohu segmentů páteře a tím osového orgánu vůči směru gravitace. Senzory v krátkých svalech reagují i na drobné změny polohy osového orgánu i při dýchacích pohybech, které rytmicky mění tvar hrudníku i abdominální krajiny a tím i polohu COP (Kuczynski and Wieloch, 2008; Véle, 2006).

Vnější (sektorová a celková) stabilizace navazuje na vnitřní flexibilní stabilitu. Reaguje již na zřetelné odchylky od středu centrální zóny ve smyslu flexe, extenze, nebo lateroflexe trupu kolem střední zóny. Podílejí se na ní delší a silnější záběrové svaly spojující jednotlivé páteřní sektory a připojující končetiny přes jejich pletence k osovému orgánu. Úloha těchto svalů je zamezit destabilizaci s možností pádu za značného úsilí během krátké doby.

Při vzpřímeném stoji lze pomocí EMG detekovat jen nepatrnou činnost zádových svalů, jestliže se nároky na udržení stability zvyšují, například předklonem, dochází k jejich výraznější aktivaci, poté se zapojují i dlouhé svaly. Postupuje-li předklon dále,

sníží se aktivita zádových svalů a je postupně nahrazována pasivním závěsem do ligament a zároveň se zvyšuje aktivita svalů pánevního pletence, mění se sklon pánve i postavení dolních končetin, aby se těžiště stále promítalo do střední zóny oporné báze a tím se stabilizovala poloha. Děje se tak individuální strategií a to **kyčelní** nebo **kotníkovou**.

Kotníková strategie zajišťuje rovnováhu převážně v předozadním směru. Tato rovnováha je udržována především aktivitou plantárních a částečně i dorzálních flexorů hlezenního kloubu. BS se ve stoji nachází prakticky pouze před osami hlezenních kloubů.

Kyčelní strategie řídí pohyby COP do stran, přenášení hmotnosti z jedné nohy na druhou a uplatňuje se především ve směru laterolaterálním. Používá se k větším a rychlejším rušivým změnám, nebo když je oporná plocha měkká nebo menší než chodidlo, např. stoj na jedné dolní končetině.

Z kliniky i běžného života je známé, že stranová stabilita stoje je podstatně lepší než stabilita předozadní (např. při jízdě tramvají). Logicky je to dáno jak anatomickým uspořádáním, které více omezuje pohyb do stran, než pohyby v sagitální rovině, ve které navíc probíhá i lokomoce, tak ve velikosti svalových skupin, které mají tyto klouby k dispozici pro jejich stabilizaci (Vařeka, 2002b; Věle 2006).

Udržení posturální stability je složitý proces probíhající v několika fázích:

- 1) detekce konkrétní situace (senzorický systém)
- 2) vyhodnocení situace a volba vhodného programu (CNS)
- 3) aktivace příslušných svalových skupin (eférence)
- 4) generace kontrakční svalové síly

Kvalita, rychlost vyhodnocení jednotlivých fází a výběr konkrétní strategie stabilizace závisí na strukturálním a funkčním stavu systému. Volba vhodného pohybového programu pro řešení dané situace vychází z porovnání současného stavu s předchozí zkušeností. Významnou roli hraje samozřejmě i fyzický a psychický stav i předchozí zkušenost (Vařeka, 2002).

2.6.6 Vliv psychiky na posturální stabilitu

Kromě toho, že psychické rozpoložení má významný podíl na způsobu držení těla, výrazně také ovlivňuje proces volby vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability, hranici přechodu mezi různými strategiemi či využitím řízeného pádu. Tento vliv se projevuje jak vědomě tak i podvědomě. Opakovaně bylo prokázáno, že při stožení na vyvýšené plošině probandi podvědomě „utužují“ kontrolu COP, zároveň se také výrazně projevuje anticipační strategie. Tzn. určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje, nadměrná psychická tenze je ale v tomto případě kontraproduktivní (Vařeka, 2002).

Je již notoricky známo, že bez emocí není pohyb. Za emoce zodpovídá limbický systém, který lze pokládat za nejstarší motorický systém. Má velmi difuzní vliv na celou motoriku a ovlivňuje jak emoce, tak i vegetativní systém. Limbický systém se považuje spíše za systém motivující pohyb, než za systém, který ho řídí, nicméně je nutno s ním počítat při iniciaci a přípravě pohybu (Véle, 1997).

Postura a lokomoce člověka je velmi individuální. Během psychomotorického vývoje dochází k vzniku pohybových programů získávaných učením, na základě geneticky fixovaných vzorů. Procesem zkoušení, napodobování, učení, opakování se vyplňuje obsah fixovaného pohybového rámce do individuální polohy. Postura je dále ovlivněna mnoha vnějšími i vnitřními faktory, např. duševní naladěním, fyzickým stavem, denními biorytmy, atd.

2.7 Posturografie

Posturografie či stabilografie patří mezi nová přístrojová vyšetření, která analyzují změny polohy průmětu těžiště celého těla v čase do opěrné plochy, pomocí kterých lze hodnotit schopnost celého funkčního komplexu (řídící i výkonové složky) a zajistit požadovanou vzpřímenou polohu (Otáhal, 2006).

Jedná se o levnou, neinvazivní a objektivní metodu, díky které je vyšetření časově nenáročné a lze jej použít ke kvantifikaci vyšetření a naměřených dat.

Posturografická vyšetření využívají k měření vychylek těla plošiny založené na dvou hlavních principech:

1) Statická posturografie – sleduje spontánní vychylování těla, čímž může být kvantifikována aktuální tělesná aktivita nebo ataxie stoje. Rovnovážné reakce člověka, funkce posturálního systému, titubace organismu jsou zaznamenávány jako přemístování tlaku středu chodidla COP při stoji testované osoby na fixované nosné plošině.

Statická posturografie využívá:

- Silové plošiny (Kistler, AMTI) – snímače umístěné v rozích snímají reakční sílu R , její tři složky M_{Rx} , M_{Ry} , M_{Rz} [N] a jejich momenty [Nm]. Z naměřených hodnot se COP vypočítává jako dvourozměrná veličina se souřadnicemi udávajícími jeho polohu v ploše.
- Plata pro měření kontaktních tlakových sil (Footscan, Emed) – snímače jsou rozloženy po celé ploše, jejichž hustota a rozlišovací schopnost závisí na typu jednotlivé desky. Tyto platformy umožňují podrobnější analýzu rozložení tlaků pod každou nohou i pod jejími částmi.

Nevýhodou statické posturografie je nižší citlivost na odhalení méně závažných poruch koordinačních schopností, která je podmíněna trojitým jistěním aferentní složky reflexů, podílejících se na udržení stoje (zrak, vestibulární aparát a propriocepce). Takto fungující systém dokáže do určité míry kompenzovat poruchu některé ze složek řízení bez toho, aby došlo zřetelnému narušení stability stoje (Zemková, 2009).

2) Dynamická posturografie – simuluje běžnou každodenní situaci, kdy je testovaná osoba vlivem vnějších podmínek neočekávaně vychýlena ze své stávající pozice. K měření „dynamické“ stability se vybírají testy a jejich hodnotící kritéria specificky pro sledovanou skupinu s ohledem na cíle studie (Wikstrom et al., 2007; Aydog et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2005).

Nevýhodou těchto plošin bývá příliš malé vychýlení, které nezpůsobí výraznější narušení stability stoje u koordinačně trénovaných sportovců a brzký nástup efektu učení vzhledem k rytmickým a pravidelným pohybům platformy (Zemková, 2009).

„Statická“ posturální stabilita nabízí rozličné množství standardizovaných metod

hodnocení ve stojné poloze. Naproti tomu hodnocení „dynamické“ stability je poměrně komplikované právě díky složitosti stanovení standardizovaného testu, který by se mohl aplikovat na široké spektrum probandů.

Parametry hodnocené na stabilografických deskách:

- COP_x – odchylka v ose x (medio-laterální směr)
- COP_y – odchylka v ose y (antero-posteriorní směr)
- COPE – konfidenční elipsa (plocha elipsy zahrnující např. 60 nebo 90% všech výskytů COP během doby měření)
- COP_d – dráha trajektorie COP během měření
- COP_v – rychlost změn polohy COP
- COP_{MVE} – maximální volné exkurze (výchyly) COP v rámci opěrné báze
- F_z – vertikální složka reakční síly
- F_y – předozadní horizontální složka reakční síly
- F_x – laterolaterální horizontální složka reakční síly

Tyto naměřené veličiny mohou být sledované v čase a změny graficky znázorněny, Mohou být použity pro výpočet řady dalších veličin (Vařeka, 2002). Optimální doba trvání testu by měla být 20 – 30 vteřin u testu ve stoju na jedné dolní končetině, u trénovaných sportovců lze využít dobu trvání až 60 vteřin. S rostoucí dobou trvání testu se zvyšují např. COP_x, COP_y, naopak klesá COP_v a kolísají hodnoty složek reakční síly (Le Clair and Riach, 1992; Kapteyn et al., 1983).

Základní posturografické testy:

- Stoj široký – vnější hrana chodidel vymezená šířkou boků, chodidla rovnoběžně - oči otevřené ozn. SSOO, 30 s
- Stoj široký – oči zavřené ozn. SSZO, 30 s
- Úzký stoj – chodidla těsně vedle sebe, bez dotyku vnitřních kotníků, lýtek, kolenních kloubů a stehen – oči otevřené ozn. USOO, 30 s
- Úzký stoj – oči zavřené ozn. USZO, 30 s
- Stoj na jedné dolní končetině, tzv. „flamengo test“, 60s

V této pilotní studii byla použita metoda statické posturografie za využití stabilografické plošiny Footscan, kde jsme hodnotili stabilitu stoje pomocí výše uvedených testů. Hodnocena byla celková dráha COP.

3. CÍLE, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem práce je zjistit vliv celotělového vibračního tréninku na posturální systém člověka pomocí posturografického měření na tenzometrické desce Footscan a posoudit možné využití celotělového vibračního tréninku ke zlepšení posturální stability.

3.2 Úkoly práce

- Shromáždění a studium odborné literatury zkoumající zadané téma, sumarizace poznatků o posturální stabilitě, vlivu vibrací a celotělového vibračního tréninku na lidský organismus
 - Zpracování teoretických podkladů a dosavadních poznatků souvisejících s tématem diplomové práce
- Aplikace intervence v podobě celotělového vibračního tréninku
- Vytvoření tréninkového programu
- Harmonogram cvičebních jednotek
- Organizace před prováděním vlastního měření a cvičebních jednotek, výběr zařízení a prostor k realizaci intervence celotělovými vibracemi
- Realizace vlastní intervence a měření
- Zpracování a hodnocení výsledků

3.3 Hypotézy

Hypotéza:

Pravidelný, šestitýdenní celotělový vibrační trénink obsahující cviky pro rozvoj rovnováhy, koordinace a posílení svalů účastníci se stabilizace trupulepší u probandů vybrané parametry posturální stability.

4. METODIKA PRÁCE

4.1 Metodologický princip (charakteristika práce)

Práce má charakter pilotní studie, které se zúčastnilo celkem 15 plážových volejbalistů. Probandi byli randomizovaným výběrem rozděleni do experimentální skupiny využívající WBVT (počet členů $n = 8$) a kontrolní skupiny ($n = 7$). Experimentální skupina podstoupila šestitýdenní intervenci v počtu dvanácti cvičebních jednotek o frekvenci dvakrát týdně. Kontrolní skupina pokračovala v původním tréninkovém programu a neúčastnila se žádné jiné intervence. Cvičební jednotka trvala 30 minut a zahrnovala warm-up (zahřátí a protažení), vlastní cvičení a cool-down (zklidnění organismu a relaxace). Měření na stabilografické plošině footscan bylo provedeno před a po intervenci v Laboratoři sportovní motoriky FTVS UK.

4.2 Charakteristika souboru

Cílová skupina této pilotní studie jsou hráči plážového volejbalu vrcholové a výkonnostní úrovně, účastníci se registrovaných turnajů Českého volejbalového svazu ve věku 22 – 31 let. Výběr probandů s konkrétním sportovním zaměřením byl záměrný vzhledem k homogenitě sledovaného souboru a značným nárokům plážového volejbalu na posturální stabilitu. Randomizovaným výběrem byla skupina rozdělena na dvě části. Do experimentální skupiny bylo zařazeno 6 žen a 2 muži (věk = $24,7 \pm 2,82$). V kontrolní skupinu tvořili 4 ženy a 2 muži (věk = $24,67 \pm 0,94$). Jeden muž z kontrolní skupiny byl ze studie vyloučen pro dlouhodobé onemocnění. Experimentu se účastnili pouze hráči, kteří neprodělali v posledních pěti letech jakékoli zranění, nebo netrpí potížemi uvedenými v kontraindikacích užívání WBVT. V průběhu intervence všichni probandi absolvovali přibližně stejné tréninkové jednotky plážového volejbalu v závislosti na jejich výkonnosti.

Tabulka č. 8 Přehled účastníků studie

Skupina	Iniciály probanda	Pohlaví	Věk	Dominantní HK	Odrážová DK	Úrazy/operace
Exp.	E. K. (1)	žena	31	pravá	levá	0
	N. B. (2)	žena	23	pravá	levá	0
	L. M. (3)	žena	23	pravá	levá	0
	K. P. (4)	žena	22	pravá	levá	0
	S. V. (5)	žena	22	pravá	levá	distorze obou hlezenních kloubů před 12 lety
	H. S. (6)	žena	25	pravá	levá	0
	J. Z. (7)	muž	26	pravá	levá	0
	M. Č. (8)	muž	26	pravá	levá	distorze pravého hlezenního kloubu před 10 lety
Kontrol.	J. K. (A)	žena	25	pravá	levá	0
	L. G. (B)	žena	25	pravá	levá	0
	V. P. (C)	žena	23	pravá	levá	0
	M. CH. (D)	žena	26	pravá	levá	0
	P. C. (E)	muž	24	pravá	levá	0
	J. F. (F)	muž	25	pravá	levá	artroskopie pravého kolenního kloubu před 7 lety

Pod číslem (1 – 8)/písmem (A – F) budou probandi označeni ve výsledkových tabulkách

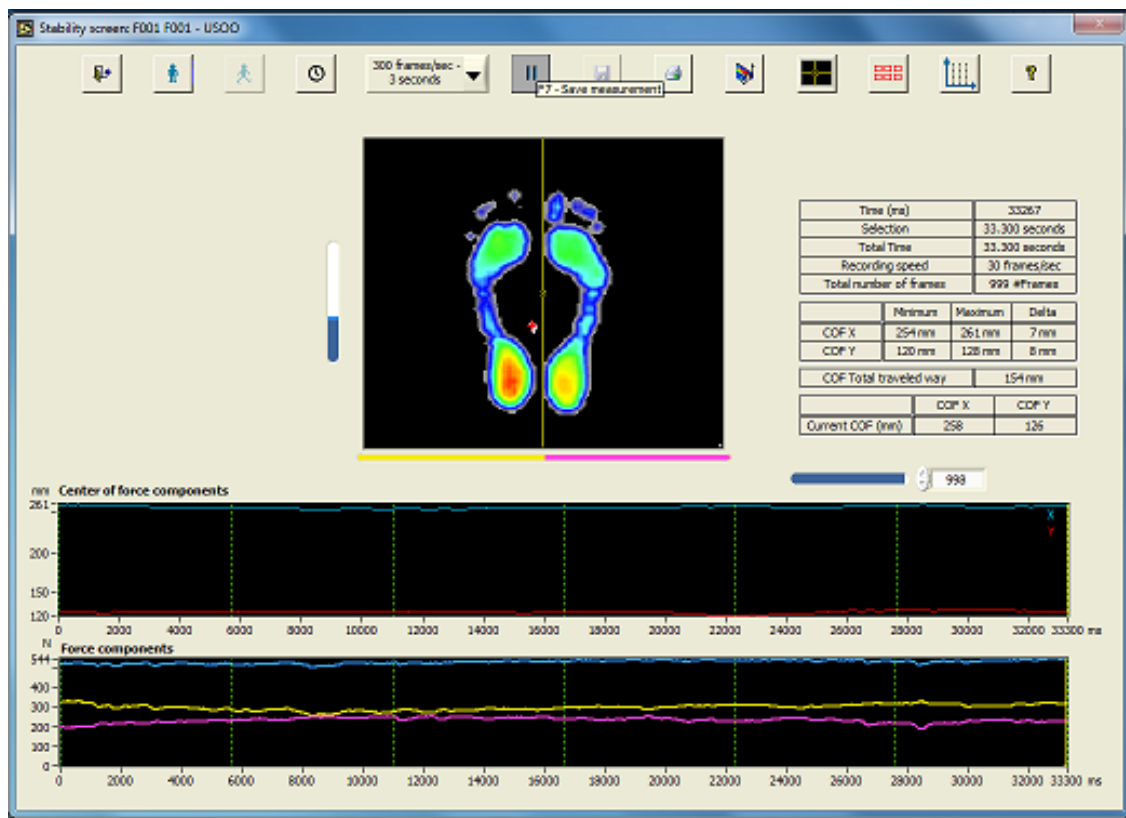
Každý účastník byl seznámen s průběhem experimentu a dobrovolně souhlasil s participací na tomto projektu a využití výsledků měření k dalšímu zpracování v rámci diplomové práce. Zahrnutí lidských subjektů do této pilotní studie bylo schváleno etickou komisí UK FTVS dne 19. 7. 2010 v souladu s Helsinskou deklarácí (viz. Příloha).

4.3 Metodika měření posturální stability

Jako hodnotící metoda měření posturální stability byla zvolena posturografie s využitím metody tlaku vůči sensorům tlakové snímací desky Footscan. Na plošině o velikosti 0,5 m x 0,4 m je umístěno přibližně 4100 sensorů s citlivostí od desetin N/cm² se snímací frekvencí 500 Hz.

Snímací deska vyhodnocuje tlakové zatížení jednotlivých senzorů a následně vypočítává středy tlakového působení (COP).

Obr. č 10 Program pro vyhodnocování rozložení tlaku plosky na stabilografické plošině Footscan



Každý proband absolvoval 6 testů dle standardizovaných postupů (Kapteyn at al., 1983):

1. Stoj široký – vnější hrana chodidel vymezená šířkou boků, chodidla rovnoběžně - otevřené oči ozn. SSOO, 30 s
2. Stoj široký – zavřené oči ozn. SSZO, 30 s
3. Úzký stoj – chodidla těsně vedle sebe, bez dotyku vnitřních kotníků, lýtek, kolenních kloubů a stehen – otevřené oči ozn. USOO, 30 s
4. Úzký stoj – zavřené oči ozn. USZO, 30 s
5. Stoj na levé dolní končetině, tzv. „flamengo test“ ozn. FL L, 60 s
6. Stoj na pravé dolní končetině ozn. FL P, 60 s

Vlastnímu vyšetření předcházela instruktáž každého probanda. Měření musí probíhat v naprostém klidu, bez žádných optických a akustických rušivých podnětů. Během testování na vyšetřovanou osobu nemluvíme.

Každý proband měl jeden zkušební pokus před vlastním měřením. Mezi jednotlivými testy byla 1 minuta pauza.

Během stoje na obou dolních končetinách s očima otevřenými a stoje na jedné dolní končetině fixuje testovaný zelený bod ve tvaru trojúhelníku o velikosti cca 5cm², který se nachází na stěně před probandem ve výšce očí a ve vzdálenosti 1,5 – 2 m.

Měření bylo provedeno před a po šestitýdenní intervenci probandů. Vstupní vyšetření proběhlo dne 1. 7. 2010 a výstupní 15. 8. 2010. Měřily se:

1. pravolevé (medio-laterální) výchylky COP z okamžité polohy, odchylka v ose x
2. předozadní (antero-posteriorní) výchylky COP z okamžité polohy, odchylka v ose y
3. celkové dráhy COP (total travel way – ttw) během doby měření.

Naměřené hodnoty byly následně zpracovány programem Microsoft Excel a hodnoceny základními matematicko – statistickými metodami (průměr, směrodatná odchylka).

Na základě vybraných parametrů posturální stability při vstupním měření všech zúčastněných osob byla vytvořena charakteristika souboru popisující posturální stabilitu u plážových volejbalistů.

U experimentální skupiny byly hodnoceny intraindividuální a interindividuální změny vybraných parametrů posturální stability před a po intervenci.

K porovnání experimentální a kontrolní skupiny jsme jako hlavní ukazatel změny určili změnu parametru celkové dráhy (ttw) COP v čase. Vzhledem k velké variabilitě naměřených hodnot popisujeme také směrodatnou odchylku průměrů naměřených hodnot ttw, která nám určuje míru variability. Zmenšení směrodatné odchylky ukazuje na snížení rozdílů v celkové dráze COP, to znamená zmenšení maximálních výchylek COP během měření.

4.4 Intervence

Intervence probíhala 6 týdnů od 2. 7. 2010 do 11. 8. 2010 ve fitness centru Holmes Place Energy Smíchov. K dispozici byly 4 stroje Power Plate PRO 5™ Airdaptive. Experimentální skupina byla dle časových potřeb probandů rozdělena do dvou skupin po čtyřech cvičících. Cvičební jednotky probíhaly vždy ve středu a v pátek od 7:00 a 7:30 po 30 minutách.

Obr. č 11 Power Plate PRO 5™



Každá cvičební jednotka obsahovala:

1. warm up - 1 min.
2. protažení - 4 – 5 min.
3. vlastní cvičení - 10 – 15 min.
 - a) balanční cviky
 - b) plyometrické cviky
 - c) silové cviky
4. cool down a relaxace - 2 – 5 min.

Před první cvičební jednotkou byli členové experimentální skupiny poučeni a seznámeni s přístrojem Power Plate. Vzhledem k charakteristice plážového volejbalu, jsme zvolili variantu cvičení bez bot na gumové podložce. V tréninkových jednotkách bylo zahrnuto cvičení s medicinbalem, overbalem a velkým gymnastickým míčem.

Cvičební skupina je výkonnostně zdatná, zvolila jsem proto kratší dobu odpočinku, než je doporučováno pro standardní trénink uvedený v uživatelském manuálu. Obrázkový soubor cviků je uveden v příloze 4.

Tabulka č. 9 Příklad tréninkové jednotky ze dne 2. 7. 2010

cviky	Frekvence (Hz)	Amplituda (mm)	Doba Vibrací (s)	Doba Odpočinku (s)	Počet opakování
Výskoky do výšky (simulace bloku) na vibrační plošině z podřepu, po doskoku výdrž v podřepu	40	Low	60	30	2
výskoky na plošinu do mírného podřepu	35	Low	30	30	2
výskoky na plošinu z jedné DK, dopad na stejnou DK, výdrž	35	Low	30	30	1x na každou DK
Stoj na 1 DK na plošině, odbíjení prsty s medicinbalem ve dvojících naproti sobě	30	Low	30	30	1xna každou DK
Váha	30	Low	30	30	1x na každou DK
Přesun z polohy váhy do přednožení	30	Low	30	30	1x na každou DK
vzpor ležmo HKK mírně pokrčené, DKK natažené na fyziobalu, výdrž	30	Low	60	30	1
vzpor ležmo HKK mírně pokrčené, DKK natažené na fyziobalu, přitáhnout kolena pokrčmo k břichu	30	Low	30	30	1

5. VÝSLEDKY

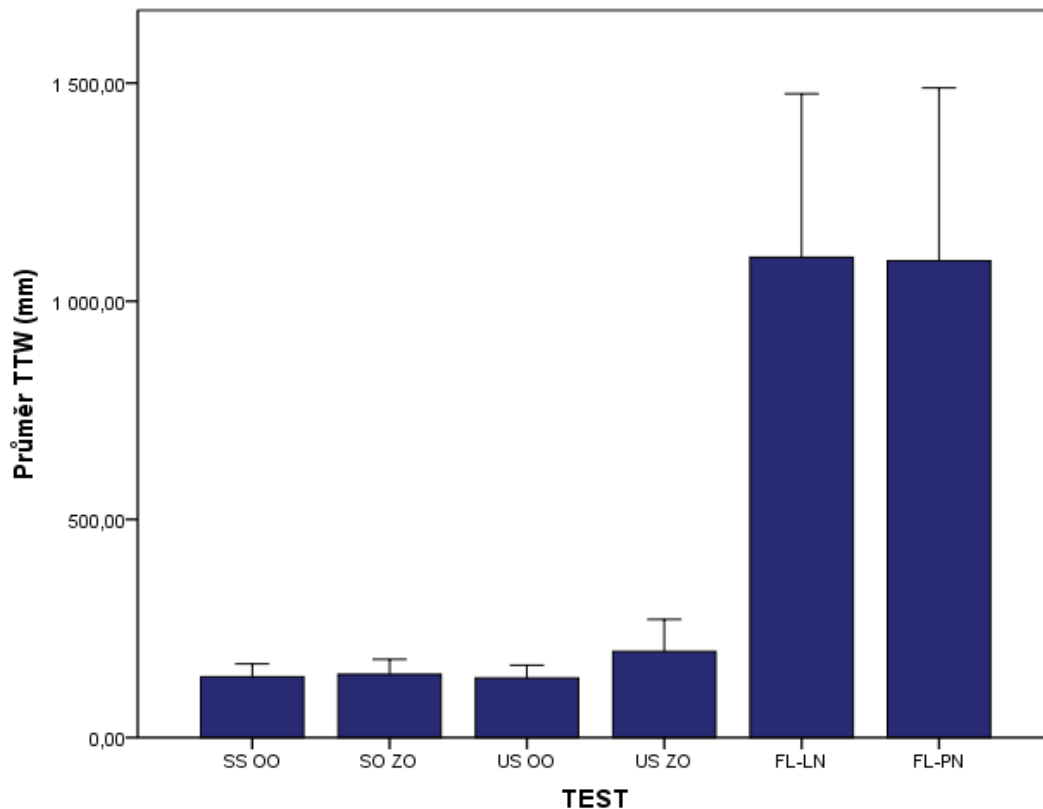
Charakteristika souboru byla vytvořena na základě získaných údajů během vstupního vyšetření. V tabulce č. 10 jsou uvedeny hodnoty všech účastníků studie, naměřené během vstupního vyšetření. Hodnoceny byly parametry v medio-laterálním směru (osa x), antero-posteriorním směru (osa y) a celková dráha COP (ttw). Z těchto údajů byl vypočítán aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Předmětem sledování byla zvolena průměrná hodnota a směrodatná odchylka ttw všech probandů, která je znázorněna v grafu č. 1.

Tabulka č. 10 Naměřené hodnoty jednotlivých testů celého souboru před intervencí (mm)

		1	2	3	4	5	6	7	8	A	B	C	D	E	F	PRŮMĚR (μ)	SD (σ)
SSOO	x	4	5	6	5	4	4	4	4	6	4	4	3	5	2	4,00	1,29
	y	8	11	10	16	17	9	7	13	15	6	5	8	18	4	9,33	5,28
	ttw	186	154	118	182	152	114	129	168	168	96	143	109	122	111	124,83	24,07
SSZO	x	3	3	3	6	4	2	3	4	3	3	5	3	2	2	3,00	1,00
	y	7	11	9	10	9	11	8	16	6	6	15	3	17	3	8,33	5,59
	ttw	149	165	145	219	168	134	147	183	153	102	150	113	109	90	119,50	23,74
USOO	x	7	6	7	9	7	5	7	5	9	9	4	5	8	10	7,50	2,22
	y	9	8	7	7	8	6	9	11	15	10	7	9	9	7	9,50	2,69
	ttw	152	125	107	175	177	103	127	146	196	133	112	126	102	129	133,00	30,10
USZO	x	6	7	10	14	18	8	13	7	12	9	5	9	9	7	8,50	2,14
	y	12	8	24	11	19	11	13	15	16	15	5	70	5	6	19,50	23,04
	ttw	135	185	260	273	346	164	274	168	262	126	131	204	113	120	159,33	54,99
FL L	x	16	19	25	18	17	15	18	20	21	14	9	23	23	11	16,83	5,73
	y	25	23	32	30	48	29	30	56	43	26	17	29	35	27	29,50	8,04
	ttw	645	1567	1526	1005	1883	580	1185	1049	1009	1066	658	1351	936	947	994,50	204,66
FL P	x	15	21	19	16	18	18	24	21	27	21	11	27	27	13	21,00	6,73
	y	34	33	29	19	29	21	31	25	49	29	23	29	24	20	29,00	9,50
	ttw	965	1686	1341	781	1464	806	1689	1362	1001	1169	556	1306	549	622	867,17	305,44

Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj otevřené oči, SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka (σ), x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total travel way

graf č. 1 Grafické znázornění průměru a směrodatné odchytky parametru ttw celé skupiny v jednotlivých testech při vstupním vyšetření



Zkratky uvedené v grafu: SSOO – široký stoj oči otevřené, SOZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL LN – stoj na levé dolní končetině, FL PN – stoj na pravé dolní končetině, ttw – total trawel way

V testu SSOO byla naměřena průměrná hodnota mediolaterální výchylky 4 mm se směrodatnou odchytkou 1,29 ($x: \mu=4, \sigma=1,29$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,33 mm se směrodatnou odchytkou 5,28 ($y: \mu=9,33, \sigma=5,28$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 124,83 mm se směrodatnou odchytkou 24,07 (ttw: $\mu=124,83, \sigma=24,07$). V testu SSZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 3 mm se směrodatnou odchytkou 1 ($x: \mu=3, \sigma=1$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8,33 mm se směrodatnou odchytkou 5,59 ($y: \mu=8,33, \sigma=5,59$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 119,5 mm se směrodatnou odchytkou 23,74 (ttw: $\mu=119,5, \sigma=23,74$). V testu USOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 7,5 mm se směrodatnou odchytkou 2,22 ($x: \mu=7,5, \sigma=2,22$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,5 mm se směrodatnou odchytkou 2,69 ($y: \mu=9,5, \sigma=2,69$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 133 mm se směrodatnou odchytkou 30,1 (ttw: $\mu=133, \sigma=30,1$). V testu USZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 8,5 mm se směrodatnou odchytkou 2,14 ($x: \mu=8,5, \sigma=2,14$),

průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 19,5 mm se směrodatnou odchylkou 23,04 ($y: \mu=19,5, \sigma=23,04$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 159,33 mm se směrodatnou odchylkou 54,99 ($ttw: \mu=159,33, \sigma=54,99$). V testu FL L byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 16,83 mm se směrodatnou odchylkou 5,73 ($x: \mu=16,83, \sigma=5,73$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 29,5 mm se směrodatnou odchylkou 8,04 ($y: \mu=29,5, \sigma=8,04$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 994,5 mm se směrodatnou odchylkou 204,66 ($ttw: \mu=994,5, \sigma=204,66$). V testu FL P byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 21 mm se směrodatnou odchylkou 6,73 ($x: \mu=21, \sigma=6,73$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 29 mm se směrodatnou odchylkou 9,5 ($y: \mu=29, \sigma=9,5$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 867,17 mm se směrodatnou odchylkou 305,44 ($ttw: \mu=867,17, \sigma=305,44$).

Soubor jsme na základě randomizovaného výběru rozdělili na dvě skupiny. V následujících tabulkách jsou uvedeny hodnoty experimentální skupiny v jednotlivých testech před intervencí (tab.č. 11) a po intervenci (tab.č. 12).

Tabulka č. 11 Naměřené hodnoty experimentální skupiny před intervencí v jednotlivých testech (mm)

		1	2	3	4	5	6	7	8	PRŮMĚR (μ)	SD (σ)
SSOO	x	4	5	6	5	4	4	4	4	4,50	0,71
	y	8	11	10	16	17	9	7	13	11,38	3,43
	ttw	186	154	118	182	152	114	129	168	150,38	26,04
SSZO	x	3	3	3	6	4	2	3	4	3,50	1,12
	y	7	11	9	10	9	11	8	16	10,13	2,57
	ttw	149	165	145	219	168	134	147	183	163,75	25,44
USOO	x	7	6	7	9	7	5	7	5	6,63	1,22
	y	9	8	7	7	8	6	9	11	8,13	1,45
	ttw	152	125	107	175	177	103	127	146	139,00	26,50
USZO	x	6	7	10	14	18	8	13	7	10,38	3,97
	y	12	8	24	11	19	11	13	15	14,13	4,81
	ttw	135	185	260	273	346	164	274	168	225,63	68,23
FL L	x	16	19	25	18	17	15	18	20	18,50	2,87
	y	25	23	32	30	48	29	30	56	34,13	10,86
	ttw	645	1567	1526	1005	1883	580	1185	1049	1180,00	426,87
FL P	x	15	21	19	16	18	18	24	21	19,00	2,74
	y	34	33	29	19	29	21	31	25	27,63	5,12
	ttw	965	1686	1341	781	1464	806	1689	1362	1261,75	343,99

Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj oči otevřené, SSZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na

pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka, x – předozadní rovina, y – medio laterální rovina, ttw – total trawel way (mm)

V testu SSOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 4,5 mm se směrodatnou odchylkou 0,71 (x: $\mu=4,5$, $\sigma=0,71$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 11,38 mm se směrodatnou odchylkou 3,43 (y: $\mu=11,38$, $\sigma=3,43$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 150,38 mm se směrodatnou odchylkou 26,04 (ttw: $\mu=150,38$, $\sigma=26,04$). V testu SSZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 3,5 mm se směrodatnou odchylkou 1,12 (x: $\mu=3,5$, $\sigma=1,12$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 10,13 mm se směrodatnou odchylkou 2,57 (y: $\mu=10,13$, $\sigma=2,57$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 163,75 mm se směrodatnou odchylkou 25,44 (ttw: $\mu=163,75$, $\sigma=25,44$). V testu USOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 6,63 mm se směrodatnou odchylkou 1,22 (x: $\mu=6,63$, $\sigma=1,22$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8,13 mm se směrodatnou odchylkou 1,45 (y: $\mu=8,13$, $\sigma=1,45$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 139 mm se směrodatnou odchylkou 26,5 (ttw: $\mu=139,38$, $\sigma=26,5$). V testu USZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 10,38 mm se směrodatnou odchylkou 3,97 (x: $\mu=10,38$, $\sigma=3,97$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 14,13 mm se směrodatnou odchylkou 4,81 (y: $\mu=14,13$, $\sigma=4,81$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 225,63 mm se směrodatnou odchylkou 68,23 (ttw: $\mu=225,63$, $\sigma=68,23$). V testu FL L byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 18,5 mm se směrodatnou odchylkou 2,87 (x: $\mu=18,5$, $\sigma=2,87$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 34,13 mm se směrodatnou odchylkou 10,86 (y: $\mu=34,13$, $\sigma=10,86$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 1180 mm se směrodatnou odchylkou 426,87 (ttw: $\mu=1180$, $\sigma=426,87$). V testu FL P byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 19 mm se směrodatnou odchylkou 2,74 (x: $\mu=19$, $\sigma=2,74$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 27,63 mm se směrodatnou odchylkou 5,12 (y: $\mu=27,63$, $\sigma=5,12$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 1261 mm se směrodatnou odchylkou 343,99 (ttw: $\mu=1261$, $\sigma=343,99$).

Tabulka č. 12 Naměřené hodnoty experimentální skupiny po intervenci v jednotlivých testech (mm)

		1	2	3	4	5	6	7	8	PRŮMĚR (μ)	SD (σ)
SSOO	x	3	3	6	3	5	4	2	4	3,75	1,20
	y	4	6	11	10	6	9	8	20	9,25	4,60
	ttw	186	115	139	135	155	93	131	165	139,88	27,17
SSZO	x	3	6	6	4	5	2	3	4	4,13	1,36
	y	5	10	11	7	8	9	7	13	8,75	2,38
	ttw	226	137	167	147	227	126	117	184	166,38	40,07
USOO	x	4	6	12	7	6	4	6	5	6,25	2,38
	y	7	11	18	7	11	20	9	8	11,38	4,66
	ttw	159	132	168	145	166	115	137	130	144,00	17,73
USZO	x	10	10	17	11	15	4	8	9	10,50	3,77
	y	6	16	18	9	19	12	15	13	13,50	4,15
	ttw	174	240	236	233	373	132	220	180	223,50	66,70
FL L	x	17	19	17	12	17	12	14	22	16,25	3,23
	y	24	54	33	31	49	34	24	45	36,75	10,58
	ttw	652	944	1001	651	1104	688	875	1019	866,75	168,87
FL P	x	11	21	25	13	16	10	18	16	16,25	4,74
	y	18	48	38	16	40	35	24	30	31,13	10,48
	ttw	883	962	1222	597	965	676	976	929	901,25	180,50

Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj oči otevřené, SSZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka, x – předozadní rovina, y – mediolaterální rovina, ttw – total travel way (mm)

V testu SSOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 3,75 mm se směrodatnou odchylkou 1,2 ($x: \mu=3,75, \sigma=1,2$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,25 mm se směrodatnou odchylkou 4,6 ($y: \mu=9,25, \sigma=4,6$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 139,88 mm se směrodatnou odchylkou 27,17 ($ttw: \mu=139,88, \sigma=27,17$). V testu SSZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 4,13 mm se směrodatnou odchylkou 1,36 ($x: \mu=4,13, \sigma=1,36$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8,75 mm se směrodatnou odchylkou 2,38 ($y: \mu=8,75, \sigma=2,38$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 166,38 mm se směrodatnou odchylkou 40,07 ($ttw: \mu=166,38, \sigma=40,07$). V testu USOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 6,25 mm se směrodatnou odchylkou 2,38 ($x: \mu=6,25, \sigma=2,38$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 11,38 mm se směrodatnou odchylkou 4,66 ($y: \mu=11,38, \sigma=4,66$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 144 mm se směrodatnou odchylkou 17,73 ($ttw: \mu=144, \sigma=17,73$). V testu USZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 10,5 mm se směrodatnou odchylkou 3,77

($x: \mu=10,5, \sigma=3,77$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 13,5 mm se směrodatnou odchylkou 4,15 ($y: \mu=13,5, \sigma=4,15$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 223,5 mm se směrodatnou odchylkou 66,7 ($ttw: \mu=223,5, \sigma=66,7$). V testu FL L byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 16,25 mm se směrodatnou odchylkou 3,23 ($x: \mu=16,25, \sigma=3,23$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 36,75 mm se směrodatnou odchylkou 10,58 ($y: \mu=36,75, \sigma=10,58$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 886,75 mm se směrodatnou odchylkou 168,87 ($ttw: \mu=886,75, \sigma=168,87$). V testu FL P byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 16,25 mm se směrodatnou odchylkou 4,74 ($x: \mu=16,25, \sigma=4,74$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 31,13 mm se směrodatnou odchylkou 10,48 ($y: \mu=31,13, \sigma=10,48$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 901,25 mm se směrodatnou odchylkou 180,5 ($ttw: \mu=901,25, \sigma=180,5$).

Jako hodnotící parametr účinku intervence v experimentální skupině byl vybrán průměr a směrodatná odchylka parametru ttw v jednotlivých testech. před a po intervenci uvedené v tabulce č. 13. Rozdíly průměrů hodnot a jejich směrodatné odchylky před a po intervenci jsou znázorněny v grafu č. 2.

Tabulka č. 13 Procentuální změny hodnot průměru a směrodatné odchylky ttw před a po intervenci u exp. skupiny.

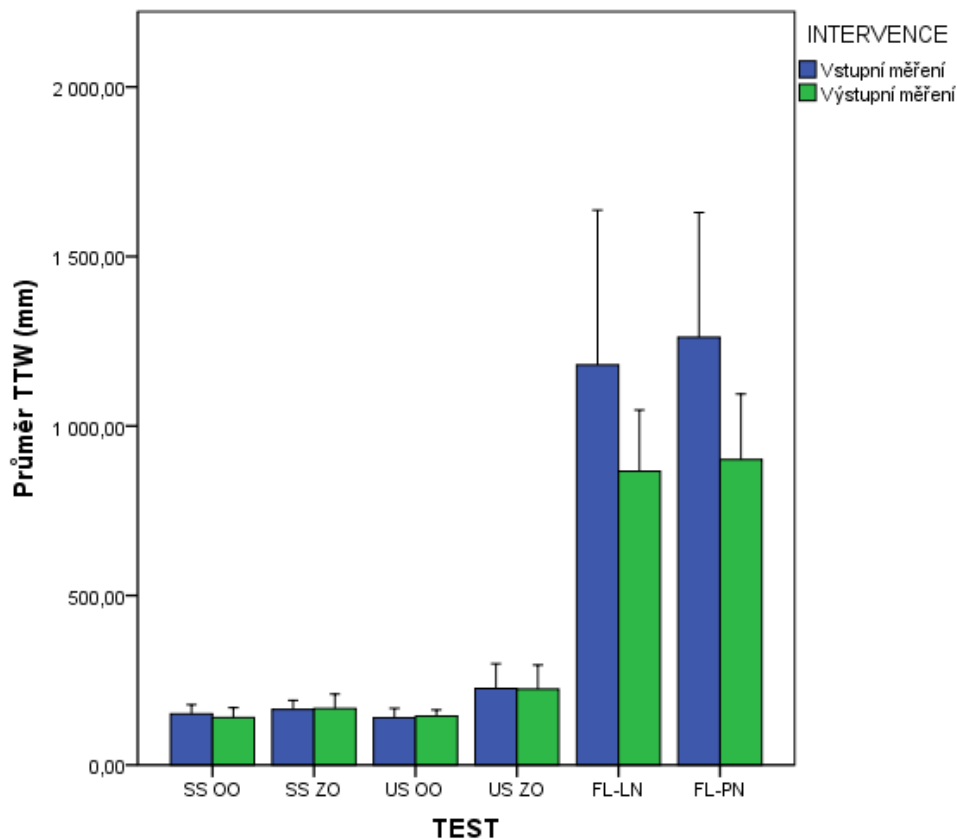
	PŘED v (mm)		PO v (mm)		ROZDÍL PRŮMĚRŮ (μ)	ROZDÍL SMĚRODATNÉ ODCHYLKY (σ)
	PRŮMĚR	SD	PRŮMĚR	SD	v %	v %
SSOO	150,38	26,04	139,88	27,17	6,98	-4,36
SSZO	163,75	25,44	166,38	40,07	-1,60	-57,53
USOO	139,00	26,50	144,00	17,73	-3,60	33,08
USZO	225,63	68,23	223,50	66,70	0,94	2,23
FL L	1180,00	426,87	866,75	168,87	26,55	60,44
FL P	1261,75	343,99	901,25	180,50	28,57	47,53

Zeleně je označeno zmenšení směrodatné odchylky a snížení hodnot průměrů ttw parametru
Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj oči otevřené, SSZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka, ttw – total trawel way (mm)

V testu **SSOO** se zmenšil průměr celkové dráhy COP o 6,98% a směrodatná odchylka se zvětšila 4,36% (před: $\mu=150,38, \sigma=26,04$; po: $\mu=139,88, \sigma=27,17$). V testu **SSZO** se zvětšil průměr celkové dráhy COP o 1,6% a směrodatná odchylka se

zvětšila o 57,53%. (před: $\mu=163,75$, $\sigma=25,44$ po: $\mu=166,38$, $\sigma=40,07$). V testu **USOO** se průměr celkové dráhy COP zvětšil o 3,6% a směrodatná odchylka se zmenšila o 33,08% (před: $\mu=139$, $\sigma=26,5$; po: $\mu=144$, $\sigma=17,73$). V testu **USZO** se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 0,94% a směrodatná odchylka se zmenšila o 2,23% (před: $\mu=225,63$, $\sigma=68,23$; po: $\mu=223,5$, $\sigma=66,7$). V testu **FL L** se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 26,55% a směrodatná odchylka se zmenšila o 60,44% (před: $\mu=1180$, $\sigma=426,87$; po: $\mu=866,75$, $\sigma=168,87$). V testu **FL P** se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 28,57% a směrodatná odchylka se zmenšila o 47,53% (před: $\mu=1261,75$, $\sigma=343,99$; po: $\mu=901,25$, $\sigma=180,50$).

graf č. 2 Grafické znázornění rozdílů průměrů hodnot ttw v jednotlivých testech před a po intervenci u experimentální skupiny



Zkratky uvedené v grafu: SSOO – široký stoj oči otevřené, SOZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL LN – stoj na levé dolní končetině, FL PN – stoj na pravé dolní končetině, ttw – total trawel way

Kontrolní skupina během šesti týdnů neabsolvovala žádnou jinou intervenci kromě vlastních tréninků plážového volejbalu. V následujících tabulkách jsou uvedeny

hodnoty kontrolní skupiny v jednotlivých testech před intervencí (tab.č.14) a po intervenci (tab.č. 15).

Tabulka č. 14 Naměřené hodnoty kontrolní skupiny před intervencí v jednotlivých testech (mm)

		A	B	C	D	E	F	PRŮMĚR (μ)	SD (σ)
SSOO	x	6	4	4	3	5	2	4,00	1,29
	y	15	6	5	8	18	4	9,33	5,28
	ttw	168	96	143	109	122	111	124,83	24,07
SSZO	x	3	3	5	3	2	2	3,00	1,00
	y	6	6	15	3	17	3	8,33	5,59
	ttw	153	102	150	113	109	90	119,50	23,74
USOO	x	9	9	4	5	8	10	7,50	2,22
	y	15	10	7	9	9	7	9,50	2,69
	ttw	196	133	112	126	102	129	133,00	30,10
USZO	x	12	9	5	9	9	7	8,50	2,14
	y	16	15	5	70	5	6	19,50	23,04
	ttw	262	126	131	204	113	120	159,33	54,99
FLL	x	21	14	9	23	23	11	16,83	5,73
	y	43	26	17	29	35	27	29,50	8,04
	ttw	1009	1066	658	1351	936	947	994,50	204,66
FLP	x	27	21	11	27	27	13	21,00	6,73
	y	49	29	23	29	24	20	29,00	9,50
	ttw	1001	1169	556	1306	549	622	867,17	305,44

Zkratky uvedené v tabulkách: SSOO – široký stoj otevřené oči, SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka (σ), x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total travel way

V testu SSZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 3 mm se směrodatnou odchylkou 1 (x : $\mu=3$, $\sigma=1$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8,33 mm se směrodatnou odchylkou 5,59 (y : $\mu=8,33$, $\sigma=5,59$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 119,5 mm se směrodatnou odchylkou (ttw: $\mu=119,5$, $\sigma=23,74$). V testu USOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 7,5 mm se směrodatnou odchylkou 2,22 (x : $\mu=7,5$, $\sigma=2,22$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,5 mm se směrodatnou odchylkou 9,5 (y : $\mu=9,5$, $\sigma=9,5$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 133 mm se směrodatnou odchylkou 30,1 (ttw: $\mu=133$, $\sigma=30,1$). V testu USZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 8,5 mm se směrodatnou odchylkou 2,14 (x : $\mu=8,5$, $\sigma=2,14$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 19,5 mm se směrodatnou odchylkou 23,04 (y : $\mu=19,5$, $\sigma=23,04$) a průměrná

hodnota celkové dráhy COP 159,33 mm se směrodatnou odchylkou 54,99 (ttw: $\mu=159,33$, $\sigma=54,99$). V testu FL L byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 16,83 mm se směrodatnou odchylkou 5,73 (x: $\mu=16,83$, $\sigma=5,73$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 29,5 mm se směrodatnou odchylkou 8,04 (y: $\mu=29,5$, $\sigma=8,04$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 994,5 mm se směrodatnou odchylkou 204,66 (ttw: $\mu=994,5$, $\sigma=204,66$). V testu FL P byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 21 mm se směrodatnou odchylkou 6,73 (x: $\mu=21$, $\sigma=6,73$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 29 vmm se směrodatnou odchylkou 9,5 (y: $\mu=29$, $\sigma=9,5$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 867,17 mm se směrodatnou odchylkou 305,44 (ttw: $\mu=867,17$, $\sigma=305,44$).

Kontrolní skupina pokračovala ve standartním tréninku a po šesti týdnech bylo provedeno výstupní měření, jehož hodnoty jsou uvedeny v tab. č. 15.

Tabulka č. 15 Naměřené hodnoty kontrolní skupiny po intervenci v jednotlivých testech (mm)

	PO	A	B	C	D	E	F	PRŮMĚR (μ)	SD (σ)
SSOO	x	9	6	5	4	2	3	6,00	2,27
	y	16	9	5	8	9	5	9,50	3,68
	ttw	200	113	140	141	116	115	148,50	30,26
SSZO	x	7	5	4	4	1	4	5,00	1,77
	y	9	10	7	6	5	5	8,00	1,91
	ttw	175	132	135	134	119	137	144,00	17,27
USOO	x	9	13	5	8	8	10	8,75	2,41
	y	6	10	8	9	11	9	8,25	1,57
	ttw	148	113	120	152	118	121	133,25	15,34
USZO	x	15	8	4	8	8	7	8,75	3,30
	y	10	7	10	10	4	6	9,25	2,34
	ttw	182	106	129	152	104	123	142,25	27,23
FLL	x	22	17	9	15	21	10	15,75	4,96
	y	26	24	16	21	24	21	21,75	3,21
	ttw	857	1181	643	773	690	848	863,50	174,19
FLP	x	21	12	15	23	30	9	17,75	7,11
	y	27	23	23	37	45	26	27,50	8,13
	ttw	1085	870	562	1177	875	871	923,50	194,64

Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj otevřené oči, SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka (σ), x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total travel way

V testu SSOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 6 mm se směrodatnou odchylkou 2,27 (x: $\mu=6$, $\sigma=2,27$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,5 mm se směrodatnou odchylkou 3,68 (y: $\mu=9,5$, $\sigma=3,68$) a průměrná

hodnota celkové dráhy COP 148,5 mm se směrodatnou odchylkou 30,26 (ttw: $\mu=148,5$, $\sigma=30,26$). V testu SSZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 5 mm se směrodatnou odchylkou 1,77 (x: $\mu=5$, $\sigma=1,77$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8 mm se směrodatnou odchylkou 1,91 (y: $\mu=8$, $\sigma=1,91$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 144 mm se směrodatnou odchylkou 17,27 (ttw: $\mu=144$, $\sigma=17,27$). V testu USOO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 8,75 mm se směrodatnou odchylkou 2,41 (x: $\mu=8,75$, $\sigma=2,41$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 8,25 mm se směrodatnou odchylkou 1,57 (y: $\mu=8,25$, $\sigma=1,57$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 133,25 mm se směrodatnou odchylkou 15,34 (ttw: $\mu=133,25$, $\sigma=15,34$). V testu USZO byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 8,75 mm se směrodatnou odchylkou 3,3 (x: $\mu=8,75$, $\sigma=3,3$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 9,25 mm se směrodatnou odchylkou 2,34 (y: $\mu=9,25$, $\sigma=2,34$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 142,25 mm se směrodatnou odchylkou 27,23 (ttw: $\mu=142,25$, $\sigma=27,23$). V testu FL L byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 15,75 mm se směrodatnou odchylkou 4,96 (x: $\mu=15,75$, $\sigma=4,96$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 21,75 mm se směrodatnou odchylkou 3,21 (y: $\mu=21,75$, $\sigma=3,21$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 863,5 mm se směrodatnou odchylkou 174,19 (ttw: $\mu=863$, $\sigma=174,19$). V testu FL P byla naměřena průměrná hodnota medio-laterální výchylky 17,75 mm se směrodatnou odchylkou 7,11 (x: $\mu=17,75$, $\sigma=7,11$), průměrná hodnota antero-posteriorní výchylky 27,5 mm se směrodatnou odchylkou 8,13 (y: $\mu=27,5$, $\sigma=8,13$) a průměrná hodnota celkové dráhy COP 923,5 mm se směrodatnou odchylkou 194,64 (ttw: $\mu=923,5$, $\sigma=194,64$).

Procentuální změny hodnot průměrů a směrodatných odchylek parametru ttw v jednotlivých testech po šesti týdnech jsou znázorněny v tabulce č. 16 a graficky vyjádřeny v grafu č. 3.

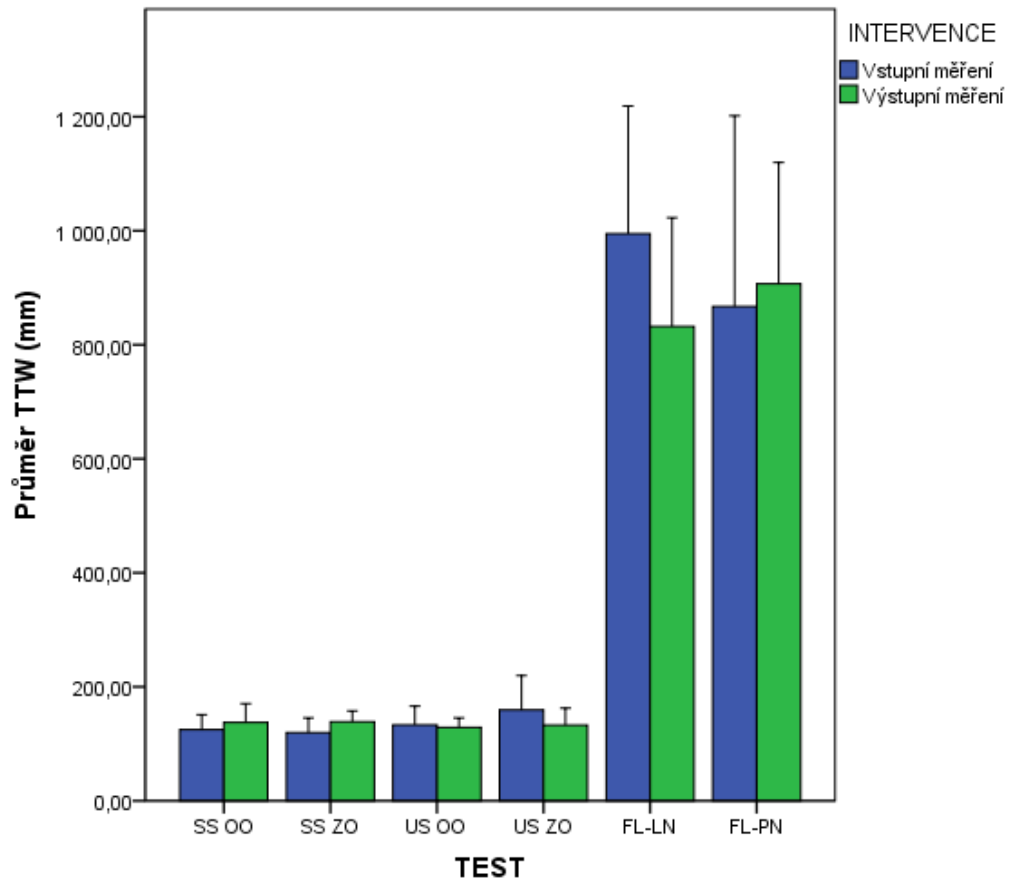
Tabulka č. 16 Procentuální změny hodnot průměru a směrodatné odchytky ttw před a po intervenci u kontrolní skupiny

TTW	PŘED v (mm)		PO v (mm)		ROZDÍL PRŮMĚRŮ (μ)	ROZDÍL SMĚRODATNÉ ODCHYLKY (σ)
	PRŮMĚR	SMĚR.OD	PRŮMĚR	SMĚR.OD	v %	v %
SSOO	124,83	24,07	137,50	30,26	-10,15	-25,74
SSZO	119,50	23,74	138,67	17,27	-16,04	27,26
USOO	133,00	30,10	128,67	15,34	3,26	49,05
USZO	159,00	54,99	132,67	27,23	16,56	50,49
FL L	994,50	204,66	832,00	174,19	16,34	14,89
FL P	867,17	305,44	906,67	194,64	-4,56	36,28

Zeleně je označeno zmenšení směrodatné odchytky a snížení hodnot průměrů ttw parametru
Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj oči otevřené, SSZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchytky, ttw – total trawel way (mm)

V testu SSOO se průměr celkové dráhy COP zvětšil o 10,15% a směrodatná odchytky se zvětšila o 25,47% (před: $\mu=124,83$, $\sigma=24,07$; po: $\mu=137,50$, $\sigma=30,26$). V testu SSZO se průměr celkové dráhy COP zvětšil o 16,04% a směrodatná odchytky se zmenšila o 27,26% (před: $\mu=119,50$, $\sigma=23,74$; po: $\mu=138,67$, $\sigma=17,27$). V testu USOO se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 49,05% a směrodatná odchytky se změnila o 3,26% (před: $\mu=30,10$, $\sigma=133,00$; po: $\mu=15,34$, $\sigma=128,67$). V testu USZO se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 50,49% a směrodatná odchytky se zmenšila o 16,74% (před: $\mu=54,99$, $\sigma=159,33$; po: $\mu=27,23$, $\sigma=132,67$). V testu FL L se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 14,89% a směrodatná odchytky se zmenšila o 16,34% (před: $\mu=204,66$, $\sigma=994,50$; po: $\mu=174,19$, $\sigma=832$). V testu FL P se průměr celkové dráhy COP zmenšil o 36,28% a směrodatná odchytky se zvětšila o 4,56% (před: $\mu=305,44$, $\sigma=305,44$; po: $\mu=194,64$, $\sigma=906,67$).

graf č. 3 Grafické znázornění rozdílů průměrů hodnot ttw v jednotlivých testech před a po intervenci u kontrolní skupiny



Zkratky uvedené v grafu: SSOO – široký stoj oči otevřené, SOZO – široký stoj oči zavřené, USOO – úzký stoj oči otevřené, USZO – úzký stoj oči zavřené, FL LN – stoj na levé dolní končetině, FL PN – stoj na pravé dolní končetině, ttw – total trawel way

6. DISKUZE

V této pilotní studii byla stanovena hypotéza:

- Pravidelný, šestitýdenní celotělový vibrační trénink obsahující cviky pro rozvoj rovnováhy, koordinace a posílení svalů účastníci se stabilizace trupu zlepšili u probandů experimentální skupiny vybrané parametry posturální stability.

Jako hodnotící parametr byla zvolena celková dráha centre of pressure ve vybraných testech. Získané hodnoty ze vstupního a výstupního vyšetření poukazují na výrazné zlepšení stability stoje u testu ve stoji na jedné dolní končetině (Flamengo test). U ostatních testů se hypotéza nepotvrdila. Možné vysvětlení je uvedeno níže.

Získané hodnoty výchylek COP v medio-laterálním směru (x), antero-posteriorním směru (y) a celkové dráhy COP (ttw) u parametrů jednotlivých testů při vstupním vyšetření ukazují na velmi dobrou úroveň udržování stabilního stoje plážových volejbalistů jako celku. Se zvyšujícím se stupněm obtížnosti jednotlivých testů se hodnoty jednotlivých parametrů logicky zvyšují, jak je znázorněno v grafu 1. I přesto dosahují hodnoty parametrů velmi dobrého výsledku. Vzhledem k malému počtu probandů a interindividuálním rozdílům jsme naměřili vysoké směrodatné odchylky. Neznatelnější interindividuální rozdíly, které můžeme vidět v tabulce č. 10 se projeví v testu flamengo (FL L a FL P), kde nejmenší naměřená hodnota v parametru celkové dráhy (test: FL L, parametr: FL L) COP byla ve stoji na levé dolní končetině 580 mm a největší hodnota 1883 mm, což je téměř dvojnásobek průměru tohoto parametru. Podobný rozptyl hodnot byl naměřen i u testu FL P (549 mm, 1686 mm). U dílčích parametrů v medio-laterálním a antero-posteriorním směru je hodnocení zavádějící, vzhledem k nízkým naměřeným hodnotám. To znamená, že ačkoli interindividuální rozdíly byly značné, například v testu SSZO v antero-posteriorním směru kde rozptyl hodnot byl od 3 mm do 17 mm, nelze říci, že posturální funkce probanda, který dosáhl horní hranice rozptylu je špatná, neboť ve srovnání s širokou populací je stále hodnocena jako malé vychýlení COP.

Soubor byl randomizovaným výběrem rozdělen do dvou skupin, přičemž experimentální skupina se podrobila šestitýdennímu celotělovému vibračnímu tréninku a kontrolní skupina pokračovala v původním tréninku. Pro posouzení účinku intervence pomocí celotělového vibračního tréninku jsme vybrali u jednotlivých testů parametr celkové dráhy COP, kde můžeme nejlépe sledovat změny před a po intervenci. Jsme si však vědomi, že změna ttw nemusí nutně kooperovat se změnou dílčích výchylek v medio-laterálním a antero-posteriorním směru. To se projevilo například u probanda 1, u kterého se zmenšily výchylky jak v medio-laterálním, tak antero-posteriorním směru, ale celková dráha zůstala stejná (tab. č. 11 a 12).

Jak již bylo uvedeno výše, nízké hodnoty parametrů v testech poukazují na velmi dobrou funkci posturálního systému celého souboru. Především v testech ve stoji na obou dolních končetinách (SSOO, SSZO, USOO, USZO) jsme nemohli očekávat výrazné zlepšení, neboť hodnoty výchylek, jak v sagitální a frontální rovině, tak i celkové dráhy COP, byly velmi malé a nebylo se teoreticky „kam“ zlepšovat. Ke změně tak mohlo dojít v koordinačně náročnějším testu „flamengo“ (stoj na jedné DK), což také potvrzují výsledky měření po intervenci (tab.č.13), kde došlo k viditelnému zlepšení probandů a to v průměrných hodnotách ttw na levé dolní končetině o 26,55% a na pravé dolní končetině o 28,57%. To je také znázorněno v grafu č. 3. kde můžeme vidět výrazné zlepšení v hodnotách parametrů celkové dráhy COP (ttw) v testu flamengo pro obě dolní končetiny po intervenci u experimentální skupiny. V testu „flamengo“ na pravé dolní končetině se zlepšily všichni členové experimentální skupiny (příloha 3). Obecně PDK byla v hodnotách parametru ttw testu FL P horší než levá dolní končetina. Můžeme spekulovat o tom, že je to dáno, větším využitím levé dolní končetiny v herních činnostech (smeč, podání) plážového volejbalu a tím vyšším nárokům na její stabilitu. Všichni probandi mají levou dolní končetinu odrazovou. Obecně můžeme říci, že zlepšení v parametrech posturální stability se projevilo především u hráčů experimentální skupiny s počátečními vyššími hodnotami a tudíž horšími výsledky. U probandů s hodnotami nejlepšími na počátku měření došlo jen k minimálním změnám a v některých parametrech došlo dokonce k zhoršení, které je ale tak malé, že jej můžeme zanedbat.

Problematika posturální stability a jejího hodnocení je velmi diskutována. Kvalitu stability těla podmiňuje hned několik různých faktorů jako je gravitace, hmotnost, výška těla, struktura segmentů, vlastnosti oporné plochy, psychický stav či funkce vlastní funkce posturálního systému. Obsáhnout všechny tyto složky v jedné

objektivizační metodě je nemožné a tudíž hodnocení posturální stability se zužuje na hodnocení vybraného faktoru, jež je danou objektivizační metodou sledován.

Stabilometrické vyšetření pomocí plošiny Footscan, která byla použita jako objektivizační metoda v této studii, analyzuje změny polohy průmětu těžiště celého těla v čase do opěrné plochy a vypovídá o schopnosti celého funkčního komplexu (řídící i výkonové složky) zajistit požadovanou vzpřímenou polohu (Otáhal, 1999).

Stabilografické vyšetření bylo také využito v několika studiích, které posuzovaly vliv celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu. V dostupné literatuře se vliv WBVT na posturální stabilitu hodnotil převážně dynamickou posturografií. Nejvýraznějších výsledků dosáhly studie zabývající se vlivem celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu v kontextu s postižením centrální nervové soustavy, ortopedickými úrazy, nebo u starší populace v rámci prevence pádů. Například Turbanski a Haas (2005) popsali ve své studii pozitivní reakce na WBVT u probandů trpících Parkinsonovou nemocí. V této studii bylo využito dynamických posturografických testů na nestabilní plošině Coordex a hodnoceny byly výchylky COP v medio-laterální a antero-posteriorní směru během stoje o široké a úzké bázi. Výsledky potvrdily signifikantní zlepšení u obou testů. Zlepšení posturální kontroly pomocí dynamické posturografie po aplikaci WBVT (12 měsíců) u starší populace potvrdil také Boagerts et al. (2007). Van Des et al. (2004) popsal signifikantní zlepšení posturální kontroly u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Možnostmi využití WBVT v rámci rehabilitace u pacientů po plastice ACL se zabýval ve své studii Moezy et al. (2008), který dynamickou posturografií (Biodex Stability System) potvrdil hypotézu, že WBVT dlouhodobě zlepšuje propriocepci a posturální stabilitu po plastice předního zkříženého vazů.

Studii, zabývajících se využitím WBVT k ovlivnění posturální stability u mladých zdravých jedinců, je jen velmi málo. Například Torvinen et al. (2002) hodnotil posturální stabilitu mladých zdravých jedinců pomocí dynamické posturografie (Biodex Stability System). Hodnotila se variace výchylek COP ze střední polohy na nestabilní plošině, která je zásobena osmi různými úrovněmi obtížnosti testů. Měření proběhlo dvě minuty po aplikaci WBVT a bylo pozorováno zlepšení balančních schopností, do hodiny však tyto benefity zmizely.

Posturální stabilitou u vrcholových sportovců se zabýval Mahieu et al. (2006), který ve své studii srovnával kromě jiného vliv WBVT na posturální stabilitu v porovnání s klasickým silovým tréninkem (resistance training). Ačkoli hodnoty testů se zvýšily jen

na střední hodnotu ve WBV skupině, u hodnot klasického rezistenčního tréninku došlo pouze k malému efektu cvičení.

Vzhledem k tomu, že většina dostupné literatury používala jako objektivizační metodu dynamickou posturografii, nemůžeme zcela jednoznačně porovnávat výsledky naší studie, která k posuzování funkce posturálního systému využívala statické posturografie. Na tento problém poukázal také Kean et al. (2006), který zaznamenal ve své práci zlepšení statické posturální stability po tréninku statických poloh, ne však zlepšení dynamické posturální stability. U skupiny, jež používala balančních pomůcek bylo naopak zaznamenáno zlepšení dynamické, ne však statické posturální stability. Také další autoři v minulosti zaznamenali nízkou korelaci mezi testy statické a dynamické posturální stability (Bachman, 1961). Byl též nalezen nevýznamný vztah v rychlosti vychylování Center of Pressure (COP) mezi testy ve statických a dynamických podmínkách (Zemková, 2009). Využití obou posturografických metod k ohodnocení posturální stability by mohlo být tématem budoucích studií.

7. ZÁVĚR

Posturální stabilita a tedy i hodnocení posturálních funkcí je důležitou součástí diagnostiky jak ve sportu, tak i v běžném životě.

Měřit stabilitu vzpřímeného stoje člověka je velmi obtížné. Člověk není tuhé těleso, „tuhost“ lidského organismu při stoji je dána mnoha faktory, např. svalovou aktivitou nebo vlivem řízení, kdy centrální nervový systém zpracovává informace z periferie, porovnává je s předchozími zkušenosti a dle toho upravuje a koriguje výstupní informace – konečnou rovnovážnou reakci organismu. Míra stability vzpřímeného stoje je dána prací, kterou musí člověk vykonat, aby COP nepřekročilo BS.

Stabilografie (či posturografie) je moderní a rychlou vyšetřovací metodou, která používá k vyšetření stoje plošinu. S rozvojem medicíny a potřebou efektivnosti a objektivnosti vyšetřovacích postupů, s překotným vývojem počítačové techniky, vyvstala potřeba vytvořit odpovídající diagnostické metody. Jedná se o levnou neinvazivní a objektivní metodu, díky které je vyšetření časově nenáročné a lze jej použít ke kvantifikaci vyšetření a naměřených dat.

V této pilotní studii byla k hodnocení posturální stability použita snímací deska Footscan, která vyhodnocuje tlakové zatížení jednotlivých senzorů a následně vypočítává středy tlakového působení (COP).

Předmětem sledování této studie byl soubor složený z vrcholových plážových volejbalistů, jejichž nároky na dobrou posturální funkci jsou značné. Cílem této práce bylo posoudit možné využití celotělového vibračního tréninku ke zlepšení posturální stability u vybrané sportující populace, v našem případě, plážových volejbalistů. Ze získaných dat je zřetelná tendence ke zlepšení posturální stability a na základě výsledků můžeme vyhodnotit celotělový vibrační trénink jako vhodný doplněk k vlastnímu tréninku. Do budoucna by bylo vhodné vytvořit statisticky významné studie, jež by objektivně posoudili možnosti využití celotělového vibračního tréninku.

8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- AYDOG, E.; AYDOG, S. T.; CAKCI, A.; DORAL, M. N. Dynamic postural stability in blind athletes using the Biodex stability system. *Int J Sports Med.* 2006, 27, vol 5, s. 415-418.
- BACHMAN, J.C. (1961). Specificity vs. generality in learning and performing two large muscle motor tasks. *Res Quart*, 32: 3–11.
- BENCKO, V. *Hygiena : Učební texty k seminářům a praktickým cvičením. 2. přepracované a doplněné vydání.* vydání. Praha : Karolinum, 2002. ISBN 80-7184-551-5.
- BOGAERTS A.; VERSCHUEREN, S.; DELECLUSE, C.; CLAESSENS A. L.; BOONEN, S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: A 1 year randomized controlled trial. *Gait and Posture.* 2007, vol 26, s. 309-316.
- BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology.* 1999, vol 79, s. 306-311.
- BOSCO, C.; COLLI, R.; INTROINI, E.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O.; MADELLA, A.; TIHANYI, J.; VIRU, A. Adaptive response of human skeletal muscle to vibration exposure, *Clinical Physiology.* 1998, vol 19, no. 2, s. 183-187.
- BURMAGNE, S. P.T; LYSENS, R. M. D.; SWINNEN, S.; VERSCHUEREN, S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine.* 1999, vol 24, s. 1328 – 1331.
- CARDINALE, M.; LIM, J. The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Med. sport.* 2003, vol 56, s. 287 – 292.
- COCHRANE, D. J.; LEGG, S. J.; HOOKER, M. J. The short – term effect of whole body vibration on vertical jump, sprint, and agility performance. *Journal Of Strength And Condition Research / National Strength and Condition Association.* 2004, 18, s. 828 – 832.

- De GAIL, P.; LANCE, J. W.; NEILSON, P. D. Differential effects on tonic and phasis reflex mechanism produced by vibration of muscles in man. *Journal Of Neurology, Neurosurgery, And Psychiatry*. 1966, vol 29., s. 1-11.
- EKLUNG, G.; HAGHBARTH, K. E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp.Neurol*. 1966, vol 16, s. 80 – 92.
- FAGNANI, F.; GIOMBINI, A.; Di CESARE, A.; PIGOZZI, F.; Di SALVO, V. The effects of a whole – body vibration training on muscle performance and flexibility in female athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol 85, s. 956-962.
- FITZPATRICK, C.; SIMPSON, J. M.; VALENTINE, J. D.; RYDER, S.,; PEACOCK-EDWARDS, T.; SIDNELL, P.; COLOGNESE, M. The measurement properties and performance charakteristics among older people of TURN180, a test of dynamic postural stability. *Clinical Rehabilitation*. 2005, vol 19, s. 412-418.
- HAAS, C. T.; TURBANSKI, S.; SCHMIDTBLEICHER, D. Nerval and mechanical rhythms in balance training. *Isokinetics and Excercise Science*. 2004, vol 1, s. 54-55.
- HATZIAKY, V.; ZLSI, V.; KOLLIAS, I.; KIOMOURTOZOGLOU, E. Perceptual – Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior*, 2002, vol 34, no. 2, s. 161-170.
- HORAK, F. B. Clinical Measurement of Postural Kontrol in Adults. *Physical Therapy*. 1987, vol 67, no. 12, s. 1881-1885.
- ISSURIN, V. B.; TENENBAUM, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strenght in elite and amateur athletes. *Jurnal of Sports Sciences*. 1999, no 17, s. 177-182.
- JACKSON, J. K; MERRIMAN, H. L; VANDERBURGH, M. P; BRAHLER, C. J. Acute effects of whole-body vibration on lower extremity muscle performace in persons with multiple sclerosis. *Journal of neurologic physical therapy*. 2008, vol 4, s. 171-176.
- KAPTEYN, T. S.; BLES, W.; NJIOKIKTIJEN, CH. J.; KOODDE, L.; MASEN, C. H.; MOL, J. M. F. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*. 1983, vol 24, s. 321-326.
- KINSER, A.; RAMSEY, M. W.; O'BRYANT,H. S.; AYRES, C, A.; SANDS,

- W. A.; STONE, M. H. Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2007, vol 40, s. 133-140.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – Diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 10, č. 4, s. 155–170.
 - KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 2002 - 230 s. ISBN 80-246-0350-0
 - KUCZYŃSKI, M.; WIELOCH, M. Effects of accelerated breathing on postural stability. *Human movement*. 2008, vol 9, s. 107-110.
 - LAUPER, M.; KUHN, A.; GERBER, R.; LAUGINBÜL, M.; RADLINGER, L. Pelvic floor stimulation: What are the good vibrations? *Neurourol Urodyn*. 2009, vol 28, no. 5, s. 405-410.
 - LE CLAIR, K.; RIACH, C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin. Biomech*. 1992, vol 11, no. 11, s. 40–45.
 - LEPIL, O. *Fyzika pro gymnázia – Mechanické kmitání a vlnění*. 4. vydání. Praha: Prometheus, 2007. ISBN: 978-80-7196-387-5.
 - MAHIEU, N. N.; WITVROUW, E.; VAN DE VOORDE, D.; MICHILSEN, D.; ARBYN, V. R.; VAN DEN BROECKE, W. Improving strength and postural control in young skiers: whole body vibration versus equivalent resistance training. *Journal Of Athletic Training*. 2006, vol 41, s. 286–293.
 - MIKOLAJEC, K., RZEPKA, R.,: Objective assessment and importance of stability and motor control in sports performance, *Journal of Human Kinetics volume*. 2007, vol 18, s. 135–140.
 - MOEZY, A.; OLYAEI, G.; HADIAN, M.; RAZI, M.; FAGHIHZADEH, S. Comparative study of whole body vibration training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med*. 2008, vol 42, s. 373–378.
 - PARADISIS, G.; ZACHAROGIANNIS, E. Effects of whole-body vibration training on sprint running kinematics and explosive strength performance. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2007, vol 6, s. 44-49.
 - PARÁKOVÁ, B.; MÍKOVÁ, M.; KROBOT, A. Vibrace: Neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1, 2008, s. 11-17.

- PEL, J. J. M.; BAGHERI, J.; VAN DAM, L. M.; VAN DEN BERG-EMONS, H. J. G.; HOREMANS, H. L. D.; STAM, H. J.; VAN DER STEEN, J. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering and Physics*. 2009, vol 8, s. 937-944.
- PELCLOVÁ, D. *Nemoci z povolání a intoxikace*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1183-X.
- POKORNÝ, J. *Přehled fyziologie člověka*. 2.přeprac.vyd. Praha : Karolinum, 1996. ISBN 80-7184-323-7.
- RIACH, C.; STARKES, J. Velocity of centre of pressure excursion as an indicator of postural kontrol systéme in children. *Gait Posture*, 1994, 2, 3, s. 167 – 172.
- SIMONEAU, G. G.; ULBRECHT, J. S.; DERR, J. A.; CAVANGH, P. R.: Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait posture*. 1995, vol 3, s. 115-123.
- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*.2006, č. 3, s. 112-124.
- TORVINEN, S.; KANNUS, P.; SIEVÄNEN, H.; JÄRVINEN, T. A. H.; PASANEN, M.; KONTULAINEN, S.; JÄRVINEN, T. L. N.; JÄRVINEN, M.; OJA, P.; VUORI, I. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2002, vol 22, 2, s. 145-152
- TROPP, H.; ODNERICKY,P. Postural kontrol in single – limb stance. *Jurnal of Orthopaedic Research*. 1988, vol 6, No. 6, s. 833-839.
- TURBANSKI, S.;HAAS, C. T.; SCHMIDTBLEICHER, D. Effect of random Whole – Body vibration on postural kontrol in parkinson disease. *Research in Sport Medicine*,. 2005, vol 13, s. 243-256.
- VAN NES, I. J. W.; GEURTS, A. C. H.; HTNDRICKS, H. T.; DUYSSENS, J. Short-term effects of whole-body vibration on postural kontrol in unilateralchronic stroke patients: preliminary evidence. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 2004, vol 83, s. 867-873.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita 1. část – terminologie a biomechanické

principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002,č.4, s. 115-121.

- VAŘEKA, I. Posturální stabilita 2. část – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 122-129.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada- Publishing, 1995. ISBN: 80-716-9256-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené přepracované vydání. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VÉLE, F. Pohyb a věda o pohybu. Část II. *Rehabilitace a fyzikální Lékařství*. 1995, č. 1, s. 19–24.
- VERSCHUEREN, S.; ROELANTS, M.; DELECLUSE, CH.; SWINNEN, S.;VANDERSUCHEREN, D.; BOONEN, S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of bone and mineral research*. 2004, vol 19, s. 352-359.
- WIKSTORM, E. A., TILLMAN, M. D.; CHMIELEWSKI, T. L.; CAURAUGH, J. H.; BORSA, P. A. Dynamic postural stability deficits in subjects with self – reported ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercis.*, 2007, vol 18, No. 1, s. 2-15.
- YUE, Y.; MESTER, J. On the cardiovascular effects of whole-body vibration part II.. Lateral effects. Statistical analysis. *Studies in applied mathematics*. 2007, vol 119, s. 111-125.
- ZEMKOVA, E. Posturografia ako súčasť funkčnej diagnostiky. *Med Sport Boh Slov*. 2009, č. 1, s. 2-15.
- ŽUJOVÁ, E.; VAŘEKA, I. Hodnocení posturální stability akcelerometrem TriTrac – R3D. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 3, s. 109–111.

Elektronické zdroje:

- JANDÁK, Z. Vibrace přenášené na člověka. *Státní zdravotní ústav* [online]. 2007, [cit. 2011-03-03]. Dostupné z: <http://www.szu.cz>.

- Národní registr nemocí z povolání. Materiály: *Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky* [online].2007 [cit. 2011-02-20].dostupné z: www.uzis.cz
- OTÁHAL, J. Řízení pohybu. *Patobiomechanika a Patokoneziologie. Kompendium* [online]. 1999, [cit. 2011-03-03]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/>
- Vibrace. *Wikipedie.org* [online]. 2006, 5. 1. 2011 [cit. 2011-03-10]. Dostupné na: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kmit%C3%A1n%C3%AD>

9. PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 Žádost o vyjádření etické komise FTVS UK

Příloha 2 Informovaný souhlas pacienta

Příloha 3 Hodnoty parametrů všech testů před a po intervenci u experimentální skupiny

Příloha 4 Obrázkový soubor cviků

Příloha 2 Informovaný souhlas pacienta

Informovaný souhlas probanda

Já, *jméno příjmení*, souhlasím s použitím záznamu o průběhu léčby, které se účastním, za účelem zpracování diplomové práce. Diplomovou práci zpracuje Hana Strachotová, studentka V. ročníku magisterského studia na katedře Fyzioterapie FTVS UK v Praze.

Dále jsem byl seznámen s tím, že s cílem zachovat maximální anonymitu nebudou v klinickém kolokviu uvedena osobní data, tzn. celé jméno a příjmení, rodné číslo a identifikující podrobnosti.

Dále souhlasím s případným uveřejněním videozáznamů a fotografií, které však budou pořízeny s cílem zachovat maximální anonymitu a případné identifikační znaky budou zneviditelněny.

V Praze dne

.....

podpis

Příloha 3 Hodnoty parametrů všech testů před a po intervenci u experimentální skupiny

		PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO	PŘED	PO
EXP		1	1	2	2	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	8	8
SSOO	x	4	3	5	3	6	6	5	3	4	5	4	4	4	2	4	4
	y	8	4	11	6	10	11	16	10	17	6	9	9	7	8	13	20
	ttw	186	186	154	115	118	139	182	135	152	155	114	93	129	131	168	165
SSZO	x	3	3	3	6	3	6	6	4	4	5	2	2	3	3	4	4
	y	7	5	11	10	9	11	10	7	9	8	11	9	8	7	16	13
	ttw	149	226	165	137	145	167	219	147	168	227	134	126	147	117	183	184
USOO	x	7	4	6	6	7	12	9	7	7	6	5	4	7	6	5	5
	y	9	7	8	11	7	18	7	7	8	11	6	20	9	9	11	8
	ttw	152	159	125	132	107	168	175	145	177	166	103	115	127	137	146	130
USZO	x	6	10	7	10	10	17	14	11	18	15	8	4	13	8	7	9
	y	12	6	8	16	24	18	11	9	19	19	11	12	13	15	15	13
	ttw	135	174	185	240	260	236	273	233	346	373	164	132	274	220	168	180
FL L	x	16	17	19	19	25	17	18	12	17	17	15	12	18	14	20	22
	y	25	24	23	54	32	33	30	31	48	49	29	34	30	24	56	45
	ttw	645	652	1567	944	1526	1001	1005	651	1883	1104	580	688	1185	875	1049	1019
FL P	x	15	11	21	21	19	25	16	13	18	16	18	10	24	18	21	16
	y	34	18	33	48	29	38	19	16	29	40	21	35	31	24	25	30
	ttw	965	883	1686	962	1341	1222	781	597	1464	965	806	676	1689	976	1362	929

Zkratky uvedené v tabulce: SSOO – široký stoj otevřené oči, SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FL L – stoj na levé dolní končetině, FL P – stoj na pravé dolní končetině, SD – směrodatná odchylka (σ), x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total travel way

Příloha 4 Obrázkový soubor cviků

1. Příprava k pohybu

a. Warm –up

Střídavé výstupy na Power Plate s přednožením



Frekvenční výskoky snožmo na plošinu



Střídavé výskoky jednož na plošinu



b. Protažení

Protažení zadní strany steh



Protažení přední strany steh



Protažení vnitřní strany steh



Protažení zádových svalů



2. Vlastní cvičení

a. Koordinační a posilovací cvičení

Stoj na 1 DK se střídavou rotací trupu vpravo a vlevo



Stoj s unožováním



Stoj s přednožováním



Stoj se zanožováním



Váha předklonmo



Stoj na 1 DK přes upažení s overbalem v ruce do předpažení a vzpažení



Odbíjení s medicinbalem



Odbíjení s medicinbalem na 1 DK

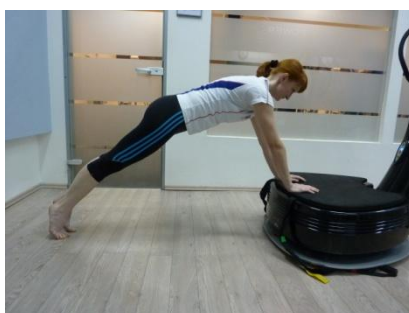


b. Stabilizační cvičení

Podpor na předloktí



Vzpor



Podpor na předloktí s zanožením 1 DK



Podpor na předloktí se skrčením 1D



Podpor na předloktí stranou



Podpor na předloktí stranou s unožením



Vzpor s oporou DK na fyzioballu



Vysoký vzpor s oporou DK na fyzioballu



Vzpor s oporou DK na medicinbalu + přidání zanožení



Podpor na předloktí s oporou HK na fyzioballu



Leh na fyzioballu s rukama v bok pokrčené DK + zdvih a podsazení pánve



Leh na fyzioballu se skrčenou a přednoženou DK



Podřepy na 1 DK



Podřepy s oporou



Výpad stranou



Výpad vpřed

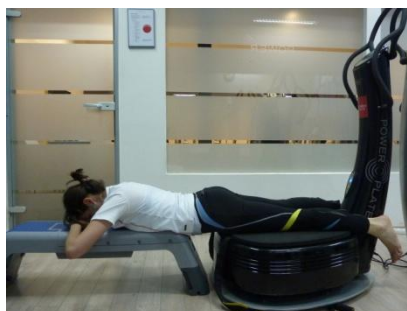


c. Relaxační cvičení

Leh na lavičce s DK na plošině



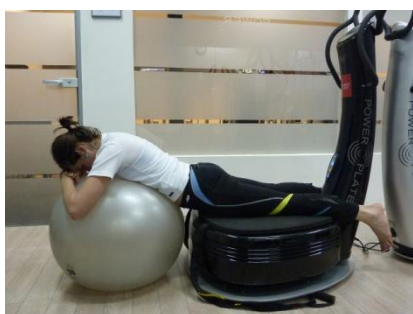
Leh na břicho na lavičce s DK na plošině



Leh s oporou fyzioballu a DK na plošině



Leh na břicho s oporou fyzioballu a DK na plošině



Klek s oporou HK na plošině



Podpor na předloktí klečmo s upažením 1HK na plošině



Leh s lýtky na plošině

