

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. Daniela Stackeová, 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. Daniele Stackeové, Ph.D nejen za metodické vedení této práce, rady a připomínky, ale také za určitou morální a psychickou podporu.

Abstrakt

Název: Využití vibrací ve sportu a zdravotnictví

Cíle: Cílem této práce je zhodnocení celotělového vibračního tréninku jako potencionální tréninkové metody ve sportu a zdravotnictví. Využití vibrací v tréninku by mohlo vést ke zvýšení svalové síly, minerální density kosti a rovnováhy.

Metody: Tato diplomová práce je koncipována jako teoretická. Vznikla na podkladě rešerše dostupných literárních zdrojů, klinických studií dostupných prostřednictvím elektronických medicínských a sportovních databází a katalogů knihoven. Dále jsou zde použity zdroje z oblasti sportu, fyziologie, biomechaniky a různých medicínských oborů (osteologie, fyzioterapie, kineziologie).

Výsledky: Bylo zjištěno, že využití celotělových vibrací o vhodné frekvenci, resp. zrychlení, by mohlo 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 determine whole-body vibration training as potential training method in sport and health area. The usage of vibration training should increase strength, bone mineral density, and balance.

Methods: This diploma thesis is solely theoretical. It is based on review 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: The research concluded that the usage of whole-body vibration of an appropriate frequency or acceleration respectively 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

I. ÚVOD.....	10
1. Metodologie práce	12
II. TEORETICKÁ ČÁST	13
2. Vibrace z hlediska fyzikálního	13
2.1 Přenos vibračního signálu na organismus.....	14
2.2 Faktory ovlivňující celotělový vibrační trénink.....	16
2.3 Účinky celotělových vibrací	18
2.4 Negativní účinky.....	21
2.5 Kontraindikace.....	23
III. HLAVNÍ ČÁST	25
3. Svalová síla, výkon a rovnováha	25
3.1 Svalová síla	25
3.1.1 Metody měření svalové síly	26
3.1.2 Odporový trénink.....	27
3.1.3 Celotělový vibrační trénink	29
4. Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon	30
4.1 Okamžité účinky na svalovou sílu a svalový výkon.....	30
4.2 Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon	47
5. Rovnováha a svalová funkce u seniorů.....	56
5.1 Testy rovnováhy a svalové funkce u seniorů.....	58
5.2 Okamžité účinky celotělových vibrací na rovnováhu.....	58
5.3 Vliv dlouhodobého vibračního tréninku na mobilitu a rovnováhu starších osob	59
6. Kostní hmota.....	63
6.1 Vliv mechanické zátěže na kostní remodelaci	63

6.2 Fyzická aktivita při osteoporóze	66
6.3 Hormonální řízení kostní remodelace	66
6.4 Osteoporotické zlomeniny	67
6.5 Hodnocení stavby kosti.....	67
6.6 Ovlivnění kostní hmoty celotělovými vibracemi.....	68
7. Využití celotělových vibrací ve zdravotnictví	74
7.1 Celotělové vibrace u pacientů s neurologickým onemocněním	74
7.2 Celotělové vibrace u pacientů s Parkinsonovou chorobou	77
7.3 Celotělové vibrace jako součást terapie po cévních mozkových příhodách....	79
IV. DISKUZE	81
8 Vhodné nastavení celotělových vibrací pro ovlivnění svalů	81
9. Vliv doby působení celotělových vibrací	84
10. Vliv trénovanosti jedince	85
11. Rovnováha a svalový výkon u starší populace	85
12. Ovlivnění kostní hmoty	87
13. Celotělové vibrace u neurologických onemocnění	89
13.1 Roztroušená skleróza mozkomíšní	89
13.2 Parkinsonova choroba.....	90
13.3 Stavby po cévní mozkové příhodě.....	91
14. Možné vedlejší účinky celotělového vibračního tréninku	92
V. ZÁVĚR	93
VI. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	94
VII. SEZNAM PŘÍLOH	106

I. 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“. Osobně všem novým, zaručeně fungujícím metodám příliš nedůvěřuji, ale samotnou mě zajímalo, jak si tento přístup vede v klinických studiích. Pro jistotu jsem si ho také na vlastní kůži vyzkoušela.

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

Původně byly celotělové vibrace (whole-body vibration, WBV) využívány u astronautů jako prevence osteoporotických změn a svalové atrofie při dlouhodobém pobytu ve stavu beztlíže. 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 oblasti zdravotnictví. Díky stimulaci proprioreceptorů dochází k zlepšení rovnováhy, čemuž se věnovala řada studií zejména mezi staršími lidmi, u kterých je rovnováha důležitá jak z hlediska funkční nezávislosti, tak z hlediska prevence pádů. Možnost využití celotělových vibrací ve zdravotnictví byla zkoumána například u pacientů s Parkinsonovou chorobou, roztroušenou sklerózou mozkomíšní, dětskou mozkovou obrnou nebo postpoliomyelitickým syndromem. 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 volejballu, sjezdového lyžování, golfu až po gymnastiku, kde autoři zjišťovali možnost zvýšení flexibility.

Kromě pozitivního efektu působení vibrací na člověka je známo mnoho negativních vlivů, zejména z oblasti pracovního prostředí. Nejčastěji se můžeme setkat

s Raynaudovým syndrom, chronickými bolestmi zad až výhřezy meziobratlových plotének. Expozici člověka celotělovým vibracím například při práci na stavbě či řízení dopravních prostředků upravuje česká i mezinárodní legislativa.

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.

1. Metodologie práce

Cíl práce

Zhodnotit celotělový vibrační trénink jako možnou tréninkovou metodu pro zvýšení svalové síly, hustoty kostní hmoty a rovnováhy ve sportu a zdravotnictví.

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.
5. Určení vhodných parametrů celotělových vibrací.

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.

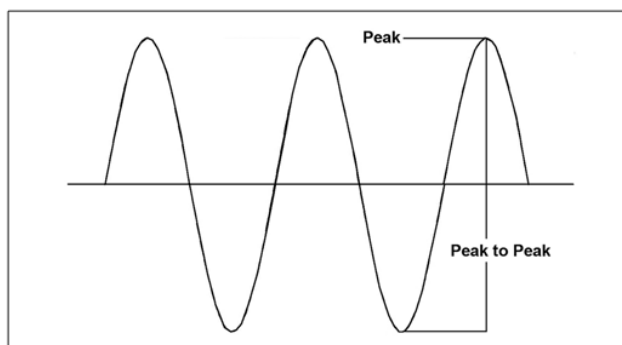
II. TEORETICKÁ ČÁST

2. 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 , neboli počtem kmitů za sekundu, udávána v Hz) a dále amplitudou (A , maximální hodnota periodicky měnící se veličiny, v mnoha studiích uváděno rozmezí dvou maximálních výchylek – tzv. peak-to-peak, většinou v mm) nebo zrychlením (g , popisováno jako zrychlení Země, odpovídá $9,81 \text{ m.s}^{-2}$). Pro porovnání jednotlivých studií, kde je určena pouze amplituda nebo pouze zrychlení, lze použít následující vzorec:

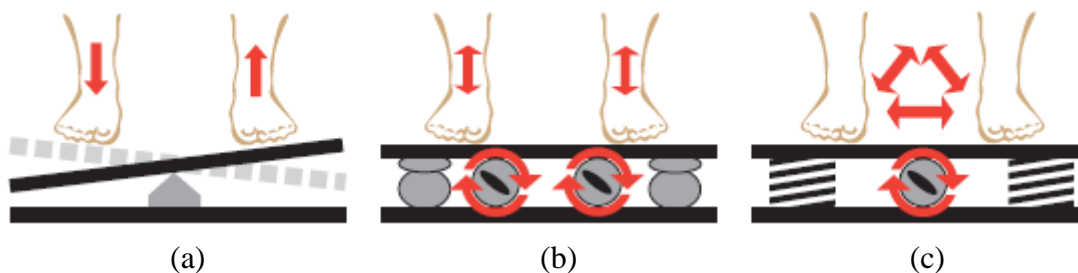
$$g = \frac{A (2\pi f)^2}{9.81} \quad (\text{Lorenzen, 2009}).$$

Totosy de Zepetnek (2009) uvádí pro výpočet zrychlení (a) vzorec: $a = 2 \times \pi^2 \times f^2 \times d$, kde d představuje maximální výchylku (amplituda peak-to peak).



Obr.č. 1: Amplituda (maximální výchylka – peak to peak) při sinusoidálních vertikálních WBV. (Totosy de Zepetnek, 2009)

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. 1a) nebo pohybovat vcelku nahoru a dolů – vertikální vibrace (obr. 1b) nebo ve všech třech rovinách – multidimensionální vibrace (např. platformy PowerPlate, obr. 1c) (Leigh, 2008).



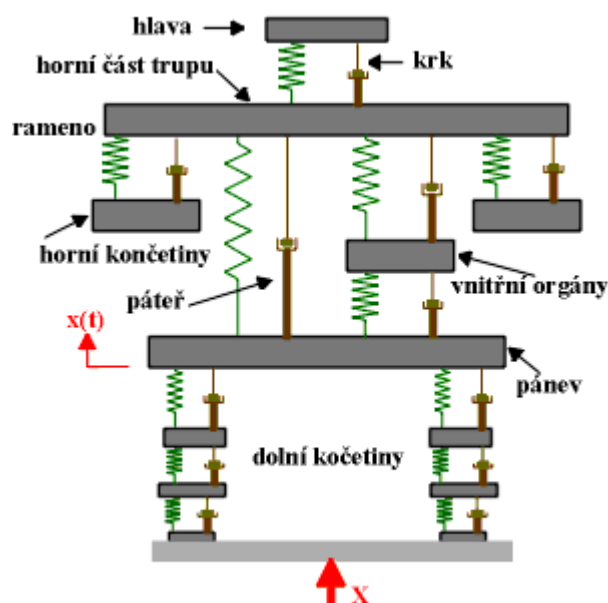
Obr. č. 2: Srovnání mechanismů kmitání desky (Leigh, 2008)

Naklápěcí pohyb desek vzdáleně napodobuje lidskou chůzi, kdy se střídá pohyb dolních končetin. Tyto plošiny 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 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

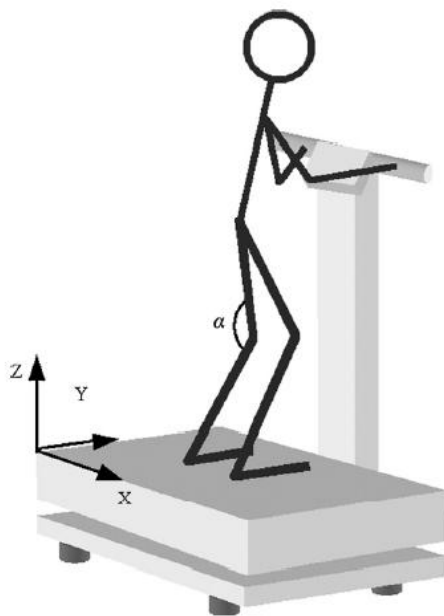


Obr. č. 3: Reologický model těla (FTVS, UK)

mechanických vibrací do lidského těla a vyvolání reakčních sil. 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).

Vzpřímený stoj má 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. 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).

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 stoji 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 kloubní 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 který 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 snižována tlumením ostatními tkáněmi – kostmi, chrupavkami, synoviální tekutinou, měkkými tkáněmi či vnitřními orgány (Cardinale, 2005). Z tohoto důvodu jsou vibrace přenášeny 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, což ve svém důsledku vede k tlumení šíření vibrací do oblasti horní části těla a hlavy. Během sinusoidálních vertikálních vibrací se tak přenesou do horní části těla a hlavy WBV o 71 – 189% větším zrychlení než je tomu u latero-laterálních.

Bressel (2010) považuje využití WBV za bezpečný prostředek tréninku také u dětí. Důležitým zjištěním v jeho výzkumu byl výraznější přenos do oblasti hlezenního a kyčelního kloubu, avšak hodnoty v oblasti hlavy se mezi skupinami nelišily.

2.2 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

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 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.

2.3 Účinky celotělových vibrací

Poprvé byly celotělové vibrace zkoumány jakožto součást tréninku ruskými vědci za účelem zvýšení svalové síly u trénovaných sportovců. V současné době je popisováno mnoho oblastí, ve kterých dochází ke zlepšení působením celotělových vibrací. Konkrétně se jedná o zvýšení svalové síly, zlepšení svalové činnosti u spastických či paretických pacientů, zvýšení hustoty kostní tkáně či zlepšení stability, důležité zejména u starších lidí. U sportovců se testuje zařazení WBV do tréninku nejen pro zvýšení svalové síly a výkonu, ale také flexibility.

2.3.1 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 stretchingu (2%). V případě využití celotělových vibrací před testováním skokových dovedností navíc nedochází na rozdíl od běžného stretchingu ke snížení žádného z měřených parametrů (výška skoku, silový gradient, maximální rychlost).

Z další studie (Van den Tillaar, 2006) vyplývá, že kombinace klasického stretchingu a WBV o frekvenci 28 Hz může zvýšit rozsah pohybu až o 30%, zatímco u samotného stretchingu 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. Přínos WBV v této oblasti tréninku může být dán jednak snížením muskulotendinozní tuhosti, inhibicí antagonistických svalů či snížením prahu bolesti.

2.3.2 *Vibrace ve zdravotnictví*

V oblasti zdravotnictví se výzkum soustředí na možné pozitivní ovlivnění posturální kontroly a mobility u pacientů s **roztroušenou sklerózou mozkomíšní** (Schuhfried, 2005, Jackson, 2008, Schyns, 2009, Broekmans, 2010) či **Parkinsonovou chorobou** (Turbanski, 2005, Haas, 2006, Ebersbach, 2008). Prověruje se také možnost zařazení WBV do rehabilitačního programu u pacientů po **cévních mozkových příhodách** (Tyhanyiová, 2007, Van Nes, 2004, Van Nes, 2006).

2.3.3 *Kardiovaskulární systém*

Z biomechanického hlediska mají vibrace působící na cévy jak složku longitudinální, tak složku laterální. 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 během vibrační podnětu v závislosti na amplitudě tak může být až 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 vibrační 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).

2.3.4 Endokrinní systém

Pozitivní účinky byly sledovány u pacientů s diabetes mellitus II. typu, kteří podstoupili 12ti týdenní trénink. Ve 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_{peak-to-peak}) 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).

2.3.5 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).

2.4 Negativní účinky

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.), 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 perцепci. Studie zkoumající vliv vibrací na zvířata prokázaly také změny endokrinních a kardiovaskulárních funkcí, dechových reakcí, reakcí centrálního nervového systému a metabolických procesů (Jordan, 2005).

2.4.1 Onemocnění z vibrace

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. Čím je zrychlení vibrací větší, tím je rychlejší vznik a progresse onemocnění.

2.4.1.1 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.

2.4.1.2 *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.

2.4.1.3 *Syndrom onemocnění oporného a pohybového aparátu*

Při vzniku onemocnění pohybového aparátu mají největší význam vibrace o frekvenci 10 – 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).

2.4.1.4 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).

2.4.1.5 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. 148/2006 Sb. (Jandák, 2007). 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.

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).

2.5 Kontraindikace

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, 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.

III. HLAVNÍ ČÁST

Celotělovým vibracím jakožto terapeutickému prvku či tréninkové metodě se v posledních letech věnuje mnoho pozornosti. Autoři popisují jak pozitivní, tak i nulové účinky na kostní hmotu, svalovou sílu či běžné denní aktivity. Tato ambivalence je dána rozdílnými designy klinických studií, které se liší v nastavení frekvence, amplitudy, délkou aplikace či různými úhly v kloubech v průběhu intervence. Kromě toho dosud není znám přesný mechanismus působení celotělových vibrací.

3. Svalová síla, výkon a rovnováha

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

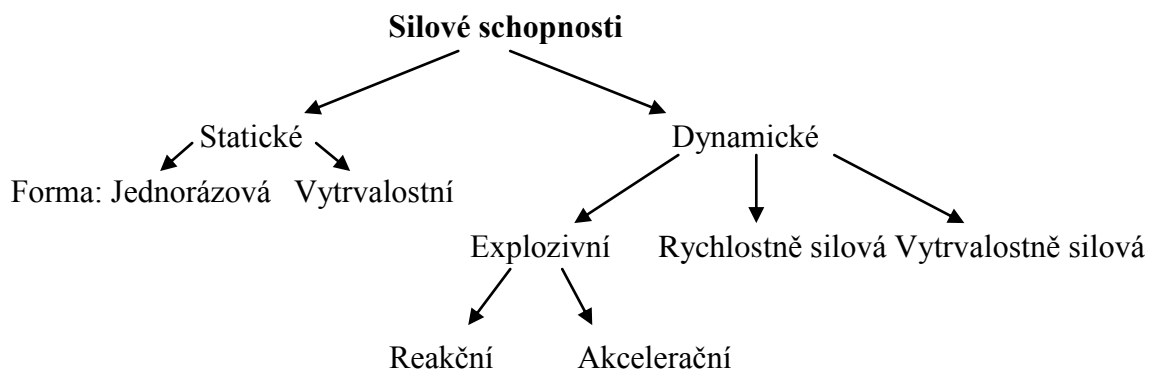
3.1 Svalová síla

„Síla je základní pohybovou schopností, bez které není možný žádný pohyb. Je charakterizována stupněm napětí, které vyvíjejí svaly při kontrakci. 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 (Wilmore, 2008), je významným ukazatelem funkce svalů.

Z anatomického hlediska závisí 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).

Silové schopnosti dle Hnízdila (2006)



Statická síla je schopnost vyvinout sílu v izometrické kontrakci, což se neprojevuje 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).

3.1.1 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 využívá většina autorů měření maximální izometrické kontrakce a izometrického momentu síly (pro stanovení statické síly) a izokinetický moment síly, silový gradient či změny ve výšce skoku (pro stanovení dynamické síly).

- **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).
- **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 (Rønnestad, 2009).

Během působení vibrací je možné též snímat myoelektrickou aktivitu pomocí EMG. 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).

3.1.2 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 nábory 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).

3.1.3 Celotělový vibrační trénink

V současnosti je pravděpodobně nejoblíbenějším způsobem zvyšování svalové síly a výkonu výše popsaný odporový trénink. 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 neuromuskulární facilitaci a vyšší nábor motorických jednotek, synchronizaci, svalovou koordinaci a působení na propiocepci, tzn. mechanismy obdobné těm, které lze pozorovat u odporového tréninku. Dle Cochreana (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 hypertrofii.

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 senzorické 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).

Bylo prokázáno, 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).

4. Vliv celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon

4.1 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 při zkoumání okamžitých účinků WBV využili naklápěcí plošiny generující latero-laterální vibrace.

4.1.1 Srovnání cvičení s využitím celotělových vibrací a bez nich

Roelants (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, 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: Nárůst svalové aktivity ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací (Roelants, 2006).

Ve srovnání s maximální silou se hodnoty svalové aktivity 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 a celkovou segmentální tuhostí.

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_{peak-to-peak}, 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.

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Roelants, 2006	15 studentů tělesné výchovy (21,2±0,8 let)	35 Hz 2,5 mm Vertikální	Vysoký podřep (125° v kol. kl.) (VP) Nízký podřep (90° v kol. kl.) (NP) Podřep na 1 DK (125° v kol. kl.) (IDK) - s vibracemi - bez vibrací EMG po dobu 30 s (5s před, 20s během, vibrací, 5 s po)	EMGrms aktivita s WBV vždy vyšší ve srovnání s podmínkami bez vibrací - <u>m. rectus femoris</u> VP +115,1±16,3%, NP +49,1±6,7%, IDK +151,4±19,5% - <u>m. vastus medialis</u> VP +102±14,4%, NP +59±7,4%, IDK +124,7±9,9% - <u>m. vastus lateralis</u> VP +92,5±14,8%, NP +51,7±7,8%, IDK +115,3±15,2% - <u>m. gastrocnemius</u> VP +301,3±48,8%, NP +134,1±20,6%, IDK +360,6±57,5%
McBride, 2010	19 osob (18-27 let) WBV – 10 KON – 9	30 Hz 3,5 mm vertikální	3x 30s statický podřep na obou DKK 3x 30s statický podřep na LDK 3x 30s statický podřep na PDK	↑ MVC m. soleus bezprostředně po zátěži (+9,4%) a 8 min. po zátěži (10,4%) u WBV sk. žádné změny RFD žádné změny na EMG
Erskin, 2007	7 mužů (22,3 let)	30 Hz 4 mm ^{peak-to-peak} 3,5 g vertikální	10x 60s (odděleno vždy 60s pauzy) Podřep – váha držena na špičkách	Maximální moment síly extenzorů kolenního kloubu - ihned po WBV 229,4±53,2 Nm, 1 h po WBV 231,6±59,9 Nm, 2 h po WBV 233,0±59,1 Nm, 24 h po WBV hodnoty obdobné jako na začátku studie (252,7±56,4 Nm) - žádné změny RFD
Cormie, 2006	9 mužů (19-23 let)	30 Hz 2,5 mm ^{peak-to-peak} Vertikální	30 s Podřep (100° v kol. kl.) - s vibracemi - bez vibrací	Izometrická síla – u obou testovaných podmínek ↓ hodnot izometrické sv. síly (s WBV ↓ z 1830,12 N až na 1764,95 N; bez WBV ↓ z 1801,11N na 1687,16N) CMJ – výška s WBV ↓ z 49,02 cm na 45,92 cm, bez WBV ↓ z 50,67 cm na 47,16 cm, max. výkon s WBV ↓ z 55,00 na 51,68 W/kg a bez WBV ↓ z 55,54 na 49,68 W/kg

Tab. č. 2: Okamžité účinky WBV na svalovou aktivitu – srovnání cvičení s WBV a bez nich

Obdobný design studie zvolil též Cormie (2006). Akutní změny izometrické a izokinetické 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_{peak-to-peak}). 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.

4.1.2 Vliv frekvence, amplitudy a zrychlení

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 hráčcích volejballu 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_{peak-to-peak}). 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.

I v další studii tohoto autora (Cardinale, 2003b) bylo cílem srovnání vlivu vertikálního vibračního podnětu o různé frekvenci, tentokrát ne na myoelektrickou aktivitu, nýbrž na dynamickou svalovou sílu. Pro tento účel stanovil vibrační protokol o nižší amplitudě než tomu bylo v předchozí studii ($4 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$) a frekvenci 20 Hz (6,4 g) a 40 Hz (25,7 g). 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 $3 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$) 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 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 ($p < 0,05$).

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Cardinale, 2003a	16 profesionálních hráček volejballu (23,5 let)	30 Hz, 40 Hz, 50 Hz 10 mm _{peak-to-peak} Vertikální	60 s Podřep (100° v kol. kl.)	EMGrms m. vastus lateralis dominantní DK - nejvyšší hodnoty při 30 Hz (+34%, $p < 0,001$) ve srovnání s hodnotami neměřenými bez vibrací
Cardinale, 2003b	15 osob (21 let) Vysoká fr. - 7 Nízká fr. - 8	Vysoká fr. - 40 Hz (25,7g) Nízká fr. - 20 Hz (6,4 g) 4 mm _{peak-to-peak} vertikální	5x 60 s (odděleno vždy 60s pauzy) podřep	Testován SJ a CMJ Vysoká fr. - tendence ke ↓přívodních hodnot SJ i CMJ Nízká fr. - signifikantní ↑ SJ (+3,9%, $p < 0,05$), tendence ke ↑CMJ (+2,3%, $p = 0,07$)
Romnestad, 2009	8 trénovaných 9 netrénovaných jedinců (19-33 let)	20, 35 a 50 Hz 3 mm _{peak-to-peak} vertikální	10 podřepů s externí zátěží 20 kg, poté 2x SJ a CMJ na vibrační plošině s externí zátěží 20 kg	Nejvyšší průměrný výkon při SJ pro $f = 50$ Hz - trénování +6,8±1,9% ve srovnání bez WBV - netrénování +7,3±1,7% ve srovnání bez WBV Nejvyšší průměrný výkon při CMJ pro $f = 50$ Hz - netrénování +4,4±1,3% Ostatní podmínky bez výrazného rozdílu mezi testovanými podmínkami s a bez vibrací
Hazell, 2007	10 osob (24,4 let)	25, 30, 35, 40 a 45 Hz 2 mm a 4 mm vertikální	30 s statický podřep (120° v kol. kl.) 30 s dynamické podřepy - při kombinaci každé frekvence a amplitudy (celkem 10 měření)	EMG m. vastus lateralis a m. biceps femoris Statický podřep - nejvýraznější aktivita VL a BF při $f = 40$ a 45 Hz, ↑ sv. aktivita v rozmezí 2.9%-6.7% pro VL a 0.8%-1.2% pro BF Dynamický podřep - při 35-45 Hz výrazně vyšší aktivita než při $f = 25$ Hz, ↑ sv. aktivita v rozmezí 3.7%-8.7% pro VL a 0.4%-2.0% pro BF
Krol, 2011	29 žen (21,78 let)	20, 40, 60 Hz 2 mm, 4 mm Vertikální	30 s Podřep (90° v kol. kl.)	-myoelektrická aktivita roste v závislosti na frekvenci a amplitudě - největší myoelektrická aktivita naměřena při kombinaci $f = 60$ Hz a $A = 4$ mm

Tab. č. 3: Okamžité účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon – vliv frekvence a amplitudy

4.1.3 Vhodné kombinace frekvence a amplitudy

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, zahrnuje 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 (viz tabulka), a následně byla vždy bezprostředně po intervenci, po 5 a 10 minutách hodnocena výška CMJ.

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

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

vymežující účinky celotělových vibrací je (spíše než zrychlení) frekvence kmitání.

Tab. č. 4: Parametry WBV použité Bazett-Jonsem (2008)

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 se mohly podílet již zmíněné faktory – dlouhá doba působení 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

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Adams, 2009	20 osob (23-39 let)	30, 35, 40 a 50 Hz 2-4, mm 4-6 mm vertikální	30, 45 a 60 s podřep - při kombinaci každé frekvence, amplitudy a času (celkem 24 měření)	Testován maximální výkon při CMJ - největší nárůst sv. výkonu při nízké amplitudě a frekvenci 30-35 Hz nebo kombinaci vysoké amplitudy a frekvence 40-50 Hz - žádný rozdíl v době působení vibračního podnětu
Bazzet-Jones, 2008	44 netrénovaných osob (cca 20 let)	30 Hz + 2-4 mm (2,18g) 40 Hz + 2-4 mm (2,80 g) 35 Hz + 4-6 mm (4,87 g) 50 Hz + 4-6 mm (5,83 g) KON 0 Hz + 0 mm (1g) vertikální	Po dobu 45 s dynamické podřepy (90° úhel v kol. kl.) - celkem 9 podřepů (každý 5 s)	↑ výkonu u žen pro zrychlení 2,8 g (40 Hz + 2-4 mm) a 5,83 g (50 Hz + 4-6 mm) Žádný efekt pro zrychlení 2,18g a 4,87 g ↓ výkonu u mužů až o 4,1%
Gerodimos, 2010	25 žen pro vliv amplitudy (20,5 let) 18 žen pro vliv frekvence (20,2 let)	Vliv amplitudy 25 Hz, 4, 6, 8 mm Vliv frekvence 15, 20, 30 Hz, 6 mm Latero-laterální	6 min. Podřep (170° v kol. kl.)	↑ tendence hodnot SJ pro vyšší amplitudu ↑ tendence hodnot SJ pro vyšší frekvenci
Pollock, 2010	12 osob pro testování sv. aktivity (31,3 let) 15 osob pro testování zrychlení (36 let)	5, 10, 15, 20, 25, 30 Hz 2,5 a 5,5 mm Latero-laterální	7 s stoj s extendovanými koleny (ne začmenými)	- ↑ myoelektrická aktivita u svalů bérce (5-50% MVC) než stehna (5-20 % MVC) - vysoké amplitudy a vysoké frekvence spojeny s vysokou myoelektrickou aktivitou - zrychlení 0,2 – 9 g v závislosti na vzdálenosti segmentu od zdroje
Lora, 2009	10 aktivních sportovců (ne závodníci) 22,6 let	30 Hz 2 mm (9,1 g) Latero-laterální	5x 1 minuta WBV (odděleno vždy 1 minutou pauzy) Statický podřep (110° v kol. kl.)	Bezprostředně po intervenci ↑ SJ (+1,85±3,85 cm) a CMJ (+1,22±3,35 cm) – statisticky nevýznamné 30 minut po intervenci SJ opět pokles k původním hodnotám (+0,51±4,37 cm oproti počátečním hodnotám), výšky CMJ ↓ pod počáteční hodnoty (-0,15±2,36 cm)

Pokračování tab. č. 3: Okamžité účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon – vliv frekvence a amplitudy

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 – 9 g 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. 0,25 g).

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 minutovou 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 provedl Marín (2011). Vibrační podnět aplikoval podle parametrů uvedených v tabulce.

Frekvence	Amplituda	Zrychlení	g
25 Hz	1 mm _{peak-to-peak}	12,5 m.s ⁻²	1,27g
35 Hz	1 mm _{peak-to-peak}	20,2 m.s ⁻²	2,06g
45 Hz	1 mm _{peak-to-peak}	30,9 m.s ⁻²	3,15g
25 Hz	3,1 mm _{peak-to-peak}	36,3 m.s ⁻²	3,7g
35 Hz	3,1 mm _{peak-to-peak}	60,1 m.s ⁻²	6,13g
45 Hz	3,1 mm _{peak-to-peak}	88,4 m.s ⁻²	9,01g

Tab. č. 5: 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 $12 - 89 \text{ m.s}^{-2}$ 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_{peak-to-peak}). Elektrody EMG snímali aktivitu m. vastus lateralis, m. biceps femoris (cap. longum), m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior.

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Marín, 2011	23 aktivních studentů (24,3 let)	25, 35, 45 Hz 1 a 3,1 mm _{peak-to-peak} vertikální	15 s statický podpěp (150° v kol. kl.) s WBV nebo na Smithově přístroji (zátěž 20, 30, 40, 50, 60 a 70 kg)	↑ zrychlení o 1 m.s ² vyvolá zvýšení aktivity svalů DKK (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius med.) o 0,42% ↑ zátěže o 1 kg vyvolá zvýšení aktivity svalů DKK o 0,36% => v poměru 1/0,86
Marín, 2009	10 zdravých, aktivních mužů (28,7 let)	35 Hz 2 a 4 mm vertikální	30 s statický podpěp (90° v kol. kl.) - s obuví - bez obuvi	myoelektrická aktivita ve srovnání s cvičením bez WBV při amplitudě 4 mm m. vastus lateralis - bez obuvi + 62,7%, s obuví +57,8% m. gastrocnemius - bez obuvi +130%, s obuví 142,7% při amplitudě 2 mm m. vastus lateralis – bez obuvi statisticky nevýznamné, s obuví +57,3% m. gastrocnemius – bez obuvi statisticky nevýznamné, s obuví 114,9%
Abercromby, 2007b	16 osob (32,7 let)	30 Hz 4 mm _{peak-to-peak} vertikální x latero-laterální	Dynamický podpěp (ze 175° do 140° v kol. kl.), 2 s výdrž a zpět do výchozí polohy) a statický podpěp 160° v kol. kl. - max. doba trvání jednotlivých cviků – 30 s	- myoelektrická aktivita u všech svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. vastus lateralis, m. biceps femoris) vyšší při WBV než bez nich - ve většině případů vyšší aktivita při statickém než dynamickém cvičení - vyšší aktivita při latero-laterálních WBV než vertikálních (s výjimkou m. tibialis anterior) - vyšší aktivita při menším stupni flexe v kol. kl.
Stewart, 2009	12 trénovaných mužů (23,7 let)	26 Hz 4 mm _{peak-to-peak} Latero-laterální	2 min, 4 min, 6 min expozice - stoj (175° v kol. kl.)	- sval. síla extenzorů kol. kl. - po 2 min. expozici ↑ o 3,8% (maximální moment síly) a o 3,6% (průměrný moment síly) - po 4 min. expozici ↓ o 2,7%, resp. 0,8% - po 6 min. expozici ↓ o 6%, resp. o 5,19%

Pokračování tab. č. 3: Okamžité účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon – vliv frekvence a amplitudy

Muscle	Percent EMGrms Increase Above Baseline							
	Dynamic		Static (Isometric)		Eccentric		Concentric	
	RV	VV	RV	VV	RV	VV	RV	VV
Vastus lateralis	26	NS	103	77	26	30	26	NS
Biceps femoris	30	NS	10	9	NS	NS	48	NS
Gastrocnemius	106	34	151	132	123	40	89	29
Tibialis anterior	57	145	328	223	50	28	63	261

NS, no statistically significant difference from baseline.

Z těchto výsledků je zřejmá výraznější svalová aktivita při vertikálních (VV) i latero-laterálních vibracích (RV) 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°).

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

4.1.4 Vliv doby působení vibračního podnětu

Bylo prokázáno, že příliš dlouhé působení 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_{peak-to-peak}, 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 a vyčerpání rezerv, zejména svalového glykogenu (Kohlíková, 2005).

4.1.5 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 dny 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 $11 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$. 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 odstavu 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

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.

(2010) jako dostatečnou pro aktivaci svalů dolních končetin. Důvodem neúspěchu tohoto tréninkového protokolu by tak mohla být příliš velký stupeň 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.

4.1.6 Svaly trupu

Asi jedinou studií, která se zabývala okamžitým účinkem celotělových vibrací na svaly trupu je výzkum Wirthové a spolupracovníků (2010). Mimo klasické pozice v podřepu zařadila do programu také podpory na předloktí, či pozici vsedě (viz. obrázky)



Pánevní most (supine bridge)



Podpor na předloktí (prone bridge)



Pozice vsedě (sit-up position)



Podpor na předloktí stranou (side bridge)

Obr. č. 5: Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité 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 nohama na platformě, s předloktím na plošině, pozici vsedě a pozici vsedě s rotací. Vibrační protokol v tomto případě zahrnoval 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 studii (Pollock, 2010) byla větší myoelektrická aktivita naměřena u svalů, které jsou v blízkosti zdroje vibrací, zejména při zaujetí rovnovážně náročnější polohy (pozici vsedě, s rotací). Je však otázkou, zda je poloha vsedě vůbec vhodná vzhledem k blízkosti orgánů břišní dutiny zdroji vibrací a možným negativním vlivům.

4.1.7 Svaly pánevního dna

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.

4.2 Dlouhodobé účinky na svalovou sílu a výkon

4.2.1 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_{peak-to-peak}) – vertikální vibrace
- kombinace nízké frekvence a amplitudy (30 Hz, 2 mm_{peak-to-peak}) – 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 ± 5,1%, p < 0,05 oproti hodnotám naměřeným na počátku studie), excentrické síly extenzorů kolenního kloubu (+ 16,3 ± 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 Ruyter (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 jednonominutových 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, sedle, „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. 6: 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.

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Petit, 2010	32 trénovaných mužů (21 let) 12 – vysoká f a A 10 – nízká f a A 10 – placebo sk.	50 Hz, 4 mm _{peak-to-peak} 30 Hz, 2 mm _{peak-to-peak} Vertikální Placebo – bez WBV	6 týdnů - statický podpěp (úhel v kol. kl. 110-90°) po dobu 30 s, následováno pauzou 30 s (celkem 10 min. expozice WBV)	- vysoká frekvence a amplituda - ↑ izometrické sv. síly flexorů kol. kl. o 13,2% a excentrické sv. síly extenzorů kol. kl. o 16,3%, SJ o 9,7% a CMJ o 4,8% - kombinace nízké frekvence a amplitudy bez výrazných změn
De Ruiter, 2003b	20 fyz. aktivních studentů (19,9 let) 10 – WBV 10 – KON.	30 Hz 8 mm Latero-laterální	11 týdnů, 5-8 sérií po 60 s - stoj (110° v kol. kl.)	- pozorována vzrůstající tendence hodnot CMJ (p=0,07) – srovnatelná s kontrolní sk. - sv. síla extenzorů kol. kl. beze změny
Osawa, 2011	33 netréovaných osob (22-49 let) 17 – WBV+ 16 – WBV-	35 Hz 2 mm vertikální	7 týdnů, 1-2 série 8 cviků zaměřených na svaly celého těla - s WBV - bez WBV	CMJ – lepších výsledků dosaženo u WBV (p=0,02) - max. izometrická kontrakce extenzorů kol. kl. - ↑ o 36,8% u RT+WBV vs. 16,5% u WBV- - max. koncentrická kontrakce ↑ o 38,4% vs. 12,8% - max. excentrická kontrakce srovnatelná mezi sk. (p=0,82) - max. izometrická extenze trupu ↑ o 26,2% vs. 14,3% - ↑ počtu provedených sed-lehů za 60 s. 6x vs. 3,5x
Delecluse, 2003	74 žen (21,5 let) 20 – WBV 21 – placebo 20 – RT, 13 – KON	35 – 40 Hz 2,5 – 5 mm vertikální	12 týdnů, celkem 3 – 20 minut WBV (30 – 60 s bez pauzy) - různé formy statických a dynamických podpěpů	- ↑ izometr. sv. síly u WBV sk. (o 16,6%) a RT (o 14,4%) - ↑ dynam. Sv. síly u WBV sk. (o 9,0%) a RT (o 5,3%) - CMJ – nárůst pouze u WBV sk. (+ 7,6%) U ostatních skupin nebyl zaznamenán žádný rozdíl
Roelants, 2004a	48 netréovaných žen (21,3 let) 18 – WBV 18 – FIT, 12 – KON	35 – 40 Hz 2,5 – 5 mm Vertikální	24 týdnů, celkem 3 – 20 minut WBV, 1-3 série pro každý cvik - různé formy statických a dynamických podpěpů	- ↑ dynamické sv. síly u WBV (o 7,2%) a FIT sk. (10,9%) - ↑ izometrické sv. síly pro WBV a FIT sk. Srovnatelné (p<0,05)
Savelberg, 2007	28 osob (20-27 let)	20, 27, 34 Hz 5 – 9 mm Latero-laterální	4 týdny, 3x týdně, délka podnětu 60-120s, 3-4 série - stoj (170° x 110° v kol. kl.)	↑ max. momentu síly extenzorů kol. kl. průměrně o 9,4% - při cvičení s extendovanými kol. kl. posun optimálního úhlu pro generování max. momentu síly z 84,9° flexe k 77° flexe v kol. kl., naopak při cvičení s větším úhlem v kol. kl. z flexe 81,2° na 84,8°

Tab. č. 6: Dlouhodobé účinky WBV na svalovou sílu a výkon

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 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 $50^\circ/s$, $100^\circ/s$ a $150^\circ/s$) 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, např. seniorů. 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 koleními klouby.

4.2.2 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 $1 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$ 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 kloubu ($p = 0,01$ 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 ($p < 0,004$).

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Mikhael, 2010	19 osob (64,4 let) Pokrčená kolena – 6 Uzamčená kolena – 5 KON - 8	12 Hz 1 mm _{peak-to-peak} 0,3 g typ WBV není určen	3 měsíce - stoj s uzamčenými kol. kl. x 160° v kol. kl.	↑ sv. síla horní části těla (testována hrudními tlaky vsedě) u skupiny s uzamčenými kol. kl. ↑ sv. síly DKK (testováno tlaky DKK) více při uzamčených kol. kl. (+ 14,4%) oproti mírně pokrčeným kol. kl. (+10,7%)
Roelants, 2004	WBV – 18 FIT – 18 KON- 12	PowerPlate f=35-40 Hz A=2,5-5,0 mm Zrychlení 2,08-5,09 g	6 měsíců, 3x týdně, 20-30 min. WBV – statická a dynamická cvičení FIT – kardiovaskulární a odporový trénink	↑ izometrické sv. síly extenzorů kol. kl. u WBV i FIT sk. ↑ izometrické sv. síly více u WBV sk. (p<0,05) ve srovnání s FIT sk.
Bogaerts, 2009	WBV – 94 FIT – 60 KON – 60	PowerPlate f=30-40 Hz A=2,5-5,0mm	1 rok, 3x týdně, max. 40 min. WBV – cviky pro posílení svalů horní a dolní části těla FIT – kardiovaskulární, odporový trénink, balancování a protahovací cviky	Srovnatelné izometrické sv. síly extenzorů kol. kl. u WBV (9,4%) i FIT sk. (12,5%), p=0,513 - ve srovnání s KON p<0,001
Von Stengel, 2011b	96 žen po menopauze (60 – 75 let) Vertikální WBV – 34 Latero-laterální WBV – 29 KON - 33	12,5 Hz, 6 mm – latero-laterální 35 Hz, 1,7 mm vertikální	1 rok, 3x týdně, 15 min. - 7 různých cviků zaměřených na DKK	↑ izometrické sv. síly extenzorů kol. kl. o 24,4% (vertikální WBV) a 26,6% (lat.-lat. WBV) ↑ CMJ o 2,8% (vertikální WBV) a 3,2% (lat.-lat. WBV)
Beck, 2010	47 žen (71,5 let) Vertikální WBV – 15 Latero-laterální WBV – 17 KON - 15	30 Hz, 0,3 g (amplituda není určena) – vertikální 12,5 Hz, 2 mm, 1 g – latero-laterální WBV	8 měsíců, 2x týdně Vertikální WBV- stoj s extendovanými kol. kl., 15 min. Latero-laterální WBV – stoj s mírně flektovanými kol. kl., 2x 3 min.	- wall squat test – zlepšení o 70,9% (pro dominantní DK) a o 119,5% (pro nedominantní DK) u latero-laterálních WBV x vertikální WBV zlepšení pouze u nedominantní DK (+ 70,1%) - chair rise test – výsledky pro oba typy intervence srovnatelné

Tab. č. 7: Dlouhodobé účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon u starších osob

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 6.6).

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 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).

5. Rovnováha a svalová funkce u seniorů

Přestože se většina autorů studií okamžitých účinků zaměřila na mladé osoby (do 40 let), mnozí autoři sledující dlouhodobé účinky, věnovali pozornost osobám starším. Rovnováha, stabilita a častost pádů vedoucích ke zranění jsou terčem zájmu ve starší populaci.

Vyšší věk je 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.

² Wall squat test – v tomto testu provádí probandí 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 – probandí se musí zvednout ze židle do stoje a znovu zpět sednout na židli, tento cyklus opakují celkem 5x; měří se celkový čas

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 omezení 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 propriocepce na dolních končetinách či degenerativní změny vestibulárního aparátu.

Nejčastější příčinou pádu ve stáří bývá přechodná porucha rovnováhy, zamrznutí 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 senzorického systému, které se podílí na posturální kontrole a rovnováze (Rees, 2009).

Odporový trénink a farmakoterapie jsou v současné době možným řešením 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 nepřijatelnou 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).

5.1 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, rovnováha v prodlouženém vzpřímeném postoji, Romberg, senzibilizovaný Romberg, 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 krku, 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 5násobně 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 ke geriatricky 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).

5.2 Okamžité účinky celotělových vibrací na rovnováhu

Zřejmě jedinou autorkou, která se zabývala okamžitými účinky celotělových vibrací na rovnováhu u starších osob byla Carlucciiová (2010). 22 žen v průběrném věku 71,8 let vystavila nejprve vibračnímu podnětu (35 Hz, amplituda není určena) v jehož průběhu prováděly ženy statický podřep (120 - 130° v kolenních kloubech), dynamický podřep (v rozmezí 130 a 100° v kolenních kloubech), hluboký statický podřep (90°), statický podřep 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.

5.3 Vliv dlouhodobého vibračního tréninku na mobilitu a rovnováhu starších osob

Podle mnoha autorů např. existuje silný vztah mezi svalovou silou dolních končetin a rovnováhou, respektive chůzí (Izquierdo et al., 1999, in Zemková, 2007). 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 rovnoměrně 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 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 ($3 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$) v 1. a 3. minutě s vyšší frekvencí (26 Hz) a amplitudou ($7 \text{ mm}_{\text{peak-to-peak}}$) 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 studie 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 páneve). 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 zaujímalí 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).

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Zemková, 2007	32 žen (61,2 let) WBV - 16 KON - 16	10 Hz 3 mm (3g) vertikální	3 měsíce, 2x týdně, 5 sérií, 15-30 s - statický podřep (110° v kol. kl.) či dynamické podřepy (180 - 110° v kol. kl.) s přidanou externí zátěží (20% vlastní tělesné hmotnosti)	Zlepšení rovnováhy o 28,8% u dynamicky cvičící skupiny, o 27% u staticky cvičící skupiny
Bruyere, 2005	40 osob (81,9 let) WBV + FT - 20 FT - 20	10 - 26 Hz 3 - 7 mm _{peak-to-peak} vertikální	6 týdnů, 3x týdně (celkem 18 jednotek) FT - cvičení zaměřené na rovnováhu, chůzi, transfery, posilovací cvičení	U WBV sk. zlepšena chůze (o 2,4 bodu stupnice dle Tinettiové) a rovnováha (+ 3,5 bodu) Celkové Tinetti skóre ↑ o 5,6 bodu TUG zlepšení o 11,0s (x FT zhoršení o 2,6s)
Kawanabe, 2007	67 osob (72 let) WBV+ - 40 WBV- - 27	12 - 20 Hz Není stanovena Latero-laterální	2 měsíce; WBV - 1x týdně, 4 min. rovnováha - stoj na 1 DK, tandemová chůze; svalová síla - sval lýtka, m. quadriceps femoris, flexory kolenního kl., m. gluteus medius + chůze 30 min., 2 x týdně	U WBV sk. ↓ doba nutná k překonání 10m vzdálenosti o 14,9%, prodloužení délky kroku o 6,5% Prodloužení doby stoje na 1 DK o 65% pro PDK a 88,4% pro LDK
Rees, 2009	45 osob WBV+ - 15 WBV- - 15 KON 15	26 Hz 5 - 8 mm _{peak-to-peak} Latero-laterální	8 týdnů, 3x týdně 13 - 20 min 1.-4. Týden statické cvičení (stoj - 100° v kol. kl.), 5.-8. Týden dynamické cvičení (podřepy, výpony)	Významné snížení reakčních sil u WBV sk. při stoji na 1 DK ↓ o 24,9% u vertikální složky ↓ o 27,5% u medio-laterální složky
Rees, 2007	45 osob WBV+ - 15 WBV- - 15 KON 15	26 Hz 5 - 8 mm _{peak-to-peak} Latero-laterální	8 týdnů, 3x týdně 13 - 20 min; 45-80s pro každý cvik 1.-4. Týden statické cvičení (stoj - 100° v kol. kl.), 5.-8. Týden dynamické cvičení (podřepy, výpony)	↑ svalová síla flexorů a extenzorů kol. kl., TUG, chůze na vzdálenost 10 m a sit to stance test pro obě intervenční sk. srovnatelné; ↑ sv. síly plantárních flexorů více u WBV (+18,5%) x cvičení bez WBV (+5,2%)
Raimundo, 2009	27 žen po menopauze WBV - 14 KON - 13	12,6 Hz 6 mm _{peak-to-peak} Latero-laterální	8 měsíců, 3x týdně, celkem 96 jednotek, Statický podřep (120° v kol. kl.), 3x 1 min. x program založený na chůzi (60 min.)	WBV - zlepšení výskoku o 1,57 cm (chůze ↓ o 0,13 cm) Chůze - zlepšení chair rise testu o 1,23 s (WBV o 0,27 s) a rychlostí chůze na 4 m o 0,47 s (WBV ↑ doby o 0,15 s)

Tab. č. 8: Ovlivnění rovnováhy a mobility u starších osob

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_{peak-to-peak} až na 8 mm_{peak-to-peak}. 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 na jedné dolní končetině. Reakční síly se ve srovnání se skupinami, u kterých nebyly využity WBV, výrazně snížila zejména ($p < 0,001$), což představovalo průměrné 24,9% zlepšení vertikální složky a 27,5% medio-laterální složky výchylek.

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. 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 stály v podřepu (120° v kolenních kloubech, 12,6 Hz, 6mm_{peak-to-peak}, 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°/s a 300°/s a excentrická kontrakce při rychlosti 60°/s) pro vyšetření explozivní síly. Pro ovlivnění výskoku se ukázaly jako vhodnější WBV (+ 1,57 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.

6. 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 při dosažení vrcholu kostní hmoty ve věku 25-30 let“ (FTVS, UK). 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“ (FTVS, UK).

6.1 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. (FTVS, UK). 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. 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.

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. Tyto trámce probíhají v siločarách odpovídajících místům tlaku a tahu, kterým je daná kost vystavena. Prostory mezi trámci jsou navíc vyplněny tukovými buňkami, buňkami kostní dřeně, cévami, nervy a mezibuněčnou tekutinou a představují tak hydraulický systém spongiózy, který lze považovat za určitý tlumič kosti a stimulator růstu a remodelace kosti (FTVS, UK). Úroveň metabolismu je u tohoto typu kosti vysoká, čemuž odpovídá vysoké množství remodelované kosti

Obr. č. 7: Uspořádání kostních trámců proximálního femuru a pánevní kosti (Nedoma, 2011)

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 dřevě. (Judex a Rubin, 2010)

6.2 Fyzická aktivita při osteoporóze

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).

6.3 Hormonální řízení kostní remodelace

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

Anabolické hormony (androgeny, estrogy) 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).

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 a Cardinale, 2010).

6.4 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 nejzávažnější, 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 (Totony de Zepetnek, 2009). Navíc oblasti proximálního femuru a dolní hrudní a bederní páteře by mohly být poměrně snadno zasažitelné celotělovými vibracemi.

6.5 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 radionuklidu 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 (CTX).

Kvantitativní výpočetní tomografie (QCT) funguje na principu rentgenového záření. Díky třídímnímu zobrazení umožňuje rozlišení trabekulární a kortikální

kosti. Je vhodná pro sledování dětského skeletu.

Dvouenergieová 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).

6.6 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.

Bembenová a kol. (2010) předpokládali, že zařazení WBV (zrychlení 2,16 - 2,8 g) před sekvence odporových cviků bude mít u postmenopauzálních žen anabolický efekt na kostní a svalovou hmotu. Studie se účastnilo 55 žen, které byly rozděleny do 3 skupin (odporový trénink – 22 žen, WBV trénink – 21 žen, kontrolní skupina – 12 žen) podle jejich časových možností navštěvovat určitý druh 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 zařazené cviky s využitím WBV (tlaky s popruhy připevněnými k plošině vsedě na plošině, klopní 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, trochanter). 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 (L_1-L_4) 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% \pm 2,3% x FIT +2,1% \pm 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.

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Bemben, 2010	55 žen po menopauze WBV + RT - 21 RT - 22 KON- 12	30-40 Hz 2-4 mm _{peak-to-peak} 3-dimenzionální	8 měsíců; 3x týdně; 1-3 série 10 odporových cviků; 15-60 s na každý cvik RT: 5 cviků pro DKK , 5 cviků pro horní část těla WBV: tlaky s popruhy připevněnými k plošině vsedě na plošině, klopení zápěstí s popruhy vsedě na plošině, podřepy následované stejnými cviky jako u RT	↓ tendence všech hodnot (celková tělesná BMD, BMD bederní páteře (L1-L4), celková BMD oblasti kyčelního kl., krček femuru, trochanter, radius), výraznější u WBV než u odporového tréninku, statisticky významný ↓ u radia, kyčelního kl. a krčku femuru
Verscheueren, 2004	70 žen po menopauze WBV – 25 RT – 22 KON – 23	35-40 Hz 1,7 a 2,5 mm Vertikální	6 měsíců, 3x týdně, 30 min. (včetně warm-up a cool-down) Statická a dynamická cvičení pro posílení extenzorů kol. kl.	↑ BMD proximálního femuru u WBV (+ 0,93%) Celková BMD a BMD Lp. osteokalcin a CTX beze změny
von Stengel, 2010	151 žen po menopauze WBV + FIT trénink – 46 FIT trénink – 47 KON – 48	25 – 35 Hz 1,7 mm vertikální	18 měsíců; 2x týdně 60 min. kontrolované tréninkové jednotky + 2x týdně 20 min. domácích cvičení mnohostranný trénink (aerobik, balanční tr., funkční gymnastika, dynamické posilování DKK s vibracemi x bez vibrací) Délka působení vibrací – 6 min.	↑ BMD v obl. Lp (L1-L4) - u skupiny s i bez vibrací srovnatelný - žádné výsledky pro oblast prox. femuru
Gusi, 2006	28 žen po menopauze WBV – 14 KON – 14	12,6 Hz 3 mm latero-laterální	8 měsíců; WBV – srovnání statického stoje na vibr. platformě s 60° F v kol. kl. (3-6 min. stimulací, 3x týdně) KON – chůze (1h, 3x týdně)	↑ BMD proximálního femuru u WBV (+ 4,3%), oblast Lp nezměněna

Tab. č. 9. Vliv WBV na kostní hmotu

Dva různé vibrační protokoly (vertikální vibrace, 35 Hz, 1,7 mm_{peak-to-peak} a latero-laterální vibrace, 12,5 Hz, 12 mm_{peak-to-peak}) 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, dvojité-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 signifikantně 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 studii, 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_{peak-to-peak}). 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, calcaneu 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.

Autor	Probandi	Vibrační protokol (f, A, typ vibrací)	Tréninkový protokol	Výsledky
Von Stengel, 2011b	96 žen po menopauze Vertikální WBV – 34 Latero-laterální WBV – 29 KON - 33	35 Hz, 1,7 mm _{p-t-p} vertikální 12,5 Hz, 12 mm _{p-t-p} latero-laterální	12 měsíců, 3x týdně, 15 min. 7 dynamický cviků pro posílení DKK	↑ BMD Lp latero-laterální WBV (+ 0,7%) a vertikální WBV (+ 0,5%) ↑ tendence pro oblast proximálního femuru (více u vertikálních WBV)
Beck, 2010	47 žen po menopauze Vertikální WBV – 15 Latero-laterální WBV – 17 KON - 15	30 Hz, 0,3 g Vertikální 12,5 Hz, 2 mm latero-laterální	8 měsíců, 2x týdně Vertikální – stoj s extendovanými kol. kl., 15 min. Latero-laterální – stoj s mírně pokrčenými kol.kl., 2x 3 min.	↑ BMD proximálního femuru - vertikální WBV (+2,3%) ↑ tendence BMD kalkanu – latero-laterální WBV (+ 3,4%); ostatní hodnoty beze změny
Rubin, 2004	64 žen po menopauze WBV – 32 KON - 32	30 Hz Zrychlení 0,2 g není určeno	1 rok, 7x týdně, 2x denně 10 min. stoj	Výsledky v závislosti na počtu absolvovaných jednotek; při 100% splnění tréninkového plánu ↑ BMD Lp o 7%, v oblasti trochanter o 5%
Ruan, 2008	94 žen po menopauze WBV – 51 KON - 43	30 Hz 5 mm vertikální*	6 měsíců, 5x týdně 10 min.; Stoj s nohama na šíři ramen, váha spíše na patách	WBV - ↑ BMD v oblasti bederní páteře (4,3%) a proximálního femuru (3,2%)
Torvinen, 2003	53 mladých žen a mužů WBV – 27 KON - 26	25-45 Hz 2 mm _{peak-to-peak} vertikální	8 měsíců, 3-5x týdně, 4 min. 1 min. sekvence (10 s podřepy, vzpřímený stoj, relaxovaný stoj s pokrčenými koleny, poskoky, přeházení váhy z jedné dolní končetiny na druhou a stoj na patách)	Nedošlo ke zvýšení žádného z hodnocených parametrů

Pokračování tab. č. 9. Vliv WBV na kostní hmotu

7. Využití celotělových vibrací ve zdravotnictví

7.1 Celotělové vibrace u pacientů s neurologickým onemocněním

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 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 _{peak-to-peak}	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. 10: Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšní.

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,

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.

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 test⁵ se sice zvýšily v průběhu 14 dní až o 7 bodů, nedosahovaly však statisticky významných hodnot.

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)

Pokračování tab. č. 10: Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšni.

Jackson (2008) však při zkoumání okamžitých účinků na svalovou sílu m. quadriceps femoris a hemstringů 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

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

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 konvenčním 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).

7.2 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 nemá 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. 11: Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou.

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 výchylna 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 výchylny 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 tremoru (o 25%), rigidity (24%), chůze a rovnováhy (12%)

Pokračování tab. č. 11: Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou.

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, tremoru či bradykineze. Za tímto účelem aplikoval stejný vibrační protokol jako v předchozí studii. Nejvýraznější rozdíl pozorovali autoři u tremoru a rigidity, které se snížily o 25% resp. 24%. Chůze a posturální stabilita se zlepšil o 15% a bradykineze o 12%. Všechny tyto výsledky dosáhly statisticky významných hodnot ($p < 0,01$).

7.3 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 expozič vertikálním vibracím o frekvenci 20 Hz a amplitudě 5 mm při stoji 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 odstupu 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 jednominutovou pauzou mezi sériemi). Během této doby probandi zaujímali pozici ve stoje s mírně flektovanými kolenními klouby, aby byly vibrace tlumány 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 otevřenými očima, zavřenými očima a při přenesení těžiště. Výsledky prokázali 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.

IV. DISKUZE

Cílem této literární rešerše je prozkoumat dostupné výzkumy z let 2003 až 2011 v oblasti celotělového vibračního tréninku, zhodnotit možný přínos v oblastech svalové síly, rovnováhy a kostní hmoty 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.

8 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 platforem, a to při širokém spektru frekvencí (10 – 50 Hz). Velikost vertikální složky zrychlení je zaznamenána v následující tabulce.

	<i>Naklápěcí plošiny (3,5 mm_{peak-to-peak})</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. 12: Zrychlení naměřené 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_{peak-to-peak}) 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)

$$g = \frac{A(2\pi f)}{9.81}$$

či Totosy de Zepetnekovou (2009) $a = 2\pi^2 f^2 d$,

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_{peak-to-peak}), případně při amplitudě 3,1 mm_{peak-to-peak} 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_{peak-to-peak} 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 (Nemes Bosco System, 2011). 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 studiích 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 až 360% svalové aktivity naměřené 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). 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.

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.

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 Ruitter, Delecluse, 2003, Roelants, 2004b, Bogaertsová, 2009 či von Stengel 2011).

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 stoje, kdy je lepšími výsledky dosahováno při menší míře flexe.

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 výrobcem, stále se nachází zdroj vibrací v těsné blízkosti orgánů dutiny břišní či hrudní a zmenšuje se také vzdálenost hlavy od zdroje vibrací.

9. 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).

10. Vliv trénovanosti jedince

Ze sportovní praxe je známé, že čím je vyšší úroveň sportovce, tím náročnější je dosáhnout dalšího pokroku ve výkonnosti. Lepších výsledků tak může být dosaženo spíše u slabých, netrénovaných 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 netrénovaných 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.

11. 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 úsečím využívaným v Jandově konceptu senzomotorické stimulace. Zde se začíná s nácvikem rovnováhy na válcové úseči, která nabízí v podstatě stejné pohyby jako naklápěcí platformy. Teprve postupem času se pro zvýšení náročnosti využívají úseče kulové, které 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).

12. 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 výše uvedených studií 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% a 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 držením 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 využily 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_{peak-to-peak} 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 absolvovali 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 využily 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 neúčinným. 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 projevíly 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.

13. 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 mozkomíšní, Parkinsonova choroba či stavy po cévní mozkové příhodě.

13.1 Roztroušená skleróza mozkomíšní

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_{peak-to-peak} neovlivnily na 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).

13.2 Parkinsonova choroba

Stejně plošiny jako Schuhfried (2005) využili také Turbanski (2005) a Haas (2006) pro sledování okamžitých účinků WBV na rovnováhu, tremor, 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%), chůze a posturální stabilita (o 15%), snížil tremor (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 tremoru a rigidity, kdy i 5 minut expozice znamenalo značné zlepšení těchto příznaků. Nemocným sice můžeme doporučit určité triky, jak tremor 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.

13.3 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 stoji bez zrakové kontroly, což by mohlo svědčit spíše pro zlepšení propiocepce (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 mozkomíšni, 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 Nese (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).

14. 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. Kiiski (2008) zaznamenal například sníženou citlivost v dolních končetinách, či bolest v oblasti paty (celkem u 3 probandů). Tyto problémy však ve všech případech samovolně vymizely po skončení působení vibrací, případně v průběhu následujících dní. Kiiski (2008) uvádí, že v průběhu jím vedené studie cítil každý ze 4 probandů určitý diskomfort, zejména v rozmezí frekvencí 20 – 25 Hz při amplitudě nad 0,5 mm.

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.

V. 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, 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 zcela nezpůsobilými „instruktory“, které lze považovat spíše za obsluhu přístrojů. Základní neznalost nejčastěji přetěžovaných svalů a doporučení programu pro posílení adduktorů a flexorů kyčelního kloubu pro mě bylo vrcholem. 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. Nevhodně zvolené WBV či tréninkový program by mohly teoreticky až uškodit.

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.

V oblasti zdravotnictví bylo do současné doby provedeno minimum studií, ze kterých nelze vyvozovat závěry a 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 zapomínat.

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.

VI. 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. **BARTŮŇKOVÁ, 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 medici 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. **BELAVÝ, D., BELLER, G., ARMBRECHT, G., PERSCHEL, F., FITZNER, R., BOCK, O., BÖRST, H., DEGNER, C., GAST, U., FELSENBURG, 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.

10. **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
11. **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>>
12. **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.
13. **BRESSEL, E., SMITH, G., BRANSCOMB, J.** Transmission of whole body vibration in children while standing. *Clinical biomechanics*. 2,2010,25. Str. 181-186.
14. **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 fiction 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>>
15. **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
16. **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
17. **CARDINALE, M., LIM, J.** The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Medicina dello sport*. 4,2003b,56. Str. 287-292
18. **CARDINALE, M., RITTWEGGER, 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>>

19. **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
20. **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.
21. **CARDINALE, M., WAKELING, J.** Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British journal of sports medicine*. 9,2005,39. Str. 585-589.
22. **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.
23. **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 conditioning research*. 12,2010,24. Str. 3363-3368.
24. **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.
25. **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>
26. **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.
27. **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.
28. **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.
29. **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.

30. **DKN FITNESS:** *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>>
31. **DOLNY, D., G., REYES, F., C.** Whole body vibration exercise: training and benefits. *Currents sports medicine reports*. 3,2008,7. Str. 152-157.
32. **DYLEVSKÝ, I.** *Funkční anatomie*. Praha: Grada. 2009. ISBN: 978-80-247-3240-4
33. **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.
34. **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 paging*. 4,2007,27. Str. 242-248.
35. **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.
36. **FTVS, UK.** *Patobiomechanika a patokinesiologie*. Praha : autor neznámý. [cit. 16. 4. 2011] Dostupné na World Wide Web: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.
37. **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.
38. **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.
39. **GROSS, J., FETTO, J., ROSEN, E.** *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
40. **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/>>

41. **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.
42. **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.
43. **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.
44. **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>
45. **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>>
46. **HRNČÍŘ, K.** *Vibrace*. Rožnov pod Radhoštěm: Rožnovský vzdělávací servis, 2006. ISBN 80-254-2474-X
47. **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.
48. **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>>
49. **JOHANSSON, B., B.** Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta neurologica Scandinavica*. 3,3011,123. Str. 147-159.
50. **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.
51. **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.

52. **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.
53. **KALVACH, Z.** *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2490-4.
54. **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.
55. **KITTNAR, O.** *Lékařská fyziologie*. Praha, Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4
56. **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>
57. **KOHLÍKOVÁ, E., BARTŮŇKOVÁ, S., MELICHNA, J., SMITKA, K., VRÁNOVÁ, J.** *Cytopatologie, patobiochemie a patofyziologie*. Praha: Karolinum, 2005. ISBN 80-246-0717-4.
58. **KOLÁŘ, P. aj.** *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1
59. **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.
60. **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.
61. **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.
62. **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>>
63. **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>>

64. **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.
65. **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.
66. **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
67. **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.
68. **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.
69. **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.
70. **MIKHAEL, M., ORR, R., AMSEN, F., GREENE, D., SINGH, M.** Effect of standing posture during whole body vibration training on muscle morphology and function 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>>
71. **MONTELEONE, G., DE LORENZO, A., SGROI, M., DE ANGELIS, S., DI RENZO, L.** Contraindications for whole body vibration training: a case of nephrolithiasis. *Journal of sports medicine and physical fitness.* 4,2007,47. Str. 443-445.
72. **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>>
73. **NEMES BOSCO SYSTEM.** *How it works.* Autor: neznámý. [online] [cit.2011-08-08]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.bosco-system.com>>

74. **NEUMANN, G. et al.** *Trénink pod kontrolou: metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0947-3
75. **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>>
76. **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>>
77. **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.
78. **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.
79. **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.
80. **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.
81. **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.
82. **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.
83. **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.
84. **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.

85. **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.
86. **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.
87. **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.
88. **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.
89. **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.
90. **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.
91. **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.
92. **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.
93. **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.
94. **SCHUHFRIED, O., MITTERMAIER, C., JOVANOVIC, 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.

95. **SCHWAB, P., SCALAPINO, K.** Exercise for bone health: rational and prescription. *Current opinion in rheumatology*. 2,2011,23. Str. 137-141.
96. **STACKEOVÁ, D.** *Fitness programy. Teorie a praxe*. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-541-3
97. **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.
98. **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.
99. **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.
100. **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.
101. **TREW, M., EVERETT, T.** *Human movement: an introductory text*. London: Elsevier Health Sciences, 2001. ISBN 978-0-4430-7068-6
102. **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.
103. **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.
104. **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.
105. **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.

106. **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.
107. **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.
108. **VOMÁČKOVÁ, HELENA** FTVS UK. José Martího 31, Praha 6. 4.4.2008.
109. **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.
110. **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.
111. **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.
112. **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>
113. **VYSKOČIL, V.** *Osteoporóza a ostatní nejčastější metabolická onemocnění skeletu*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-637-3
114. **WILMORE, J., COSTILL, D., KENNEY, W.** *Physiology of sport and exercise*. Leeds: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-5583-3
115. **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.
116. **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.

117. **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.
118. **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.

VII. SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1

Seznam ilustrací

Příloha č. 2

Seznam tabulek

Příloha č. 3

Seznam zkratk

Příloha č. 1

Seznam ilustrací

Obr. č. 1.	Amplituda (maximální výchylka – peak to peak) při sinusoidálních vertikálních WBV.	Str. 13
Obr. č. 2.	Srovnání mechanismů kmitání desky.	Str. 14
Obr. č. 3.	Reologický model těla.	Str. 14
Obr. č. 4.	Schematická kresba jedince stojícího v podřepu.	Str. 15
Obr. č. 5.	Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité Wirthovou (2010).	Str. 45
Obr. č. 6.	Vybrané polohy pro aktivaci svalů trupu využité Osawou (2011).	Str. 49
Obr. č. 7.	Uspořádání kostních trámců proximálního femuru a pánevní kosti.	Str. 64

Příloha č. 2

Seznam tabulek

Tab. č. 1.	Nárůst svalové aktivity ve srovnání s hodnotami naměřenými bez vibrací.	Str. 31
Tab. č. 2.	Okamžité účinky WBV na svalovou aktivitu – srovnání cvičení s WBV a bez nich.	Str. 33
Tab. č. 3.	Okamžité účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon – vliv frekvence a amplitudy.	Str. 36, 39, 42
Tab. č. 4.	Parametry WBV použité Bazett-Jonsem (2008).	Str. 38
Tab. č. 5.	Parametry WBV použité Marínem (2011).	Str. 40
Tab. č. 6.	Dlouhodobé účinky WBV na svalovou sílu a výkon.	Str. 50
Tab. č. 7.	Dlouhodobé účinky celotělových vibrací na svalovou sílu a výkon u starších osob.	Str. 54
Tab. č. 8.	Ovlivnění rovnováhy a mobility u starších osob.	Str. 61
Tab. č. 9.	Vliv WBV na kostní hmotu.	Str. 70, 73
Tab. č. 10.	Vliv WBV na pacienty s roztroušenou sklerózou mozkomíšní	Str. 74, 75
Tab. č. 11.	Vliv WBV na pacienty s Parkinsonovou chorobou.	Str. 77, 78
Tab. č. 12.	Zrychlení naměřené při různých frekvencích a amplitudách u naklápěcích 3-D plošin.	Str. 82

Příloha č. 3

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
g	zemské zrychlení
ISO	International Standards Organization (Mezinárodní organizace pro standardizaci)
LDK	levá dolní končetina
Lp	bederní páteř
m.	musculus
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní síla)
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