

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

Bc. Martina Koutná

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Využití vibrací ve sportu a zdravotnictví

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Jitka Čemusová, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Martina Koutná

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

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala PhDr. Jitce Čemusové, Ph.D za metodické vedení této práce, věcné rady a připomínky.

Abstrakt

Název: Využití vibrací ve sportu a zdravotnictví

Cíle: Cílem této práce je pomocí rešeršního zpracování tématu celotělového vibračního tréninku potvrdit či vyvrátit stanovené hypotézy.

Hypotézy:

1. Využití vibrační zátěže vede ke zvýšení svalové síly.
2. Využití vibrační zátěže vede ke zvýšení minerální denzity kostí.
3. Využití vibrační zátěže vede k ovlivnění balančních schopností cvičence.

Metody: Tato diplomová práce je zpracována rešeršní formou. Vznikla na podkladě prozkoumání dostupných literárních zdrojů, klinických studií dostupných prostřednictvím elektronických medicínských a sportovních databází a katalogů knihoven. Bylo využito česky a anglicky psaných literárních zdrojů z oblasti sportu, fyziologie, biomechaniky a různých medicínských oborů (osteologie, fyzioterapie, kineziologie).

Výsledky: Rešeršním zpracováním současného výzkumu v oblasti celotělového vibračního tréninku bylo zjištěno, že tato metoda může vést ke zvýšení svalové síly, minerální hustoty kosti, rovnováhy a mobility. Tento efekt závisí na zvolených parametrech celotělových vibracích. Za určitých podmínek, tak může představovat alternativu, nebo alespoň doplněk k běžnému tréninku pro zvýšení svalové síly, zlepšení rovnováhy a mobility starších jedinců či zvýšení hustoty minerálů v kosti. Při zvolení správných parametrů by mohly doplnit běžnou fyzioterapii v léčbě některých neurologických onemocnění.

Klíčová slova: vibrace, celotělový vibrační trénink, svalová síla, rovnováha, hustota minerálů v kosti, neurologická onemocnění, fyzioterapie

Abstract

Title: The Use of Vibration in Sports and Health Care

Objectives: The aim of this study is to confirm or refute established hypotheses.

Hypotheses:

1. The use of vibration loading improves muscle strength.
2. The use of vibration loading improves bone mineral density.
3. The use of vibration loading can influence balance.

Methods: This diploma thesis is elaborated as search form. It is based on exploration of available literary sources, clinical trials accessible through electronic databases of medical and sports, and library catalogs. The resources from sport, physiology, biomechanics, and various medical disciplines (osteology, physiotherapy, kinesiology) were used also.

Results: Due to retrieval process of whole body vibration training it was found out that this method can improve muscle strength, bone mineral density, balance and mobility. The effect depends on chosen parameters of whole-body vibrations. Under certain conditions whole-body vibration training could represent an alternative or a supplement to conventional training in order to increase muscle strength and bone mineral density or improve balance and mobility of elderly. The selection of right vibration parameters could support ordinary physical therapy of some neurological disorders.

Keywords: vibration, whole-body vibration training, muscle strength, balance, bone mineral density, neurological disorders, physical therapy

Obsah

1. Úvod.....	11
1.1 Metodika práce	13
Cíl práce.....	13
Hypotézy.....	13
Úkoly práce.....	13
Metody práce	13
2. Hlavní část	15
2.1 Vibrace z hlediska fyzikálního	15
2.1.1 Přenos vibračního signálu na organismus.....	16
2.1.2 Faktory ovlivňující celotělový vibrační trénink.....	20
2.1.3 Účinky celotělových vibrací	21
2.1.3.1 Flexibilita.....	21
2.1.3.2 Kardiovaskulární systém.....	22
2.1.3.3 Endokrinní systém	23
2.1.3.4 Tělesná hmotnost	23
2.1.4 Negativní účinky celotělových vibrací	24
2.1.4.1 Syndrom onemocnění nervového systému	24
2.1.4.2 Syndrom onemocnění cév.....	25
2.1.4.3 Syndrom onemocnění oporného a pohybového aparátu.....	25
2.1.4.4 Další možná poškození organismu	25
2.1.5 Celotělové vibrace a legislativa	26
2.1.6 Kontraindikace celotělového vibračního tréninku.....	26
3. Současný výzkum na poli celotělového vibračního tréninku	29
3.1 Svalová síla, výkon a rovnováha	29
3.1.1 Svalová síla	29
3.1.2 Metody měření svalové síly.....	31
3.1.3 Svalová síla a celotělový vibrační trénink	32

3.2	Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon	33
3.2.1	Okamžité účinky na svalovou sílu a svalový výkon.....	33
3.2.1.1	Srovnání cvičení s využitím celotělových vibrací a bez nich	34
3.2.1.2	Vliv frekvence, amplitudy a zrychlení na svalovou sílu a výkon	36
3.2.1.3	Vhodné kombinace frekvence a amplitudy pro zvýšení svalové síly a výkonu	38
3.2.1.4	Vliv doby působení vibračního podnětu	43
3.2.1.5	Krátkodobé účinky celotělových vibrací	43
3.2.1.6	Svaly trupu	44
3.2.2	Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon	46
3.2.2.1	Ovlivnění svalové síly a výkonu u mladších osob.....	46
3.2.2.2	Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon u starších osob	51
3.3	Rovnováha a svalová funkce u seniorů.....	54
3.3.1	Testy rovnováhy a svalové funkce u seniorů.....	55
3.3.2	Okamžité účinky celotělových vibrací na rovnováhu u seniorů.....	56
3.3.3	Vliv dlouhodobého vibračního tréninku na mobilitu a rovnováhu starších osob.....	57
3.4	Kostní hmota.....	60
3.4.1	Vliv mechanické zátěže na kostní remodelaci	60
3.4.2	Fyzická aktivita při osteoporóze	63
3.4.3	Hormonální řízení kostní remodelace.....	64
3.4.4	Osteoporotické zlomeniny	64
3.4.5	Hodnocení stavby kosti.....	65
3.4.6	Ovlivnění kostní hmoty celotělovými vibracemi.....	66
3.5.	Využití celotělových vibrací ve zdravotnictví	69
3.5.1	Celotělové vibrace u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní	69
3.5.2	Celotělové vibrace u pacientů s Parkinsonovou chorobou	72
3.5.3	Celotělové vibrace jako součást terapie po cévních mozkových příhodách. 75	
4.	Výsledky	77

4.1	Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu.....	77
4.2	Vliv celotělových vibrací na minerální hustotu kostí	78
4.3	Vliv celotělových vibrací na rovnováhu.....	78
5.	Diskuze	80
5.1	Vhodné nastavení celotělových vibrací pro ovlivnění svalů	80
5.2	Vliv doby působení celotělových vibrací	83
5.3	Vliv trénovanosti jedince	84
5.4	Rovnováha a svalový výkon u starší populace	84
5.5	Ovlivnění kostní hmoty	86
5.6	Celotělové vibrace u neurologických onemocnění	88
5.6.1	Roztroušená skleróza mozkomíšní	88
5.6.2	Parkinsonova choroba.....	89
5.6.3	Stavy po cévní mozkové příhodě.....	90
5.7	Možné vedlejší účinky celotělového vibračního tréninku	91
6.	Závěr	92

1. Úvod

Vibrační platformy se v současné době stávají běžným vybavením fitness a wellness center, sportovních klubů či zdravotnických zařízení. Jedná se o poměrně novou tréninkovou metodu, která je však laické veřejnosti prezentována téměř jako zázrak, při jehož používání dochází k zaručenému zvýšení svalové síly, zlepšení krevního oběhu, zvýšení hustoty kostní hmoty, redukci váhy, celulitidy a mnoho dalších. Bylo provedeno mnoho studií, jejichž závěry však nejsou jednoznačné.

Tato práce vznikla na popud několika dotazů mých přátel, zda si jako fyzioterapeut myslím, že „to může fungovat“. Všem novým, zaručeně fungujícím metodám příliš nedůvěřuji, ale samotnou mě zajímalo, jak si tento přístup vede v klinických studiích.

Při celotělovém vibračním tréninku jsou vibrace přenášeny na lidský organismus nepřímo z vibračního zdroje (platformy), který se pohybuje čistě vertikálně nebo kmitá různými směry. Na této platformě zaujímá cvičící osoba statickou polohu, nejčastěji stoj, nebo provádí různá dynamická cvičení (Issurin, 2005, Jordan, 2005, Dolny, 2008).

Původně byly celotělové vibrace (whole-body vibration, WBV) využívány u astronautů jako prevence osteoporotických změn a svalové atrofie při dlouhodobém pobytu ve stavu beztíže (Totony de Zepetnek, 2009). Tyto změny lze do jisté míry srovnat s problémy pacientů s míšní lézí nebo pacientů dlouhodobě upoutaných na lůžko, a proto je snaha zařadit vibrační trénink i do fyzioterapie. Díky stimulaci proprioreceptorů a dochází k ovlivnění rovnováhy (Véle, 2006), čemuž se věnovala řada studií (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Rees, 2009) zejména mezi seniory, u kterých je rovnováha důležitá jak z hlediska funkční nezávislosti, tak z hlediska prevence pádů (Kalvach, 2008). Možnost využití celotělových vibrací ve fyzioterapii byla zkoumána například u pacientů s Parkinsonovou chorobou (Ebersbach, 2008, Turbanski, 2005, Haas, 2010), roztroušenou sklerózou mozkomíšní (Schuhfried, 2005, Jackson, 2008, Schyns, 2009, Broekmans, 2010), dětskou mozkovou obrnou (Stark, 2010, Ruck, 2010) nebo postpoliomyelitickým syndromem (Brogardh, 2010). V oblasti fyzioterapie by se tak mohl tento trénink stát alespoň doplňkem k běžným postupům.

Mezi aktivními sportovci se tato metoda testovala jako doplněk běžného tréninku pro zvýšení výkonnosti v různých sportovních odvětvích od volejbalu (Bosco,

1999), sjezdového lyžování (Mahieu, 2006), golfu (Bunker, 2011) až po gymnastiku, kde autoři zjišťovali možnost zvýšení flexibility (Sands, 2008).

Je však známo mnoho negativních vlivů celotělových vibrací, a to zejména z oblasti pracovního prostředí. Nejčastěji se můžeme setkat s Raynaudovým syndromem, chronickými bolestmi zad až výhřezy meziobratlových plotének. Expozici člověka celotělovým vibracím například při práci na stavbě či řízení dopravních prostředků upravuje jak česká legislativa – zákon č. 258/2000 Sb. o ochraně veřejného zdraví, tak i mezinárodní standardy - ISO 2631-1 – Vibrace a rázy – hodnocení expozice člověka celkovým vibracím.

Do dnešní doby není znám přesný mechanismus působení vibrací na lidský organismus, proto není možné zcela jednoznačně určit optimální parametry vibrací pro ovlivnění konkrétních částí lidského těla. Jednotlivé studie se tak snaží experimentálně stanovit alespoň vhodnou frekvenci a amplitudu pro ovlivnění konkrétní svalové skupiny.

Cílem této rešeršní práce je vytvořit ucelený přehled o možnostech využití vibračního podnětu pro zlepšení fyzické kondice a vyhledání optimálních parametrů – nastavení frekvence, amplitudy, doby trvání cvičební jednotky, a odpovědět na stanovené hypotézy.

1.1 Metodika práce

Cíl práce

Rešeršně zpracovat téma celotělového vibračního tréninku jako možné tréninkové metody pro ovlivnění svalové síly, hustoty kostní hmoty a rovnováhy ve sportu a zdravotnictví. Práce si klade za cíl potvrdit či vyvrátit stanovené hypotézy.

Hypotézy

1. Využití vibrační zátěže vede ke zvýšení svalové síly
2. Využití vibrační zátěže vede ke zvýšení minerální denzity kostí
3. Využití vibrační zátěže vede k ovlivnění balančních schopností cvičence.

Úkoly práce

1. Vyhledání dostupných relevantních zdrojů.
2. Analýza zdrojů v oblasti svalové síly, hustoty kostí a rovnováhy.
3. Porovnání výsledků daných studií.
4. Na základě získaných dat zhodnocení možného přínosu celotělových vibrací v daných oblastech a zodpovězení stanovených hypotéz.
5. Určení vhodných parametrů celotělových vibrací, rozpoutání diskuze.

Metody práce

Diplomová práce je zpracována jako teoretická práce formou literární rešerše. Data byla získávána jednak pomocí knihovnických katalogů (Národní lékařská knihovna, Vědecká lékařská knihovna IKEM, Ústřední tělovýchovná knihovna), dále pomocí elektronických informačních zdrojů zpřístupněných pro Universitu Karlovu (EBSCO, SCOPUS, PubMed a další) či internetových vyhledávačů (google).

Byly použity jak odborné knihy, lékařské časopisy, tak i elektronické dokumenty zpřístupněné prostřednictvím internetu. Jako informační zdroje sloužily jak studie primární (systematické přehledy a meta-analýzy, randomizované kontrolované studie či kazuistiky), tak sekundární (přehledy, meta-analýzy) (Greenhalgh, 2003) publikované

v letech 2003 až 2011. Studie byly shromažďovány v období od listopadu 2010 do března 2011. V dubnu a květnu 2011 byla hodnocena jejich relevantnost a probíhalo jejich rozdělení do jednotlivých kapitol a podkapitol. Průběžně byly nashromážděné studie doplňovány o nejnovější výzkumy. Od května do srpna 2011 probíhala interpretace výsledků jednotlivých výzkumů a prezentace výsledků výzkumu.

2. Hlavní část

2.1 Vibrace z hlediska fyzikálního

„Za vibrace se označuje pohyb pružného tělesa nebo prostředí, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné polohy (Jandák, 2007).“ Z hlediska aplikace lze rozlišit vibrace přímé (lokální) a nepřímé (celotělové). Intenzita celotělového vibračního tréninku je vždy určena frekvencí kmitání (f) a dále amplitudou (A , v mnoha studiích uváděno rozmezí dvou maximálních výchylek – tzv. špička-špička, většinou v mm) nebo zrychlením, které autory udáváno buď v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ nebo v tzv. jednotkách g . Ty představují násobky gravitačního zrychlení g , které je rovno $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (Lorenzen, 2009). Pro porovnání jednotlivých studií, kde je určena pouze amplituda nebo pouze zrychlení, lze použít následující vzorec:

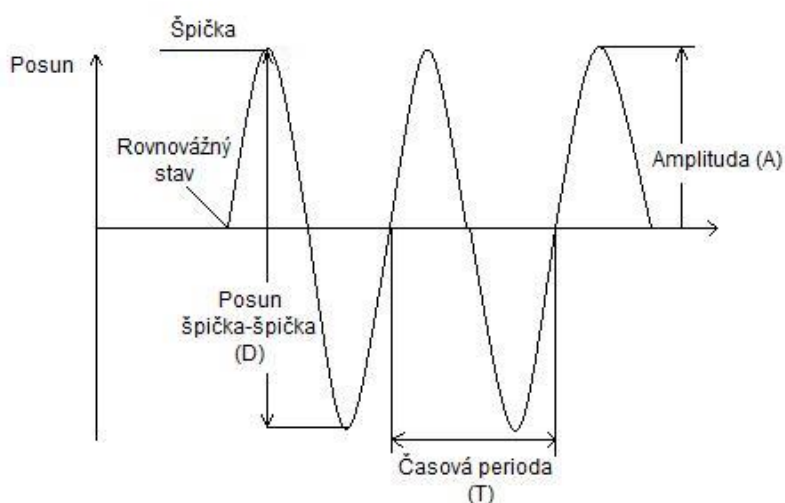
$$g = A (2\pi f)/9,81 \quad (1)$$

(Lorenzen, 2009).

Totosy de Zepetnek (2009) uvádí pro výpočet zrychlení (a) vzorec

$$a = 2 \times \pi^2 \times f^2 \times d \quad (2)$$

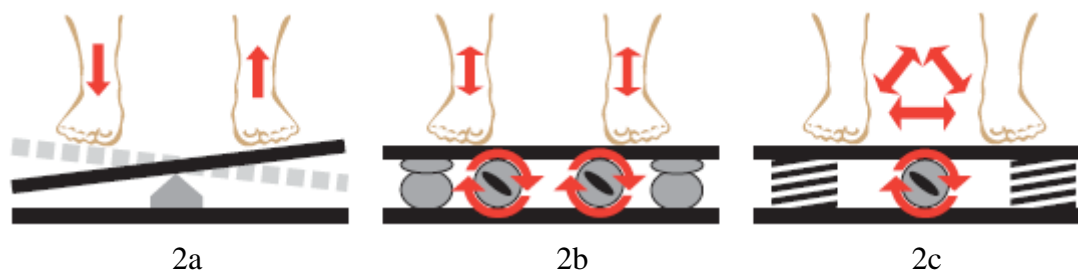
Zde d představuje maximální výchylku (posun špička-špička).



Obr.č. 1: Definice pojmů amplituda (A), posun špička-špička (D), časová perioda (T) (Nordlund, 2007)

Dalším faktorem, který ovlivňuje charakter vibrací, je způsob pohybu plošiny. Ve většině případů je cvičení prováděno na plošinách, které produkují sinusoidální

vibrace, nicméně existují i plošiny generující neharmonický pohyb desky. Vibrační plošiny uváděné na trh využívají tři různé způsoby kmitání desky. Mohou se buď naklápět recipročně nahoru a dolů podle středové osy (např. platformy Galileo) – latero-laterální vibrace (obr. 2a) nebo pohybovat vcelku nahoru a dolů – vertikální vibrace (obr. 2b) nebo ve všech třech rovinách – multidimensionální vibrace (např. platformy PowerPlate, obr. 2c) (Leigh, 2008).



Obr. č. 2: Srovnání mechanismů kmitání vibrační desky (Leigh, 2008)
2a – latero-laterální vibrace, 2b – vertikální vibrace, 2c – 3D vibrace

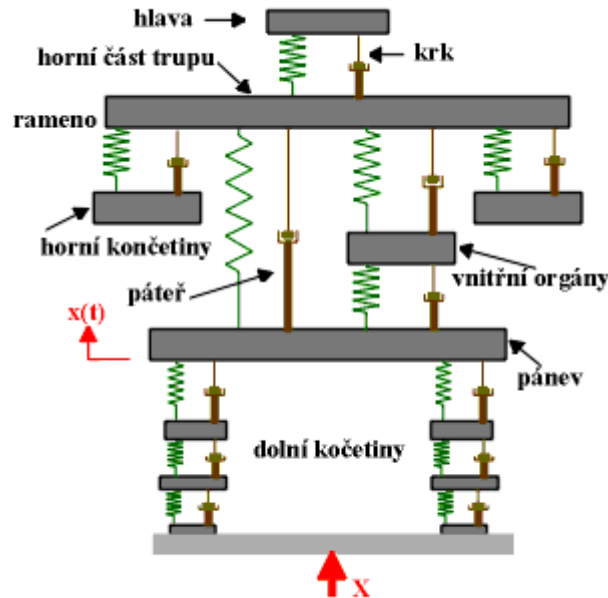
Naklápěcí plošiny (obr. 2a) obvykle kmitají s větší amplitudou, kterou lze navíc v průběhu cvičení měnit vzdáleností nohou od osy otáčení, ale naopak s nižší frekvencí než plošiny pohybující se vertikálním směrem vcelku (Schyns, 2009). Přesto naklápěcí plošiny dosahují větších zrychlení (až 15g) než plošiny pohybující se vertikálně (8g) (Pel, 2009)

2.1.1 Přenos vibračního signálu na organismus

S vibracemi se setkáváme v podstatě během každodenních aktivit či sportu, kdy se lidské tělo dostává do vzájemného působení s vnějším prostředím a působí na něj externí síly.

Během cvičení jsou motorem generované vibrace přenášeny na člověka nepřímo z vibrační platformy. Na té jedinec zaujímá statickou polohu (pro účely studií nejčastěji různé modifikace stoje) nebo provádí dynamická cvičení (příklady cviků uvádím v další kapitole diplomové práce). Přes plošky nohou, případně jiné části těla, které jsou v kontaktu s podložkou, dochází k prostupu mechanických vibrací do lidského těla a vyvolání reakčních sil (obr. č. 3). Šíření vibrací v lidském těle závisí na mnoha proměnných, které charakterizuje jednak zdroj vibrací, dále systém „zdroj vibrací –

člověk“ a lidský organismus samotný. Držení těla je považováno za převládající faktor, a to z důvodu různé vzájemné polohy tkání, orgánů a jejich pozice ve vztahu k šíření vibrací od zdroje (Harazin, 1998).

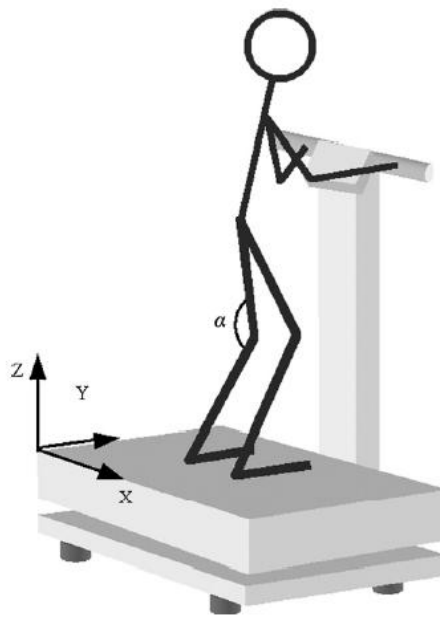


Obr. č. 3: Reologický model těla (Otáhal, 2011)

Dle Cardinala (2008) a Rubina (2003) má vzpřímený stoj za následek větší míru přenosu vibrací do těla (vibrace se dostávají do vyšších segmentů) a pokud se v dostatečné míře přenášejí až do oblasti hlavy, může vlivem kmitání hlavy dojít například k nevolnosti (Jordan, 2005, Cardinale 2008, Carlucci, 2010). Jako zcela nevhodná se zdá být poloha vsedě nebo dokonce vleže na plošině. V takovém případě se zkracuje vzdálenost hlavy od zdroje vibrací, které se následně přenáší hlavu v daleko větší míře než při poloze ve stoje, a následkem toho se může objevit poškození zraku, ztráta sluchu, vestibulární obtíže a další zdravotní rizika (Cardinale, 2008). Dle výzkumu Ishitakeho (1998), který srovnával vliv celotělových vibrací o frekvencích 8 až 80 Hz na zrak, bývá zrakové vnímání nejvýznamněji ovlivněno při frekvenci 12,5 Hz.

Naopak flexe v kolenních kloubech vibrace tlumí a omezuje tak přenos do vyšších segmentů. Dle Rubina (2003) může u osob, které zaujímají vzpřímený stoj, při frekvencích nižších než 20 Hz přenos zatížení na kyčelní kloub přesáhnout až 100%, což svědčí o rezonanci. U frekvencí vyšších než 25 Hz se při vzpřímeném stoju přenos na kyčelní kloub a páteř (processus spinosus L_4) snižuje přibližně na 80%,

při relaxovaném postoji klesá na 60%. Dvacetistupňová flexe v kolenních kloubech (tzn. úhel v kolenních kloubech 160°) snížila přenos vibrací až na 30%. Tyto výsledky byly naměřeny u zdravých mladých jedinců na platformě produkující sinusoidální vertikální vibrace. U starších jedinců lze očekávat vzhledem k nižší kloubové pohyblivosti, větší tuhosti svalů a šlach a omezení svalové aktivity rozdílnou míru šíření vibračního podnětu. Zároveň nelze aplikovat tyto poznatky na platformy recipročně se pohybující nahoru a dolů (Rubin, 2003).



Obr. č. 4: Schematická kresba jedince stojícího v podřepu (úhel v kolenních kloubech α) na vibrační platformě. Znázorněny jsou všechny roviny, ve kterých se může platforma pohybovat (Pel, 2009).

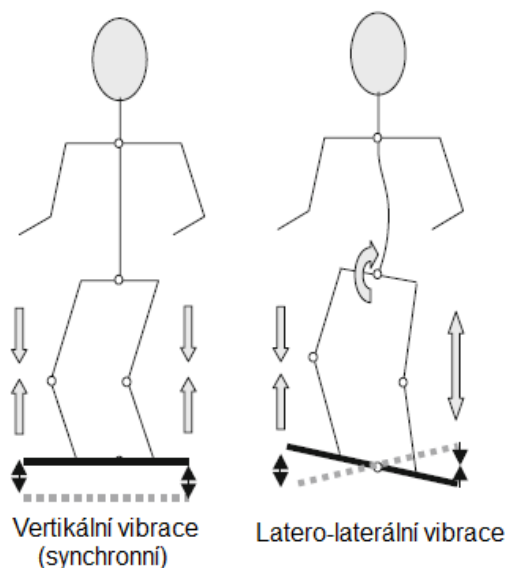
Další možností jak omezit působení vibrací ve vyšších segmentech je vzpřímený stoj s větším zatížením přednoží nebo stoj na špičkách, kdy zcela chybí kontakt pat s podložkou (Dolny, 2008).

V neposlední řadě je pro zvýšené tlumení kmitů nutné dbát na to, aby při cvičení byla kolena pokrčena s aktivním zapojením svalů dolních končetin, jelikož svalová aktivita vede ke zvýšené tuhosti měkkých tkání a tím i zvýšené absorpci energie. Kmity jsou tak lépe tlumeny a je minimalizován přenos vibrací do oblasti hlavy (Cardinale, 2006, Dolny, 2008). Takovéto tlumení zároveň facilituje vibracím vystavené svaly (označováno také jako muscle tuning) a vede tak ke zlepšení svalové funkce, případně i morfologickým změnám (Mikhaelová, 2010).

Mimo svalové činnosti je amplituda vibrací snižována tlumením ostatními

tkáněmi – kostmi, chrupavkami, synoviální tekutinou, měkkými tkáněmi či vnitřními orgány (Cardinale, 2005). Z tohoto důvodu jsou vibrace přenášené například do oblasti kyčelního kloubu či bederní páteře tlumeny méně než do oblasti hlavy či ramenních kloubů.

Míru přenosu lze mimo svalové činnosti ovlivnit i výběrem vibrační platformy. Dle studie provedené Abercrombiem (2007a) dochází u naklápěcích plošin při střídavém pohybu dolních končetin k rotaci pánve a flexi páteře (obr. č. 5), což ve svém důsledku vede k tlumení šíření vibrací do oblasti horní části těla a hlavy. Během synchronních vertikálních vibrací se tak do horní části těla a hlavy přenesou WBV o zrychlení o 71 – 189% než je tomu u latero-laterálních.



Obr. č. 5: Ilustrace přenosu dvou různých typů celotělových vibrací do lidského organismu (Rittweger, 2010).

Bressel (2010) považuje využití WBV za bezpečný prostředek tréninku nejen u dospělých jedinců, ale také u dětí. Cílem jeho studie bylo ověřit, zda se liší přenos vibračního podnětu u dětí a dospělých. Důležitým zjištěním tohoto výzkumu byl výraznější přenos do oblasti hlezenního a kyčelního kloubu u dětí v porovnání s dospělými, a to pouze při frekvenci 33 Hz. Avšak hodnoty vibrací v oblasti hlavy, které jsou z hlediska bezpečnosti považovány za významné, se mezi skupinami nelišily u žádné z testovaných frekvencí (28 Hz, 33 Hz a 42 Hz).

2.1.2 Faktory ovlivňující celotělový vibrační trénink

Při tvorbě tréninkového programu je potřeba zvážit několik následujících faktorů:

1. typ vibrační platformy – podle způsobu pohybu
2. frekvenci vibrací
3. amplitudu výchylky
4. zaujatou pozici cvičícího
5. počet cvičení – statické a/nebo dynamické
6. počet opakování (sérií) jednotlivých cviků
7. počet jednotek za týden
8. délku trvání jednotlivých cviků
9. délku pauzy mezi cviky
10. cvičení v obuvi/naboso

Podle principu progresivního zvyšování zatížení („overload princip“), pokud má dojít k dlouhodobějšímu zvýšení výkonnosti, musí se tréninková zátěž systematicky zvyšovat. Jen vlivem rostoucího zatížení příslušných orgánů a funkčních systémů, s pravidelným odpočinkem, dochází k požadovaným adaptačním změnám (Neumann, 2005). U vibračního tréninku lze tento princip aplikovat postupným zvyšováním počtu tréninkových jednotek za týden, počtu cviků a sérií jednotlivých cviků v tréninkové jednotce, zvýšením intenzity cvičení (například zařazením cviků na jedné dolní končetině – podřepy, výpony apod.), prodloužením délky trvání daného cviku, či zkrácením pauzy mezi jednotlivými sériemi cviků (Dolny, 2008).

V doprovodném textu k přístrojům DKN doporučují autoři (Šenkypl, 2011) následující stupňování tréninkového plánu:

- zvyšování délky trvání jednotlivých cviků (z 30 vteřin na 45 až 60 vteřin)
- snížení doby odpočinku mezi jednotlivými cviky (z 60 vteřin na 45 až 30 vteřin)
- zvyšování počtu sérií
- cviky provádět nejprve ve statické a následně i v dynamické podobě
- postupně přidávat další cviky
- zvyšování frekvence: 20 Hz – 25 Hz – 30 Hz – 35 Hz – 40 Hz – 45 Hz – 50 Hz

- zařazení cviků na jedné dolní končetině

Vzhledem k velkému množství různých kombinací frekvence a zátěže určené amplitudou nebo zrychlením, které umožňuje současná technologie, existuje i velké množství vibračních protokolů. A právě správné stanovení toho protokolu je zásadní pro ovlivnění jednotlivých částí těla (Savelberg, 2007, Jordan, 2005, Petit, 2010).

2.1.3 Účinky celotělových vibrací

Poprvé byly celotělové vibrace zkoumány jakožto součást tréninku ruskými vědci za účelem zvýšení svalové síly u trénovaných sportovců (Cardinale, 2011). V současné době je popisováno mnoho oblastí, ve kterých dochází ke zlepšení působením celotělových vibrací. Konkrétně se jedná o zvýšení svalové síly (McBride, 2010, Hazell, 2007, Adams, 2009, Wirth, 2010, Petit, 2010), zlepšení svalové činnosti u spastických či paretických pacientů (Tihanyi, 2007), zvýšení hustoty kostní tkáně (Gusi, 2006, Von Stengel, 2011b), Beck, 2010, Ruan, 2008) či zlepšení stability (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Rees, 2009), důležité zejména u starších lidí. U sportovců se testuje zařazení WBV do tréninku nejen pro zvýšení svalové síly a výkonu, ale také flexibility (Van den Tillaar, 2006, Dolny, 2008).

2.1.3.1 Flexibilita

Zvýšení flexibility po aplikaci WBV prokázala řada studií (Dolny, 2008, Van den Tillaar, 2006, Cardinale, 2003b). Dolny (2008) ve své rešeršní práci uvádí jako příklad srovnání 3 skupin mladých gymnastů, kteří absolvovali trénink flexibility běžným způsobem, s využitím WBV plošiny a nebo jako kombinaci těchto dvou. Největší výsledky byly pozorovány u kombinované skupiny (zvýšení o 18,5%), přibližně poloviční zvýšení rozsahu bylo zaznamenáno u WBV skupiny (9,5%), zatímco nejmenší změna byla naměřena u běžného způsobu strečinku (2%). V případě využití celotělových vibrací před testováním skokových dovedností navíc nedochází na rozdíl od běžného strečinku ke snížení žádného z měřených parametrů (výška skoku, silový gradient, maximální rychlost).

Z další studie (Van den Tillaar, 2006) vyplývá, že kombinace klasického

strečinku a WBV o frekvenci 28 Hz může zvýšit rozsah pohybu až o 30%, zatímco u samotného strečinku pouze o 14%. Cardinale (2003b) udává zvýšení flexibility ovlivněním flexorů kolenního kloubu o 13% při frekvenci 20 Hz a amplitudě 2 mm. Při aplikaci vysokofrekvenčního podnětu (40 Hz) byla naopak tendence k omezení flexibility. Dle Cardinale (2003b) může být přínos WBV v této oblasti tréninku dán jednak snížením muskulotendinozní tuhosti, inhibicí antagonistických svalů či snížením prahu bolesti.

2.1.3.2 Kardiovaskulární systém

Z pohledu biomechaniky působí na cévy jak longitudinální, tak laterální složka celotělových vibrací. Hydrodynamická analýza provedená Yuem (2007a) ukazuje, že **longitudinální** složka vibrace může výrazně zvýšit maximální smykové napětí na stěně zejména velkých cév. Zvýšené maximální smykové napětí může působit na jedné straně pozitivně – přínos pro remodelaci cév a jejich dilataci, na druhé straně může zvýšené smykové napětí na stěně cévy zvýšit riziko poškození endoteliálních buněk, např. u osob s onemocněním koronárních cév. Při analýze **laterální** složky (Yue, 2007b) byl kladen důraz na dilataci arteriol, jelikož se výrazně podílí na celkovém periferním odporu. Dilatace arteriol během působení vibračního podnětu v závislosti na amplitudě tak může být až 30%. Během působení vibračního podnětu v závislosti na amplitudě tak může dojít k zvětšení průsvitu arteriol až o 30 %

Při WBV cvičení se dále zvyšuje objem krve ve svalech, na rozdíl od běžného odporového tréninku, při kterém se perfúze naopak zhoršuje (Cardinale, 2006). Výzkumy ukázaly výrazný nárůst objemu krve ve svalech lýtka a stehna a zvýšení střední rychlosti průtoku krve v arteria poplitea. Tato akutní reakce byla přičítána vlivu vibrací na snížení viskozity krve a tím zvýšení rychlosti průtoku krve tepnami. Výše uvedené poznatky naznačují, že celotělový vibrační trénink může představovat mírnou formu cvičení pro kardiovaskulární systém (Cardinale, 2005).

Vibracemi zvýšený průtok krve svaly a tření mezi tkáněmi zvyšuje navíc svalovou teplotu. Z tohoto důvodu se WBV jeví jako vhodný prostředek pro rozehtání před sportovním výkonem (Cochrane, 2011).

2.1.3.3 Endokrinní systém

Pozitivní účinky byly sledovány u pacientů s diabetes mellitus II. typu, kteří podstoupili 12ti týdenní trénink. V porovnání se skupinou osob pravidelně provádějící odporový trénink, byly výsledky srovnatelné, přestože doba trvání cvičební jednotky skupiny WBV byla přibližně poloviční (Baum, 2007).

Dále byly sledovány hormonální změny, a to zejména hladiny testosteronu, růstového hormonu a kortizolu. Změny v koncentraci testosteronu a kortizolu se významně podílí na remodelaci svalů a kostí. Z výsledků studií vedených Erskinovou (2007) a Cardinalem (2010) vyplývá, že pouhý stoj v podřepu na vibrační platformě (30 Hz, 4 mm_{špička-špička}) nevyvolává žádné signifikantní změny v koncentraci těchto hormonů. Zatímco dynamické provádění podřepů se zátěží či jejich kombinace s vibracemi (20 – 25 Hz, 4 mm) vyvolalo zvýšení koncentrace testosteronu a růstového hormonu, avšak zvýšení hladiny kortizolu se projevilo pouze u výše uvedené kombinace (Kvorning, 2006).

2.1.3.4 Tělesná hmotnost

Snížení tělesné hmotnosti, podílu tuku v těle a odstranění celulitidy je jedním z hlavních lákadel pro návštěvníky a zejména pak návštěvnice fitness a wellness center. Již studie na zvířatech naznačily možné snížení množství tukové tkáně v těle. Studie vedená Vissersem (2010) srovnávala dlouhodobé účinky dietetických opatření samostatně a v kombinaci s fitness tréninkem a WBV tréninkem (30 – 40 Hz, amplituda nebyla přesně určena, celkový čas do 15 minut) na množství viscerální a celkové tukové tkáně, tělesnou hmotnost a metabolické rizikové faktory u obézních osob. Nejlepších výsledků bylo dosaženo u skupiny WBV, kde byly zaznamenány největší úbytky jak viscerálního, tak celkového tuku v těle či obvodu pasu. Pozitivní změny dalších parametrů jako například hodnoty triglyceridů, HDL cholesterolu či aerobní kapacita byly výraznější u skupiny fitness.

Naopak podle Roelantse (2004a) neměly vibrace dle jeho předpokladů na tukovou tkáň žádný signifikantní vliv. Samostatný WBV trénink vyvolává srovnatelnou reakci kardiovaskulárního systému jako chůze mírné intenzity. Navíc dle vědeckých výzkumů má kardiovaskulární trénink či odporový trénink pouze omezený

dopad na množství tělesného tuku, jestliže není kombinovaný se současným snížením kalorického příjmu (Roelants, 2004a).

2.1.4 Negativní účinky celotělových vibrací

Negativní účinky vibrací na lidský organismus jsou dobře známy a nejčastěji je lze pozorovat v oblasti pracovního prostředí (práce na stavbě, řízení motorových vozidel apod.) (Hrnčíř, 2006, Kersch-Schindl, 2008, Malý, 2009), ve kterém jsou pracovníci vystaveni vibracím dlouhodobě nebo naopak krátkodobě ve velkých dávkách. Projevují se poškozením biologických struktur zahrnující periferní nervy, krevní cévy, klouby či percepci. Studie zkoumající vliv vibrací na zvířata prokázaly také změny endokrinních a kardiovaskulárních funkcí, dechových reakcí, reakcí centrálního nervového systému a metabolických procesů (Jordan, 2005).

Zvláštní pozornost zasluhují tzv. **rezonanční frekvence**, které jsou synchronní s pásmy rezonance lidského těla. V takovém případě se amplituda rozkmitu exponovaných částí těla zvyšuje nad hodnoty působících vibrací. Kromě frekvence v oblasti 2 – 6 Hz (u sedící osoby) a 4 – 12 Hz (u stojící osoby), kdy rezonuje zejména oblast páteře a břišních orgánů, byla prokázána i důležitá oblast rezonance pro systém ruka-paže ve frekvenčním pásmu 30 – 40 Hz, či 60 – 90 Hz pro oční bulvy. Při této frekvenci vznikají rezonanční jevy, které mohou být příčinou neostrého vidění. Kromě frekvence záleží také na zrychlení vibrační plošiny. Čím je zrychlení vibrací větší, tím je rychlejší vznik a progresse onemocnění (Hrnčíř, 2006, Pelclová, 2006).

2.1.4.1 Syndrom onemocnění nervového systému

Tento syndrom vzniká při působení vibrací o frekvenci nad 100 Hz. Mechanismus vzniku lézí je trojí:

- přímý vliv vibrací mikrotraumaty na periferní nerv v oblasti zakončení senzitivních a motorických nervových vláken a v oblasti primárních zakončení svalového vřeténka
- dlouhodobé působení vibrací poškozuje adrenergní zakončení nervů přímo

ve stěně vasa nervorum. Tím zde dochází k ischemii nervových vláken, zvláště terminálních, akrálních úseků

- traumatizace jednotlivých nervů v úžinových prostorách (=> axonotmeze)

Všechny mechanismy zhoršují proudění axoplazmy do distálních částí nervových vláken. Jelikož se toto onemocnění týká zejména osob pracujících s různými vibrujícími nástroji, bývají postiženy především nervy horních končetin, konkrétně n. medianus (Hrnčíř, 2006).

2.1.4.2 Syndrom onemocnění cév

Syndrom onemocnění cév vzniká při působení vibrací o frekvenci 20 – 410 Hz, nejrizikovější je však frekvence 63 Hz, kdy se významně uplatňují rezonanční jevy. Nejčastěji bývají postiženy cévy na prstech rukou, hypertrofuje mediální vrstva digitálních artérií. Při chladovém podnětu dochází k vasokonstrikci a právě kvůli hypertrofické medii se průsvit cév výrazně zúží, popřípadě se céva přechodně zcela uzavře (klinický obraz Raynaudova syndromu). Při dlouhodobém působení vibrací se zvyšuje viskozita krve, adhezivita a agregace trombocytů. Z poškozených trombocytů se uvolňují různé faktory, které dále narušují funkci cévní stěny (Hrnčíř, 2006, Pelclová, 2006, Kerschán-Schindl, 2008).

2.1.4.3 Syndrom onemocnění oporného a pohybového aparátu

Při vzniku onemocnění pohybového aparátu mají největší význam vibrace o frekvenci 4 – 30 Hz. Nejčastěji se jedná o změny v oblasti hrudní či horní bederní páteře. Ve zvýšené míře se objevují kostní abnormality, osteofyty, artrotické změny na facetových kloubech nebo kalcifikace a výhřezy intervertebrálních disků (často v úrovni L₄) (Hrnčíř, 2006, Malý, 2009).

2.1.4.4 Další možná poškození organismu

Dále se mohou vyskytnout postižení vzdálených orgánů od místa působení

vibrací, poškození krevního oběhu jako celku, pseudoneurastenie, vegetativní polyneuritidy, ovlivnění zažívacího traktu. U lidí s těžkou osteoporózou může dojít až k fraktuře, u pacientů po operacích, kde byl implantovaný šroub apod., může dojít k jeho uvolnění. Mohou se objevit problémy týkající se vnitřního ucha, bolesti hlavy, vnitřní krvácení (Hrnčíř, 2006).

2.1.5 Celotělové vibrace a legislativa

Pro omezení vibrační zátěže byly vytvořeny standardy. Ochrana před nepříznivým působením vibrací je obecně upravena zákonem č. 258/2000 Sb. a zákoníkem práce, nejvyšší přípustné hodnoty vibrací jsou stanoveny v navazujícím nařízení vlády č. 272/2011 Sb. Konkrétně se jedná zejména o §16, který stanovuje limity celotělových vertikálních vibrací a §17, který se věnuje hodnocení rizika vibrací a opatření k ochraně zdraví. Doporučení a limity týkající se působení celotělových vibrací jsou také stanoveny v mezinárodních standardech ISO 2631-1 – Vibrace a rázy – hodnocení expozice člověka celkovým vibracím (Jandák, 2007, Zákon 272/2011 Sb.).

Kromě pracovního prostředí se s vibracemi mohou setkat také sportovci, a to při poměrně běžných aktivitách jako je sjezdové lyžování, in-line bruslení či jízda na koni. Pro ně však žádné standardy dosud vytvořeny nebyly (Jordan, 2005).

2.1.6 Kontraindikace celotělového vibračního tréninku

Z výše popsaných možných negativních účinků celotělových vibrací vyplývají též kontraindikace. Cardinale (2006) uvádí seznam kontraindikací, který je však založen na zkušenostech autorů a pracovníků v oblasti celotělových vibrací.

Stav	Možné problémy s WBV
Diabetes mellitus s neuropatií a ulceracemi	Nedostatečné vnímání zhoršujícího se stavu ulcerací
Nedávná venózní trombóza	Embolizace do plic
Nedávná fraktura	Instabilita/opakované zlomení
Osteosyntéza na dolních končetinách obsahující kovové implantáty	Diskomfort
Spinální tumory nebo metastázy	Instabilita
Akutní vertebrální herniace disku	Instabilita
Nedávná břišní operace	Možné oslabení výsledku operace
Těhotenství	Neznámá rizika
Endoprotéza kolenního či kyčelního kloubu či jiné kovové implantáty	Neznámá rizika
Aneuryzma aorty	Riziko ruptury aneuryzmatu

Pro doplnění uvádím též další kontraindikace popsané u vibračních přístrojů DKN (Šenkypl, 2011), které splňují standardy ISO.

- kardiovaskulární onemocnění
- nedávné rány po operaci či chirurgickém zásahu
- akutní kýla/onemocnění plotének/spondylolysis
- epilepsie
- akutní onemocnění/zánětlivé procesy
- těžké migrény
- použití kardiostimulátoru
- nedávno aplikované nitroděložní tělísko, kovové čepy, šrouby, desky, apod.
- onkologická onemocnění
- potíže se sítnicí/dysfunkce sítnice

Podle Monteleoneho (2007) by měla být mezi kontraindikacemi uváděna také nefrolitiáza. Dle jím popsané kazuistiky došlo v případě pacienta s asymptomatickou

nefrolitiázou po sérii pěti 30ti vteřinových vibrací k uvolnění kamenu s následnou bakteriemií. Obdobný vliv by tedy mohly mít vibrace na žlučové či močové kameny.

3. Současný výzkum na poli celotělového vibračního tréninku

Celotělovým vibracím jakožto terapeutickému prvku (Schufried, 2005, Jackson, 2008, Schyns, 2009, Broekmans, 2010, Turbanski, 2005, Haas, 2006, Ebersbach, 2008, Tyhanyi, 2007, Van Nes, 2004, 2006) či tréninkové metodě (Cardinale, 2003a, 2003b, 2005, 2008, 2011, Dolny, 2008, Judex, 2005, 2010, Marín, 2009, 2011, Rees, 2007, 2009, Roelants, 2004a, 2004b, 2006, Rubin, 2003, 2004, Von Stengel, 2011a, 2011b) se v posledních letech věnuje mnoho pozornosti. Autoři popisují jak pozitivní, tak i nulové účinky na kostní hmotu, svalovou sílu či běžné denní aktivity jako je chůze, chůze do schodů, vstávání ze židle (Bautmans, 2005, Van Nes, 2006). Tato ambivalence je dána rozdílnými designy klinických studií, které se liší v nastavení frekvence vibrací, jejich amplitudy, délkou aplikace či různými úhly v kloubech v průběhu intervence.

3.1 Svalová síla, výkon a rovnováha

Nárůst svalové hmoty a síly jsou jedním z nejsilnějších důvodů pro zařazení pohybové aktivity do denního režimu. Neuromuskulární výkon je však významný nejen pro vrcholový sportovní výkon, ale též pro funkční aspekty běžného života.

3.1.1 Svalová síla

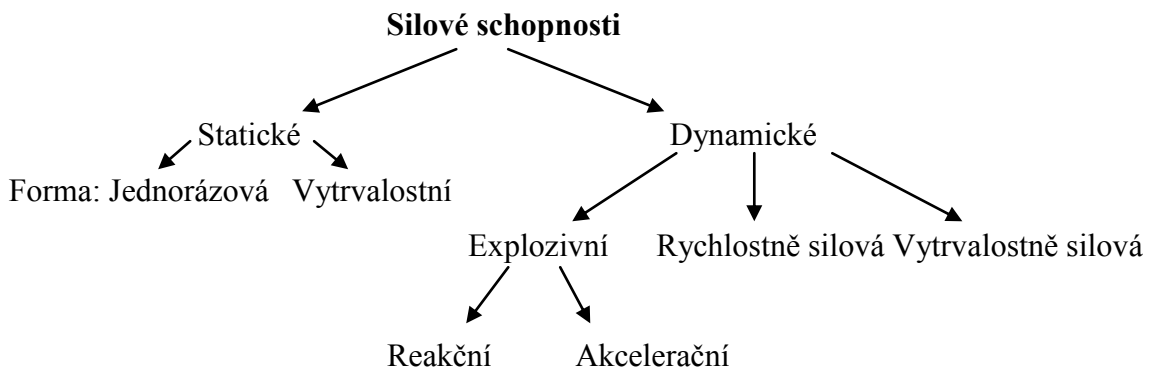
Síla F je vektorová fyzikální veličina, která je příčinou změn pohybového stavu tělesa, popřípadě příčinou jeho deformace (Bednařík, 2000). Kvalitativně i kvantitativně popisuje působení mezi hmotnými objekty (Zajíc, 2004). Na základě pohybové rovnice $F = m \cdot a$ (3),

kde **m** odpovídá hmotnosti hmotného bodu a **a** jeho zrychlení, lze definovat jednotku síly newton (N), tzn. $[F] = \text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2}$. 1 N tak odpovídá velikosti síly, která tělesu o hmotnosti 1 kg uděluje zrychlení o velikosti 1 $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$ (Bednařík, 2000).

„Svalovou silou rozumíme sílu potřebnou k natažení svalu kontrahovaného nebo ke kontrakci svalu nataženého. Vyjadřuje se hmotností břemene, které sval zvedne, důležitou roli v rozvoji síly tedy hraje gravitace“ (Stackeová, 2008). **Maximální**

svalová síla, definovaná jako maximální síla, kterou dokáže sval nebo skupina svalů vyvinout, je významným ukazatelem funkce svalů (Wilmore, 2008).

Z anatomického hlediska závisí maximální svalová síla na několika faktorech. Jedná se jednak o počet svalových vláken, protože čím více je svalových vláken ve svalu, tím větší sílu může vyvinout. Počet vláken je možné určit pomocí fyziologického průřezu svalu, který lze buď změřit s využitím technik jako je počítačová tomografie či nukleární magnetická rezonance, nebo vypočítat jako podíl hmotnosti svalu a jeho střední délky (Weberův vzorec). Dále závisí na délce svalu a počtu aktivovaných motorických jednotek. Obecně platí, že se nikdy neaktivují všechny motorické jednotky najednou (Dylevský, 2009). Nábor motorických jednotek je daný především velikostí požadované síly svalu. Vzhledem ke zvětšující se výsledné síle stahu je nábor organizován od aktivace nejmenších motoneuronů po aktivaci těch největších, které potřebují k excitaci podráždění z více presynaptických motoneuronů (Kittnar, 2011).



Obr. č. 6: Silové schopnosti dle Hnízdila (2006)

Statická síla je vymezena jako síla, kterou může vyvinout sval proti pevnému odporu, tzn. v izometrické kontrakci. Neprojevuje se pohybem, zatímco **dynamická** síla se pohybem projevuje. Dynamickou sílu lze i podle výše uvedeného schématu rozdělit na sílu **výbušnou** (explozivní), pro kterou je charakteristické co nejrychlejší vyvinutí úsilí, dále sílu **rychlostní**, která se uplatňuje v pohybu při submaximálním zatížení, a sílu **pomalou** (vytrvalostní), která se v podstatě blíží síle statické, jelikož se jedná o pohyb bez zrychlení (Stackeová, 2008).

3.1.2 Metody měření svalové síly

Dynamometrie je v následujících studiích jednou z nejčastěji využívaných metod pro měření svalové síly, kterou je člověk schopen působit na určité těleso. Obecně lze dynamometrii rozdělit na izometrickou a izokinetickou (Novotný, 2009).

Pro vyhodnocení vlivu vibrační zátěže na svalovou sílu a svalový výkon využila většina autorů následujících studií měření maximální izometrické kontrakce a izometrického momentu síly (pro stanovení statické síly) a izokinetický moment síly a silový gradient (pro stanovení dynamické síly) (Erskin, 2007, Stewart, 2009, Savelberg, 2007, Von Stengel, 2011b, Cormie, 2006, Delecluse, 2003, Roelants, 2004, 2004b, Bogaerts, 2009).

- **maximální síla** (MVC, maximal voluntary contraction) – ve většině případů měřena s využitím izometrické dynamometrie
- **moment síly** – představuje nejvyšší točivý moment dosažený svalem při pohybu v kloubu. Jedná se o přesné a snadno reprodukovatelné měření, jedno z nejčastěji shromažďovaných dat pomocí izokinetické dynamometrie. Maximální hodnoty momentu síly se liší v závislosti na rychlosti pohybu – nejvyšší hodnoty při nízkých rychlostech pohybu, s rostoucí rychlostí hodnoty momentu síly klesají (Trew a Everett, 2001). Umožňuje porovnat maximální silové výkony s různou délkou pák (u různých osob) (Novotný, 2009).
- **silový gradient** (RFD, rate of force development) – se týká explozivní síly. Popisuje schopnost vyvinout síly za určitý časový úsek. Rychlost kódování je hlavním faktorem, který RFD ovlivňuje, zvláště pak rychlost palby motorických jednotek. Proto je RFD spojen s možností dosáhnout zrychlení v daném okamžiku. Časový interval pro rozvoj síly je během mnoha sportovních pohybů velice krátký (obvykle do 300 ms). Na základě těchto faktů považuje mnoho autorů RFD jako možná nejdůležitější parametr schopný ovlivnit sportovní výkon (Gamble, 2009).

Pro zhodnocení svalového výkonu bylo dále využito následujících testů (Cardinale, 2003b, Ronnestad, 2009, Adams, 2009, Gerodimos, 2010, Lora, 2009):

- **squat jump** (SJ) – výskok z podřepu (obvykle úhel 90° v kolenních kloubech), při kterém vyšetřovaný nesmí provést další zvýšení flexe v kolenních kloubech, tzn. neprovádí protipohyb.
- **countermovement jump** (CMJ) – výskok, při kterém vyšetřovaný provede ze stoje

protipohyb do podřepu a následně samotný výskok (Ronnestad, 2009).

Během působení vibrací je možné též snímat myoelektrickou aktivitu pomocí EMG (Roelants, 2006, Cardinale, 2003a, Hazell, 2007, Krol, 2011, Pollock, 2010). Vyhodnocení je však náročné. Někteří autoři přičítají většinu zaznamenané aktivity zřejmě na záznamu pohybovým artefaktům, jiní ji přisuzují stretch reflexu. Výzkum Ritzmannové, která se zaměřila na odlišení těchto dvou fenoménů v průběhu WBV, se přiklání k zobrazení stretch reflexu (Ritzmann, 2010).

3.1.3 Svalová síla a celotělový vibrační trénink

V současnosti je pravděpodobně nejoblíbenějším způsobem zvyšování svalové síly a výkonu odporový trénink (příloha č. 1). Dle mnoha autorů (např. Bogaertsová, 2009, Marín, 2011, Roelants 2004a) by však vibrační trénink mohl být jeho vhodnou alternativou nebo alespoň doplňkem k běžnému silovému tréninku.

Ačkoliv dodnes nebyl stále zcela jasně určen přesný mechanismus, jakým vibrační podnět působí na svaly, existuje několik teorií, jak mohou celotělové vibrace ovlivňovat neuromuskulární systém. Avšak změny vyvolané WBV tréninkem jsou obdobné těm, které lze pozorovat při odporovém tréninku. V případě odporového tréninku je dodatečná zátěž aplikována formou činek, pružných gum či manuálního odporu. U WBV tréninku tuto externí zátěž představuje zrychlení plošiny a nárůst gravitační síly působící na lidský organismus (Cochrane, 2011).

Cardinale (2003b) uvádí jako hlavní účinek celotělového vibračního tréninku neuromuskulární facilitaci a vyšší nábor motorických jednotek, synchronizaci, svalovou koordinaci a působení na propriocepci, tzn. mechanismy obdobné těm, které lze pozorovat u odporového tréninku. Dle Cochranee (2011) však tyto mechanismy nejsou u nepřímo působících celotělových vibrací zcela potvrzeny a je třeba dalšího výzkumu. Stejně jako Luo (2005) také Cardinale (2003b) udává zvýšenou teplotu svalů ovlivněných vibracemi a zvýšený průtok krve těmito svaly, zvýšenou sekreci hormonů a svalovou hypertrofií.

S celotělovými vibracemi je velmi často spojován termín „**tonický vibrační reflex**“. Mechanické podněty, které jsou do těla přenášeny z vibrační platformy jsou dále šířeny tělem, kde stimulují senzoričné receptory, zejména pak svalová vřetenka. To vede k aktivaci α -motoneuronů a vyvolává reflexní svalovou kontrakci. Avšak stále je

značná nekonzistence v názorech, zda tonický vibrační reflex vzniká pouze při přímém (lokálním) nebo i celotělovém působení vibrací.

Tlumení vibračního podnětu vyvolávající zvýšenou svalovou aktivitu (označováno jako muscle tuning) může být dalším možným mechanismem, který pozitivně ovlivňuje svalovou činnost. Kromě toho, změny v nervovém systému, které se objevují bezprostředně po WBV tréninku, jsou velmi podobné změnám vyvolaným konvenčním odporovým a silovým tréninkem. Z hlediska nervového systému, se na zvýšení svalové síly a svalového výkonu bezprostředně po aplikaci nepřímých celotělových vibrací může podílet zvýšený nábor motorických jednotek, jejich synchronizace a ko-kontrakce. Na zvýšení svalového výkonu se podílí též warm-up efekt (kombinace zvýšeného prokrvení svalů a zvýšené svalové teploty) (Cochrane, 2011).

Roelants (2004a) prokázal, že spotřeba kyslíku, srdeční frekvence, hodnoty kyseliny mléčné v krvi a tudíž i výkon metabolismu rostou během WBV cvičení. Spotřeba energie při WBV cvičení (26 Hz) je srovnatelná se spotřebou energie při mírné chůzi (Roelants, 2004a).

Pro mladé lidi, aktivní sportovce nemusí být samostatné působení WBV dostatečným podnětem pro zajištění svalové hypertrofie, zvýšení svalové síly a výkonu. Proto lze doporučit zařazení WBV jako rozcvičení bezprostředně před běžným odporovým tréninkem či jinými kondičními programy nebo aplikovat odporový trénink současně s WBV (Dolny, 2008).

3.2 Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon

3.2.1 Okamžité účinky na svalovou sílu a svalový výkon

V následujících studiích se téměř u všech jedná o randomizované cross-over studie, kdy každý proband podstoupí v náhodném pořadí všechny intervence. Byla využita jak izometrická, tak dynamická cvičení během vibrační zátěže, s frekvencemi v rozmezí 20 až 60 Hz, amplitudami 0,5 – 8 mm a dobou trvání vibračního podnětu 7 vteřin až 6 minut. Převážná většina výzkumů byla provedena na plošinách generujících sinusoidální vertikální vibrace. Podstatně méně autorů (Gerodimos, 2010,

Pollock, 2010, Lora, 2009, Abercromby, 2007b, Stewart, 2009) při zkoumání okamžitých účinků WBV využili naklápěcí plošiny generující latero-laterální vibrace.

3.2.1.1 Srovnání cvičení s využitím celotělových vibrací a bez nich

Roleants (2006), McBride (2010), Erskinová (2007) a Cormie (2006) zkoumali, zda vůbec přidaný vibrační podnět vyvolává v organismu odezvu rozdílnou oproti stejnému cvičení bez vibrací.

Míru svalové aktivity při různých typech podřepu (v různých pozicích), tzn. izometrické kontrakce v podmínkách s vibracemi (35 Hz, 2,5 mm, vertikální vibrace) a bez vibrací zjišťoval Roelants (2006). Svalová aktivita byla měřena s využitím EMG u 15 studentů tělesné výchovy, a to při vysokém podřepu (125° v kolenních kloubech, 140° v kyčelních kloubech), hlubokém podřepu (90° v kolenních i kyčelních kloubech) a vysokém podřepu na jedné dolní končetině (125° v kolenních kloubech, 140° v kyčelních kloubech), celkem po dobu 30 s. Všechna měření potvrdila autorovu hypotézu, že přidaný vibrační podnět zvýší aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. gastrocnemius). Nárůst svalové aktivity oproti podmínkám bez vibrací je znázorněn v tabulce.

	Vysoký podřep	Nízký podřep	Vysoký podřep na 1 DK
M. rectus femoris	+ 115,1 ± 16,3%	+ 49,1 ± 6,7%	+ 151,4 ± 19,5%
M. vastus medialis	+ 102 ± 14,4%	+ 59 ± 7,4%	+ 124,7 ± 9,9%
M. vastus lateralis	+ 92,5 ± 14,8%	+ 51,7 ± 7,8%	+ 115,3 ± 15,2%
M. gastrocnemius	+ 301,3 ± 48,8%	+ 134,1 ± 20,6%	+ 360,6 ± 57,5%

Tab. č. 1: Procentuální nárůst svalové aktivity vybraných svalů ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací (Roelants, 2006).

Ve srovnání s maximální svalovou silou se hodnoty svalové aktivity při vibrační zátěži pohybovaly v rozmezí mezi 26,5 až 34,6% pro m. rectus femoris, 41,6 až 63,8% pro m. vastus medialis, 53,0 až 82,4% pro m. vastus lateralis a 12,6 až 25,1% pro m. gastrocnemius, v závislosti na prováděném cviku. Z výsledků je navíc zřejmé, že svaly, které jsou blíže zdroji vibrací se aktivují více než svaly vzdálenější, jelikož podnět méně tlumen svaly, jejich aktivitou a celkovou segmentální tuhostí zajišťovanou kostmi, chrupavkami, ligamenty, synoviální tekutinou či vnitřními orgány (Cardinale,

2005).

McBride (2010) hodnotil okamžité účinky WBV na svalovou sílu, excitabilitu motorických neuronů a silový gradient a potenciální možnosti využití vertikálních WBV jako metody warm-upu před sportovní aktivitou, která je závislá na svalové síle. 19 probandů, kteří se během předchozích dvou let pravidelně účastnili odporového nebo aerobního tréninku, rozdělil do dvou skupin (WBV – 10, placebo – 9). Testované podmínky zahrnovaly celkem 6 sérií statických podřepů (úhel v kolenních kloubech 100°) po dobu 30 s – 3 série na obou dolních končetinách, a po třech sériích pro pravou a levou dolní končetinu, během expozice celotělovým vibracím (30 Hz, 3,5 mm, vertikální vibrace) nebo bez vibrační zátěže pro placebo skupinu. Bezprostředně po zátěži se u WBV skupiny oproti původním hodnotám signifikantně zvýšila MVC m. soleus (+ 9,4%), tento efekt trval i 8 min. po zátěži (+ 10,4%), zatímco u placebo skupiny nebyl u tohoto parametru zaznamenán žádný rozdíl. Stejně tak nebyly ani u jedné skupiny zaznamenány změny hodnot silového gradientu či výraznější rozdíly na EMG snímané během maximální izometrické kontrakce. Podle McBridea je kombinace tohoto vibračního podnětu a statického podřepu dostatečnou pro vyvolání postaktivačního zvýšení rychlosti svalové kontrakce a nárůstu síly.

Vliv jedné jednotky WBV zkoumala Erskinová (2007) v randomizované cross-over studii. Sedm mladých mužů podstoupilo 10 sérií jednodominutových vertikálních WBV (30 Hz, 4 mm_{špička-špička}, zrychlení 3,5 g), během nichž zaujímali pozici v podřepu (half-squat, odpovídá 90° v kolenních kloubech), přičemž v kontaktu s podložkou bylo pouze přednoží, aby se omezil přenos vibrací do oblasti hlavy. Jako kontrolní podmínka byl stanoven stejný tréninkový protokol bez vibrací. Před expozicí, bezprostředně po expozici a následně po 1, 2 a 24 hodinách probíhalo měření MVC extenzorů kolenního kloubu pomocí izometrické dynamometrie. Ačkoliv byla frekvence 30 Hz již dříve pomocí EMG určena jako optimální pro ovlivnění m. vastus lateralis (Cardinale, 2003a), v této studii nedošlo po zákroku ke zvýšení MVC. Naopak naměřené hodnoty maximálního momentu síly se snížily. Tento pokles byl nejvýraznější bezprostředně po intervenci a v průběhu dalších časových úseků se hodnoty navracely k hodnotám původním naměřeným před expozicí. Po tuto dobu nedošlo ani ke změně silového gradientu.

Obdobný design studie zvolil též Cormie (2006). Akutní změny izometrické a izokineticke síly pozoroval na 9 mužích, kteří měli za úkol zaujmout na 30 vteřin pozici v podřepu (úhel v kolenních kloubech 100°), a to jak bez vibrací, tak s přidáním

WBV (30 Hz, 2,5 mm_{špička-špička}). Následně byla vyhodnocena maximální izometrická kontrakce extenzorů kolenního kloubu v podřepu, maximální výkon a výška výskoku (při CMJ), vždy bezprostředně po zátěži, následně po 5, 15 a 30 minutách. Pomocí EMG byla navíc v průběhu všech uvedených testů sledována aktivita m. vastus medialis et lateralis a m. biceps femoris. Hodnoty statické síly měly u obou testovaných podmínek do 15 minut po zátěži klesající tendenci, v 30. minutě po zátěži se začínaly opět zvyšovat. Výška výskoku i maximální výkon při CMJ klesaly po celých 30 minut. Aktivita pozorovaná na EMG byla pro obě podmínky v době 30 minut srovnatelná. Vývoj hodnot je tedy možné srovnávat s výsledky naměřenými Erskinovou (2007) a bylo by zajímavé zařadit do designu studie též měření po delším časovém úseku (např. po 24 hodinách) pro zjištění, zda by se hodnoty navrátily k původním hodnotám nebo nad ně dokonce vzrostly.

Výsledky první (Roelants, 2006) a druhé (McBride, 2010) z těchto studií naznačují, že přidaný vibrační podnět zvyšuje myoelektrickou aktivitu svalů dolních končetin v průběhu působení vibračního podnětu a zvýšení svalové síly po expozici. Oproti tomu rozdílné výsledky Cormieho (2006) a Erskinové (2007) mohou být způsobeny nedostatečnou intenzitou vibračního podnětu (nižší frekvence a amplituda) či udržovanou polohou.

3.2.1.2 Vliv frekvence, amplitudy a zrychlení na svalovou sílu a výkon

Pokud mohou celotělové vibrace skutečně vyvolat větší reakci organismu než stejné cvičení bez nich, je nutné stanovit rozmezí frekvencí, amplitud a tudíž i zrychlení, při kterých tato reakce bude nejvýraznější.

Cardinale (2003a) se pomocí EMG pokusil ověřit hypotézu, že rozdílné frekvence WBV vymezují rozdílnou odezvu neuromuskulárního systému. Na 16 profesionálních hráčích volejbalu měřil myoelektrickou aktivitu m. vastus lateralis dominantní dolní končetiny při izometrickém podřepu (při úhlu 100° v kolenních kloubech) v průběhu působení vertikálního vibračního podnětu o různých frekvencích (30, 40 a 50 Hz) a jednotné amplitudě (10 mm_{špička-špička}). Ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací byla během minutové vibrační zátěže nejvyšší svalová aktivita patrná při frekvenci 30 Hz (+ 34%, $p < 0,001$). Obdobné změny vyvolala frekvence

40 Hz, při srovnání frekvence 30 a 50 Hz vyvolala nižší frekvence o 20% vyšší aktivitu než frekvence vyšší ($p < 0,05$), 40 Hz o 10% vyšší aktivitu než 50 Hz ($p < 0,05$). Reakci organismu však autoři považují za velice individuální a EMG záznam by tak dle jejich názoru měl patřit k základním vyšetřením pro stanovení optimálního individuálního vibračního protokolu.

V další studii tohoto autora (Cardinale, 2003b) bylo cílem srovnání vlivu vertikálního vibračního podnětu o různé frekvenci na dynamickou svalovou sílu. Pro tento účel stanovil vibrační protokol o nižší amplitudě než tomu bylo v předchozí studii (4 mm_{špička-špička}) a frekvenci 20 Hz (6,4g) a 40 Hz (25,7g). Zrychlení plošiny však bylo pouze teoretické (autor neudává na jakém podkladě zrychlení stanovil) a nebylo měřeno akcelerometrem. Tréninkový protokol obsahoval nejprve 1 minut rozehtání na bicyklovém ergometru a následně 5 minutových sérií statického podřepu (přesný úhel v kolenních kloubech není popsán). Před a bezprostředně po zátěži vyhodnocovali autoři změnu explozivní síly při SJ a CMJ. Lepších výsledků bylo dosaženo při frekvenci 20 Hz. Statisticky významného zlepšení bylo dosaženo pouze u SJ při této frekvenci, kdy výška skoku vzrostla o 3,9%. Pro tuto frekvenci byla pozorována též tendence k dosažení lepších výsledků během CMJ (+ 2,3%) výsledky však nedosahovaly statisticky významných hodnot ($p = 0,07$). Oproti tomu vyšší frekvence vyvolala pokles výšky SJ (- 3,8%) i CMJ (- 3,6%). Z vibračního protokolu, který byl pro tuto studii stanoven, však není zcela zřejmé, zda lze výsledky přičítat právě rozdílné frekvenci a nebo rozdílnému zrychlení.

Cílem Ronnestada (2009) bylo zjistit okamžitý efekt explozivních pohybů s externím submaximálním zatížením na maximální svalový výkon a porovnat různé frekvence WBV (20, 35 a 50 Hz, amplituda 3 mm_{špička-špička}) s podmínkami bez WBV. Odezvu organismu navíc srovnával mezi osmi trénovanými a devíti netrénovanými probandy. Měření probíhalo celkem po dobu jednoho měsíce, během kterého byli probandi vystaveni vibracím o náhodně vybrané frekvenci, případně absolvovali daný tréninkový protokol bez vibrací. Každému testování předcházelo rozehtání na bicyklovém ergometru, následně probandi provedli 10 podřepů na Smithově přístroji (příloha č. 2) s externí zátěží 20 kg a poté provedli 2x SJ a CMJ na vibrační plošině s vnějším zatížením 20 kg. Průměrný maximální výkon (peak average power output) se pro testovaný SJ zvýšil jak u trénovaných (+ 6,9%), tak netrénovaných jedinců (+ 7,3%) při frekvenci 50 Hz. Pro frekvence 20, 35 Hz a zatížení bez vibrací byly výsledky srovnatelné, stejně jako při testování CMJ. Při tomto testu se ukázala jako nejvhodnější

opět frekvence 50 Hz, ale pouze u netrénovaných jedinců, u kterých byly hodnoty maximálního průměrného výkonu o 4,4% vyšší ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací ($p < 0,05$).

3.2.1.3 Vhodné kombinace frekvence a amplitudy pro zvýšení svalové síly a výkonu

Kromě vlivu frekvence jako tomu bylo ve výše uvedených studiích, zahrnul Hazell (2007) do svého výzkumu také vliv amplitudy. Na 10 probandech měřil svalovou aktivitu m. vastus lateralis a m. biceps femoris, a to jednak s různou vibrační zátěží (25, 30, 35, 40 a 45 Hz, amplituda 2 a 4 mm – celkem 10 měření, vertikální vibrace), tak bez ní. Z této studie je zřejmá vyšší svalová aktivita při dynamickém cvičení ve srovnání se statickým (podřep, úhel 120° v kolenních kloubech), a to jak s vibracemi, tak i bez nich. Aktivita snímaná pomocí EMG vzrůstala s rostoucí frekvencí a amplitudou. Při statickém podřepu se svalová aktivita s WBV ve srovnání bez WBV zvýšila v rozmezí 2,9 – 6,7% pro m. vastus lateralis a 0,8 – 1,2% pro m. biceps femoris, při dynamickém cvičení o 3,7 – 8,7% pro m. vastus lateralis a 0,4 – 2,0% pro m. biceps femoris. Nejvýraznější svalová reakce byla naměřena při amplitudě 4 mm a frekvencích nad 35 Hz.

Další parametr, který by mohl ovlivnit efekt WBV na svalový výkon, a to dobu působení podnětu, zahrnula do svého pozorování Adamsová (2009). Jejím cílem bylo identifikovat takový vibrační protokol, který bude působit největší zlepšení svalového výkonu po jediné tréninkové jednotce, a určit délku trvání těchto výsledků. Pro svou studii si vybrala 20 mladých, zdravých, netrénovaných jedinců ve věku 23 – 39 let. Ti během 8 sezení absolvovali měření při celkem 24 různých vibračních zatíženích (frekvence 30, 35, 40 a 50 Hz, amplituda 2 – 4 mm a 4 – 6 mm, doba působení podnětu 30, 45 a 60 s), vždy 1, 5 a 10 minut po intervenci. Svalový výkon byl hodnocen testováním CMJ na tlakově senzitivní desce, která zaznamenává dobu, po kterou je vyšetřovaný mimo kontakt s podložkou, ze které je následně vypočítán svalový výkon. Měření odhalila následující 3 statisticky významná zjištění:

- největší nárůst svalového výkonu při kombinaci vysoká frekvence + vysoká amplituda či nízká frekvence + nízká amplituda
- efekt WBV je největší v 1 minutě po intervenci, který zůstává signifikantně zvýšen i v 5. minutě po intervenci; v 10. minutě tyto hodnoty poklesly pod

hranici statistické významnosti ($p > 0,05$)

- různá doba expozice (do 1 minuty) vibračnímu podnětu nemá vliv na následné měření výkonu

Bazett-Jones (2008) předložil výzkum, v němž 44 probandů ve věku okolo 20 let provádělo dynamické podřepy během 45 vteřin vibrační zátěže (vertikální WBV) o různém zrychlení, které bylo měřeno pomocí akcelerometru (tab. č. 2), a následně byla vždy bezprostředně po intervenci, po 5 a 10 minutách hodnocena výška CMJ.

Frekvence	Amplituda	Zrychlení
30 Hz	2-4 mm	2,18g
40 Hz	2-4 mm	2,80g
35 Hz	4-6 mm	4,87g
50 Hz	4-6 mm	5,83g

Tab. č. 2: Parametry WBV použité Bazett-Jonsem (2008)

Zvýšení výkonu bylo v této studii pozorováno pouze u žen, kdy při zrychlení 2,80 g (40 Hz) a 5,83 g (50 Hz) došlo k signifikantnímu nárůstu hodnot oproti hodnotám naměřeným před expozicí o 9,0%, resp. 8,3%, zatímco zrychlení o velikosti 1,81 g (30 Hz) a 4,87 g (35 Hz) nevyvolala žádné změny, u mužů dokonce pokles výkonu o 4,1%. Dle těchto výsledků se tedy zdá, že hlavním parametrem vymezující účinky celotělových vibrací je (spíš než zrychlení) frekvence kmitání.

Gerodimos (2010) zkoumal vliv různých frekvencí při konstantní amplitudě (15, 20, 30 Hz, 6 mm) a vliv různých amplitud při konstantní frekvenci (25 Hz, 4, 6, 8 mm) po jedné expozici latero-laterálním WBV na svalový výkon. Ve srovnání s ostatními autory byla doba působení vibračního podnětu relativně dlouhá (6 minut). Naopak úhel v kolenních kloubech stanovil poměrně velký (170°) a tudíž preaktivace svalů stehna, které se významně podílí na SJ, nebyla tak velká jako při větší flexi v kolenních kloubech. Autor zaznamenal pouze rostoucí tendenci svalového výkonu při zvyšujících se amplitudách a frekvencích. Na těchto statisticky nepříliš významných výsledcích ($p > 0,05$) se mohly podílet již zmíněné faktory – dlouhá doba působení celotělových vibrací a velký úhel v kolenních kloubech.

Stejně tak porovnával různé frekvence (5, 10, 15, 20, 25 a 30 Hz) a amplitudy (2,5 a 5,5 mm) při latero-laterálních vibracích Pollock (2010). Na 12 zdravých mladých jedincích měřil myoelektrickou aktivitu m. soleus, m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis

anterior, m. rectus femoris, m. biceps femoris a m. gluteus maximus během 7 vteřinového stoje s extendovanými koleny (neuzamčená). EMG prokázalo výraznější aktivitu svalů bérce (5 – 50 % maximální svalové síly) než svalů stehna (5 – 20 % maximální svalové síly), která je závislá na amplitudě i frekvenci.

- vyšší amplituda vždy spojena s vyšší EMG aktivitou
- nejvyšší frekvence spojeny s největší EMG aktivitou

Nejvýraznější vliv amplitudy byl pozorován u m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior. Pro svaly m. rectus femoris a m. gluteus maximus vliv frekvence kmitání plošiny pozorován nebyl. Při nízké amplitudě a frekvenci v rozmezí 5 – 15 Hz byla myoelektrická aktivita srovnatelná. Pollock však v této studii řešil také velikost zrychlení. Pomocí kinematické analýzy byla zjištěna zrychlení jednotlivých částí těla při působení WBV, která se pohybovala v rozmezí 0,2 – 9g v závislosti na frekvenci, amplitudě a vzdálenosti sledovaného segmentu od zdroje vibrací. Při kombinaci 30 Hz a 5,5 mm (\Rightarrow 9g) bylo přeneseno do oblasti hlavy 2,7% ze zrychlení platformy (tzn. 0,25g).

Lora (2009) se ve svém výzkumu zaměřil spíše na vývoj svalového výkonu v průběhu 30 minut po cvičení. Pro tento účel vybral kombinaci latero-laterálních vibrací o poměrně nízké frekvenci (30 Hz) i amplitudě (2 mm). Deset aktivních sportovců (ne závodníci) bylo vystaveno 5 sériím 60 vteřinových WBV se zařazenou jednominutovou pauzou mezi jednotlivými expozicemi. Během této doby zaujímali pozici podřepu (110° v kolenním kloubu). Před intervencí, bezprostředně po ní a po dalších 30 minutách byla hodnocena výška SJ a CMJ. V prvním případě sice došlo k mírnému nárůstu výšky skoků ($+ 1,85 \pm 3,85$ cm a $1,22 \pm 3,35$ cm), tyto výsledky však nebyly statisticky významnými. Po 30 minutách se hodnoty navrátily k hodnotám původním u CMJ došlo dokonce k mírnému poklesu ($- 0,15 \pm 2,36$ cm).

Srovnání bezprostřední reakce organismu na cvičení v podřepu na vibrační platformě a odporový trénink na Smithově přístroji (příloha č. 2) provedl Marín (2011). Vibrační podnět aplikoval podle parametrů uvedených v tabulce (tab. č. 3).

Frekvence	Amplituda	Zrychlení
25 Hz	1 mm _{špička-špička}	12,5 m.s ⁻²
35 Hz	1 mm _{špička-špička}	20,2 m.s ⁻²
45 Hz	1 mm _{špička-špička}	30,9 m.s ⁻²
25 Hz	3,1 mm _{špička-špička}	36,3 m.s ⁻²
35 Hz	3,1 mm _{špička-špička}	60,1 m.s ⁻²
45 Hz	3,1 mm _{špička-špička}	88,4 m.s ⁻²

Tab. č. 3: Parametry WBV použité Marínem (2011).

Zátěž při odporovém tréninku byla stanovena na 20, 30, 40, 50, 60 a 70 kg. EMG aktivita m.vastus medialis, m.vastus lateralis, dlouhé hlavy m. biceps femoris, mediální hlavy m. gastrocnemius a paravertebrálních svalů bederní oblasti při zatížení byly porovnávány s hodnotami naměřenými během totožného cviku bez zatížení. Z výpočtů pak vyplývá, že zvýšením akcelerace vibrační plošiny o 1 m.s⁻² lineárně vzrůstá aktivita svalů dolních končetin na EMG o 0,42%, zvýšením zátěže na Smithově přístroji o 1 kg vzroste svalová aktivita na EMG o 0,36% (tzv. v poměru 1/0,86). Izometrický podřep s využitím vibrační zátěže o zrychlení 12 - 89 m.s⁻² (1,27 – 9,01g) je srovnatelným se stejným cvikem s externí zátěží 20 – 70 kg. Při WBV však autor naměřil menší aktivitu paravertebrálního svalstva.

Další rozměr, který může ovlivnit výsledky působení WBV, je cvičení s obuví či bez ní. Obuv částečně absorbuje nárazy během běžných fyzických aktivit, tudíž i při stožení na vibrační platformě by vibrace měly být částečně tlumeny. Marín (2009) testoval různé výchylky plošiny (2 a 4 mm) při frekvenci 35 Hz, a to jak s obuví, tak bez ní. Během 30 sekundového podřepu (half-squat, 90° v kolenních kloubech) byla u 10 zdravých aktivních mužů snímána aktivita m. vastus lateralis a m. gastrocnemius medialis. Všechny hodnoty naměřené během působení vibrací byly signifikantně vyšší ($p < 0,01$) než bez nich. Zároveň se potvrdily výsledky Roelantse (2006), který tvrdí, že větší aktivita je sledována u svalů, které jsou blíže ke zdroji vibrací. Nicméně vliv obuvi nebyl zcela jednoznačný. Nejvyšších hodnot myoelektrické aktivity pro m. vastus lateralis bylo dosaženo při kombinaci amplitudy 4 mm bez obuvi (+ 62,7%, $p < 0,01$ – oproti hodnotám naměřeným bez vibrací), srovnatelné byly kombinace 4 mm s obuví a 2 mm s obuví (+ 57,8%, $p \leq 0,05$, resp. 57,3%, $p \leq 0,05$). Pro m. gastrocnemius

medialis autoři překvapivě naměřili nejvyšší hodnoty při kombinaci amplitudy 4 mm s obuví (+ 142,7%, $p \leq 0,05$), následovala kombinace 4 mm bez obuvi (+ 130%, $p < 0,01$) a 2 mm s obuví (+ 114,9%, $p \leq 0,05$). Hodnoty pro kombinaci nízké amplitudy bez obuvi nedosahovaly pro oba měřené svaly statistické významnosti. Možným vysvětlením dosažených výsledků s obuví je fakt, že podrážka obuvi zvyšuje plochu, která je v kontaktu se zdrojem kmitání. Zvyšuje se tak množství podnětů přenášených do těla (Marín, 2009).

Srovnání mnoha faktorů, ovlivňujících efekt vibračního tréninku, provedl Abercromby (2007b). Na 16 osobách středního věku testoval různé typy WBV (vertikální, latero-laterální), srovnání vlivu izometrického a dynamického cvičení, vliv úhlu v kolenním kloubu na svalovou aktivitu. Pro obě platformy stanovil stejnou frekvenci (30 Hz) i amplitudu (4 mm_{špička-špička}). Elektrody EMG snímali aktivitu m. vastus lateralis, m. biceps femoris (cap. longum), m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior.

Hodnocený sval	Dynamické cvičení		Statické cvičení		Excentrické cvičení		Koncentrické cvičení	
	L-L	V	L-L	V	L-L	V	L-L	V
m. vastus lateralis	26	NS	103	77	26	30	26	NS
m. biceps femoris	30	NS	10	9	NS	NS	48	NS
m. gastrocnemius	106	34	151	132	123	40	89	29
m. tibialis anterior	57	145	328	223	50	28	63	261

Tab. č. 4: Procentuální nárůst myoelektrické aktivity vybraných svalů oproti hodnotám naměřeným před intervencí (Abercromby, 2007b).

L-L = latero-laterální vibrace, V = vertikální vibrace, NS = statisticky nesignifikantní hodnoty

Z těchto výsledků je zřejmá výraznější svalová aktivita při vertikálních (V) i latero-laterálních (L-L) vibracích ve srovnání se svalovou aktivitou naměřenou bez WBV. Přičemž při latero-laterálních vibracích byla průměrná aktivita pro m. vastus lateralis a m. gastrocnemius signifikantně výraznější než při působení vertikálních. Oproti tomu pro m. tibialis anterior se jako výhodnější ukázaly vertikální WBV. Jako výhodnější typ cvičení se projevilo statické (izometrický podřep s úhlem 160° v kolenních kloubech) s výjimkou m. biceps femoris při působení latero-laterálních vibrací a m. tibialis anterior při působení vertikálních vibrací. Svalová aktivita (s výjimkou m. biceps femoris) byla ovlivněna úhlem v kolenních kloubech, oproti původním předpokladům

naměřili autoři největší odezvu při malém stupni flexi (160°) ve srovnání s větším stupněm flexe (140°) (Abercromby, 2007b).

Z výzkumů uvedených v této kapitole se zdá, že větší svalové aktivity může být dosaženo při vyšších frekvencích (35 – 60 Hz), ačkoliv studie Cardinala (2003a, 2003b) tomu příliš nenasvědčují.

3.2.1.4 Vliv doby působení vibračního podnětu

Bylo prokázáno, že příliš dlouhé působení (10 min. při frekvenci 40 Hz) vibračního podnětu vyvolává únavu a omezení nervosvalové výkonnosti (Cardinale, 2003b). Z výsledků nabízených Adamsovou (2009) vyplývá, že při délce působení do 1 minuty nemá délka podnětu vliv na nervosvalový výkon. Vliv délky trvání podnětu delší než 1 minuta během stoje s mírně flektovanými kolenními klouby (5°) prokázal Stewart (2009). 12 trénovaných mladých mužů vystavil latero-laterálním vibracím o frekvenci 26 Hz a amplitudě 4 mm_{špička-špička}, a to po dobu 2, 4 a 6 minut. Izometrická síla po 2 minutovém podnětu signifikantně vzrostla oproti počátečním hodnotám (+ 3,8%, $p < 0,05$) a s rostoucí dobou působení začala významně klesat – 4 minutový podnět znamenal pokles o 2,7%, po 6 minutovém působení poklesla svalová síla celkem o 6% ($p < 0,05$). Zdá se tedy, že v případě, je-li vibrační podnět aplikován v souvislé délce do 2 minut, může opravdu zvyšovat neuromuskulární výkon. Poté se začíná projevovat únava, vyčerpání a nedostatečná obnova energetických rezerv, zejména svalového glykogenu, hromadění zplodin metabolismu a narušení svalové koordinace (Kohlíková, 2005, Bartůňková, 2006).

3.2.1.5 Krátkodobé účinky celotělových vibrací

Předchozí studie zkoumaly okamžité účinky jedné tréninkové jednotky celotělových vibrací na svalovou aktivitu. Jistým přechodem mezi okamžitými a dlouhodobými účinky jsou studie Cochranea (2004) a de Ruitera (2003a). Cochraneův tréninkový protokol zahrnoval celkem 9 tréninkových jednotek (5 dní, následně 2 dny pauza a 4 dni tréninku). Během této doby byly v 5 různých pozicích (vzpřímený stoj, různé modifikace podřepu s úhlem 90° v kolenních kloubech) aplikovány latero-

laterální WBV o frekvenci 26 Hz a amplitudě 11 mm_{špička-špička}. Dva dny po poslední jednotce hodnotil autor vliv na explozivní sílu (CMJ, SJ a sprinty na 5, 10 a 20 m) a obratnost (505 agility test¹). Oproti hodnotám naměřeným před začátkem studie nedošlo k žádné výrazné změně, stejně tak nebyl pozorován významný rozdíl mezi „vibrační“ a kontrolní skupinou.

V případě de Ruitera (2003a) byly WBV aplikovány s odstupem jednoho až dvou dní, celkem 5x. Dvanáct netrénovaných jedinců podstoupilo před první tréninkovou jednotkou vyšetření maximální síly a silového gradientu, poté následovala série pěti minutových vibrací (30 Hz, 8 mm, latero-laterální vibrace) během podřepu (110° úhel v kolenních kloubech), oddělených vždy dvouminutovým odpočinkem. Po první intervenci byly opět měřeny výše uvedené parametry, a to v odstupech 90 vteřin po expozici, dále po 5, 30, 60 a 180 minutách, ve stejných odstupech také dva dny po poslední tréninkové jednotce. MVC se 90 vteřin po WBV signifikantně snížila a po následující 3 hodiny nebyla žádná tendence k nárůstu nad původní hodnoty. Ani po 2 týdnech nedošlo k nárůstu MVC ani silového gradientu.

Obdobnou kombinaci frekvence a amplitudy určili Pollock (2010) i Gerodimos (2010) jako dostatečnou pro aktivaci svalů dolních končetin. Důvodem neúspěchu tohoto tréninkového protokolu by tak mohla být příliš velká flexe (úhel v kolenních kloubech 110°) v kolenních kloubech v průběhu cvičení (Mikhaelová, 2010, Abercromby, 2007b, Roelants, 2006). Případně by se na těchto výsledcích mohlo podílet to, že WBV byly aplikovány v pěti po sobě jdoucích dnech bez zařazení volných dní. Což ovšem vyvrací výzkum de Ruitera (2003a), který volné dny zařadil.

3.2.1.6 Svaly trupu

Asi jedinými studii, které se zabývaly okamžitým účinkem celotělového vibračního tréninku na svaly trupu je výzkum Wirthové (2010) a Laupera (2009). Mimo klasické pozice v podřepu zařadila do programu také podpory na předloktí, či pozici vsedě (viz. obrázky)

¹ Test obratnosti zahrnující běh na 15 m, následnou otočku o 180° a běh zpět. Je měřen čas, za který vyšetřovaný jedinec uběhne vzdálenost 0-10 m, dále časový úsek od mety na 10 m, 15 m a zpět na 10 m metu a celkový čas na uběhnutí 2x 15 metrů.



Pánevní most (supine bridge)



Podpor na předloktí (prone bridge)



Pozice vsedě (sit-up position)



Podpor na předloktí stranou (side bridge)

Obr. č. 7: Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využitě Wirthovou (2010)

U 25 osob snímali pomocí EMG myoelektrickou aktivitu *m. longissimus* (lumbální část), *m. multifidus*, *m. rectus abdominis* (horní i spodní část), *m. obliquus abdominis internus* a *m. obliquus abdominis externus*, a to během vysokého podřepu (120° v kolenních kloubech), hlubokého podřepu (90° v kolenních kloubech), dále při pánevním mostu s nohami na platformě, s předloktím na plošině, pozici vsedě a pozici vsedě s rotací trupu. Vibrační protokol v tomto případě zahrnoval vertikální vibrace o frekvenci 30 Hz a amplitudu 4 mm. Obecně bylo při těchto cvičích dosaženo výraznější aktivity břišních svalů. Pro zádové svalstvo znamenal přidaný vibrační podnět nárůst svalové aktivity přibližně o 1,6% MVC. U břišních svalů byla zaznamenána nejvyšší aktivita *m. rectus abdominis* - horní část ($36,8 \pm 15,4\%$ MVC), *m. rectus abdominis* – spodní část ($46,4 \pm 14,9\%$ MVC), a *m. obliquus abdominis internus* ($43,4 \pm 9,3\%$ MVC) při pozici vsedě, pro *m. obliquus abdominis externus* ($46,5 \pm 13,9\%$ MVC) při pozici vsedě s rotací. V porovnání se svalovou aktivitou zaznamenanou bez přidaných vibrací znamenala tato zátěž nárůst aktivity o $7,2 \pm 5,5\%$ MVC pro spodní část *m. rectus abdominis*, $4,7 \pm 4,2\%$ MVC pro horní část *m. rectus abdominis*, $6,0 \pm 3,6\%$ MVC pro *m. obliquus abdominis internus* a $6,4 \pm 8,1\%$ MVC

pro m. obliquus abdominis externus. V souladu s předchozími studiemi (Pollock, 2010) byla větší myoelektrická aktivita naměřena u svalů, které jsou v blízkosti zdroje vibrací, zejména při zaujetí rovnovážně náročnější polohy (pozici vsedě, vsedě s rotací trupu). Je však otázkou, zda je poloha vsedě vůbec vhodná vzhledem k blízkosti orgánů břišní dutiny zdroji vibrací a možným negativním vlivům.

Kromě možnosti ovlivňování velkých svalových skupin jako v předešlých studiích zkoumali Lauper a kol. (2009) ze švýcarské univerzity, zda mohou latero-laterální a stochastické WBV pozitivně působit také na svaly pánevního dna a zda rozdílné intenzity vibrací vyvolají rozdílnou míru aktivace těchto svalů. Stochastických WBV bylo docíleno pomocí přístroje s dvěma oddělenými nášlapnými plochami, které kmitají nezávisle na sobě. Výzkum probíhal u žen s oslabenými svaly pánevního dna (svalová síla st. 0 – žádná kontrakce až st. 3 – průměrná síla) a u žen s normální svalovou silou (st. 4 – dobrá a více). Aktivace svalů pánevního dna byla měřena pomocí intravaginálního povrchového EMG na dvou typech vibrační plošin (pro porovnání vlivu různého typu vibrací), při šesti různých intenzitách.

Z výsledků vyplývá, že pouze samotné stochastické vibrace (bez současné maximální volní kontrakce svalů pánevního dna) o frekvenci 10 – 12 Hz mohou vyvolat vyšší aktivitu svalů než MVC. Samotnými sinusoidálními vibracemi nebylo dosaženo úrovně MVC ani u jedné ze skupin. Kombinace sinusoidálních vibrací a MVC vyvolala přibližně stejnou aktivitu jako samotná MVC. V tomto případě tedy přidané celotělové vibrace neznamenal další přínos. Vyšší aktivita byla na EMG zaznamenána u pacientek s oslabenými svaly. Jelikož však byla zkoumána pouze okamžitá reakce svalů pánevního dna, nelze jednoznačně říct, zda by WBV mohly být účinným prostředkem pro léčbu inkontinence či dysfunkce pánevního dna.

3.2.2 Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon

3.2.2.1 Ovlivnění svalové síly a výkonu u mladších osob

Pravděpodobně jediné studie hodnotící dlouhodobý vliv WBV u trénovaných jedinců provedli Petit (2010) a de Ruyter (2003b). Petit rozdělil 32 mužů dle intervence do následujících 3 skupin:

- kombinace vysoké frekvence a amplitudy (50 Hz, 4 mm_{špička-špička}) – vertikální vibrace
- kombinace nízké frekvence a amplitudy (30 Hz, 2 mm_{špička-špička}) – vertikální vibrace
- placebo skupina

Tréninkový program zahrnoval 20 minut statického cvičení (10 izometrických podřepů) v intervalu 30 s výdrž a 30 s pauza. Nárůst intenzity tréninku zajistil autor postupným zvyšováním flexe v kolenních kloubech, která se zvyšovala každé dva týdny (110°, 100° a 90° úhel v kolenních kloubech). Placebo skupina absolvovala stejný program bez vibrací. Po 6 týdnech byl vyšetřen maximální moment síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu, s využitím EMG aktivita m. semitendinosus, m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis, SJ a CMJ. Z doby, po které nebyl subjekt v kontaktu s podložkou, byla následně vypočítána výška výskoku.

Kombinace vysoké frekvence a amplitudy měla za následek zvýšení statické svalové síly flexorů kolenního kloubu ($+ 13,2 \pm 5,1\%$, $p < 0,05$ oproti hodnotám naměřeným na počátku studie), excentrické síly extenzorů kolenního kloubu ($+ 16,3 \pm 3,9\%$, $p < 0,05$) a také výšky skoku SJ ($+ 9,7\%$) a CMJ ($+ 4,8\%$). EMG záznam ani u jedné ze skupin nezaznamenal změny během všech typů volní kontrakce extenzorů kolenního kloubu. Ačkoliv Adamsová (2009) určila kombinace vysoké frekvence a vysoké amplitudy (50 Hz, 4 – 6 mm) a nízké frekvence a nízké amplitudy (30 Hz, 2 – 4 mm) jako velmi účinné pro okamžité zvýšení svalové aktivity, v této studii nebyly pro kombinaci nízké frekvence a nízké amplitudy zaznamenány žádné změny, stejně jako u placebo skupiny.

De Ruitter (2003b) do své studie vybral 20 zdravých, fyzicky aktivních osob ve věku okolo 20 let. Ty byli během stoje vystaveny vibračnímu podnětu (latero-laterální WBV) o frekvenci 30 Hz a amplitudě 8 mm. V průběhu období 11 týdnů, které bylo rozděleno do dvou až třítýdenních úseků, se postupně zvyšovala intenzita cvičení. Tentokrát však ne zvyšováním úhlu v kolenních kloubech (konstantní po celou dobu - 110°), ale zvyšováním počtu jednodominutových sérií vždy po dvou až třech týdnech (5 – 8 sérií). Tento tréninkový program však nepřinesl zvýšení MVC ani silového gradientu extenzorů kolenního kloubu. Autoři sice zaznamenali rostoucí tendenci ($p = 0,07$) hodnot výskoku (CMJ), tyto hodnoty však byly srovnatelné pro WBV i kontrolní skupinu, která podstoupila totožný tréninkový program bez vibračního podnětu.

Gerodimos (2010) i Pollock (2010) úspěšně použili latero-laterální WBV

s obdobnými kombinacemi frekvence a amplitudy při sledování okamžitých účinků. V průběhu expozice však probandi zaujímali polohu s extendovanými kolenními klouby (170°, resp. extendovaná, ale neuzamčená kolena). Podíl zaujaté pozice na nesignifikantním nárůstu svalové síly podporuje také výzkum Abercrombieho (2007b) a Lora (2009).

Osawa (2011) zkoumal vliv 7 týdenního tréninku na vibrační plošině na svaly trupu u 33 netrénovaných probandů ve věku 22 – 49 let. Pro tento program bylo vybráno celkem 8 dynamických cviků (podřep, bulharský dřep, „roll back“ s rotací, sed-leh, „hip walking“, zvedání dolních končetin vleže na zádech, extenze a stabilizace), vybrané z nich jsou pro ilustraci zobrazeny na fotografiích poskytnutých autorem ve svém článku. Pro všechny cviky byla stanovena rychlost jejich provádění v režimu 4 vteřiny koncentrické kontrakce – 2 vteřiny izometrické kontrakce – 4 vteřiny excentrická kontrakce. Kromě zvyšování počtu sérií byla intenzita navýšena přidáním externí zátěže (10% tělesné hmotnosti pro ženy, 15% tělesné hmotnosti pro muže). Před začátkem celého tréninkového programu a po jeho dokončení byly hodnoceny parametry svalové síly a svalového výkonu, přičemž mírně vyšších hodnot bylo dosaženo programem s celotělovými vibracemi (WBV+) ve srovnání se stejným programem bez vibrací (WBV-). Pro CMJ u WBV+ skupiny dosahoval nárůst výšky skoku signifikantní hodnot ($p = 0,02$) ve srovnání se skupinou WBV-. Výsledky však autor uvádí pouze v grafu, ze kterého nelze odečíst přesné hodnoty. Svalová síla při maximální izometrické kontrakci extenzorů kolenního kloubu u WBV+ o 36,8% ve srovnání s WBV- o 16,5% ($p = 0,02$), při maximální koncentrické kontrakci extenzorů kolenního kloubu vzrostla u WBV+ o 38,4%, u WBV- o 12,8% ($p = 0,04$), pro excentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu již rozdíl mezi skupinami nebyl významný ($p = 0,82$). Celkový počet provedených sed-lehů za 60 vteřin vzrostl u WBV+ skupiny přibližně 6x, zatímco u WBV- pouze 3,5x. V této studii tedy přidaný vibrační podnět ve výsledku znamenal větší nárůst svalové síly a výkonu ve srovnání se stejným tréninkem bez vibrací.



Roll back s rotací



Sed-leh



„Hip walking“



Zvedání dolních končetin



Extenze



Stabilizace

Obr. č. 8: Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité Osawou (2011)

Delecluse (2003) a Roelants (2004a) aplikovali stejný vibrační protokol (35 – 40 Hz, 2,5 – 5 mm, zrychlení 2,28 – 5,09 g, vertikální vibrace) u mladých netrénovaných žen. V případě Delecluse (2003) bylo do studie zahrnuto 74 probandů, kteří byli rozděleni do skupin WBV, při kterém prováděli statická a dynamická cvičení (různé formy podřepů, výpady), odporový trénink střední intenzity (zahrnoval warm-up, tlaky nohama a předkopávání), placebo skupina (vibrace o zrychlení 0,4 g a zanedbatelné amplitudě, které měly pouze simulovat skutečný vibrační podnět) a kontrolní skupina.

U všech intervencí byla intenzita tréninku navyšována podle principu progresivního zvyšování zátěže. Dynamometrie extenzorů kolenního kloubu byla měřena alespoň 72 hodin po poslední tréninkové jednotce, aby se vyloučily případné krátkodobé účinky. Izometrická a dynamická síla signifikantně vzrostla ($p < 0,001$) u skupin, které podstoupily WBV ($+ 16,6 \pm 10,8\%$, resp. $9,0 \pm 3,2\%$ oproti počátečním hodnotám) a odporový trénink ($+ 14,4 \pm 5,3\%$, resp. $7,0 \pm 6,2\%$), zatímco u kontrolní a placebo skupiny nebyly pozorovány žádné změny. Výška CMJ byla ovlivněna pouze WBV tréninkem ($7,6 \pm 4,3\%$, $p < 0,001$). Nulový vliv simulovaných vibrací u placebo skupiny signalizuje, že nárůst svalové síly u WBV skupiny není způsoben placebo efektem.

Na předchozí klinické studii spolupracoval Roelants s Deleclusem, což byl pravděpodobně i důvod k přenesení stejného vibračního protokolu do šestiměsíčního

výzkumu u mladých žen (Roelants, 2004a). WBV trénink zahrnoval taktéž totožný tréninkový protokol (celková doba tréninku nepřesáhla 30 minut), fitness program (FIT) střední intenzity (45 – 75 min) obsahoval oproti předchozí studii kardiovaskulární trénink – jízda na rotopedu, chůze na stepperu anebo běhátku. Dynamická síla extenzorů kolenního kloubu (při rychlosti 50°/s, 100°/s a 150°/s) se po tomto programu zvýšila bez výrazného rozdílu mezi skupinami jak u WBV skupiny (7,2%), tak u FIT skupiny (10,9%), avšak s velkým rozdílem oproti kontrolní skupině ($p < 0,001$). Zvýšení izometrické síly bylo signifikantně vyšší ($p < 0,05$) u WBV skupiny ve srovnání s FIT skupinou. Rozdíl v nárůstu dynamické svalové síly mezi těmito dvěma studii by tedy mohl být způsoben zařazením kardiovaskulárního tréninku, při které se zapojují svaly dolních končetin.

Se zajímavým zjištěním přispěl do výzkumu celotělových vibrací Savelberg (2007). Ve své studii porovnával vliv cvičení na vibrační platformě, generující latero-laterální vibrace, při minimální flexi (úhel 170° v kolenních kloubech) a 70° flexi (110° v kolenních kloubech), na optimální úhel pro generování maximálního silového momentu extenzorů kolenního kloubu. Po dobu 4 týdnů absolvovalo 28 mladých jedinců (20 - 27 let) 3 WBV tréninkové jednotky týdně. Probandy rozdělil do 4 skupin:

- 20 Hz
 - 27 Hz
 - 34 Hz
- } při 170° v kolenních kloubech
- 20 Hz při 110° v kolenních kloubech

Amplituda se během studie postupně zvyšovala z 5 na 9 mm, narůstala také délka vibračního podnětu (60 – 120 s) a počet sérií (3 – 4 série). Po čtyřech týdnech došlo ke zvýšení maximálního silového momentu extenzorů kolenního kloubu průměrně o 9,4% (z $159 \pm 43,6$ Nm na $169,9 \pm 38,1$ Nm, $p = 0,007$). Pro skupiny, které cvičily téměř s extendovanými dolními končetinami, se zvýšil optimální úhel pro generování maximálního silového momentu z flexe $84,9 \pm 11,4^\circ$ na $77,0 \pm 5,8^\circ$ ($p = 0,001$). Oproti tomu probandi, kteří cvičili s výraznější flexí (110° v kolenních kloubech), zaznamenali tendenci k posunu optimálního úhlu k větší míře flexe v kolenních kloubech (z flexe $81,2 \pm 9,7^\circ$ na $84,8 \pm 15,3^\circ$, $p = 0,069$).

Oproti počátečním předpokladům nezávisela míra zlepšení na frekvenci či konfiguraci dolních končetin, ale byla pozorována signifikantní negativní korelace s počáteční silou, takže nejvýraznější nárůst svalové síly byl zaznamenán u probandů,

kterým byly při počátečních měřeních zjištěny nejnižší hodnoty. Z tohoto důvodu by se mohly zdát vhodnější metodou pro osoby s nižší funkční kapacitou svalů, jako je například svalová slabost u seniorů či diabetických pacientů. WBV trénink by měl být aplikován při takovém úhlu v kolenních kloubech, při kterém bude prováděna určitá činnost. Například pokud je cílem zlepšit vstávání z křesla do stoje, měl by dotyčný zaujímat polohu s pokrčenými koleny, pro zlepšení stability chůze je preferována poloha s téměř extendovanými kolenými klouby.

3.2.2.2 Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon u starších osob

Mikhaelová (2010) zkoumala vliv úhlu v kolenních kloubech na svalovou funkci, morfologii a fyzickou zdatnost. Po dobu 3 měsíců absolvovalo 19 osob (64,4 let, 50 – 80 let) program, při kterém byly aplikovány WBV o frekvenci 12 Hz, amplitudě 1 mm_{špička-špička} a zrychlení 0,3 g, přičemž část probandů stála na plošině s koleny mírně flektovanými (160° úhel v kolenních kloubech), druhá část měla kolena uzamčena, avšak bez současné kontrakce m. quadriceps femoris. Nejvýraznější nárůst svalové síly dolních končetin očekávali autoři při pokrčených dolních končetinách, kdy dochází díky aktivaci svalů pro udržení pozice k většímu tlumení vibrací a svalové adaptaci na vibrační podnět. Tento předpoklad se však nepotvrdil a pouze při pozici s uzamčenými kolenními klouby byl zaznamenán signifikantní nárůst oproti svalové síle vyhodnocené u kontrolní skupiny ($p = 0,02$). Podle předpokladu autorů se zvýšila také svalová síla horní části těla (testováno tlaky vsedě – chest press), konkrétně u skupiny s uzamčenými kolenními klouby ($p = 0,01$ oproti skupině s flektovanými koleny). Při extendovaných kolenních kloubech se sice vibrace přenáší do vyšších segmentů, avšak žádná z předchozích studií neprokázala takto výrazné ovlivnění svalové síly horní části těla při pouhém stoji. Překvapivá je také efektivnost výše uvedeného vibračního protokolu. Delecluse (2003) aplikoval WBV o zrychlení 0,4 g a zanedbatelné amplitudě pro zhodnocení placebo efektu. Může být tedy tento protokol dostatečný pro vyvolání svalové adaptace na WBV trénink nebo se jedná pouze o placebo efekt?

Roelants (2004b) navázal na své předchozí studie s Deleclusem (2003), kdy aplikoval opět totožný vibrační protokol (35 – 40 Hz, 2,5 – 5 mm, vertikální vibrace), tentokrát na ženy ve věku 58 – 74 let. Celkem 89 žen bylo rozděleno do 3 skupin dle intervence – vibrační trénink (30 osob), odporový trénink (30 osob) a kontrolní skupina

(29 osob). V průběhu působení WBV zaujímaly ženy buď pozici vysokého podřepu (120 - 130° v kolenních kloubech), pozici hlubokého podřepu (90° v kolenních kloubech), podřepu rozkročmo nebo prováděly výpady. Před běžným odporovým tréninkem absolvovaly 20 minut kardiovaskulární zátěže a následně probíhal trénink zaměřený na celé tělo, který zahrnoval také tlaky nohama a předkopávání na přístrojích pro posílení extenzorů kolenního kloubu. Právě svalová síla extenzorů kolenního kloubu byla měřena před započítím celého výzkumu, po 12 a 24 týdnech. Stejně tak hodnotil autor maximální moment síly, dynamickou svalovou sílu (při rychlosti 100°/s) a maximální rychlost extenze kolenního kloubu proti odporu 1, 20, 40 a 60% maximální síly a CMJ.

V průběhu studie odstoupilo celkem 7 osob z důvodu pocitu diskomfort v oblasti kolenních kloubů. Tento úbytek však byl výraznější pro skupinu absolvující odporový trénink (5 osob) než u WBV tréninku (2 osoby). Po 12 týdnech došlo k nárůstu statické i dynamické svalové síly. U odporového tréninku znamenal tento nárůst statické síly $16,8 \pm 2,9\%$, u WBV skupiny $12,4 \pm 2,1\%$, resp. $12,5 \pm 2,7\%$ a $12,1 \pm 2,7\%$ nárůst dynamické svalové síly. Pro CMJ bylo zaznamenáno zlepšení $12,1 \pm 2,9\%$ (odporový trénink) a $16 \pm 2,8\%$ (WBV trénink). Po dalších 12 týdnech však u většiny měřených parametrů nedošlo k dalšímu signifikantnímu zlepšení, s výjimkou malého avšak statisticky významného zvýšení dynamické svalové síly u WBV skupiny o dalších $3,7 \pm 1,7\%$ ($p < 0,05$). Oproti hodnotám naměřeným u kontrolní skupiny (pokles o 4,3%), tak po půlroční intervenci došlo k výraznému posílení extenzorů kolenního kloubu ($p < 0,004$).

Ovlivněním svalové síly u starších jedinců se zabývala Bogaertsová (2009), která aplikovala obdobný vibrační protokol (30 – 40 Hz, 2,5 – 5 mm, 3-D vibrace) jako Roelants (2004a). Jelikož byl tento výzkum více zaměřen na kardiorespirační výkonnost, zařadili autoři do programu cviky pro ovlivnění horní i dolní části těla. U FIT skupiny se jednalo o kardiovaskulární trénink, odporový trénink (například zkracovačky, hyperextenze, veslování, předkopávání, zakopávání a další – celkem 13 cviků), balanční a protahovací cviky. WBV skupina měla v programu zahrnut warm-up, dále statická a dynamická cvičení (podřepy, dřepy, podřepy na jedné dolní končetině, výpady, výpony a další) a cool-down. Po ročním programu byla testována statická svalová síla. Ve srovnání s kontrolní skupinou došlo ke zvýšení bylo u WBV (+ 9,4%) a FIT skupiny (+ 12,5%), $p < 0,001$. Výsledky mezi WBV a FIT skupinou byly srovnatelné ($p = 0,513$).

Vlivem typu vibrační platformy (vertikální a latero-laterální vibrace) na svalovou sílu, výkon, rovnováhu a BMD se zabývali Becková (2010) a Von Stengel (2011b). Von Stengel (2011b) sledoval celkem 96 žen po menopauze (ve věku 60 – 75 let), a to po dobu jednoho roku. Obě skupiny trénovaly pravidelně 3x týdně, 15 minut, po dobu jednoho roku a prováděly 7 různých cviků zaměřených na dolní končetiny. Intenzita obou vibračních programů byla srovnatelná (zrychlení 8g). Pro omezení přenosu vibrací do vyšších segmentů stáli probandi na plošině s pokrčenými koleny a váhu drželi na přední části nohy. Kontrolní skupina se účastnila programu, který byl vytvořen tak, aby neovlivnil primárně hodnocené parametry této studie. Zahrnoval pouze lehké cvičení s relaxačními prvky. Tento program zvýšil signifikantně statickou svalovou sílu extenzorů kolenního kloubu u obou „vibračních“ skupin (vertikální + 24,4%, latero-laterální + 26,6%), zatímco hodnoty u kontrolní skupiny se výrazně nezměnily (+ 6,2%). Svalový výkon, hodnocený pomocí CMJ, rovněž vzrostl srovnatelně u obou skupin (vertikální + 2,8%, latero-laterální + 3,2%), na rozdíl od kontrolní skupiny, u které se výška CMJ snížila (- 2,7%). Zdá se tedy, že na svalovou sílu a výkon nemá typ plošiny, respektive typ vibrací žádný vliv, jestliže je jejich intenzita identická. Avšak jejich vliv na kostní parametry se lišil (uvedeno v kapitole 3.4.6).

Becková (2010) dospěla k odlišným výsledkům. Její výzkum trval ve srovnání s von Stengelem (2011) pouze 8 měsíců, 2x týdně a aplikovala vibrace o podstatně nižší intenzitě (vertikální vibrace 30 Hz, 0,3 g, latero-laterální vibrace 12,5 Hz, 1g). Na rozdíl od předchozí studie probandi pouze stáli na plošině, a to s mírně flektovanými koleny (latero-laterální vibrace) či s plně extendovanými kolenními klouby (vertikální vibrace). Jak již bylo řečeno výše, flexe v kolenních kloubech tlumí přenos kmitání do vyšších segmentů a zároveň působí větší aktivaci svalů, které se na tomto tlumení podílí, což může samozřejmě ovlivňovat další výsledky. Svalová funkce byla hodnocena spíše funkčními testy (wall squat test² a chair rise test³). Lepších výsledků wall squat testu bylo dosaženo u latero-laterálních vibrací, a to jak pro dominantní (+ 70,9%, p = 0,02), tak pro nedominantní dolní končetinu (+ 119,5%, p = 0,004), zatímco vertikální vibrace zlepšily svalový výkon pouze nedominantní končetiny (+ 70,1%, p = 0,03). Výraznější

² Wall squat test – v tomto testu provádí probandi dřep (90° F v kolenních a kyčelních kloubech) s oprou zády o zeď, následně zvednou jednu dolní končetinu ze země; měří se čas, po dokáže vyšetřovaný udržet pozici s dolní končetinou mimo kontakt se zemí

³ Chair rise test – probandi se musí zvednout ze židle do stoje a znovu zpět sednout na židli, tento cyklus opakují celkem 5x; měří se celkový čas

zvýšení výkonu bylo pozorováno u nedominantní dolní končetiny, což odpovídá Savelbergem popsané negativní korelaci s počáteční svalovou silou (Savelberg, 2007). Doba nutná k provedení chair rise testu se snížila u obou typů vibrací rovnoměrně ($p = 0,05$).

Jestliže v předchozí studii (Von Stengel, 2011) byly shodné intenzity vibrací a zároveň obdobné výsledky v závislosti na typu vibrací, v této studii (Becková, 2010) bylo dosaženo lepších výsledků u latero-laterálních vibrací o vyšší intenzitě (1g) oproti vibracím vertikálním (0,3g).

3.3 Rovnováha a svalová funkce u seniorů

Přestože se většina autorů (Roelants, 2006, McBride, 2010, Erskin, 2007, Cormie, 2006, Cardinale, 2003a a 2003b, Ronnestad, 2009, Hazell, 2007) studií okamžitých účinků zaměřila na mladé osoby (do 40 let), mnozí autoři sledující dlouhodobé účinky, věnovali pozornost osobám starším (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Kawanabe, 2007, Rees, 2007 a 2009, Raimundo, 2009). Rovnováha, stabilita a častost pádů vedoucích ke zranění jsou terčem zájmu ve starší populaci.

Dle Mikhaelové je vyšší věk (nad 60 let) spojen s postupným zhoršováním neuromuskulárních funkcí. Úbytek svalové hmoty, svalová slabost, omezený svalový výkon a menší rychlost svalové kontrakce vede k poruchám mobility a poklesu soběstačnosti (Mikhael, 2010). Velká ztráta svalové hmoty tak může vyústit ve ztrátu funkční nezávislosti a značně ovlivnit kvalitu života (Rees, 2009). Významný podíl na snížení soběstačnosti seniorů má ztráta objemu hmoty kosterního svalstva podmíněná involučními změnami. Po 50. roce života ubývá svalová síla přibližně o 1,5% ročně. Odhaduje se, že 5 - 13% osob ve věku 60 – 70 let trpí sarkopenií, po 80. roce prevalence stoupá až na 50% (von Haehling, 2010).

Sarkopenii lze definovat jako úbytek svalové hmoty spojený s úbytkem svalové síly a zvýšenou únavností na podkladě degenerace, atrofie a zániku svalových vláken, snížení syntézy svalových proteinů a mitochondriální dysfunkce. Projevuje se zejména ve starším věku, v období involučních změn, je spojena s celkovou stařeckou křehkostí. Současně s omezením pohybu dochází k úbytku svalové a kostní hmoty a větší tendenci k pádům (Hrnčiariková, 2008, Tošnerová, 2010).

Kromě úbytku svalové síly zvyšují riziko pádu také omezené senzorické funkce.

Mimo zhoršení zrakové ostrosti, poruch akomodace a vidění za šera zahrnují i zhoršení propiocepce na dolních končetinách či degenerativní změny vestibulárního aparátu.

Nejčastější příčinou pádu ve stáří bývá přechodná porucha rovnováhy, zatuhnutí dolní končetiny v průběhu chůze, kdy tělo pokračuje v pohybu dopředu, dále se vyskytují pády v důsledku zakopnutí špičkou nohy (nejčastěji u Parkinsonovy choroby) či jiné nediferencované pády, jejichž příčinou je často nepozornost ze strany seniora (Vybíhalová, 2011). Stárnutí je též spojeno se zhoršením nervosvalového a senzorickeho systému, které se podílí na posturální kontrole a rovnováze (Rees, 2009).

Odporový trénink, farmakoterapie a výživa jsou v současné době možnými řešeními pro pacienty se sarkopenií. Podle mnoha autorů je ve vyšším věku důležitější silový než vytrvalostní trénink a výrazný efekt byl prokázán i u osob v 8. a 9. decenniu. Z farmakoterapie se pak jedná například o podávání anabolického steroidu (nandrolonu) v kombinaci s odporovým tréninkem nebo testosteronu. Aplikaci těchto farmak výrazně omezují vedlejší účinky, u mužů především karcinom prostaty, u žen bylo podávání testosteronu zcela odmítnuto (Kalvach, 2008). Pro mnoho starších osob je však silový trénink neoblíbenou a často i nepříjemnou formou (z důvodu velké svalové slabosti), která by mohla být nahrazena vibračním tréninkem.

V oblasti fyzioterapie se pro zlepšení rovnováhy a svalové funkce využívá reedukace stereotypu stoje a chůze, cviků posilujících gluteální svalstvo či cviků rovnováhy pro zlepšení koordinace (Vomáčková, 2008).

Pavlů (2011) uvádí, že při působení vibračního podnětu o nízké frekvenci (20 – 50 Hz) dochází ke stimulaci svalových vřetének, Golgiho šlachových tělísek a kloubních a kožních receptorů. „Tyto propioceptivní informace z kůže šlach a kloubů osového orgánu mají zpětnovazebnou povahu a jsou podkladem pro řízení stabilizace polohy a korekce pohybu. Vzhledem k zásadní úloze propiocepce v řízení posturální stability se zde naskytuje možnost ovlivnění posturální stability prostřednictvím aktivace propioceptorů během celotělového vibračního tréninku“.

3.3.1 Testy rovnováhy a svalové funkce u seniorů

Pro posouzení rovnováhy a celkové mobility patří mezi nejčastěji používané testy v níže uvedených klinických studiích hodnocení rovnováhy a chůze dle Tinettiové (Tinetti Balance and Gait Evaluation), zkouška „stoj-chůze-sed“ (Timed Up and Go

Test), test schopnosti vstávání ze židle (Sit to stance test), či klasický stoj na jedné dolní končetině, který se vyskytuje při švihové fázi kroku a významně tak ovlivňuje ADL.

Tinettiové škála hodnotí **parametry rovnováhy** (rovnováha v sedu, postavení se ze sedu na stoličce, pokus postavit se z lehu, rovnováha ve vzpřímeném postoji, Rhombberg I, II a III, otočka o 360°, posazení se), za které je možno získat max. 16 bodů, a **parametry chůze** (začátek chůze, délka a výška kroku, souměrnost a plynulost kroku, udržení směru při chůzi, postavení trupu při chůzi a vlastní způsob chůze), hodnoceny max. 12 body. Celkové skóre tedy může být až 28 bodů. Výsledky nižší než 26 bodů jsou již známkou obtíží, pod 19 bodů značí až pětinasobně vyšší riziko pádů (Klán, Topinková, 2003).

Při *Timed Up and Go Test* (TUG) se měří čas, za který dokáže vyšetřovaný vstát ze židle, ujít 3 metry, vrátit se k židli a opět si sednout. Tento test je citlivý především k častému postižení pánevních svalů a svalů dolních končetin. Mimo to se zde uplatňuje též vliv stability, koordinace chůze či ortostatického syndromu (Kalvach, 2008). Při „*Sit To Stance*“ testu je vyhodnocována doba, za kterou dokáže vyšetřovaný pětkrát po sobě vstát ze židle a opět si sednout (Rees, 2007).

3.3.2 Okamžité účinky celotělových vibrací na rovnováhu u seniorů

Zřejmě jedinou autorkou, která se zabývala okamžitými účinky celotělových vibrací na rovnováhu u starších osob byla Carlucciová (2010). 22 žen v průměrném věku 71,8 let vystavila nejprve vibračnímu podnětu (35 Hz, amplituda není určena) v jehož průběhu zaujímaly ženy polohu v podřepu (120 - 130° v kolenních kloubech). Následně plynule měnily úhel v kolenních kloubech v rozmezí 130° a 100° (dynamický podřep), zaujímaly polohu v hlubokém podřepu (úhel 90° v kolenních kloubech), podřepu rozkročmo (130°) a výdrž v pozici výpadu. Všechny statické pozice byly udržovány po dobu 60 vteřin s výjimkou hlubokého podřepu (2 série po 30 s). Mezi jednotlivými cviky měly ženy vloženo 30 vteřin odpočinku. Stejně cviky prováděly po dalších 3 dnech, ale v podmínkách bez WBV. Rovnováha byla vyšetřována na posturografické desce, která snímala pohyb těžiště, a to před intervencí, bezprostředně po ní a po dalších 15 a 60 minutách. Po jediné expozici nedošlo k ovlivnění rovnováhy. Carlucciová však zaznamenávala také veškeré nepříjemné pocity během expozice. Kromě pocitu brnění a tepla v dolních končetinách, které lze

přičítat zvýšenému prokrvení, si 4 osoby stěžovaly na lehký pocit závratě, který však po dokončení intervence vymizel. Autorka v této studii chtěla spíše zdůraznit možnost zařazení WBV do tréninku a zjistit, zda v průběhu nebo po expozici nedochází k zhoršení rovnováhy, které by mohlo vést k pádu.

3.3.3 Vliv dlouhodobého vibračního tréninku na mobilitu a rovnováhu starších osob

Podle mnoha autorů (Izquierdo et al., 1999, Zemková, 2007) existuje silný vztah mezi svalovou silou dolních končetin a rovnováhou, respektive chůzí. Cílem studie Zemkové (2007) bylo zjistit změny ve výchylce lidského těla po 3 měsíční propioceptivní stimulaci prostřednictvím celotělových vibrací. 32 žen v průměrném věku 61,2 let rozdělila nejprve do dvou skupin – intervenční a kontrolní. Po měsíci terapie, která obsahovala 2 expozice WBV (10 Hz, 3mm, 3 g, sinusoidální vertikální vibrace) týdně při statickém podřepu (5 sérií po dobu 15 – 30 s, 110° v kolenních kloubech) rozdělila intervenční skupinu opět na 2 poloviny, přičemž první část pokračovala ve statickém cvičení (zvýšen počet sérií a doby vibračního podnětu na 30 – 45 s), druhá část cvičila dynamicky (podřepy v rozmezí úhlů 180 - 110° v kolenních kloubech) s přidanou externí zátěží představující 20% jejich tělesné hmotnosti. Po skončení terapie hodnotila autorka pomocí posturografického vyšetření rychlost pohybu těžiště v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Probandi byly pro tento test zainstruovány, aby po dobu 2 minut stáli co nejklidněji, jak jen to je možné. Nejlepších výsledků bylo dosaženo u skupiny, která po dobu druhého a třetího měsíce cvičila dynamicky s přidanou zátěží, kdy se původní hodnoty rychlosti pohybu těžiště snížily o 28,8%. Ve srovnání s hodnotami naměřenými na počátku studie, se u skupiny cvičící staticky hodnoty snížily o 27,0% ($p < 0,01$).

Bruyere (2005) srovnával vliv fyzioterapie bez vibrací a fyzioterapie doplněné o WBV na rovnováhu a svalový výkon u klientů domu s pečovatelskou službou. Čtyřicet osob ve věku 63 – 98 let bylo rozděleno rovnoměrně do dvou skupin. Obě skupiny absolvovaly pravidelně 3x týdně (po dobu 6 týdnů) 10 minut fyzioterapie zaměřené na trénink rovnováhy, chůze, transferů a posilování dolních končetin. WBV skupina měla navíc zařazen 4-minutový vibrační trénink, při kterém se střídala nízká frekvence (10 Hz) a amplituda (3 mm_{špička-špička}) v 1. a 3. minutě s vyšší frekvencí (26

Hz) a amplitudou (7 mm_{špička-špička}) ve 2. a 4 minutě. Tyto minutové sekvence byly vždy přerušeny 90 vteřinovou pauzou. Z výsledků je patrné zlepšení chůze (o $2,4 \pm 2,3$ bodu škály dle Tinettiové) a rovnováhy (o $3,5 \pm 2,1$ bodu škály dle Tinettiové) u WBV skupiny, zatímco u kontrolní skupiny nedošlo k žádné významné změně, respektive k poklesu $0,3 \pm 1,2$ bodu. Čas TUG testu se u WBV skupiny snížil o $11,0 \pm 8,6$ s, na rozdíl od kontrolní skupiny, kde došlo k mírnému nárůstu času potřebného k provedení testu (o $2,6 \pm 8,8$ s). Celkové Tinetti skóre se z výchozích hodnot (14,9) zvýšilo na 20,5, což znamená výrazné snížení rizika pádu (Klán, Topinková, 2003).

Kawanabe (2007) stejně jako Bruyere (2005) sledoval vliv přidaného vibračního podnětu k běžnému tréninku rovnováhy na mobilitu starších osob (59 – 86 let). Celkem se této studii zúčastnilo 67 pacientů, kteří byli rozděleni do 2 skupiny. Jedna skupina podstoupila běžný dvouměsíční trénink rovnováhy (1x týdně), který zahrnoval stoj na jedné dolní končetině či tandemovou chůzi a cviky pro posílení svalů lýtky, stehna či m. gluteus medius, který se významně podílí na stabilitě (součást svalového korzetu pánve). Součástí programu byla též chůze (2x týdně, 30 minut). Do tréninku druhé skupiny byl navíc zařazen vibrační podnět o frekvenci 12 - 20 Hz (latero-laterální vibrace) po dobu 4 minut jedenkrát v týdnu, během něhož probandi zaujímali stoj s mírně flektovanými kolenními klouby. Po dvou měsících se u WBV skupiny signifikantně snížil čas potřebný k překonání 10 m vzdálenosti (- 14,9% oproti počátečním hodnotám), prodloužila se délka kroku (+ 6,5%) i délka stoje na jedné dolní končetině (+ 65% PDK, + 88,4% LDK). U druhé skupiny byla pozorována vzrůstající tendence prodloužení délky kroku, výsledky však nedosahovaly statistické významnosti. Ostatní parametry zůstaly nezměněny. Poměrně zásadním nedostatkem této studie je fakt, že autor neuvádí amplitudu ani zrychlení plošiny, nelze proto určit velikost aplikované vibrační zátěže.

Obdobný design studie jako předchozí autoři stanovil i Rees (2009), který navíc zařadil kontrolní skupinu. Celkem 45 osob ve věku 66 - 85 let bylo rovnoměrně rozděleno do 3 skupin (WBV, stejný tréninkový program bez WBV, kontrolní). Osmítýdenní program zahrnoval pro obě intervenční skupiny statické podřepy po dobu prvních čtyř týdnů a dynamické cviky (80% podřepy a 20% výpony) po následující čtyři týdny. Trénink probíhal pravidelně 3x týdně, tréninková jednotka trvala od 13 minut (v prvním týdnu) až po 20 minut (v osmém týdnu). Frekvence latero-laterálních vibrací byla stanovena na 26 Hz a amplituda se zvyšovala z 5 mm_{špička-špička} až na 8 mm_{špička-špička}. Prodlužovala se i doba působení WBV (45 s první týden, každý další týden

zvýšení o 5 s). Po skončení terapie byla na Kistlerově desce vyšetřena rovnováha při stožení na jedné dolní končetině. Reakční síly podložky se pro skupinu WBV ve srovnání se skupinami, u kterých nebyly využity WBV, výrazně snížily ($p < 0,001$), což představovalo průměrné zlepšení vertikální složky o 24,9% a snížení medio-laterální složky výchylek o 27,5%.

Součástí tohoto výzkumu bylo též zjištění vlivu WBV na mobilitu starších osob (Rees, 2007). Pro hodnocení využili autoři kromě vyšetření dynamické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního a kyčelního kloubu, plantárních a dorsálních flexorů hlezenního kloubu, také následujících funkčních testů: test vstávání ze židle (TUG), zkoušku stoj-čůze-sed, dále byla hodnocena rychlost chůze na vzdálenost 10 metrů a chůze do schodů. Míra vnímané námahy byla pro oba typy intervence srovnatelná. Při měření svalové síly flexorů a extenzorů kolenního i kyčelního kloubu nebyl mezi skupinami, které podstoupily intervenci, pozorován žádný významný rozdíl. Avšak oproti počátečním hodnotám došlo k signifikantnímu nárůstu svalové síly hodnocených svalových skupin. S tím souvisí také výsledky funkčních testů, které jsou silou těchto svalových skupin ovlivněny. Pro TUG, chůzi na vzdálenost 10 metrů a zkoušku vstávání ze židle došlo ve srovnání s kontrolní skupinou ke zkrácení doby potřebné k vykonání zadaného úkolu u obou skupin, které podstoupily intervenci, avšak mezi těmito skupinami se neprojevil významný rozdíl. Oproti tomu svalová síla plantárních flexorů vzrostla u WBV skupiny o 18,5%, u skupiny bez WBV pouze o 5,2% ($p < 0,001$). Tento výsledek může být opět přičítán faktu, že největší svalová aktivita bývá pozorována u těch svalů, které jsou nejbližší zdroji vibrací.

Raimundo (2009) srovnával efektivitu programu zahrnující cvičení na vibrační platformě s programem založeným čistě na chůzi. Studii dokončilo celkem 27 žen po menopauze, které během 8 měsíců absolvovaly celkem 96 tréninkových jednotek. Během jednotky ženy buď zaujímaly pozici v podřepu (120° v kolenních kloubech, 12,6 Hz, 6mm_{špička-špička}, latero-laterální vibrace) nebo se účastnily skupinové chůze (po dobu 1 hodiny). Účast v daném programu byla pro obě skupiny srovnatelná. Hodnocen byl chair rise test a maximální rychlost chůze jako parametry svalové síly dolních končetin a výskok (doba letové fáze) a maximální izokinetická síla extenzorů kolenního kloubu (koncentrická kontrakce při rychlosti $60^\circ/s$ a $300^\circ/s$ a excentrická kontrakce při rychlosti $60^\circ/s$) pro vyšetření explozivní síly. Pro ovlivnění výšky výskoku se ukázaly jako vhodnější WBV (+ 1,57 cm), než program založený skupinové chůzi (- 0,13 cm) ($p = 0,025$). Zvýšení explozivní síly, které je spojeno s cyklem

natažení a zkrácení svalu (shortening-stretching cycle), může být pro starší osoby významným faktorem pro předcházení pádů. Druhý program naopak pozitivně ovlivnil svalovou sílu dolních končetin spojenou s mobilitou umožňující ADL, a která se zdá být základem pro posturální stabilitu a prevenci pádů.

3.4 Kostní hmota

Dalším z udávaných přínosů WBV tréninku je zvýšení hustoty kostní tkáně. Toto zkoumala většina studií na ženách po menopauze, jakožto potenciální metodu prevence či terapie osteoporotických změn (např. Gusi, 2006, Ruan, 2008, Fjeldstad, 2009, Bembien, 2010, Von Stengel, 2011a).

„Osteoporóza je syndrom charakterizovaný patologickým úbytkem anorganické a organické části kosti se změnami mikrostruktury a funkce kosti. Za osteoporózu je považován úbytek kostní denzity o 2,5 směrodatné odchylky ve srovnání s BMD (bone mineral density, minerální hustota kosti) při dosažení vrcholu kostní hmoty ve věku 25-30 let“ (Otáhal, 1999). Vzniká v případě, kdy resorpce kosti převažuje nad její novotvorbou (Vyskočil, 2009). „Negativními faktory patogeneze jsou pokles či vymizení tvorby pohlavních hormonů, výživa s nízkým přívodem vápníku a vláknin a přebytkem bílkovin, cukrů a tuků a nedostatek antigravitační tělesné zátěže“ (Otáhal, 1999).

3.4.1 Vliv mechanické zátěže na kostní remodelaci

Mechanická zátěž je silově deformační vliv, který evokuje specifickou odezvu organismu. Provokuje adaptační mechanismy, které mohou mít charakter regeneračních a revitalizačních procesů a na druhé straně mohou provokovat degenerativní procesy, způsobit orgánovou dysfunkci apod. (Otáhal, 1999). Tato reakce kosti na zatížení a na změny funkčních nároků během života je známa jako Wolffův transformační zákon (Gross, 2005).

Mechanická zátěž může zlepšit kostní objem a pevnost kostí především u dětí a adolescentů (Kohrt, 2004, Vyskočil, 2009). Dospělý skelet je na mechanickou zátěž mnohem méně citlivý. Přesto je pravidelné zatěžování axiálního skeletu nezbytnou

složkou léčby osteoporózy. Dochází při něm k namáhání kostních mechanostatů a tím i stimulace kostní novotvorby (Vyskočil, 2009, Otáhal, 1999).

Podle pravidla „forma následuje funkci“ má funkční nosné zatížení kosti silný vliv na její remodelaci o čemž svědčí dopad na aktivitu osteoblastů a osteoklastů a nakonec i změna hmotnosti kostí a jejich morfologie. „Osteoklasty mají schopnost resorbovat starou a insuficientní kostní tkáň v průběhu relativně krátké doby.“ Zároveň při osteoresorpci vzniká v osteoklastech růstový faktor osteoblastů. Osteoblasty syntetizují specifické matrixové bílkoviny, které následně mineralizují. Po dokončení mineralizace je část osteoblastů zakotvena do kostní matrix a stává se osteocytem. „Osteocyty fungují jako mechanosenzory kosti a regulují kostní formaci i resorpci.“ Jsou schopny zaznamenat hladinu cirkulujících hormonů, jako jsou estrogeny a další (Vyskočil, 2009).

Všechny kosti jsou tvořeny dvěma hlavními formami tkáně – kortikální a spongiózní (trámčitou) kostí. „**Kortikální kost** je velmi hustá, vysoce kalcifikovaná a zcela jedinečně konstruována tak, aby vzdorovala kompresivnímu zatížení. Schopnost odolávat v tahu a torzi je daleko menší.“ Pro **spongiózní kost** je charakteristické uspořádání do trámců. Uspořádání a průběh trámců odpovídá převažujícímu směru sil, které kost zatěžují (Gross, 2005).

Axiální zátěž vede k přestavbě tahových a tlakových kostních trámců spongiózní kosti, které se mění podle směru aktuální zátěže (obr. č. 8). Tyto trámce probíhají v siločarách odpovídajících místům tlaku a tahu, kterým je daná kost vystavena. Prostory mezi trámcí jsou navíc vyplněny tukovými buňkami, buňkami kostní dřene, cévami, nervy a mezibuněčnou tekutinou a představují tak hydraulicky systém spongiózy, který lze považovat za určitý tlumič kosti a stimulátor růstu a remodelace kosti (Otáhal, 1999). Úroveň metabolismu je u tohoto typu kosti vysoká, čemuž odpovídá vysoké množství remodelované kosti za jeden rok (zhruba 25%). Oproti tomu kortikální kost se obměňuje 10krát pomaleji (zhruba 2,5% celkového množství za rok). Z tohoto důvodu se úbytek kosti dříve projevuje ve spongiózní kosti (Vyskočil, 2009).



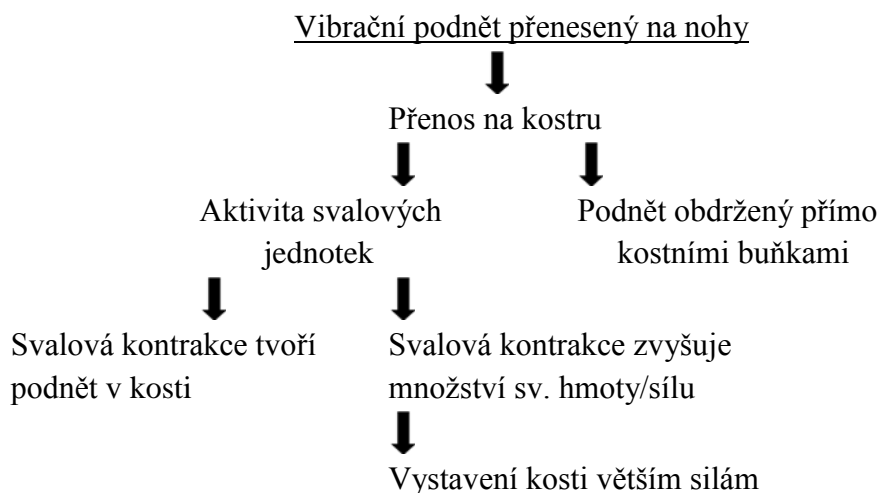
Obr. č. 9: Uspořádání kostních trámčů proximálního femuru a pánevní kosti (Nedoma, 2011)

Remodelace kosti probíhá neustále na základě mechanické zpětné vazby a její mechanické vlastnosti kosti jsou tedy dány historií jejího zatěžování. „To znamená, že pokud je orgán imobilizován, snižuje se výrazně jeho pevnost a poddajnost a naopak opakovaným zatěžováním s dostatečnou intenzitou je možné předcházet poruchám remodelace (např. osteoporóza) a s tím spojeným zvýšeným rizikem zlomenin v důsledku snížení mechanické pevnosti“ (Otáhal, 1999).

Omezení funkčního zatížení, které se objevuje například při letech do vesmíru nebo dlouhodobém upoutání na lůžko, potlačuje aktivitu osteoblastů a naopak se zvyšuje aktivita osteoklastů, což vede ke ztrátě kostní hmoty. Specifické zatížení kosti například ve formě cvičení může stimulovat aktivitu osteoblastů, zatímco je potlačena aktivita osteoklastů. To ve výsledku znamená jak kvalitativní, tak kvantitativní zlepšení kosti (Judex, 2005).

Jak již bylo prokázáno, pohyb sám o sobě má významný vliv na stav kostní hmoty. Vhodná jsou tzv. high-impact cvičení (např. jogging) kombinovaná s odporovým tréninkem nebo low-impact aktivitami (např. chůze). V laboratorních podmínkách bylo na potkanech zjištěno, že samotné svalové kontrakce mohou stimulovat osteogenezi. Na druhé straně se však některá kritická nosná místa skeletu, zahrnující krček femuru, zdají být vysoce senzitivní na reakční síly podložky a tudíž nezbytné pro udržení kostní hmoty a struktury (Schwab, 2011).

Dle Judexe a Rubina (2010) existují 3 různé cesty, kterými může mechanický podnět vyvolaný celotělovými vibracemi působit na kostní buňky.



Obr. č. 10: Mechanismy ovlivnění kostní tkáně mechanickými podněty vyvolanými celotělovými vibracemi (Judex, Rubin, 2010).

Buňky, které mohou přeměnit mechanický signál na biochemickou reakci zahrnují osteoblasty/osteoklasty/bone lining cells (tzv. kost lemující buňky) na povrchu kosti, osteofyty uvnitř kalcifikované matrix a mezenchymální prekurzory uvnitř kostní dřene (Judex, 2010)

3.4.2 Fyzická aktivita při osteoporóze

Pohybová aktivita je nedílnou součástí léčby i prevence osteoporózy. Němcová (2008) či Totosy de Zepetneková (2009) uvádí jako nejdůležitější faktory pro remodelaci a kostní růst fyzickou aktivitu, respektive svalovou sílu a vliv gravitace, respektive gravitační sílu a reakční síly podložky. „Účinek pohybu na kost je komplexní a v zásadě se jedná o 3 základní mechanismy: aktivace osteoblastů, fixace Ca^{2+} iontů na negativně nabitě povrchy kostí a zvýšený přísun materiálu pro osifikaci“ (Němcová, 2008). Celotělový vibrační trénink se nabízí jako intervence napodobující mechanické zatížení kostí jako při běžných denních činnostech (Totosy de Zepetnek, 2009). Vzhledem k ovlivnění rovnováhy, ke kterému při celotělovém vibračním tréninku dochází (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Res, 2009), navíc mohou celotělové vibrace představovat prevenci osteoporotických zlomenin vzniklých následkem pádu.

Při osteoporóze se klade důraz na posilování svalstva kolem páteře a vytvoření dostatečného svalového korzetu, který snižuje bolestivost páteře. Obecně se doporučují odporová cvičení, případně cvičení s využitím lehkých činek (1 až 2 kg), odporových

gum či posilovacích strojů. Všechny cviky by měly být prováděny pomalu, tahem a silou, bez švihů (Vyskočil, 2009).

3.4.3 Hormonální řízení kostní remodelace

Hormonální regulace kostní remodelace je řízena parathormonem, kalcitoninem, hormony štítné žlázy, inzulinem, růstovým hormonem, kortizolem a pohlavními hormony (androgeny, estrogeny). Androgeny, jejichž nejvýznamnějším představitelem je testosteron, působí na osteoblasty během mineralizace, kdežto estrogeny je ovlivňují v dřívějším stadiu během tvorby kostní matrix (Vyskočil, 2009).

Anabolické hormony (androgeny, estrogeny) brání odbourávání kostní matrix, zatímco katabolické hormony (glukokortikoidy) stupňují její odbourávání. Po menopauze klesá produkce anabolických hormonů až o 80%, u mužů při andropauze maximálně o 50%, zatímco produkce glukokortikoidů klesá pouze o 10%. Dochází tedy k narušení původní rovnováhy mezi novotvorbou a odbouráváním skeletu, snižuje se kostní novotvorba a převládá kostní resorpce (Vyskočil, 2009).

Stimulaci endokrinního systému vibračním tréninkem a zvýšení hladiny testosteronu a růstového hormonu prokázali Kvoring (2006) a Bosco (2000). Bosco (2000) zaznamenal při jediné expozici celotělovým vibracím o frekvenci 26 Hz 7% nárůst hladiny testosteronu a 361% nárůst hladiny růstového hormonu ve srovnání s hodnotami naměřenými před intervencí.

Vysoká hladina kortizolu naopak způsobuje snížení BMD. Známa je například souvislost nadprodukce kortizolu u Cushingovy choroby a osteoporózy. Výzkumy ukázaly, že při WBV tréninku se hladina kortizolu nejprve přechodně zvyšuje, což odpovídá celkové pohotovosti organismu při zátěžové situaci, nicméně již po 2 hodinách klesá pod původní hodnoty (Bosco, 2000, Cardinale, 2010).

3.4.4 Osteoporotické zlomeniny

Bylo zjištěno, že s přibývajícím věkem klesá BMD v oblasti proximálního femuru a páteře přibližně o 1-2% ročně (Liu, 2011). V situacích, kdy skelet není zatěžován (stav beztlíže, dlouhodobé upoutání na lůžko) byl prokázán úbytek kostní

hmoty až 1,5% za měsíc v závislosti na topologii. Největší úbytky jsou pozorovány na těch částech skeletu, které jsou zapojeny do posturální činnosti (páteř, pánev, kosti dolních končetin) (Belavý, 2010).

Nejčastější místa, kde dochází ke zlomeninám z důvodu nízké hustoty kostní hmoty jsou obratlová těla hrudní a bederní páteře. Zde hrozí u osob trpících „pouze“ osteopenií riziko kompresivních zlomenin obratle například při zvedání těžkých břemen (zejména v předklonu) nebo vznik mikrofraktur v těle obratlů při běžné denní námaze. Dalším typickým místem fraktury je oblast distálního předloktí (Collesova zlomenina) či proximálního femuru. Zlomeniny této části femuru jsou považovány za nejvážnější, jelikož pacienta invalidizují a u 20% pacientů mohou vést k úmrtí do jednoho roku od vzniku zlomeniny (Vyskočil, 2009). Se zvýšením denzity kostní hmoty v těchto místech je pozitivně spojována sérová hladina testosteronu (Totosy de Zepetnek, 2009). Navíc oblasti proximálního femuru a dolní hrudní a bederní páteře by mohly být poměrně snadno zasažitelné celotělovými vibracemi.

3.4.5 Hodnocení stavby kosti

V níže uvedených klinických studiích jsou pro hodnocení hustoty kostní tkáně a obsahu minerálu v kosti používány metody založené na absorpciometrii, kdy se denzita vyšetřovaného skeletu určuje jako míra útlumu RTG záření či záření emitovaného radionuklidy po průchodu kostí. Nejčastěji se jedná o kvantitativní výpočetní tomografii a dvouenergiovou rentgenovou absorpciometrii. Je možné hodnotit také hladiny markerů kostní formace (osteokalcin) a resorpce (C-telopeptidu kolagenu, CTX).

Kvantitativní výpočetní tomografie (QCT) funguje na principu rentgenového záření. Díky třídimenzionálnímu zobrazení umožňuje rozlišení trabekulární a kortikální kosti. Je vhodná pro sledování dětského skeletu.

Dvouenergiová rentgenová absorpciometrie (dual energy X-ray absorpciometry, DXA) umožňuje měřit libovolnou část těla i celkový obsah minerálu. Tato metoda je založená na působení rentgenového paprsku ve dvou energetických hladinách. Výhodou oproti QCT je menší radiační zatížení, které mu je organismus vystaven. Přesnost měření je u obou metod vysoká (Vyskočil, 2009).

3.4.6 Ovlivnění kostní hmoty celotělovými vibracemi

Zvýšení hustoty kostní tkáně probíhá pravděpodobně na podkladě podpoření remodelace kosti právě působením mechanických vlivů. Celotělové vibrace v tomto případě napodobují mechanické zatížení pozorované během běžných denních aktivit a představují jak mechanické zatížení reakčními silami podložky, tak svalovou kontrakci (Totony de Zepetnek, 2009).

Bembenová a kol. (2010) předpokládali, že zařazení WBV (zrychlení 2,16 - 2,8g) před sekvence odporových cviků bude mít u postmenopauzálních žen anabolický efekt na kostní a svalovou hmotu. Do této studie bylo zahrnuto 55 žen, které byly rozděleny do 3 skupin (odporový trénink – 22 žen, WBV trénink – 21 žen, kontrolní skupina – 12 žen) podle jejich časových možností účastnit se určitého druhu tréninku. Pro WBV trénink byla zvolena frekvence 30 Hz, která v průběhu studie narůstala až na 40 Hz, stejně tak čas jednotlivých cviků (15 až 60 s / cvik) a počet sérií (1 až 3). Amplituda byla nastavena na 2 – 4 mm. Pro obě skupiny byly vybrány cviky zaměřené oblast kyčelního kloubu a páteře. Jednalo se o tlaky nohama (vleže na zádech), flexe, extenze, abdukce a addukce v kyčelním kloubu, tlaky na ramena vsedě, stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu a veslování vsedě, a to ve 3 sériích po 10 opakováních na 80% 1 opakovacího maxima. Skupina cvičící na vibrační platformě měla navíc zařazeny cviky s využitím WBV (tlaky s popruhy připevněnými k plošině vsedě na plošině, klopení zápěstí s popruhy vsedě na plošině, podřepy), které byly následovány dalšími pěti cviky se zaměřením na dolní končetiny a pěti cviky pro horní část těla. Výsledky byly poměrně překvapivé, jelikož přidaný vibrační podnět nepřinesl žádný efekt. Nedošlo k nárůstu BMD v žádném ze sledovaných regionů (celková tělesná BMD, bederní obratle L₁ – L₄, radius, oblast kyčelního kloubu, krček femuru, velký trochanter femuru). Naopak, hodnoty u skupiny WBV měly výrazně klesající tendenci oproti samostatnému odporovému tréninku. Pro oblast radia, kyčelního kloubu a krčku femuru výsledky dosahovaly statisticky významných hodnot (pokles o 1,48 %, resp. 0,72 % a 1,36 %) oproti hodnotám na počátku studie.

Stejně tak porovnávala rozdílný vliv vibračního a odporového tréninku Verscheuerenová (2004). V podstatě se jednalo i o obdobný vibrační protokol (vertikální vibrace, 35 – 40 Hz, 1,7 a 2,5 mm), avšak odporový trénink byl zaměřen pouze na dolní končetiny (tlaky nohama, předkopávání), stejně jako cviky s WBV

(podřepy, dřepy, podřepy rozkročmo, podřepy na jedné DK a výpady). Intenzita zátěže se v průběhu studie zvyšovala podle principu progresivního nárůstu zátěže. Byly vyhodnocovány kostní parametry, konkrétně antero-posteriorní scan proximálního femuru (metodou DXA) a dále hladiny osteokalcinu, určující proces kostní formace, a CTX pro kostní resorpci. V tomto případě došlo pouze k nárůstu BMD proximálního femuru u WBV skupiny (+ 0,93%, $p = 0,03$), zatímco u kontrolní skupiny i skupiny podstupující odporový trénink byla klesající tendence BMD. Hladiny kostních markerů zůstaly nezměněny.

Studie vedená von Stengelem (2011a) srovnávala vliv 18ti měsíčního tréninkového programu s a bez využití vibrací u 151 žen po menopauze. Předpokladem bylo, že identický tréninkový program obsahující 20 minut dance aerobiku, 5 minut balančního tréninku, 20 minut funkční gymnastiky a 15 minut dynamického posilování dolních končetin, zahrnující výpony, dřepy na jedné noze, abdukce v kyčelním kloubu (u jedné skupiny vibrace o frekvenci 25 – 35 Hz a amplitudě 1,7 mm, u druhé skupiny bez vibrací), bude mít u skupiny využívající vibrace větší efekt na BMD v oblasti bederní páteře (L₁-L₄) a proximálního femuru. V rozporu s původním předpokladem přidaný vibrační podnět nezesílil účinek konvenčního tréninku. U obou skupin došlo ke zvýšení BMD v oblasti bederní páteře (WBV + 1,5% ± 2,3% x FIT +2,1% ± 3,0%), nikoliv však v oblasti proximálního femuru.

Opačný výsledek, a to zvýšení BMD v oblasti proximálního femuru a naopak žádné signifikantní zvýšení BMD v oblasti L_p, popsal Gusi a kol. (2006). V tomto případě se jednalo o latero-laterální vibrace o relativně nízké frekvenci (12,6 Hz) a amplitudě (3 mm), kterým byli probandi vystaveni po dobu celkem 6 minut (s vloženými pauzami) během stoje s pokrčenými koleny (120° v kolenních kloubech). Během 8 měsíců se intenzita tréninku postupně zvyšovala počtem sérií.

Dva různé vibrační protokoly (vertikální vibrace, 35 Hz, 1,7 mm_{špička-špička} a latero-laterální vibrace, 12,5 Hz, 12 mm_{špička-špička}) o stejné intenzitě 8g srovnával Von Stengel (2011b). Kromě zvýšení svalové síly, které již bylo popsáno v předchozí kapitole, tato kombinace zvýšila i BMD bederních obratlů. Latero-laterální vibrace znamenaly zvýšení o 0,7% ($p = 0,04$) ve srovnání s kontrolní skupinou. Po provedení další analýzy pro eliminaci vlivu úbytku váhy u vertikálních vibrací (0,8 kg) zjistili autoři signifikantní zvýšení BMD bederních obratlů i u vertikálních vibrací. V oblasti proximálního femuru byla pozorována rostoucí tendence BMD, výsledky však nebyly signifikantní.

Becková (2010) taktéž pozorovala účinky dvou různých vibračních protokolů, které stejně jako předchozí studie byly popsány v předchozí kapitole. Hodnotila celkovou BMD, dále BMD oblasti nedominantního proximálního femuru a trochanteru, bederní oblasti a proximálního předloktí (pomocí DXA) a nedominantního kalkaneu (pomocí kvantitativního ultrazvuku). Signifikantních změny se objevily v oblasti proximálního femuru, kde došlo k nárůstu BMD u vertikálních vibrací (+ 2,3%) a kalkaneu u latero-laterálních vibrací (+ 3,4%). Ovlivnění BMD kalkaneu vzniklo pravděpodobně na podkladě kontrakce m. triceps surae a jeho úponem Achillovy šlachy na kalkaneus ve snaze odolávat cyklické pasivní dorzální flexi v hlezenním kloubu. Tendence ke zvýšení BMD v oblasti trochanteru může odrážet zatížení extenzorů kyčelního kloubu během pasivní flexe při fázi oscilačního pohybu ve fázi, kdy jde deska vzhůru. Překvapivým zjištěním byl pro autory pokles celkového BMC a BMD proximálního předloktí u skupiny ovlivňované vertikálními vibracemi. Nicméně pro předloktí lze tento výsledek odůvodnit faktem, že při cvičení ve stoji není tato oblast v podstatě vůbec vibračním podnětem zatěžována.

Rubin a kol. (2004) ve své randomizované, dvojitě-zaslepené kontrolované studii vystavili 64 žen po menopauze vibracím o frekvenci 30 Hz a zrychlení 0,2 g. Tato zátěž měla zaručit dostatečný přenos mechanického signálu do končetinového a axiálního skeletu bez vzniku rezonance ($f > 25$ Hz, zrychlení < 1 g) (Rubin, 2003). Pro 100% splnění tréninkového plánu musely ženy absolvovat každý den dvakrát desetiminutový stoj na vibrační plošině. Tento faktor se významně podílel na výsledku. U skupiny osob, která nejvíce dodržovala tréninkový plán, znamenal tento trénink omezení úbytku BMD oproti placebo skupině přibližně o 3,35% v oblasti Lp, 2,1% v oblasti krčku femuru a 1,92% v oblasti trochanteru. Lineární regresní analýzou bylo zjištěno, že v ideálním případě (100% splnění tréninkového plánu) by nárůst BMD činil 7% v oblasti Lp a 5% v oblasti trochanteru. Avšak těchto výsledků bylo dosaženo pouze u žen s hmotností do 65 kg. Vzhledem k tomu, že BMD pozitivně koreluje s tělesnou hmotností, naznačují výsledky, že mechanický podnět funguje nejlépe u žen s nižší BMD.

U žen po menopauze trpících osteoporózou měl samostatný WBV trénink pozitivní vliv na bederní páteř (L₂-L₄) a proximální femur (Ruan, 2008). Po 6ti měsíčním programu se významně zvýšila BMD v oblasti Lp o 4,3% a v oblasti krčku femuru o 3,2%. V tomto případě dostačoval ke zlepšení stoj na vibrační platformě kmitající o frekvenci 30 Hz a amplitudě 5 mm, 5x týdně po dobu 10 minut. Bohužel

chybí také informace, zda byly během těchto 10 minut zařazeny i přestávky. Během 6 měsíců nebyla žádným způsobem zvyšována intenzita ani obtížnost cvičení. Zajímavé je, že autoři záměrně stanovili takové podmínky (váha na patách), které zajistí přenos vibrací do vyšších segmentů a mohou způsobit nežádoucí účinky dané kmitáním v oblasti hlavy. Na druhou stranu může být tato podmínka důvodem výrazného zvýšení BMD v oblasti bederní páteře.

Jedinou studií, která zkoumala efekt samostatného WBV tréninku u mladých zdravých jedinců, provedla Torvinenová a kol. (2003). Osmiměsíční program zahrnující trénink 3-5x týdně se skládal z jednodominutového intervalu, který obsahoval vždy 10 vteřinovou sekvenci podřepů, vzpřímeného stoje, relaxovaného stoje s pokrčenými koleny, poskoků, přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou a stoje na patách. Délka tréninkové jednotky se v průběhu 8 měsíců zvyšovala z 2 minut (první 2 týdny) až na 4 minuty (poslední 4 měsíce), stejně tak frekvence vibrací (25 – 45 Hz), amplituda se po dobu programu neměnila (2mm_{špička-špička}). Po tomto programu však nedošlo ke zvýšení žádného z měřených kostních parametrů – obsah minerálu v kosti měřený v oblasti bederní páteře (L₂-L₄), proximálního femuru, kalkaneu a distálního radia, dále hustota trabekulární kosti tibie, hustota kortikální kosti a index pevnosti kosti, ani sérových markerů jako je například osteokalcin, jehož vysoké sérové koncentrace dobře korelují s nárůstem BMD.

3.5. Využití celotělových vibrací ve zdravotnictví

3.5.1 Celotělové vibrace u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní

Roztroušená skleróza mozkomíšní (RS) je autoimunitní, demyelinizační onemocnění, které se mimo jiné projevuje poruchami hybnosti, nadměrnou unavitelností či poruchami citlivosti. U lehkého stupně postižení se fyzioterapie soustředí zejména na zlepšení tělesné kondice pacienta. U středního stupně (5-6 Kurtzkeho stupnice⁴) už bývá obvykle vyjádřena slabost a/nebo spasticita, a tím i zhoršena kvalita chůze (Kolář, 2009).

Bylo prokázáno, že u osob s RS může silový trénink mírné intenzity zvyšovat

⁴ Kurtzkeho stupnice vyjadřuje pohybové možnosti pacienta s roztroušenou sklerózou mozkomíšní. Skládá se z 8 funkčních systémů (pyramidový, mozečkový, kmenový, senzitivní, sfinkterový, zrakový, mentální, ostatní), které se hodnotí zvlášť, postižení v jednotlivých systémech pak dává výsledné číslo.

svalovou sílu a mobilitu. Někteří pacienti však mohou být limitováni problémy s rovnováhou, koordinací a snadnou unavitelností. WBV by se tak mohly zdát jako vhodná alternativa k běžnému tréninku (Jackson, 2008).

Autor	Probandi	Frekvence	Amplituda	Typ vibrací
Schuhfried, (2005)	12 (st. 2,5 - 5 Kurtzkeho stupnice), WBV - 6 KON - 6 - placebo (TENS Burst)	nastavena individuálně, průměr 3 Hz (2,0 - 4,4 Hz)	3 mm	vícedimenzionální (náhodné vibrace v horizontální a vertikální rovině)
Jackson, (2008)	15 (st. 0 - 6,5 Kurtzkeho stupnice)	2 Hz, 26 Hz	6 mm _{špička-špička}	latero-laterální
Schyns, (2009)	12 (st. 1-6 dle Hauser ambulation index)	50 Hz (warm-up), 40 Hz (hlavní část)	2 mm	vertikální
Broekmans, (2010)	23 (st. 1,5 - 6,5 Kurtzkeho stupnice), WBV - 11 KON - 12	25-45 Hz	2,5 mm	není uvedeno

Tab. č. 5: Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšni – vibrační protokol (porovnání jednotlivých autorů)

Vliv jedné tréninkové jednotky WBV na chůzi a stabilitu testoval Schuhfried (2005). Ten pro svůj výzkum využil plošiny generující neharmonické vibrace ve směru vertikálním a horizontálním. Konstrukce tohoto přístroje by měla dle autora umožnit využití WBV o nízké frekvenci bez vzniku rezonance a adaptaci receptorů. Ačkoliv pro svůj výzkum využil nízkých frekvencí (2 – 4,4 Hz) při amplitudě 3 mm, v porovnání s kontrolní placebo skupinou byla tendence k lepším výsledkům při posturografickém vyšetření a TUG testu. Při druhém zmíněném testu se po jednom týdnu od aplikace zkrátil čas potřebný k provedení testu o 1 vteřinu (z 9,2 na 8,2 vteřin), což představovalo signifikantní zlepšení oproti počátečním hodnotám ($p = 0,041$). Po 14 dnech od intervence se tento čas nezměnil. Výsledky pro „sensory organisation test“⁵ se sice zvýšily v průběhu 14 dní až o 7 bodů, nedosahovaly však statisticky významných hodnot.

⁵ Sensory organisation test – vyšetření stabilizace v závislosti na změně sensorických vjemů k určení podílu vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému na posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním stoju (Malinčíková, 2011)

Autor	Tréninkový program	Cvik	Hodnocené parametry
Schuhfried, (2005)	1 lekce - 5 sérií vibrací po dobu 1 minuty (zařazeny pauzy)	Podřep	Posturální rovnováha (sensory organisation test), chůze (TUG), stabilita (funkční test dosahu)
Jackson, (2008)	1 lekce - 30 s	podřep (úhel v kol. kl. přibližně 155°)	svalová síla m. quadriceps femoris a hemstringů
Schyns, (2009)	10 týdnů (3x týdně); 4 týdny cvičení, 2 týdny pauza, 4 týdny cvičení + WBV; 30 s na každý cvik	10 různých posilovacích a protahovacích cviků pro DKK	svalový tonus, svalová síla DKK, povrchové čítí, propriocepce, funkční parametry (mobilita, rovnováha)
Broekmans, (2010)	20 týdnů (5 tréninkových jednotek za 2 týdny)	podřep (120° a 130° úhel v kolenním kl.), hluboký dřep (90° úhel v kol. kl.), dřepy rozkročmo, výpady a výpony	maximální izometrická a izokinetická síla svalů DKK, silová vytrvalost a rychlost pohybu, funkční parametry (Bergova stupnice rovnováhy, TUG, 2minutová chůze, chůze na vzdálenost 25 stop

Tab. č. 6: Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšni – tréninkový protokol (porovnání jednotlivých autorů)

Jackson (2008) však při zkoumání okamžitých účinků na svalovou sílu m. quadriceps femoris a flexorů kolenního kloubu ve své cross-over studii tento předpoklad nepotvrdil. Během stoje, při kterém byla váha držena spíše na přednoží, byly probandi vystaveni latero-laterálním vibracím. Výsledky sice naznačují, že WBV o frekvenci 26 Hz (na rozdíl od 2 Hz) by mohly být efektivní, nicméně nedosahovaly statisticky signifikantních hodnot. Moment síly se během izometrické kontrakce pro m. quadriceps femoris zvýšil z původních 107,5 Nm zvýšil v průběhu 20 minut po intervenci až na 111,8 Nm při frekvenci 26 Hz. Pro frekvenci 2 Hz nebyla zaznamenána změna oproti počátečním hodnotám. Stejně tak bylo dosaženo lepších výsledků pro flexory kolenního kloubu, avšak tyto výsledky nedosahovaly statisticky významných hodnot. Otázkou je, zda doba působení (30 s) je dostatečnou a nebylo-li by při delší nebo mnohonásobné expozici dosaženo výraznějšího zvýšení svalové síly.

Výsledky pilotní studie vedené Schynsem (2009) nenaznačují pozitivní vliv přidaných WBV k běžnému tréninku na svalovou sílu flexorů, extenzorů, abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu, m. quadriceps femoris, flexorů kolenního kloubu a dorzálních flexorů hlezenního kloubu. Jisté zlepšení bylo pozorováno u chůze (chůze na vzdálenost 10 m, TUG test), v tomto případě však rozdíl mezi konvenčním

tréninkem a tréninkem kombinovaným s WBV nebyl statisticky významný.

Dlouhodobé účinky WBV u pacientů s RS nebyly prokázány. Přestože Broekmans a kol. (2010) použil obdobný tréninkový protokol, který úspěšně aplikovali Roelants (2004a) a Delecluse (2003) u zdravých jedinců, u pacientů s RS však neměly WBV žádný významný vliv na svalovou sílu či funkční kapacitu (rovnováha, mobilita). U všechny testů hodnotících funkční kapacitu (Bergova stupnice rovnováhy, TUG, 2minutový test chůze a chůze na vzdálenost 25 stop) nebyly zaznamenány žádné signifikantní rozdíly oproti počátečním hodnotám. Ani u svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu, isometrického momentu síly při 45° ani 90°, dynamického momentu síly při rychlosti 60°/s, svalové vytrvalosti či maximální rychlosti extenze kolenního kloubu nezaznamenali autoři žádné zlepšení a v podstatě ani tendenci k posunu výsledků oproti počátečním hodnotám či ve srovnání s kontrolní skupinou.

V kombinaci s běžným tréninkem tedy WBV nenabízí další přínos pro zvýšení svalové síly, rovnováhy či funkční kapacity. V případě nemocných s RS se tedy pro zvýšení či alespoň udržení svalové síly a chůze jeví jako vhodnější konvenční fyzioterapeutické přístupy založené např. na neurofyziologickém principu (PNF, Vojtova reflexní lokomoce, koncept dle Bobatha). Dalším faktorem, proč nepovažují aplikaci WBV u pacientů s RS za vhodné je i jeden z uváděných možných vedlejších efektů - vznik dvojitého či rozmazaného vidění. Při retrobulbární neuritidě, která bývá jedním z prvních symptomů RS, by mohlo dojít ke zhoršení daných obtíží. Ve většině studií bylo využito frekvencí v rozmezí 25 – 50 Hz, které odpovídají rezonanční frekvenci očních bulbů (20 - 70 Hz) (Jordan, 2005).

3.5.2 Celotělové vibrace u pacientů s Parkinsonovou chorobou

„Tato nemoc je charakterizována jako hypertonicko-hypokinetický syndrom, projevující se poruchou hybnosti. Ta zahrnuje zejména třes, rigiditu, bradykinezi, hypokinezi a posturální instabilitu“. Je způsobena nedostatkem tvorby dopaminu (Parkinsonova nemoc) nebo postižením vlastních receptorů pro dopamin (parkinsonský syndrom). V případě parkinsonského syndromu údajně farmakoterapie (L-DOPA) nemá téměř účinek (Kolář, 2009). Navíc je L-DOPA méně efektivní při léčbě posturálních poruch či poruch chůze, případně by mohla tyto příznaky i zhoršit. Podílí se také

na vzniku motorických komplikací (např. diskineze) (Pinto, 2010). Rehabilitace u pacientů s Parkinsonovou chorobou bývá doporučována především pro ovlivnění těchto funkcí, které nejsou příliš citlivé na farmakoterapii. Vibrační stimulaci pro léčbu Parkinsonovi choroby poprvé doporučoval již Jean Martin Charcot, který také vynalezl vibrační křeslo (Ebersbach, 2008).

Autor	Probandi	Frekvence	Amplituda	Typ vibrací
Ebersbach, 2008	21 pacientů s Parkinsonovou chorobou WBV - 10 KON - 11	25 Hz	7-14 mm	latero-laterální
Turbanski, 2005	52 pacientů s Parkinsonovou chorobou (rovnoměrně rozdělení do 2 skupin - WBV, KON)	6 Hz	3 mm	náhodné vibrace, multidimenzionální
Haas, 2006	68 pacientů s Parkinsonovou chorobou	6 Hz	3 mm	náhodné vibrace, multidimenzionální

Tab. č. 7: Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou – vibrační protokol (porovnání jednotlivých autorů)

Intenzivní třítydenní terapii (5x týdně, denně 3x 40 minut terapie zahrnující skupinové cvičení zaměřené na protažení svalů, relaxaci a vnímání vlastního těla a dále logoterapii a ergoterapii) se zařazením běžného balančního tréninku na balančních plochách či s latero-laterálními vibracemi (25 Hz, 7 – 14 mm) sledoval Ebersbach (2008). Dynamická posturografie byla hodnocena na kulové úseči, kdy byl kontinuálně snímán pohyb plochy a zaznamenávána výchylka od středu. Pouze pro tento parametr zaznamenal autor závislost výsledků na typu intervence, přičemž lepších výsledků bylo dosaženo u WBV skupiny, ačkoliv nedosahovaly statisticky významných hodnot ($p < 0,093$). Pro oba programy však bylo vyhodnoceno srovnatelné zlepšení v testování rovnováhy dle Tinettiové ($p < 0,001$ ve srovnání s počátečními hodnotami), dále rychlost chůze ($p < 0,003$), stand-walk-sit-test ($p < 0,001$) a UPDRS III ($p < 0,001$). Tyto hodnoty navíc přetrvávaly i 4 týdny po ukončení terapie.

Turbanski (2005) a Haas (2006) použili identický protokol WBV (6 Hz, 3 mm, multidimenzionální náhodné vibrace, stimulace 5x 60 s). Tuto frekvenci vybrali autoři z důvodu generování dostatečných a variabilních neuromuskulárních podnětů se současným zamezením vzniku kinestetické iluze, která může vznikat při působení vysokofrekvenčních sinusoidálních WBV. Pro omezení vzniku únavy a následné

negativní ovlivnění výsledků stanovil Turbanski (2005) dobu působení na 5x 60 s. V této studii byly výsledky krátkodobého působení statisticky významné pouze u tandemového stoje, svědčící pro zlepšení posturální kontroly v latero-laterálním směru. Zde se výchylka snížila o 24%, což ve srovnání s hodnotami naměřenými před intervencí znamenalo signifikantní snížení ($p = 0,01$). Zatímco kontrola v předozadním směru nedosahovala statisticky významných hodnot.

Autor	Tréninkový program	Cvik	Hodnocené parametry	Výsledek
Ebersbach, 2008	3 týdny; 5x týdně; 3x denně 40 minut relaxačních technik (stretching, relaxace a vnímání těla), logoterapie, ergoterapie a 2x denně 15 minut balančního tréninku (s WBV nebo standardní balanční trénink na kruhové úseči)	stoj s mírně pokrčenými koleny	Tinetti stupnice rovnováhy, rychlost chůze (10m), stand-walk-sit test, UPDRS motorické vyšetření (sekce III), dynamická posturografie na kruhové úseči	výsledky konvenčního tréninku srovnatelné s výsledky WBV
Turbanski, 2005	WBV - 5x 60 s KON - 15 minut chůze	stoj spojný (posturální kontrola v předozadním směru) x stoj tandemový (v latero-laterálním směru)	posturální stabilita na pohyblivé nestabilní desce (měřeny výchylky desky)	u WBV zlepšení posturální stability oproti KON statisticky významné zlepšení pouze u tandemového stoje
Haas, 2006	WBV - 5x 60 s	stoj s mírně pokrčenými koleny	UPDRS motorické skóre	snížení UPDRS motorického skóre o 16,8% resp. 14,7%, snížení třesu (o 25%), rigidity (24%), chůze a rovnováhy (12%)

Tab. č. 8: Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou – tréninkový protokol (porovnání jednotlivých autorů)

UPDRS – Unifikovaná škála pro hodnocení Parkinsonovy choroby

V další studii, které opět spolupracoval Turbanski s Haasem (2006) se zaměřil autor nejen na ovlivnění posturální kontroly, ale také rigidity, třesu či bradykineze. Za tímto účelem aplikoval stejný vibrační protokol jako v předchozí studii. Nejvýraznější rozdíl pozorovali autoři u třesu a rigidity, které se snížily o 25% resp. 24%. Chůze a posturální stabilita se zlepšily o 15% a bradykineze o 12% ve srovnání s hodnotami naměřenými před intervencí. Všechny tyto výsledky dosáhly statisticky významných hodnot ($p < 0,01$).

3.5.3 Celotělové vibrace jako součást terapie po cévních mozkových příhodách

Cévní mozková příhoda může významně ovlivnit motorické funkce, zahrnující manipulační dovednosti horních končetin a rovnováhu a chůzi ovlivněním dolních končetin. Existuje vztah mezi snížením volní síly dolních končetin a schopností vykonávat běžné denní činnosti. Jedná se například o zpomalení chůze, zhoršení stability či zvýšení kolísání při chůzi při oslabení extenzorů kolenního kloubu postižené dolní končetiny (Tihanyi, 2007).

WBV poskytují několik důležitých aspektů. Za prvé je lze považovat za hlubší způsob senzorycké stimulace, se zaměřením na Ia a II aferentní vlákna. Za druhé poskytují bilaterální stimulaci, která může vyvolávat po CMP plastické změny v obou mozkových hemisférách. Zároveň také působí jako senzorycká stimulace pro oblast chodidla, což hraje důležitou roli pro posturální kontrolu (van Nes, 2006).

Okamžité účinky na svalovou sílu zkoumala Tihanyiová (2007) u pacientů, kteří prodělali CMP 14 – 50 dní před začátkem studie. Testované intervenci předcházela konvenční fyzioterapeutická jednotka, následovaná měřením svalové síly extenzorů kolenního kloubu. Poté byli probandi vystaveni WBV – šest jednodominutových expozičních vertikálních vibrací o frekvenci 20 Hz a amplitudě 5 mm při stoje s pokrčenými kolenními klouby (40° flexe) s přenesením váhy nad postiženou dolní končetinu. Kontrolní skupina zaujímala stejnou polohu bez WBV. Izometrický moment síly extenzorů kolenního kloubu se zvýšil oproti počátečním hodnotám u WBV skupiny (+ 36,6%, $p = 0,0391$), zatímco u kontrolní skupiny pouze o 8,4%. Silový gradient byl také signifikantně zvýšen u WBV skupiny (+ 19%, $p = 0,0458$), u kontrolní skupiny opět nebyl nárůst signifikantní (+ 10,9%). Při testování excentrické kontrakce byl opět moment síly signifikantně zvýšen (+ 22,2%, $p = 0,013$), u kontrolní skupiny nikoliv (+ 5,3%). Maximální moment síly měřený při 60° flexi v kolenních kloubech se zvýšil u WBV skupiny o 23,1%, $p = 0,0107$, u kontrolní skupiny se zvýšil pouze o 5,3%. Autorka v závěru uvádí, že WBV významně zvýšily maximální volní sílu, přestože tento efekt byl pouze přechodný. Nikde ve studii však nezmiňuje, v jaké odstupě po intervenci byla svalová síla hodnocena.

Van Nes studoval jak okamžité (2004), tak dlouhodobé účinky (2006). Pro obě studie bylo použito stejný vibrační protokol (30 Hz, amplituda 3 mm, latero-laterální

vibrace) i tréninkový protokol (4 série po 45 s stimulace, s vloženou jednodominutovou pauzou mezi sériemi). Během této doby probandi zaujímali pozici ve stoje s mírně flektovanými kolenními klouby, aby byly vibrace tlumeny přibližně v oblasti pánve.

Okamžité účinky vibrací hodnotil van Nes (2004) na posturografické desce, kde byla snímána poloha těžiště a jeho výchylky při stoji s otevřenýma očima, zavřenýma očima a při přenesení těžiště. Výsledky prokázaly pozitivní efekt WBV na stoj bez zrakové kontroly, které zůstávaly signifikantní i po 45 minutách po intervenci. Pozitivní vliv na rovnováhu při přenesení těžiště bezprostředně po expozici sice dosahoval statisticky významných hodnot ($p < 0,01$), avšak po dalších 45 minutách byly hodnoty srovnatelné s těmi, které byly naměřeny před intervencí.

Dlouhodobé působení (6 týdnů) sledoval van Nes (2006) na celkem 53 probandech se supratentoriální CMP. Celý program zahrnoval běžná cvičení zaměřená na svaly trupu, horních a dolních končetin. WBV skupina absolvovala celkem 120 expozic vibračnímu podnětu. Pro srovnání však van Nes označil jako kontrolní skupinu tu, v níž pacienti postupovali muzikoterapii a hudba zde měla za úkol pouze simulovat terapeutický prvek. Nicméně je známo, že hudba při terapii aktivuje motorické a premotorické oblasti kortexu. Rytmická zvuková stimulace tak může zlepšit jak chůzi, tak funkci horních končetin (Johansson, 2011). Dle autora však doba působení hudby nebyla dostatečně dlouhá na to, aby mohlo dojít ke změnám. Pro zhodnocení efektu terapie stanovil autor jako hlavní sledovaný parametr Bergovu balanční stupnici. Výsledky po 6 týdnech byly srovnatelné s hodnotami získanými u kontrolní skupiny, a to i u sekundárních hodnocených parametrů (např. Barthel index, Rivermead mobility index).

Tento tréninkový protokol se neukázal příliš efektivní pro zlepšení rovnováhy jak z hlediska okamžitého, tak dlouhodobého účinku. Důvodem může být použití vibračního podnětu o příliš vysoké frekvenci. Takto velké zatížení v předchozích studiích neaplikovali autoři ani u zdravých jedinců.

4. Výsledky

4.1 Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu

Z výsledků prezentovaných Roelantsem (2006), Hazellem (2007), Pollockem (2010), Marínem (2011), Abercrombiem (2007b) či Wirthovou (2010) je zřejmé, že při využití celotělových vibrací lze naměřit vyšší myoelektrickou aktivitu než při stejném cvičení bez vibrací. Tento výsledek není příliš překvapivý, jelikož vibrace představují oproti stejnému cvičení bez WBV přidanou zátěž. Lidský organismus tak musí vyvinout podstatně vyšší svalovou aktivitu pro provedení pohybu. Z těchto výsledků je také patrné, že naměřená myoelektrická aktivita je závislá na velikosti vibrační zátěže, určené frekvencí a amplitudou WBV (Cardinale, 2003a, Hazell, 2007).

Ačkoliv se jeví, že WBV vyvolávají výraznější myoelektrickou aktivitu než cvičení bez WBV, neuvádí de Ruiter (2003a, 2003b) statisticky významný nárůst svalové síly ani svalového výkonu. Oproti tomu zaznamenali další autoři zvýšení svalové síly (Wirth, 2010, Von Stengel, 2011b) či svalového výkonu (Osawa, 2011, Delecluse, 2003, Roelants, 2004b), a to jak z hlediska okamžitých, tak dlouhodobých účinků. Pozitivní vliv WBV na svalovou sílu zaznamenala také Tihanyiová (2007) u pacientů po CMP. Konkrétně se zvýšil moment síly extenzorů kolenního kloubu při izometrické a excentrické kontrakci či silový gradient těchto svalů. Tendence pro zvýšení svalové síly m. quadriceps femoris a flexorů kolenního kloubu pozoroval také Jackson (2008) u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní.

Závislost výsledků na velikosti frekvence a amplitudy prokázali např. Cardinale (2003a, 2003b), Ronnestad (2009), Hazell (2007), Adamsová (2009), Bazett-Jones (2008), Gerodimos (2010) či Pollock (2010). S výjimkou Cardinala (2003a, 2003b) dosáhli tito autoři nárůstu svalové síly a výkonu při využití vyšších frekvencí (35 - 50 Hz) oproti frekvencím nižším (20 – 30 Hz).

4.2 Vliv celotělových vibrací na minerální hustotu kosti

Při zhodnocení vlivu celotělových vibrací na minerální hustotu kosti se autoři (Bemben, 2010, Verscheueren, 2004, Von Stengel, 2010, Gusi, 2006, Von Stengel, 2011b, Beck, 2010, Rubin, 2004 a Ruan 2008) zaměřili na ženy po menopauze, u kterých je riziko osteoporózy vyšší než u žen před menopauzou. Pouze Torvinenová (2003) zkoumala účinky WBV na zdravých mladých probandech.

V rámci studií zkoumali autoři BMD oblasti proximálního femuru (Verscheueren, 2004, Gusi, 2006, Von Stengel, 2010 a 2011b, Beck, 2010, Rubin, 2004, Ruan, 2008, Torvinen, 2003), bederních obratlů (Von, Stengel, 2011a a 2011b, Rubin, 2004, Ruan, 2008, Verscheueren, 2004, Gusi, 2006 a Torvinen, 2003), kalkanu (Beck, 2010) a celkovou BMD (Verscheueren, 2004).

Zvýšení BMD v oblasti proximálního femuru zaznamenali Verscheueren (2004), Gusi (2006), Beck (2010 a Ruan (2008). Von Stengel (2011b) uvádí ve své studii vzrůstající tendenci BMD proximálního femuru, které bylo výraznější při využití vertikálních vibrací ve srovnání s latero-laterálními vibracemi. Tyto hodnoty však nedosahovaly statisticky významných hodnot ($p = 0,08$). Pozitivní ovlivnění BMD oblasti bederní páteře prokázali Von Stengel (2011b), a to jak pro latero-laterální, tak vertikální WBV, dále Rubin (2004) a Ruan (2008). Von Stengel (2011a) zaznamenal nárůst BMD této oblasti, který byl srovnatelný s nárůstem při využití odporového tréninku.

Nulový vliv vibrační intervence uvádí Verscheuren (2004) pro oblast bederní páteře, celkové BMD a pro hladiny markerů kostní novotvorby (osteokalcin) a kostní resorpce (CTX), dále Von Stengel (2010) pro oblast proximálního femuru a Gusi (2006) pro bederní obratle. Stejně tak uvádí nulový nárůst měřených hodnot (BMD bederní páteře, proximálního femuru, kalkanu, distálního radia, hustoty trabekulární a kortikální kosti, index pevnosti kosti a sérových kostních markerů osteokalcinu a CTX) Torvinenová (2003), která se zaměřila na zdravé, mladé jedince.

4.3 Vliv celotělových vibrací na rovnováhu

Celkem 6 autorů (Carlucci, 2010, Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Kawanabe, 2007, Rees, 2007, 2009, Raimundo, 2009) věnovalo pozornost celotělovým vibracím

jako potenciální metodě pro ovlivnění rovnováhy a následně také mobility.

Ve studiích těchto autorů byly úspěšně využity latero-laterální WBV v rozmezí frekvencí 12 – 26 Hz a amplitud 2,5 – 4 mm, tak také vertikální WBV o frekvenci 10 – 26 Hz a amplitudě 1,5 – 3,5 mm. Zlepšení se týkalo rovnováhy samotné (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Kawanabe, 2007, Rees, 2009), ale také funkčních testů hodnotících mobilitu (Bruyere, 2005, Kawanabe, 2007, Rees, 2007, Raimundo, 2009), jako je například testování vstávání ze židle (chair rise test), vzdálenost chůze na 10 m, TUG (timed up and go) test či Tinetti skóre.

Využití celotělových vibrací pro ovlivnění rovnováhy a mobility u pacientů s neurologickým onemocněním úspěšně potvrdili například Turbanski (2005) či Haas (2006), který navíc uvádí snížení rigidity a třesu u pacientů s Parkinsonovou chorobou, Van Nes (2004) zaznamenal zlepšení stoje bez zrakové kontroly u pacientů po CMP.

5. Diskuze

Cílem této literární rešerše je prozkoumat dostupné výzkumy z let 2003 až 2011 v oblasti celotělového vibračního tréninku, vzhledem k hypotézám ověřit možnost vlivu na svalovou sílu, rovnováhu a minerální hustotu kostí. Zhodnotit možný přínos v těchto oblastech a stanovit optimální parametry pro aplikaci celotělových vibrací. Na značně různorodých výsledcích se podílí velké množství aplikovaných vibračních a tréninkových protokolů. Celotělové vibrace o frekvencích v rozmezí 5 – 30 Hz pro latero-laterální WBV, 10 – 60 Hz pro vertikální WBV a amplitudách od 0,5 mm do 8 mm byly aplikovány na trénované i netrénované osoby ve věku 18 – 98 let, které během expozice prováděly jak statická, tak dynamická cvičení.

Rozličnost a šíře metodologie použité ve výzkumech celotělových vibrací se podílí na neschopnosti stanovit optimální parametry pro ovlivnění svalové síly, rovnováhy a kostní hmoty. Ve většině studií chybí zdůvodnění stanovení vybraných parametrů zahrnující jak určení parametrů WBV, délky celého programu (týdny, měsíce), tak zaujaté polohy, výběru statického či dynamického pohybu atd.

5.1 Vhodné nastavení celotělových vibrací pro ovlivnění svalů

Význam správného stanovení amplitudy a frekvence WBV je dán faktem, že právě tato kombinace určuje zrychlení pohybu plošiny, které následně vymezuje zátěž působící na lidský organismus a vyvolá reakci neuromuskulárního systému. Vždyť i autoři jednoho z nejčastěji komerčně využívaných přístrojů označují tento typ cvičení jako akcelerační trénink.

Pel (2009) se pokusil toto zrychlení určit u různých typů vibračních platform, a to při širokém spektru frekvencí (10 – 50 Hz). Velikost vertikální složky zrychlení je zaznamenána v následující tabulce.

<i>Frekvence</i>	<i>Naklápěcí plošiny (3,5 mm_{špička-špička})</i>	<i>3-dimensionální (2 - 4 mm)</i>	<i>3-dimensionální (4 - 6 mm)</i>
10 Hz	1,0 g	neměřeno	Neměřeno
15 Hz	2,2 g	neměřeno	Neměřeno
20 Hz	3,9 g	neměřeno	Neměřeno
25 Hz	6,1 g	1,2 g	2,5 g
30 Hz	7,9 g	1,6 g	3,3 g
35 Hz	10,4 g	2,1 g	4,3 g
40 Hz	14,7 g	2,6 g	5,3 g
45 Hz	Neměřeno	3,3 g	6,5 g
50 Hz	Neměřeno	3,8 g	7,7 g

Tab. č. 9: Vertikální složka zrychlení naměřená při různých frekvencích a amplitudách u naklápěcích 3-D plošin (Pel, 2009).

Z těchto výsledků je zřejmé, že u naklápěcích plošin je při totožné frekvenci a podobné amplitudě (2 – 4 mm x 3,5 mm_{špička-špička}) dosahováno podstatně většího zrychlení ve směru vertikálním než u plošin 3-dimensionálně se pohybujících. Zřejmě z těchto důvodů je u naklápěcích plošin úspěšně využíváno podstatně nižších frekvencí (nejčastěji 12,6 Hz až 25 Hz).

Za významný nedostatek většiny výzkumů proto považují nepřítomnost informace právě o zrychlení plošiny. Ačkoliv by mělo být možné tento údaj vypočítat ze vzorců uvedených např. Lorenzen (2009)

$$g = A(2\pi f)/9,81 \quad [\text{m}\cdot\text{s}^{-2}] \quad (1)$$

či Totosy de Zepetnekovou (2009)

$$a = 2\pi^2 f^2 d \quad [\text{m}\cdot\text{s}^{-2}] \quad (2)$$

tyto vzorce v mnoha případech nelze aplikovat na výsledky poskytnuté autory (např. Erskinová, 2007, Cardinale, 2003b, Lora, 2009), tudíž ani přesně porovnat vliv zrychlení mezi jednotlivými studiemi. V ideálním případě by tedy měl výzkum obsahovat také informace o zrychlení plošiny naměřené akcelerometrem. Avšak i v těchto případech byly v některých studiích pozorovány opravdu velké rozdíly. Například Pel (2009) uvádí pro frekvenci 35 Hz při amplitudě 2 – 4 mm zrychlení 2,1g, zatímco Marín (2011) udává zrychlení 2,06g pro stejnou frekvenci při podstatně nižší amplitudě (1 mm_{špička-špička}), případně při amplitudě 3,1 mm_{špička-špička} podstatně vyšší zrychlení 6,13g. Ačkoliv Erskinová a Cardinale (2003b) využili stejné platformy, ani zde si zrychlení neodpovídají. Cardinale (2003b) udává při frekvenci 20 Hz a amplitudě 4 mm_{špička-špička} zrychlení 6,4g, zatímco Erskinová při vyšší frekvenci (30 Hz) a stejné

amplitudě uvádí zrychlení pouze 3,5g. Tato nekonzistence může být zdrojem rozdílných výsledků.

Jediným autorem, který se snažil odlišit vliv zrychlení od vlivu frekvence byl Bazett-Jones (2008). Pro tento výzkum zvolil kombinace amplitud a frekvencí tak, aby i při nižší frekvenci bylo dosaženo většího zrychlení než při frekvenci vyšší. Z jeho výsledků se však zdá, že svalový výkon je ovlivňován spíše nastavením frekvence než zrychlením.

Ačkoliv se většina autorů srovnávající vliv různých frekvencí na svalovou aktivitu a výkon shodla na větší účinnosti vyšších frekvencí (35 – 50 Hz) a amplitud (Ronnestad, 2009, Hazell, 2007, Krol, 2011, Adamsová, 2009, Bazett-Jones 2008, Gerodimos, 2010, Pollock, 2010, Marín, 2011, Petit, 2010), Cardinale 2003a a 2003b zaznamenal větší myoelektrickou aktivitu při frekvenci nižší (30 Hz) ve srovnání s frekvencemi vyššími (40 a 50 Hz), stejně tak zaznamenal větší nárůst svalového výkonu při frekvenci 20 Hz v porovnání s frekvencí 40 Hz. Adamsová (2009) určila jako optimální buď kombinaci vysoké frekvence a amplitudy nebo naopak nízké frekvence a amplitudy. U Cardinala (2003a, 2003b) může být důvodem využití vibrační platformy (NEMES-BOSCO System), u které by frekvence 30 Hz a amplituda 4 mm měla vyvolat zrychlení 54 m/s, což odpovídá přibližně 5,5g (Rehn, 2007). Stejně jako u latero-laterálních vibrací se tak jeví nižší frekvence jako výhodnější. Tyto parametry WBV byly následně relativně úspěšně využity i v dlouhodobém sledování.

Ve stuíích Roelantse (2006), Cardinala (2003a), Hazella (2007), Krola (2011), Pollocka (2010), Marína (2011), Abercrombieho (2007b) i Laupera (2009) byla snímána EMG aktivita během expozice celotělovým vibracím. Tato měření prokázala vyšší myoelektrickou aktivitu svalů dolních končetin, která představovala více jak trojnásobnou svalovou aktivitu naměřenou bez vibrací (Roelants, 2006). Tento nárůst aktivity byl závislý zejména na udržované poloze, což je patrné například ve výzkumech Roelantse (2006) a Abercrombieho (2007b), kteří zaznamenali vyšší svalovou aktivitu při větším úhlu v kolenních kloubech. Největší aktivita pak byla naměřena při Roelantsem (2006) při vysokém podřepu (125° v kolenních kloubech) na jedné dolní končetině (až o 115% vyšší aktivita m. vastus lateralis, o 124% m. vastus medialis, o 151% m. rectus femoris a o 360% pro m. Gastrocnemius ve srovnání s podmínkami bez WBV). Takto vysoké hodnoty však zcela nepodporují výsledky Cardinala (2003a) či Hazella (2007), kteří prováděli stejná měření při 100° či 120° v kolenních kloubech a zaznamenali podstatně nižší aktivitu (o 34% větší aktivita

m. vastus lateralis, Cardinale, 2003a), přestože využily WBV o větším zrychlení.

Nárůst svalové síly a výkonu byl pozorován po jedné tréninkové jednotce (McBride, 2010, Cardinale, 2003b, Ronnestad, 2009, Adamsová, 2009, Bazett-Jones, 2008), ale také po dlouhodobém tréninku (Petit, 2010). V mnoha případech byl tento nárůst, který představoval zvýšení o 10 – 17% jak statické, tak dynamické svalové síly a výkonu (při SJ a CMJ), srovnatelný s tréninkem bez WBV (de Ruiter 2003a, Delecluse, 2003, Roelants, 2004b, Bogaerts, 2009 či Von Stengel 2011).

Lauper (2009) zjistil, že při výběru plošiny produkující neharmonické WBV dochází k vyšší aktivitě svalů pánevního dna, než které je možné dosáhnout během maximální volní kontrakce. Tato metoda by tak mohla být přínosným doplňkem terapie inkontinence, zejména v jejích začátcích, kdy bývá pro mnoho osob těžké tyto svaly vědomě kontrahovat.

Lze tedy říci, že v závislosti na typu plošiny jsou pro zvýšení svalové síly a výkonu úspěšně využívány frekvence 20 – 30 Hz pro latero-laterální vibrace a plošinu NEMES BOSCO a 30 – 50 Hz pro vertikálně a 3-dimensionálně se pohybující plošiny. Na výsledku se také významně podílí úhel v kolenních kloubech během stoji, kdy je lepších výsledků dosahováno při menší míře flexe (tzn. při větším úhlu v kolenních kloubech).

Pozice, při kterých jsou v kontaktu s podložkou pouze hýždě či záda, bych pro cvičení nedoporučila. Ačkoliv jsou za tímto účelem používány podložky dodávané přímo výrobcí, stále se nachází zdroj vibrací v těsné blízkosti orgánů dutiny břišní či hrudní a zmenšuje se také vzdálenost hlavy od zdroje vibrací. Vzniká tak vyšší riziko vnitřního krvácení (Hrnčíř, 2006), či vzniku nevolnosti způsobeného přenosem vibrací do oblasti hlavy (Jordan, 2005, Cardinale, 2008, Carlucci, 2010).

5.2 Vliv doby působení celotělových vibrací

Významnou roli hraje délka působení vibračního podnětu. V naprosté většině výzkumů stanovili autoři dobu jednotlivých cviků do 1, maximálně 2 minut. Adamsová (2009) udává, že při délce působení do 1 minuty, nemá tato doba příliš vliv na neuromuskulární výkon. Prodloužení této doby však může znamenat snížení výkonu, jak potvrdil Stewart (2009). Toto tvrzení podporují také výsledky výzkumu vedeného Gerodimem (2010), který aplikoval 6 minutový podnět bez jakékoliv pauzy. Tyto

výzkumy potvrzují také předpoklad, že přerušované působení vibračního podnětu stimuluje anabolické procesy ve svalech, zatímco je omezen vliv únavy a následný pokles svalové výkonnosti (Adamo, 2002).

5.3 Vliv trénovanosti jedince

Ze sportovní praxe je známé, že čím je výkonnost sportovce vyšší, tím náročnější je dosáhnout dalšího pokroku. Lepších výsledků tak může být dosaženo spíše u netréovaných osob než u sportovců. Toto tvrzení podporují například výsledky rešeršní práce Rehna (2007), či studie Savelberga (2007), Beckové (2010) a Ronnestada (2009), kde byla pozorována negativní korelace s počáteční svalovou silou – v případě Savelberga a Ronnestada srovnání trénovaných a netréovaných jedinců, v případě Beckové porovnání svalové síly dominantní a nedominantní dolní končetiny. V oblasti působení WBV na kosti byl pozorován signifikantní nárůst BMD u osob trpících osteoporózou (Ruan, 2008), zatímco u mladých zdravých jedinců nezaznamenala Torvinenová (2003) žádný přínos. Nabízí se zde tedy podstatně větší možnost ovlivnění svalové síly případně i kostní hmoty u osob s určitým deficitem, například osob dlouhodobě upoutaných na lůžko, než vrcholových sportovců.

5.4 Rovnováha a svalový výkon u starší populace

Celkem 11 studií se zabývalo vlivem dlouhodobého působení celotělových vibrací na svalovou sílu, výkon a rovnováhu u starší populace. Kromě statické či dynamické síly byly prováděny funkční testy hodnotící rovnováhu a mobilitu, která je zásadní pro nezávislost starších osob na svém okolí. V některých studiích byl WBV trénink srovnáván s běžným kondičním tréninkem či fyzioterapeutickými sezeními.

Bruyer (2005) a Kawanabe (2007) zařadili vždy pro jednu skupinu do tréninkového programu navíc 4 minuty celotělových vibrací. V obou případech stačila tato doba pro signifikantní zlepšení funkčních testů (TUG, chůze na vzdálenost 10 m, délka kroku, délka stoje na jedné dolní končetině, či chůze, rovnováha a celkové skóre dle Tinettiové). Vzhledem k zvýšení celkového skóre o 5,6 bodu se při zařazení WBV významně snížilo riziko pádu.

Oproti tomu Rees (2007, 2009) srovnával totožný tréninkový protokol s WBV a bez nich. V tomto případě byly výsledky pro obě skupiny srovnatelné. Zemková (2007) mimo vlivu dynamického a statického cvičení porovnávala také vliv cvičení s kontrolní skupinou, která se neúčastnila žádné intervence. Zde bylo dosaženo signifikantního zlepšení rovnováhy u WBV oproti kontrolní skupině. V případě studie vedené Roelantsem (2004b) však autor pro běžný fitness trénink využil intenzity, která by měla ovlivňovat spíše vytrvalost v rychlosti než statickou svalovou sílu. I přesto bylo dosaženo lepších výsledků ve srovnání s WBV tréninkem (16,8% vs. 12,4%).

Z výsledků vyplývá, že účast v programu, který je založen čistě na působení celotělových vibrací, neplyne žádný významný přínos pro rovnováhu a mobilitu starších osob. Naopak zařazení i krátkého působení vibračního podnětu může tyto parametry pozitivně ovlivnit.

Jestliže má být celotělovými vibrace zlepšena rovnováha, měl by být tento efekt pozorovatelný jak ve směru latero-laterálním, tak i antero-posteriorním. Pouze Zemková (2007) hodnotila tyto výchylky při využití vertikálních sinusoidálních vibrací, přičemž pohyb těžiště ve frontální rovině se snížil z 7,2 mm/s na 5,2 mm/s u staticky cvičící WBV skupiny a z 7,6 na 4,9 mm/s u WBV skupiny cvičící dynamicky. Pohyb v sagitální rovině se snížil z 4,6 na 3,9 mm/s u staticky cvičících osob a z 4,5 na 3,9 mm/s u dynamicky cvičících osob. Kromě negativní korelace s počátečními hodnotami lze tedy pozorovat zlepšení rovnováhy v obou vyšetřovaných směrech. Žádná ze srovnávaných studií však nehodnotila tento vliv u latero-laterálních vibrací. Teoreticky by bylo možné připodobnit pohyb plošiny k balančním úsecím využívaným v Jandově konceptu senzomotorické stimulace. Zde se postupuje od nácviku rovnováhy na válcové úseči, která nabízí v podstatě stejné pohyby jako naklápěcí platformy, k úseči kulové pro zvýšení náročnosti. Ty lze naopak přirovnat k 3-dimensionálně se pohybujícím plošinám.

Avšak je otázkou, zda jsou vertikální či 3-dimensionálně se pohybující platformy u starší populace vůbec vodné. U těchto typů plošin nedochází v oblasti pánve k takovému tlumení přenosu vibrací na hlavu, jako je tomu u naklápěcích plošin. Úspěšné využití naklápěcích plošin může být dáno také tím, že u latero-laterálních vibrací dochází střídavým pohybem pánve k většímu tlumení vibrací aktivitou svalů v oblasti pánve, které se následně mohou podílet na stabilitě a mobilitě.

Pro zlepšení rovnováhy a mobility u starších jedinců využili mnozí autoři (Zemková, 2007, Bruyere, 2005, Kawanabe, 2007, Rees, 2007, 2009 a Raimundo,

2009) úspěšně nízkých frekvencí (10 – 26 Hz).

5.5 Ovlivnění kostní hmoty

Ani v případě působení celotělových vibrací na kosti nejsou výsledky zcela jednoznačné. Celotělové vibrace mohou ovlivňovat kostní hmotu několika způsoby, a to tak, že vibrační podnět působí přímo na kostní buňky a/nebo se na výsledku podílí svalová kontrakce, ke které při cvičení na vibrační plošině dochází, a ta následně tvoří osteogenetický podnět v kosti (Judex a Rubin, 2010).

Z předchozích výzkumů (Rubin, 2003) by měl stoj s extendovanými kolenními klouby zaručit přenos vibrací do vyšších segmentů a tudíž působit také na často vyšetřovanou oblast bederní páteře. Výsledky devíti studií uvedených v kapitole 3.4.6 (Bemben, 2010, Verscheueren, 2004, Von Stengel, 2010, 2011b, Gusi, 2006, Beck, 2010, Rubin, 2004, Ruan, 2008, Torvinen, 2003) nabízí značně odlišné výsledky, a to jak v pozitivním, tak negativním smyslu. Při různých programech došlo ke zvýšení hustoty kostní hmoty v oblasti kalkaneu, proximálního femuru i obratlů bederní páteře.

Téměř všechny studie byly prováděny u žen po menopauze, u kterých se očekává úbytek kostní hmoty v důsledku klesající produkce anabolických hormonů (androgenů a estrogenů) a narušení rovnováhy mezi novotvorbou a odbouráváním kosti. Ruan (2008) aplikoval program založený čistě na celotělových vibracích u žen trpících osteoporózou. Každodenní desetiminutová intervence vedla ke zvýšení BMD v oblasti Lp o 4,3% oproti hodnotám naměřeným na počátku výzkumu a o 3,2% v oblasti proximálního femuru. Výraznější působení na oblast Lp je pravděpodobně dáno postojem, který probandí po dobu působení WBV zaujímal - vzpřímený stoj s držetím váhy na patách. Tato podmínka zajišťuje přenos vibrací do vyšších segmentů, zároveň tak však může způsobovat nebezpečné kmitání v oblasti hlavy.

Von Stengel (2011b), Becková (2010) a Gusi (2006) aplikovali latero-laterální vibrace o stejné frekvenci (12,5 – 12,6 Hz) a různých amplitudách. Z poměrně konzistentních výsledků se zdá, že při konstantní frekvenci velikost amplitudy ovlivnila místo nárůstu BMD. V případě Beckové (2010) byla použita amplituda 2 mm a nárůst BMD byl pozorován v oblasti kalkaneu, Gusi (2006) určil pro svůj výzkum amplitudu 3 mm a nárůst BMD byl pozorován v oblasti proximálního femuru. Nejvyšší amplitudu

stanovil von Stengel (2011b) a v tomto případě se zvýšila BMD v oblasti bederní páteře. Jestliže tedy všichni tři autoři využili stejných frekvencí a pouze rozdílných amplitud, působilo při cvičení na všechny probandy zrychlení, které rostlo s amplitudou.

Oproti tomu u vertikálních vibrací byly použity frekvence v rozmezí 25 – 40 Hz a amplitudy od 1,7 mm_{špička-špička} do 2,5 mm. U tohoto typu vibrací došlo pouze ke zlepšení BMD v oblasti proximálního femuru pouze ve studii Beckové (2010), která při statickém cvičení aplikovala WBV o minimálním zrychlení 0,3g, celkem 30 minut týdně, a také ve studii Verscheuerenové (2004). V této studii se jednalo o WBV o zrychlení 2,28 – 5,0g, celkem aplikované po dobu 60 minut týdně v průběhu statického i dynamického cvičení, které vedlo ke zvýšení BMD v oblasti proximálního femuru o 0,93% za 6 měsíců. Von Stengel (2011a) sice také pozoroval mírný nárůst BMD v oblasti Lp, toto zlepšení však bylo menší než u FIT skupiny, která prováděla totožné dynamické cvičení dolních končetin bez WBV. Neúspěch programu použitého Bembenovou (2010) může být způsoben využitím nižšího zrychlení než v případě Verscheuerenové (2004), tzn. 2 – 2,8g. Bembenová zaznamenala pokles BMD v oblasti radia, což může být dáno značnou vzdáleností od zdroje vibrací, zároveň se však snížila BMD v oblasti proximálního femuru.

Rubin (2004) zaznamenal spíše omezení úbytku kostní hmoty ve srovnání s kontrolní skupinou, než její nárůst. Díky jeho pozorování je zřejmé, že na ovlivnění výsledků se podílí doba, po kterou WBV na člověka působí. U žen, které absolvovaly přibližně 60% stanového tréninku za rok, zaznamenal Rubin (2004) dokonce úbytek (nesignifikantní) v hustotě kostní hmoty v oblasti proximálního femuru u WBV skupiny (- 1,18% vs. - 0,42% u placebo skupiny). Zatímco při absolvování přibližně 86% stanoveného tréninku za rok byl zřejmý nárůst BMD oproti placebo skupině (+ 0,04% vs. - 2,13%) .

Jedinou autorkou, která sledovala vliv vibrací na kostní hmotu u mladých jedinců byla Torvinenová. Důvodem neúspěchu intervence může být jednak nastavení vibrací obdobné, jako tomu bylo u Bembenové (2010), nebo použití u mladé zdravé populace.

Zdá se, že mezi jednotlivými studiemi není společný prvek, který by se podílel na úspěchu či neúspěchu dané intervence. Autoři relativně úspěšně využili WBV jak o minimálním zrychlení 0,2g (Rubin, 2004) a 0,3g (Becková, 2010), tak i větším zrychlení 2,28 – 5,0g (Verscheuerenová, 2004). Avšak zrychlení 2 – 2,8g (Bembenová, 2010) se zdá být neužitečným. Stejně tak se neprojevil vliv frekvence – úspěšně využita

frekvence 30 Hz (Rubin, 2004, Becková, 2010), 35 – 40 Hz (Verscheuerenová, 2004) a zároveň neúspěch u frekvencí 30 – 40 Hz (Bembenová, 2010).

Pozitivní výsledky se v jisté míře projevily jak po 18ti měsíčním (von Stengel, 2010), tak po 6 měsíčním programu (Verscheuerenová, 2004). Přesto bych považovala za významné provést měření BMD u dlouhodobých studií v průběhu programu vícekrát, aby byl zaznamenán vývoj stavu kostní hmoty. Vyskočil (2009) uvádí významnost zařazení období klidu mezi periodami zátěže. Tento faktor, který může negativně ovlivňovat výsledky výzkumů však nebyl v žádné ze studií zohledněn.

Pokud by měly být celotělové vibrace využívány za účelem zvýšení hustoty kostní hmoty, jeví se z výše uvedených výzkumů jako nejužitečnější latero-laterální vibrace o frekvenci okolo 12,5 Hz. Velikost amplitudy pak může ovlivňovat oblast, kde dojde k největšímu působení.

5.6 Celotělové vibrace u neurologických onemocnění

Snaha zařadit celotělové vibrace do oblasti zdravotnictví se neomezuje pouze na pacienty trpící onemocněním muskuloskeletálního systému, nýbrž se objevují také tendence zařadit tuto metodu i do terapie neurologických onemocnění jako je roztroušená skleróza mozkomíšni, Parkinsonova choroba či stavy po cévní mozkové příhodě.

5.6.1 Roztroušená skleróza mozkomíšni

Ve výzkumu v oblasti roztroušené sklerózy byly opět využity WBV ve velkém rozmezí 2 – 50 Hz. Překvapivě 2 studie využily frekvence 2 – 4,4 Hz, které jsou v blízkosti rezonančních frekvencí pro lidské tělo a mohou tak vyvolávat vedlejší účinky. V případě Schuhfrieda (2005) však bylo využito plošiny produkující neharmonické vibrace v rovině vertikální a horizontální, která by měla zajistit zamezení vzniku adaptace receptorů a rezonance. Tento typ celotělových vibrace v celkové délce 5 minut zajistil signifikantní zlepšení ve funkčním TUG testu. Běžné latero-laterální WBV o frekvenci 2 Hz a amplitudě 6 mm_{špička-špička} neovlivnily svalovou sílu m. quadriceps femoris a flexorů kolenního kloubu, na rozdíl od frekvence 26 Hz, které

vedly ke zvýšení momentu síly m. quadriceps femoris, a to i po pouhých 30 vteřinách expozice (Jackson, 2008).

Při dlouhodobé aplikaci (10 týdnů – Schyns, 2009 a 20 týdnů – Broekmans, 2010) nepozoroval žádný z autorů ani tendenci k nárůstu svalové síly. V případě Schynse sice bylo zaznamenáno zlepšení mobility (při chůzi na vzdálenost 10 metrů a TUG testu), ta však byla srovnatelná s běžným tréninkem. Kromě měřitelných parametrů zaznamenával Schyns také subjektivní pocity probandů. Po běžném tréninku udávali probandi mimo jiné zlepšení kvality spánku, pocit více energie přes den a lepší náladu. U WBV tréninku byly tyto komentáře navíc doplněny o redukci nočních křečí v oblasti nohou, zlepšená schopnost „cítit zem“ bezprostředně po intervenci a také zlepšení chůze na schodech. Tyto výsledky mohou vést k značnému ovlivnění psychiky, která má na onemocnění také jistý vliv.

Neúspěch dlouhodobých výzkumů může být dán samozřejmě typem WBV (sinusoidální vertikální WBV), případně délkou jejich působení. Při studiích okamžitého účinku stačilo pro zvýšení momentu síly či funkčního TUG testu 30 s – 5 minut intervence. Tento efekt přetrvával po skončení působení podnětu 20 minut v případě Jacksona (2008), i 2 týdny v případě Schuhfrieda (2005).

5.6.2 Parkinsonova choroba

Stejně plošiny jako Schuhfried (2005) využili také Turbanski (2005) a Haas (2006) pro sledování okamžitých účinků WBV na rovnováhu, třes, rigiditu či bradikinezi u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Za tímto účelem bylo využito působení opět velice nízké frekvence WBV (6 Hz) a amplitudy (3 mm) během stoje. Výsledky naznačují, že by bylo možné tento program zahrnout do terapie tohoto onemocnění, protože na rozdíl od farmakoterapie (L-DOPA) se zdá být účinná při ovlivňování posturálních poruch či poruch chůze. Po jediné expozici se zlepšila posturální kontrola v latero-laterálním směru (o 24% oproti hodnotám naměřeným před intervencí), chůze a posturální stabilita (o 15%), snížil třes (o 25%), rigidita (o 24%) či bradikineze (o 12%). Všechny tyto parametry mohou pozitivně ovlivňovat schopnost pacienta vykonávat ADL aktivity a zvyšovat tak jeho samostatnost a nezávislost na okolí.

Při dlouhodobějším sledování (3 týdny) využil Ebersbach (2008) zcela odlišný

protokol (latero-laterální WBV, 25 Hz, 7 – 14 mm). Výsledky všech funkčních testů byly srovnatelné s běžným nácvikem rovnováhy na kulové úseči a celotělový vibrační trénink tak nepřinesl žádný další benefit. Tendence pro zlepšení při dynamické posturografii však byla zaznamenána pouze u WBV.

Dle Koláře (2009) je nejobtížnější ovlivnit stav u pacientů s kombinací třesu a svalové slabosti. Z hlediska fyzioterapie považují za významné zejména možnost ovlivnění třesu a rigidity, kdy i 5 minut expozice znamenalo značné zlepšení těchto příznaků. Nemocným sice můžeme doporučit určité triky, jak třes skrýt (dát ruku do kapsy, za pásek, zatížit paži či nohu vsedě zaklesnout za židli), pokud by však výsledky měly dlouhodobější charakter (prokázán efekt po 2 hodinách po skončení intervence), mohly by celotělové vibrace být vhodným doplňkem běžných fyzioterapeutických postupů.

5.6.3 Stavby po cévní mozkové příhodě

Výzkumy v této oblasti naznačují možnost zvýšení statické i dynamické síly extenzorů kolenního kloubu (Tihanyiová, 2007), autorka však neudává, jak dlouhodobý tento účinek je, ani v jakém časovém úseku po skončení intervence bylo výsledků dosaženo. Van Nes (2004) zaznamenal ve svém výzkumu zlepšení rovnováhy při stožení bez zrakové kontroly, což by mohlo svědčit spíše pro zlepšení propriocepce (Kolář, 2009). Z dlouhodobého hlediska však nebyl zaznamenán žádný významný přínos (van Nes, 2006). Důvodem může být využití celotělových vibrací o příliš velké zátěži. Jelikož ani jeden z autorů neudává zrychlení plošiny, využijí pro srovnání hodnoty naměřené Pelem (2009). V tom případě by latero-laterální vibrace o frekvenci 30 Hz a amplitudě 3 mm (van Nes, 2004, 2006) představovaly zrychlení vyšší než 7,9g, oproti tomu vertikální vibrace o frekvenci 20 Hz a amplitudě 5 mm by odpovídaly zrychlení přibližně 1,5g. Nabízí se tedy předpoklad, že u pacientů po CMP bude vhodnější využití WBV o nižším zrychlení, tudíž i menší zátěži.

Pro doporučení této metody v rámci terapie roztroušené sklerózy mozkomíšní, Parkinsonovy choroby a stavech po CMP by bylo třeba provést další výzkumy. Budoucí studie by měly zahrnovat širší spektrum frekvencí, amplitud, typů vibrací i tréninkových protokolů. Z důvodu poměrně úspěšných protokolů aplikovaných Jacksonem (2008), Schuhfriedem (2005), Turbanskim (2005), Haasem (2006), Tihanyiovou (2007)

a do jisté míry i Ebersbachem (2008) a van Nesem (2004) by bylo jistě vhodné tyto parametry zahrnout i do dlouhodobého výzkumu. Osobně vidím určitý potenciál u přístroje využitého Schuhfriedem (2005) z důvodu neharmonického pohybu desek, díky kterému pak nedochází k rezonanci a zejména pak adaptaci receptorů. Než však bude účinnost WBV v terapii dostatečně prokázána, volila bych běžné fyzioterapeutické koncepty na neurofyziologickém podkladě.

Tato technika by mohla být v rámci fyzioterapie využita pro zabránění nebo alespoň omezení svalové atrofie a vzniku osteoporotických změn, spojených s dlouhodobým upoutáním pacienta na lůžko. V některých výzkumech, které však nejsou zahrnuty v této srovnávací práci, autoři aplikovali WBV u pacientů vsedě na židli, kdy byly v kontaktu s vibrační platformou pouze plošky nohou, případně pomocí speciálně konstruovaných plošin umožňujících působení WBV vleže.

Jestliže by měla být tato metoda implementována do oboru fyzioterapie, pak by vzhledem k působení mechanických sil na organismus prostřednictvím přístroje mohla být zařazena do fyzikální terapie – mechanoterapie. V tomto případě by však měla časově zaujímat pouze 4 – 5% z celkového rehabilitačního plánu (Poděbradský, 1998).

5.7 Možné vedlejší účinky celotělového vibračního tréninku

Stoj na plošině během vibračního podnětu sice většina testovaných neudává jako namáhavý či vyčerpávající, avšak mohou se vyskytovat různé nepříjemné pocity. Carlucciová (2010) například uvádí lehký pocit závratě u 4 z 22 probandek. Dále Roelants (2004b) zaznamenal diskomfort až bolest v kolenních kloubech u 2 z celkem 30 probandů, kteří podstoupili celotělový vibrační trénink.

Frekvence pod 20 Hz mohou navíc kvůli segmentální rezonanci zvyšovat zrychlení a představovat tak potenciální riziko pro křehký skelet (Pel, 2009). Tento fakt nabírá významu zejména mezi starými lidmi trpícími osteoporózou, případně u osob, u kterých probíhá jakýkoliv proces hojení tkání. Žádný výzkum však neuvádí, zda se potenciální nebezpečnost frekvencí v blízkosti rezonančních pásem lidského těla týká i latero-laterálních vibrací nebo pouze vertikálních.

6. Závěr

Mnoho let se odborníci na ergonomii pracovního prostředí snažili snížit dopad celotělových vibrací, kterým jsou pracovníci zejména v oblasti průmyslu často vystaveni. Nyní naopak firmy zaplavují trh přístroji (PowerPlate, DKN, Nemes Bosco System, FitVibe, Galileo a další), přenášejícími záměrně vibrace do lidského organismu. Agresivní marketing těchto firem, se zaměřuje na maximální objem prodeje. Často však nerespektuje možné negativní dopady a pomůcky jsou prodávány bez řádného poučení uživatele a upozornění na případné vedlejší účinky při nesprávném používání. Z celotělového vibračního tréninku se stává trend, který je masivně šířen mezi laickou veřejností. Z vlastní zkušenosti mohu říct, že některé komerční lekce mohou být vedeny nedostatečně proškolenými instruktory, kteří nemají základní znalosti nejčastěji oslabených či přetěžovaných svalů. Jestliže tedy člověk chce zařadit tuto metodu do svého tréninkového programu, měl by vyhledávat taková centra, kde jsou trenéři odborně vyškoleni a mají znalosti z oblasti fitness a zdravotnictví.

Tato metoda může představovat jistou alternativu k běžnému tréninku, která je časově méně náročná. Ve většině studií srovnávajících vliv WBV tréninku a konvenčního odporového tréninku byla doba nutná k dosažení srovnatelných výsledků podstatně kratší (Roelants, 2003, Roelants, 2004a).

V oblasti zdravotnictví bylo do současné doby provedeno minimum studií (Schuhfried, 2005, Schyns, 2009, Broekmans, 2010, Jackson, 2008, Ebersbach, 2008, Turbanski, 2005, Haas, 2006, Tihanyi, 2007, Van Nes, 2004 a 2006), ze kterých nelze vyvozovat závěry. Jsou proto nutné další studie zaměřené na stanovení optimálních vibračních a tréninkových protokolů, které povedou k maximálnímu zisku z této metody s maximálním omezením nežádoucích účinků, na které nelze zapomenout.

I v případě shledání této metody jako přínosné pro terapii daných onemocnění, bych volila WBV trénink pouze jako doplněk klasické fyzioterapie, jelikož ke každému pacientovi je nutno přistupovat individuálně a spuštění programu na vibračním přístroji individuální přístup popírá. Za žádných okolností nelze opomíjet působení terapeuta také na psychickou stránku nemocného.

7. Seznam použitých zdrojů

1. **ABERCROMBY, A., AMONETTE, W., LAYNE, CH., MCFARLIN, B., HINMAN, M., PALOSKI, W.** Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Medicine and science in sports and exercise*. 10,2007a,39. Str. 1794-1800.
2. **ABERCROMBY, A., AMONETTE, W., LAYNE, CH., MCFARLIN, B., HINMAN, M., PALOSKI, W.** Variation in neuromuscular responses during acute wholebody vibration exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 9,2007b,39. Str. 1642-1650
3. **ADAMO, D., MARTIN, B., JOHNSON, P.** Vibration-induced muscle fatigue, a possible contribution to musculoskeletal injury. *European journal of applied physiology*. 1-2,2002,88. Str. 134-140
4. **ADAMS, J., EDWARDS, D., SERVIETTE, D., BEDIENT, A., HUNTSMAN, A., JACOBS, K., DEL ROSSI, G., ROSS, B., SIGNORILLE, J.** Optimal frequency, displacement, duration and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *Journal of strength and conditioning research*. 1,2009, 23. Str. 237-245
5. **BARTUŇKOVÁ, S.** *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2006. 285 s. ISBN: 80-246-1171-6
6. **BAUM, K., VOTTELER, T., SCHIAB, J.:** Efficiency of vibration exercise for glycemic control in type 2 diabetes patients. *International journal of medical science*. 3,2007,4. Str. 159-163. Dostupné také na: <http://medsci.org/v04p0159.pdf>
7. **BAZETT-JONES, D., FINCH, H., DUGAN, E.** Comparing the effects of various whole-body vibration accelerations on counter-movement jump performance. *Journal of sports science and medicine*. 1,2008,7. Str. 144-150. Dostupné také na: http://works.bepress.com/eric_dugan/1/
8. **BECK, B., NORLING, T.:** The effect of 8 mos of twice-weekly low- or higher intensity whole body vibration on risk factors for postmenopausal hip fracture. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 12,2010,89. Str. 997-1009.
9. **BEDNAŘÍK, M.** *Fyzika pro gymnázia. Mechanika*. Praha: Prometheus, 2009. 288 str. ISBN 807-19-638-28

10. **BELAVÝ, D., BELLER, G., ARMBRECHT, G., PERSCHEL, F., FITZNER, R., BOCK, O., BÖRST, H., DEGNER, C., GAST, U., FELSEBERG, D.** Evidence for an additional effect of whole-body vibration above resistive exercise alone in preventing bone loss during prolonged bed rest. *Osteoporosis international*. 5,2011,22. Str. 1581-1591.
11. **BEMBEN, D., PALMER, I., BEMBEN, M., KNEHANS, A.** Effects of combined whole-body vibration and resistance training on muscular strength and bone metabolism in postmenopausal women. *Bone*. 3,2010,47. Str. 650-656
12. **BOGAERTS, A., DELECLUSE, CH., CLAESSENS, A., TROOSTERS, T., BOONEN, S., VERSCHEUEREN, S.** Effects of whole body vibration training on cardiorespiratory fitness and muscle strength in older individuals (a 1-year randomised controlled trial). *Age and ageing*. 4,2009,38. Str. 448-454. Dostupné také na: <http://ageing.oxfordjournals.org.ezproxy.is.cuni.cz/content/38/4/448.long>
13. **BOSCO, C., COLLI, R., INTROINI, E., CARDINALE, M., TSARPELA, O., MADELLA, A., TIHANYI, J., VIRU, A.** Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical physiology*. 2,1999,19. Str. 183-187.
14. **BOSCO, C., IACOVELLI, M., TSARPELA, O., CARDINALE, M., BONIFAZI, M., TIHANYI, J., VIRU, M., DE LORENZO, A., VIRU, A.** Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European journal of applied physiology*. 6,2000,81. Str. 449-454.
15. **BRESSEL, E., SMITH, G., BRANSCOMB, J.** Transmission of whole body vibration in children while standing. *Clinical biomechanics*. 2,2010,25. Str. 181-186.
16. **BROEKMANS, T., ROELANTS, M., ALDERS, G., FEYS, P., THIJS, H., EIJNDE, B.** Exploring the effects of a 20-week whole-body vibration training programme on leg muscle performance and function in persons with multiple sclerosis. *Journal of rehabilitation medicine*. 9,2010,42. Str. 866-872. Dostupné také na: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-0609&html=1>
17. **BROGARDH, C., FLANSBJER, U., LEXELL, J.** No effects of whole-body vibration training on muscle strength and gait performance in persons with late effects of polio: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 9,2010,91. Str. 1474-1477.

18. **BRUYERE, O., WUIDART, M.-A., DI PALMA, E., GOURLAY, M., ETHGEN, O., RICHY, F., REGINSTER, J.-Y.** Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2,2005,86. Str. 303-307
19. **BUNKER, D., RHEA, M., SIMONS, T., MARIN, P.** The use of whole-body vibration as a golf warm-up. *Journal of strength and conditioning research*. 2,2011,25. Str. 293-297.
20. **CARDINALE, M., LIM, J.:** Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *Journal of strength and conditioning research*. 3,2003a,17. Str. 621-624
21. **CARDINALE, M., LIM, J.** The acute effects of two different whole body vibrion frequencies on vertical jump performance. *Medicina dello sport*. 4,2003b,56. Str. 287-292
22. **CARDINALE, M., RITTWEGER, J.** Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction? *Journal of the British menopause society*. 1,2006,12. Str. 1-18. Dostupné také na: <<http://www.power-vitality.ch/pdfs/Vibra-Lit-2006/Cardinale-2006.pdf>>
23. **CARDINALE, M., ERSKIN, J., A.** Vibration training in elite sport: effective training solution or just another fad? *International journal of sports physiology and performance*. 2,2008,3. Str. 232-239
24. **CARDINALE, M., SOIZA, R., LEIPER, J., GIBSON, A., PRIMROSE, W.** Hormonal responses to a single session of whole-body vibration exercise in older individuals. *British journal of sports medicine*. 4,2010,44. Str. 284-288.
25. **CARDINALE, M., WAKELING, J.** Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British journal of sports medicine*. 9,2005,39. Str. 585-589.
26. **CARDINALE, M., NEWTON, R., NOSAKA, K.** *Strength and conditioning: biological principles and practical applications*. Chichester: John Wiley and sons, 2011. ISBN 978-0-470-01918-4.
27. **CARLUCCI, F., MAZZA, C., CAPPOZZO, A.** Does whole-body vibration training have acute residual effects on postural control ability of elderly women? *Journal of strength and conditioninng research*. 12,2010,24. Str. 3363-3368.
28. **COCHRANE, D., LEGG, S., HOOKER, M.** The short-term effect of whole-body vibration training on vertical jump, sprint, and agility performance. *Journal of strength and conditioning research*. 4,2004,18. Str. 828-832.

29. **COCHRANE, D., J.** *The potential neural mechanisms of acute indirect vibration.* Journal of sports science and medicine. 2011,10. Str. 19-30. Dostupné také na: <<http://www.jssm.org/vol10/n1/3/v10n1-3pdf.pdf>>
30. **CORMIE, P., DEANE, R., TRIPLETT, T., MCBRIDE, J.** Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength and power. *Journal of strength and conditioning research.* 2,2006,20. Str. 257-261.
31. **DE RUITER, C., J., VAN DER LINDEN, R., VAN DEN ZIJDEN, M., HOLLANDER, A., DE HAAN, A.** Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *European journal of applied physiology.* 4-5,2003a,88. Str. 472-475.
32. **DE RUITER, C., J., VAN RAAK, S., M., SCHILPEROORT, J., V., HOLLANDER, A., P., DE HAAN, A.** The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *European journal of applied physiology.* 5-6,2003b,90. Str. 595-600.
33. **DELECLUSE, CH., ROELANTS, M., VERSCHEUEREN, S.** Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine and science in sports and exercise.* 6,2003,35. Str. 1033-1041.
34. **DOLNY, D., G., REYES, F., C.** Whole body vibration exercise: training and benefits. *Currents sports medicine reports.* 3,2008,7. Str. 152-157.
35. **DYLEVSKÝ, I.** *Funkční anatomie.* Praha: Grada. 2009. ISBN: 978-80-247-3240-4
36. **EBERSBACH, G., EDLER, D., KAUFHOLD, O., WISSEL, J.** Whole body vibration versus conventional physiotherapy to improve balance and gait in Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 3,2008,89. Str. 399-403.
37. **ERSKINE, J., SMILLIE, I., LEIPER, J., BALL, D., CARDINALE, M.** Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. *Clinical physiology and functional imaging.* 4,2007,27. Str. 242-248.
38. **FJELDSTAD, C., PALMER, I., J., BEMBEN, M., G., BEMBEN, D., A.** Whole-body vibration augments resistance training effects on body composition in postmenopausal women. *Maturitas.* 1,2009,63. Str. 79-83.
39. **FTVS, UK.** *Patobiomechanika a patokinesiologie.* Praha : autor neznámý. [cit. 16. 4. 2011] Dostupné na World Wide Web: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>>.

40. **GAMBLE, P.** *Strength and conditioning for team sports: sport-specific physical preparation for high performance*. Abingdon: Taylor & Francis, 2009. 248 s. ISBN 978-0-415-49627-8.
41. **GERODIMOS, V., ZAFEIRIDIS, A., KARATRANTOU, K., VASILOPOULOU, T., CHANOU, K., PISPIRIKOU, E.** The acute effects of different whole-body vibration amplitudes and frequencies on flexibility and vertical jumping performance. *Journal of science and medicine in sport*. 4,2010,13. Str. 438-43.
42. **GROSS, J., FETTO, J., ROSEN, E.** *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
43. **GUSI, N., RAIMUNDO, A., LEAL, A.** Low frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*. 7,2006,92. Dostupné také na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1693558/>
44. **HAAS, C., TURBANSKI, S., KESSLER, K., SCHMIDTBLEICHER, D.** The effects of random whole-body vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. *Neurorehabilitation*. 1,2006,21. Str. 29-36.
45. **HARAZIN, B., GRZESIK, J.** The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. *Journal of sound and vibration*. 4,1998,215. Str. 775-787.
46. **HAZELL, T., JAKOBI, J., M., KENNO, K., A.** The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied physiology, nutrition and metabolism*. 6,2007,32. Str. 1156-1163.
47. **HNÍZDIL, J. et al.:** *Rozvoj pohybových schopností*. Ústí nad Labem: PF, 2006. [online] [cit. 2011-07-05]. Dostupné na World Wide Web: http://pf.ujep.cz/ktv/RPS_net/START.htm
48. **HRNČIARIKOVÁ, D., JURAŠKOVÁ, B., ZADÁK, Z.** Sarkopenie ve stáří. *Lékařské listy*. 19,2008. [online] [cit. 2011-06-26]. Dostupné na World Wide Web <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/sarkopenie-ve-stari-389728>
49. **HRNČÍŘ, K.** *Vibrace*. Rožnov pod Radhoštěm: Rožnovský vzdělávací servis, 2006. ISBN 80-254-2474-X
50. **ISSURIN, V., B.** Vibrations and their applications in sport: a review. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 3,2005,25. Str. 324-336

51. **JACKSON, K., MERRIMAN, H., VANDERBURGH, P., BRAHLER, J.** Acute effects of whole-body vibration on lower extremity muscle performance in persons with multiple sclerosis. *Journal of neurologic physical therapy*. 4,2008,32. Str. 171-176.
52. **JANDÁK, Z.** *Vibrace přenášené na člověka*. 2007. [online] [cit. 2011-04-18]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.szu.cz/tema/pracovni-prostredi/vibrace-prenasene-na-cloveka>>
53. **JOHANSSON, B., B.** Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta neurologica Scandinavica*. 3,3011,123. Str. 147-159.
54. **JORDAN, M., NORRIS, S., SMITH, D., HERZOG, W.** Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *Journal of strength and conditioning research*. 2,2005,19. Str. 459-466.
55. **JUDEX, S., ZHONG, N., SQUIRE, M., YE, K., DONAHUE, L.-R., HADJIARGYROU, M., RUBIN, C.** Mechanical modulation of molecular signals which regulate anabolic and catabolic activity in bone tissue. *Journal of cellular biochemistry*. 5,2005,94. Str. 982-994.
56. **JUDEX, S., RUBIN, C., T.** Is bone formation induced by high-frequency mechanical signals modulated by muscle activity? *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 1,2010,10. Str. 3-11.
57. **KALVACH, Z.** *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2490-4.
58. **KAWANABE, K., KAWASHIMA, A., SASHIMOTO, I., TAKEDA, T., SATO, Y., IWAMOTO, J.** Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercise on walking ability in elderly. *The Keio journal of medicine*. 1,2007,56. Str. 28-33.
59. **KERSCHAN-SCHINDL, K., GRAMPP, S., HENK, C., RESCH, H., PREISINGER, E., FIALKA-MOSER, V., IMHOF, H.** Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clinical physiology*. 3,2001,21. Str. 377-382.
60. **KITTNAR, O.** *Lékařská fyziologie*. Praha, Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4
61. **KLÁN, J., TOPINKOVÁ, E.** Pády a jejich rizikové faktory ve stáří. *Česká geriatrická revue*. 2,2003. Str. 38-43. Dostupné také na: <http://www.geriatrickarevue.cz/pdf/gr_03_02_08.pdf>

62. **KOHLÍKOVÁ, E., BARTŮŇKOVÁ, S., MELICHNA, J., SMITKA, K., VRÁNOVÁ, J.** *Cytopatologie, patobiochemie a patofyziologie*. Praha: Karolinum, 2005. ISBN 80-246-0717-4.
63. **KOVRT, W., BLOOMFIELD, S., LITTLE, K. NELSON, M., YINGLING, V.** American College of sports medicine position stand: physical activity and bone health. *Medicine and science in sports and exercise*. 11,2004,36. Str. 1985-1996.
64. **KOLÁŘ, P. aj.** *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1
65. **KROL, P., PIECHA, M., SLOMKA, K., SOBOTA, G., POLAK, A., JURAS, G.** The effect of whole-body vibration frequency and amplitude on the myoelectric activity of vastus medialis and vastus lateralis. *Journal of sports science and medicine*. 1,2011,10. Str. 169-174.
66. **KVORNING, T., BAGGER, M., CASEROTTI, P., MADSEN, K.** Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures. *European journal of applied physiology*. 5,2006,96. Str. 615-625.
67. **LAUPER, M., KUHN, A., GERBER, R., LUGINBÜHL, H., RADLINGER, L.** Pelvic floor stimulation: what are the good vibrations? *Neurourlogy and urodynamics*. 5,2009,28. Str. 405-410.
68. **LEIGH, L., SCHERER, J.** Balance, falls and whole body vibration training. *The journal on active aging*. 2008. Str. 50-54. Dostupné také na: <http://intraspec.ca/balance-and-falls-and-whole-body-vibration.pdf>
69. **LIU, P.-Y., BRUMMEL-SMITH, K., ILICH, J.** Aerobic exercise and whole-body vibration in offsetting bone loss in older adults. *Journal of aging research*. 2011. Dostupné také na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3022164/?tool=pubmed>
70. **LORA, M., CORRALES, B., PÁEZ, L., DÍAZ, I., OCHIANA, N.** Acute improvements in jump ability in young recreational sportsmen after a whole body vibration training. *Sportekspert*. 2,2009,2. Str. 74-76.
71. **LORENZEN, CH., MASCHETTE, W., KOH, M., WILSON, C.** Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *Journal of science and medicine in sport*. 6,2009,12. Str. 676-678.
72. **LUO, J., MCNAMARA, B., MORAN., K.** The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports medicine*. 1,2005,35. Str. 23-41

73. **MAHIEU, N., WITVROUW, E., VAN DE VOORDE, D., MICHILSENS, D., ARBYN, V., VAN DEN BROECKE, W.** Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of athletic training*. 3,2006,41. Str. 286-293.
74. **MALÝ, S.** Studie šetření reálných pracovních podmínek a pracovního prostředí jako indikátoru poškození zdraví a časového zkrácení profesní schopnosti u specifických profesí v ČR. [online] [cit.2011-11-08]. Dostupné na World Wide Web: <http://www.mpsv.cz/files/clanky/9126/HR176_08-zaverecna_zprava.pdf>
75. **MARÍN, P., BUNKER, D., RHEA, M., AYLLÓN, F.** Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *Journal of strength and conditioning research*. 8,2009,23. Str. 2311-2316.
76. **MARÍN, P., SANTOS-LOZANO, A., SANTIN-MEDEIROS, F., DELECLUSE, CH.** A comparison of training intensity between whole-body vibration and conventional squat exercise. *Journal of electromyography and kinesiology*. 4,2011,21. Str. 616-621.
77. **MCBRIDE, J., NUZZO, J., DAYNE, A., ISRAETEL, M., NIEMAN, D., TRIPLETT, N.** Effect of an acute bout of whole body vibration exercise on muscle force output and motor neuron excitability. *Journal of strength and conditioning research*. 1,2010,24. Str. 184-189.
78. **MIKHAEL, M., ORR, R., AMSEN, F., GREENE, D., SINGH, M.** Effect of standing posture during whole body vibration training on muscle morphology and fiction in older adults: a randomised controlled trial. *Geriatrics*. 10,2010,74. Dostupné také na: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2978213/?tool=pubmed>>
79. **MONTELEONE, G., DE LORENZO, A., SGROI, M., DE ANGELIS, S., DI RENZO, L.** Contraindications for whole body vibration training: a case of nephrolitiasis. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 4,2007,47. Str. 443-445.
80. **NEDOMA, J., STEHLÍK, J., BARTOŠ, M., DENK, F., DŽUPA, V., FOUSEK, J., HLAVÁČEK, I., KLÉZL, Z., KVĚT, I.** *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho součástí* [online] [cit.2011-08-08]. Dostupné na World Wide Web: <<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech>>
81. **NEUMANN, G. et al.** *Trénink pod kontrolou: metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0947-3

82. **NĚMCOVÁ, J., KORSA, J.** Komplexní léčba a prevence osteoporózy – postavení a význam pohybové aktivity a léčebné rehabilitace. *Medicina pro praxi*. 4,2008,5. Str. 165-168. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.solen.cz/pdfs/med/2008/04/07.pdf>>
83. **NORDLUND, M., THORSTENSSON, A.** Strength training effects of whole-body vibration? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1,2007,17. Str. 12-17.
84. **NOVOTNÝ, J. et al.:** *Kapitoly sportovní medicíny*. Učební text fakulty sportovních studií Masarykovy univerzity. 2009. [online] [cit. 2011-07-12]. Dostupné na World Wide Web: <<http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/index.html>>
85. **OSAWA, Y., OGUMA, Y.** Effects of resistance training with whole-body vibration on muscle fitness in untrained adults. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2011. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21812821>>
86. **PAVLŮ, D., STRACHOTOVÁ, H.** Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 3,2011,18. Str. 138-144.
87. **PEL, J., BAGHERI, J., VAN DAM, L., VAN DEN BERG-EMONS, H., HOREMANS, H., STAM, H., VAN DER STEEN, J.** Platform accelerations of three different whole-body vibration device and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering and physics*. 8,2009,31. Str. 937-944.
88. **PELCLOVÁ, D.** *Nemoci z povolání a intoxikace*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1183-X
89. **PETIT, P., PENSINI, M., TESSARO, J., DESNUELLE, C., LEGROS, P., COLSON, S.** Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *Journal of electromyography and kinesiology*. 6,2010,20. Str. 1186-1195.
90. **PINTO, S. aj.** The effects of whole-body vibration exercise in Parkinson's disease: a short review. *Journal of medicine and medical science*. 1,2010,2. Str. 594-600.
91. **POLLOCK, R., WOLEDGE, R., MILLS, K., MARTIN, F., NEWHAM, D.** Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clinical biomechanics*. 8,2010,25. Str. 840-846.

92. **RAIMUNDO, A., GUSI, N., TOMAS-CARUS, P.** Fitness efficacy of vibratory exercise compared to walking in postmenopausal women. *European journal of applied physiology.* 5,2009,106. Str. 741-748.
93. **REES, S., MURPHY, A., WATSFORD, M.** Effects of vibration exercise on muscle performance and mobility in an older population. *Journal of aging and physical activity.* 4,2007,15. Str. 367-381.
94. **REES, S., MURPHY, A., WATSFORD, M.** Effects of whole body vibration on postural steadiness in an older population. *Journal of science and medicine in sport.* 4,2009,12. Str. 440-444.
95. **REHN, B., LIDSTRÖM, J., SKOGLUND, J., LINDSTRÖM, B.** Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 17,2007. Str. 2-11
96. **RITTWEGER, J.** Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology.* 5,2010,108. Str. 877-904.
97. **RITZMANN, R., KRAMER, A., GRUBER, M., GOLLHOFER, A., TAUBE, W.** EMG activity during whole body vibration: motion artefacts or stretch reflex? *European journal of applied physiology.* 1,2010,110. Str.143-151.
98. **ROELANTS, M., DELECLUSE, C., GORIS, M., VERSCHEUEREN, S.** Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *International journal of sports medicine.* 1,2004a,25. Str. 1-5.
99. **ROELANTS, M., DELECLUSE, C., VERSCHEUEREN, S.** Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *Journal of the american geriatrics society.* 6,2004b,52.
100. **ROELANTS, M., VERSCHEUEREN, S., DELECLUSE, C., LEVIN, O., STIJNEN, V.** Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercise. *Journal of strength and conditioning research.* 1,2006,20. Str. 124-129.
101. **RONNESTAD, B., R.** Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *Journal of strength and conditioning research.* 4,2004,18. Str. 839-845.
102. **RONNESTAD, B., R.** Acute effects of various whole-body vibration frequencies on lower-body power in trained and untrained subjects. *Journal of strength and conditioning research.* 4,2009,23. Str. 1309-1315.

103. **RUAN, X., JIN, F., PENG, Z., SUN, Y.** Effects of vibration therapy on bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *Chinese medical journal*. 13,2008,121. Str. 1155-1158.
104. **RUBIN, C., POPE, M., FRITTON, J., MAGNUSSON, M., HANSSON, T., MCLEOD, K.** Transmissibility of 15-Hertz to 35-Hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine*. 23,2003,28. Str. 2621-2627.
105. **RUBIN, C., RECKER, R., CULLEN, D., RYABY, J., MCCABE, J., MCLEOD, K.** Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of bone mineral research*. 3,2004,19. Str. 343-351.
106. **RUCK, J., CHABOT, G., RAUCH, F.** Vibration treatment in cerebral palsy: a randomized controlled pilot study. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 1,2010,10. Str. 77-83.
107. **SANDS, W., MCNEAL, J., STONE, M., HAFF, G., KINSER, A.** Effect of vibration on forward split flexibility and pain perception in young male gymnasts. *International journal of sports physiology and performance*. 3,2008,4. Str. 469-481.
108. **SAVELBERG, H., KEIZER, H., MEIJER, K.** Whole-body vibration induced adaptation in knee extensors; consequences of initial strength, vibration frequency, and joint angle. *Journal of strength and conditioning research*. 2,2007,21. Str. 589-593.
109. **SCHYNS, F., PAUL, L., FINLAY, K., FERGUSON, C., NOBLE, E.** Vibration therapy in multiple sclerosis: a pilot study exploring its effects on tone, muscle force, sensation and functional performance. *Clinical rehabilitation*. 9,2009,23. Str. 771-781.
110. **SCHUHFRIED, O., MITTERMAIER, C., JOVANOVIĆ, T., PIEBER, K., PATERNOSTRO-SLUGA, T.** Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: a pilot study. *Clinical rehabilitation*. 8,2005,19. Str. 834-842.
111. **SCHWAB, P., SCALAPINO, K.** Exercise for bone health: rational and prescription. *Current opinion in rheumatology*. 2,2011,23. Str. 137-141.
112. **STACKEOVÁ, D.** *Fitness programy. Teorie a praxe*. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-541-3
113. **STARK, C., NIKOPOULOU-SMYRNI, P., STABREY, A., SEMLER, O., SCHOENAU, E.** Effect of a new physiotherapy concept on bone mineral

- density, muscle force and gross motor function in children with bilateral cerebral palsy. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 2,2010,10. Str. 151-158.
114. **STEWART, J., COCHRANE, D., MORTON, R.** Differential effects of whole body vibration durations on knee extensor strength. *Journal of science and medicine in sport*. 1,2009,12. Str. 50-53.
115. **ŠENKYPL, R.** *Professional vibrationg platform exercises volume n°1*. [online] [cit. 2011-04-24]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.dkn-fitness.cz/Doc/Exercise-guide.pdf>>
116. **TORVINEN, S., KANNUS, P., SIEVÄNEN, H., JÄRVINEN, T., A., PASANEN, M., KONTULAINEN, S., NENONEN, A, JÄRVINEN, T., L., PAAKKALA, T., JÄRVINEN, M., VUORI, I.** Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *Journal of bone and mineral research*. 5,2003,18. Str. 876-884.
117. **TOŠNEROVÁ, V., OSLADIL, T., JURAŠKOVÁ, B., FILIP, S., STRNADOVÁ, Z., ZADÁK, Z.** Sarkopenie – možnosti diagnostiky a ovlivnění pomocí fyzioterapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1,2010,17. Str. 10-13.
118. **TOTOSY DE ZEPETNEK, J., GIANGREGORIO, L., RAVEN, B.** Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *Journal of rehabilitation research and development*. 4,2009,46. Str. 529-542.
119. **TREW, M., EVERETT, T.** *Human movement: an introductory text*. London: Elsevier Health Sciences, 2001. ISBN 978-0-4430-7068-6
120. **TURBANSKI, S., HAAS, CH., T., SCHMIDTBLEICHER, D., FRIDRICH, A., DUISBERG, P.** Effects of random whole-body vibration on postural control in Parkinson's disease. *Research in sports medicine*. 3,2005,13. Str. 243-256.
121. **VAN DE TILLAAR, R.** Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the hamstrings? *Journal of strength and conditioning research*. 1,2006,20. Str. 192-196.
122. **VAN NES, I., GEURTS, A., HENDRICKS, H., DUYSSENS, J.** Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 11,2004,83. Str. 867-873.

123. **VAN NES, I., LATOUR, H., SCHILS, F., MEIJER, R., VAN KUIJK, A., GEURTS, A.** Long-term effects of 6-week whole-body vibration on balance recovery and activities of daily living in postacute phase of stroke: a randomized, controlled trial. *Stroke*. 9,2006,37. Str. 2331-2335.
124. **VERSCHEUEREN, 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*. 3,2004,19. Str. 352-359.
125. **VISSERS, D., VERRIJKEN, A., MERTENS, I., VAN GILS, C., VAN DE SOMPEL, A., TRUIJEN, S., VAN GAAL, L.** Effect of long-term whole body vibration training on visceral adipose tissue: a preliminary report. *Obesity facts*. 2,2010,3. Str. 93-100.
126. **VOMÁČKOVÁ, H.** Ústní sdělení (přednášející FTVS UK, José Martího 31, Praha 6) dne 4.dubna 2008.
127. **VON HAEHLING, S., MORLEY, J., ANKER, S.** An overview of sarcopenia: facts and numbers on prevalence and clinical impact. *Journal of cachexia, sarcopenia and muscle*. 2,2010,1 Str. 129-133.
128. **VON STENGEL, S., KEMMLER, W., ENGELKE, K., KALENDER, W.** Effects of whole body vibration on bone mineral density and falls: results of the randomized controlled ELVIS study with postmenopausal women. *Osteoporosis international*. 1,2011a,22. Str. 317-325.
129. **VON STENGEL, S., KEMMLER, W., BEBENEK, M., ENGELKE, K., KALENDER, W.** Effects of whole-body vibration training on different device on bone mineral density. *Medicine and science in sports and exercise*. 6,2011b,43. Str. 1071-1079.
130. **VYBÍHALOVÁ, L.:** Problematika pádů u geriatrických pacientů v ZZ. *Sestra*. 2011. [online] [cit. 2011-06-29]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.zdn.cz/clanek/sestra/problematika-padu-u-geriatrickych-pacientu-v-zz-459331>>
131. **VYSKOČIL, V.** *Osteoporóza a ostatní nejčastější metabolická onemocnění skeletu*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-637-3
132. **WILMORE, J., COSTILL, D., KENNEY, W.** *Physiology of sport and exercise*. Leeds: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-5583-3
133. **WIRTH, B., ZURFLUH, S., MÜLLER, R.** Acute effects of whole-body vibration on trunk muscles in young healthy adults. *Journal of electromyography and kinesiology*. 3,2011,21. Str. 450-457.

134. **YUE, Z., MESTER, J.:** On the cardiovascular effects of whole-body vibration part I. Longitudinal effects: hydrodynamic analysis. *Studies in applied mathematics*. 2,2007a,119. Str. 95-109.
135. **YUE, Z., KLEINÖDER, H., DE MARÉES, M., SPEICHER, U., WAHL, P., MESTER, J.** On the cardiovascular effects of whole-body vibration part II. Lateral effects: statistical analysis. *Studies in applied mathematics*. 2,2007b,119. Str. 111-125.
136. Zákon č. 272/2011 Sb. O ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací. 2011. [online] [cit. 2011-11-01]. Dostupné na World Wide Web: <http://www.portal.gov.cz/wps/portal/_s.155/702/.cmd/ad/.c/312/.ce/10822/.p/8412/_s.155/702?PC_8412_1=272/2011&PC_8412_ps=10#10822>
137. **ZEMKOVÁ, E., HAMAR, D., BÖHMEROVÁ, L.** Effect of three months of serial mechanical proprioceptive stimulation on parameters of balance in older women. *Medicina sportiva*. 4,2007,11. Str. 97-101.

Seznamy zkratk, obrázků, tabulek, rovnic a příloh

Seznam zkratk

A	amplituda
ADL	Activities of daily living (běžné denní aktivity)
BMC	bone mineral content (obsah minerálu v kosti)
BMD	bone mineral density (hustota minerálů v kosti)
CMJ	countermovement jump
CMP	cévní mozková příhoda
CTX	C-telopeptid kolagenu
DK	dolní končetina
DXA	dual energy X-ray absorpciometry (dvouenergiová rentgenová absorpciometrie)
EMG	elektromyografie
f	frekvence
FIT	fitness program
g	zemské zrychlení
ISO	International Standards Organization (Mezinárodní organizace pro standardizaci)
L-L	latero-laterální
LDK	levá dolní končetina
Lp	bederní páteř
m.	musculus
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní síla)
NS	statisticky nevýznamné
PDK	pravá dolní končetina
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
QCT	quantitative computer tomography (kvantitativní počítačová tomografie)
RFD	rate of force development (silový gradient)
RM	repetition maximum (opakovací maximum)
RS	roztroušená skleróza mozkomíšní

RTG	rentgen
SJ	squat jump
st.	stupeň
TUG	timed up and go test
V	vertikální
WBV	whole-body vibration (celotělové vibrace)

Seznam obrázků

Obr. č. 1.	Definice pojmů amplituda (A), posun špička-špička (D), časová perioda (T) (Nordlund, 2007).	Str. 15
Obr. č. 2.	Srovnání mechanismů kmitání vibrační desky (Leigh, 2008).	Str. 16
Obr. č. 3.	Reologický model těla (Otáhal, 1999).	Str. 17
Obr. č. 4.	Schematická kresba jedince stojícího v podřepu (Pel, 2009).	Str. 18
Obr. č. 5.	Ilustrace přenosu dvou různých typů celotělových vibrací do lidského organismu (Rittweger, 2010).	Str. 19
Obr. č. 6.	Silové schopnosti dle Hnízdila (2006)	Str. 30
Obr. č. 7.	Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité Wirthovou (2010).	Str. 45
Obr. č. 8.	Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité Osawou (2011).	Str. 49
Obr. č. 9.	Uspořádání kostních trámců proximálního femuru	

	a pánevní kosti (Nedoma, 2011).	Str. 62
Obr. č. 10.	Mechanismy ovlivnění kostní tkáně mechanickými podněty vyvolanými celotělovými vibracemi (Judex, 2010).	Str. 63

Seznam tabulek

Tab. č. 1.	Procentuální nárůst svalové aktivity vybraných svalů ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací (Roelants, 2006)	Str. 34
Tab. č. 2.	Parametry WBV použité Bazett-Jonsem (2008).	Str. 39
Tab. č. 3.	Parametry WBV použité Marínem (2011).	Str. 41
Tab. č. 4.	Procentuální nárůst myoelektrické aktivity vybraných svalů oproti hodnotám naměřeným před intervencí (Abercromby, 2007b).	Str. 42
Tab. č. 5.	Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšní – vibrační protokol.	Str. 70
Tab. č. 6.	Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšní – tréninkový protokol.	Str. 71
Tab. č. 7.	Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou - vibrační protokol	Str. 73
Tab. č. 8.	Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou - tréninkový protokol	Str. 74

Tab. č. 9. Vertikální složka zrychlení naměřená při různých frekvencích a amplitudách u naklápěcích a 3-D plošin (Pel, 2009).

Str. 81

Seznam rovnic

Rovnice 1 - Výpočet zrychlení plošiny při stanovené amplitudě (Lorenzen, 2009)

$$g = A (2\pi f)/9,81 \quad (1)$$

Rovnice 2 – Výpočet zrychlení plošiny (Tototy de Zepetnek, 2009)

$$a = 2 \times \pi^2 \times f^2 \times d \quad (2)$$

Rovnice 3 – Výpočet síly (Bednařík, 2009)

$$F = m.a \quad (3)$$

Seznam příloh

Příloha č. 1 – Odporový trénink

Příloha č. 2 – Smithův přístroj (vyobrazení)

Příloha č. 1

ODPOROVÝ TRÉNINK

Tento typ tréninku vyvolává adaptační změny v morfologii a architektuře kosterních svalů a zároveň vede k adaptivním změnám v nervovém systému. Všechny tyto změny přispívají k výraznému zvýšení svalové síly a výkonu, a to jak u mladých jedinců, tak i velmi slabých starších osob.

Neurální adaptační mechanismy spojené se silovým tréninkem zahrnují změny náboru motorických jednotek a rychlost (frekvence) jejich pálení, kortikospinální excitabilitě a koaktivaci antagonistických svalů (Cardinale, 2011)

Morfologické adaptace na silový trénink

- ↑ průřezu svalu (při dvojnásobném zvětšení průřezu → trojnásobné zvýšení síly)
- ↑ průřezu svalu, svalová vlákna typu II
- změny v architektuře svalu (zpeřenosť vláken)
- ↑ počtu rychlých vláken transformací z rychlých glykolytických na rychlá oxidativně glykolytická

Dospělý sval může zvětšovat svůj objem pouze růstem objemu jednotlivých svalových vláken. Počet vláken se ale nezvětšuje. (Dylevský, 2009)

Neurální adaptace na silový trénink

- ↑ neuromuskulární aktivita (↑ iEMG)
- zapojení většího množství motorických jednotek
- ↑ excitabilita motoneuronů a/nebo ↓ nesynaptická inhibice
- ↓ EMG deprese při excentrické kontrakci

(Bartůňková, 2006, Cardinale, 2011)

Změny vyvolané silovým tréninkem jsou závislé mimo jiné na velikosti zatížení a **počtu opakování cviků** a **počtu sérií**. Stackeová (2008) uvádí následující rozdělení, platné při procvičování více svalových skupin najednou:

- 90 – 100% MVC – rozvoj **maximální statické síly**, při maximálním zatížení (100%) 1 opakování, při cvičení blízkém maximu (90%) 2 - 3 opakování

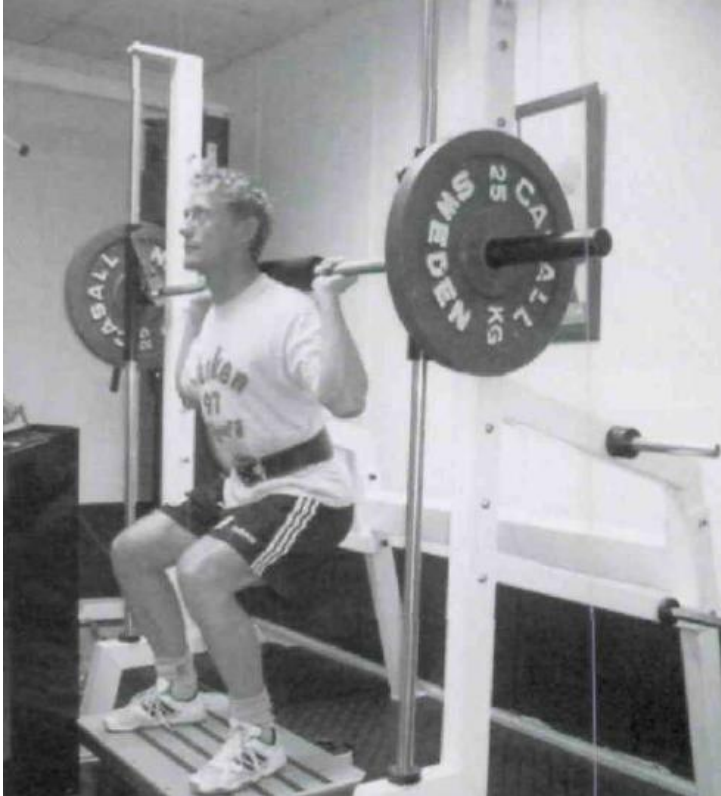
- 120 – 160% MVC – rozvoj **brzdivé síly**, 2 - 3 opakování v sérii
- 70 – 80% MVC – rozvoj **dynamické síly**, 5 - 10 opakování v sérii
- 50 – 60% MVC – rozvoj **vytrvalosti v rychlosti**, 15 - 20 opakování v sérii
- 30 – 40% MVC – rozvoj **vytrvalosti**, 30 a více opakování v sérii

Každodenní trénink znamená z fyziologického hlediska optimum a při snižování počtu tréninků až do jednoho týdně účinek posilování úměrně klesá. **Frekvence tréninku** jedenkrát týdně představuje asi 40% nárůst síly oproti optimu. „Při posilovacím tréninku víckrát denně je rozdíl v přírůstku síly nepatrný“ (Stackeová, 2008).

Bylo pozorováno, že při cvičení se v první fázi adaptace (1 – 3 týdny) uplatňují zejména neurální faktory, intramuskulární faktory začínají být významné v případě, že trénink trvá po několik měsíců. Určitý stupeň svalové hypertrofie lze očekávat již po 4 – 6 týdnech odporového tréninku (Delecluse, 2003, Cochrane, 2011).

Příloha č. 2

SMITHŮV PŘÍSTROJ (vyobrazení)



Podpřed se zátěží prováděný na Smithově přístroji (Ronnestad, 2004)