

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Vliv vibrací stroje Power Plate na kontrakci m. levator ani

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
PhDr. Pavel Hráský, PhD.

Vypracovala:
Bc. Barbora Svozilová

Praha, srpen 2016

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

Tímto bych chtěla poděkovat především své odborné konzultantce paní Mgr. Michaele Havlíčkové, bez které by tato práce nikdy nevznikla, za trpělivost, rady, odborný dohled a praktické vedení v celém průběhu tvorby diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat vedoucímu své diplomové práce PhDr. Pavlu Hráskému, Ph.D., především za trpělivost a čas, který mi věnoval při konzultacích a panu PhDr. Petru Šťastnému, Ph.D. a panu PhDr. Martinu Musálkovi, Ph.D. jako odborným konzultantům za cenné rady. Mé velké díky také patří kamarádům, kteří mi pomohli s technickou stránkou tvorby mé práce. Dále bych chtěla poděkovat ženám, které se účastnily měření, za možnost získání výsledků pro výzkum a FN (fakultní nemocnice) Motol za poskytnutí času a prostoru v laboratoři tělovýchovného lékařství. V neposlední řadě bych touto cestou ráda poděkovala svým blízkým za trpělivost a podporu při mém studiu, a také FTVS UK, že mi prostřednictvím svých pedagogů poskytla velmi cenné vzdělání.

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Teoretická východiska práce	11
2.1	Power Plate	11
2.1.1	Vibrační stroj Power Plate	11
2.1.2	Akcelerační trénink	11
2.1.3	Význam WBVT	12
2.1.4	Historie vibračního tréninku	13
2.1.5	Vibrace a biomechanika.....	14
2.2	Anatomie pánevní oblasti	17
2.2.1	Pletenec pánevní a kostra pánve	17
2.2.2	Pánevní spojení	20
2.2.3	Anatomie a fyziologie svalů pánevního dna	21
2.2.4	Diaphragma pelvis	22
2.2.5	Diaphragma urogenitale	24
2.2.6	Fascie pánevního dna	28
2.2.7	Funkční anatomie svalstva pánevního dna	28
2.3	Publikované studie	30
2.3.1	Studie zaměřené na zjištění vlivu vibrací na kosterní svalstvo	30
2.3.2	Studie zaměřené na zjištění vlivu vibrací na svalstvo pánevního dna	32
3	Cíl práce, úkoly, vědecké otázky a hypotézy	33
3.1	Cíl práce	33
3.2	Úkoly	33
3.3	Vědecké otázky a hypotézy	33
4	Metodika práce	35
4.1	Popis výzkumného souboru.....	35
4.2	Použité metody	35
4.3	Sběr dat	36
4.4	Pilotní studie	37
4.4.1	Popis průběhu studie	39
4.4.2	Kineziologické vyšetření pánevní oblasti	40
4.4.3	Měření hodnot síly kontrakce m. levator ani	43
4.4.4	Postup cvičební jednotky na stroji Power Plate	45

4.4.5	Cvičební jednotka na stroji Power Plate	45
4.5	Analýza dat	48
5	Výsledky	49
5.1	Tabulky hodnot síly maximálních kontrakcí (měřeno v hPa).	49
5.2	Shrnutí hodnot síly maximální kontrakce:	50
5.3	Tabulky hodnot síly výdrže v kontrakci	53
5.4	Shrnutí hodnot síly výdrže v kontrakci	54
5.5	ANOVA test	58
5.6	Párový T-test	59
5.7	Konfrontace s hypotézami	60
6	Diskuse	63
7	Závěr	69
8	Seznam použité literatury	70
9	Seznam grafů, tabulek a obrázků	75
10	Seznam příloh	I
10.1	Příloha I	I
10.2	Příloha II	III
10.3	Příloha III	XX
10.4	Příloha IV	XXIV

Abstrakt

Název: Vliv vibrací stroje Power Plate na kontrakci *m. levator ani*.

Cíle: V této práci bych chtěla navázat na svou bakalářskou práci, ve které jsem rozebírala význam cvičení na stroji Power Plate z teoretického hlediska.

Jako cíl své diplomové práce jsem stanovila, ve spolupráci s odborníky na tuto oblast, zjistit, zda mají vibrace stroje Power Plate vliv na kontrakci svalstva pánevního dna, konkrétně *m. levator ani*.

Metody: Teoretická část diplomové práce byla provedena rešeršní metodou. Pro teorii týkající se stroje Power Plate byla využita převážně má bakalářská práce, na kterou jsem zde navázala. Většina studií týkajících se vlivu WBVT (whole body vibration training – celotělový vibrační trénink) na lidské tělo je dostupná ze zahraničních zdrojů v elektronické podobě.

Praktická část výzkumu byla provedena kvantitativní metodou. Práce byla realizována za použití metody explanační (empirické a obecně teoretické) a interpretační.

K analýze dat byla použita základní deskriptivní statistika, analýza rozptylu s opakováním s použitím Geisser - Greenhousovy korekce a párový T-test.

Interpretační metodou byly výsledky výzkumu zobecněny, konfrontovány s dosavadními vědomostmi a byla diskutována jejich aplikace pro praxi.

Výsledky: Vibrace stroje Power Plate nemají vliv na maximální kontrakci *m. levatoru ani*. Stejně tak nemají vibrace stroje Power Plate vliv na výdrž v kontrakci *m. levator ani*.

Klíčová slova: Power Plate, vibrace, maximální kontrakce, výdrž v kontrakci, pánevní dno, *m. levator ani*.

Abstract

Title: Influence of Power Plate machine vibrations on *m. levator ani* contraction.

Objectives: In my thesis I would like to follow up on my bachelor's thesis in which I was analyzing the importance of exercise on the Power Plate machine from a theoretical point of view.

I set the objective of my thesis, in co-operation with professionals in this area, to find out whether Power Plate machines have any impact on the pelvic floor contractions, especially on the *m. levator ani*.

Methods: Theoretical part of my thesis was conducted using the research (exploration of facts) method. For theoretical input I mainly used my bachelor's thesis which was being followed up with. Majority of studies regarding WBVT (whole body vibration training) influence on human body is available from foreign sources.

The practical part of my research was conducted via the quantitative quasiexperimental method. The works was further performed with use of the explanation (empirical and generally theoretical) methods and interpretation methods.

For the data analysis were used the basic descriptive statistics, analysis of variance with repetition with Geisser-Greenhouse adjustment and paired t-test.

Interpretation method was used to generalize the research outcomes, to confront them with existing knowledge, and to debate their application in practice.

Results: Vibrations of the Power Plate machine do not affect neither the maximum contraction nor the contraction holding time of the *m. levator ani*.

Keywords: Power Plate, vibration, vibrations, maximum contraction, contraction holding time, pelvic floor, *m. levator ani*.

Seznam použitých zkratk

PD – pánevní dno

m. - musculus, mm. - muscoli

lig. - ligamentum

art. – articulatio

HSSP – Hluboký stabilizační systém páteře

S - reflex – Silverstoplův – Skoglundův fenomén

WBVT (whole body vibration training) – celotělový vibrační trénink

TVR – tonický vibrační reflex

FN – fakultní nemocnice

1 Úvod

Říká se, že těhotenství je jedním z nejkrásnějších období v životě ženy. Během devíti měsíců, kdy je žena nositelkou plodu, se ale v jejím těle odehrává spousta fyziologických, s tímto obdobím spojených, změn. Jednou z nich je i kontinuální přizpůsobování se jejího těla aktivnímu růstu dítěte. S přibývajícím centimetry a kily plodu, se mění kromě jiného i postoj, těžiště a celkové držení těla matky. Během porodu se ale změny, kterými prošlo její tělo v těhotenství, nevrátí k původnímu stavu. Málomnohé ženě se v průběhu šestinedělí po porodu, kdy se tělo zotavuje z následků porodu, podaří „nastavit“ tělo tak, aby fungovalo podle správných pohybových vzorců. Většina rodiček stále dýchá, stojí, pohybuje se, prostě žije, jakoby byla pořád těhotná a dále si tak prohlubuje svými špatně nastavenými pohybovými vzorci získané svalové dysbalance a špatné držení těla. Ať už ženu donutí tento stav změnit a obrátit se na odborníka, který jí pomůže, cokoliv, nalezne širokou škálu rehabilitačních a fyzioterapeutických cvičení, technik a metod zaměřených na poporodní období.

Jednu z nich nabízí i firma Power Plate. Jmenuje se Power Plate Post Natal. Díky tomu, že se strojem Power Plate pracuji již několik let a součástí mé klientely jsou i ženy po porodu, rozhodla jsem se absolvovat tento kurz. Výzkumy týkající se pozitivního vlivu WBVT na jednotlivé části, pohybové schopnosti, případně vzniklé problémy a nemoci, lidského těla, jsem doložila již ve své bakalářské práci. Nicméně jsem nenašla firmou doložený jediný výzkum či studii prokazující pozitivní, vlastně vůbec nějaký, vliv na svalstvo pánevního dna, které porodem dostane opravdu zabrat. Jevilo se mi to přinejmenším jako zvláštní, když na tuto problematiku firma zaměřila celý certifikovaný kurz opravňující jeho absolventy k práci s tak specifickou skupinou, jako jsou maminky po porodu. Proto jsem se rozhodla i z čiré zvědavosti svou diplomovou práci zaměřit touto cestou. S paní Mgr. Havlíčkovou a přispěním rad dalších odborných konzultantů, jsme vymyslely design výzkumu, na základě něhož bylo možné zjistit, zda vibrační plošina Power Plate nějaký vliv na kontrakci svalstva pánevního dna má či nikoliv.

2 Teoretická východiska práce

2.1 Power Plate

2.1.1 Vibrační stroj Power Plate

Power Plate je cvičební stroj využívající zdokonalenou formu vibrací. Trojrozměrná vibrační technologie, na níž je založená funkce Power Plate, je v současnosti podle manuálu vydaného firmou Power Plate (2007) nejnovější užívanou cvičební technikou. Díky vibračním působícím na lidské tělo, jsou jeho motorické jednotky aktivovány ve větším počtu a rychlosti, a proto zde nacházíme větší efektivitu cvičení v daném čase. Jak uvádí firma Power Plate, cvičení na tomto stroji uspokojí potřeby jak profesionálních sportovců a milovníků fitness, tak i individuálních uživatelů. Produkty Power Plate nalézají své využití ve zdravotních a rehabilitačních centrech, fitness klubech, hotelech, lázních a kosmetických studiích (Power Plate, 2007).

2.1.2 Akcelerační trénink

Power Plate je stroj, založený na principu vibrace a tzv. Akceleračního tréninkuTM.

Pojem „Acceleration trainigTM“ (akcelerační trénink) je odvozen od fyzikální veličiny „a“ - akcelerace, neboli zrychlení (zrychlení je vektorová veličina udávající změnu rychlosti za určitý čas). Právě s touto veličinou Power Plate pracuje v souvislosti s vibracemi (Power Plate, 2007).

Podle Pavlů a Strachotové (2011) se jedná o metodu neuromuskulárního tréninku, který využívá přenosu vibrací na tělo pomocí vibrační plošiny. Autorky ve svém článku uvedly neuromuskulární hledisko působení vibrací takto: Mechanická vibrace působí na zakončení svalového vřetenka, které reaguje na změnu jeho délky. Silně myelinizovaná nervová vlákna vedou aferentní informace o rychlých dynamických změnách svalu, které podle Da Gaila, Lance a Neilsona (1966) CNS analyzuje jako narůstající délku svalu. Změny délky svalu vedou k postupné depolarizaci. Při dosažení prahové hodnoty akčního potenciálu, se vzruch šíří neuritem k motorickým ploténkám svalu a vzniká kontrakce. Podle Eklunga a Haghbartha (1966) tak vibrace vyvolávají kontrakci, tzv. tonický vibrační reflex (TVR). Podle Da Gaila, Lance a Neilsona (1966) je TVR schopný zvýšit nábor motorických jednotek,

prostřednictvím aktivace nejen svalových vřetének, ale i polysynaptických drah. Tímto se liší od monosynaptického vřeténkového reflexu.

Akcelerační trénink dle Power Plate (2007) představuje změnu v přístupu k posilování, neboť dovoluje tělu posilovat bez vysokého zatížení především měkkých tkání. Power Plate umožňuje posilování s nízkým rizikem zranění úponů a zároveň menším rizikem svalových zranění, přičemž v mnoha případech navíc snižuje čas potřebný k dosažení vytyčených cílů (Power Plate, 2007).

Mnohými výzkumy je doloženo, že pomocí principů Akceleračního tréninku™ se cvičební stroj Power Plate podílí na zlepšení sportovní a funkční výkonnosti, podporuje tělesnou kondici, tvaruje postavu a urychluje schopnost zotavení se po zranění (Power Plate, 2007).

Jak je již zmíněno výše, tréninkem na vibracích je zapojováno větší množství motorických jednotek. Podle Dovalila (2005), lidské tělo není schopno při kontrakci zapojit svalová vlákna všechna. Při klasickém cvičení se zapojuje do kontrakce kolem čtyřiceti procent svalových vláken (nemluvíme zde o vrcholových sportovcích, kteří jsou velmi dobře adaptováni na silový trénink a podle Jebavého (2012) dokážou při běžném cviku zapojit až 60% svalových vláken). Pro tělo je také daleko příjemnější fakt, že pracuje s vlastní hmotností.

2.1.3 Význam WBVT

Po prostudování závěrů dosud provedených studií týkající se firmou Power Plate uvedených benefitů, můžeme konstatovat, že celotělovým vibračním tréninkem na stroji Power Plate lze dosáhnout uvedených výsledků:

- zvýšení svalové síly,
- tvarování postavy a redukce celulitidy,
- zlepšení flexibility a rozsahu pohyblivosti,
- zvýšení hustoty kostní tkáně,
- urychlení zotavení a regenerace,
- zvýšení cirkulace krve,
- podpora nervosvalových funkcí.

Primárním efektem je v souvislosti s WBVT podle všech výzkumů zvýšení svalové síly, prokázané na široké škále věkových skupin, od rané dospělosti až po vysoké stáří.

Sekundární efekt bychom mohli nalézt ve zpevnění a tvarování postavy. Se zvětšujícím se podílem aktivní tělesné hmoty dochází ke změnám tělesného složení.

WBVT má také pozitivní vliv na kloubní pohyblivost, rovnováhu a koordinaci.

Senioři by WBVT mohli využívat jako prevenci osteoporózy, díky výzkumy doloženému pozitivnímu vlivu celotělového vibračního tréninku na hustotu kostní tkáně.

Prokázanou zvýšenou cirkulací krve lze pozitivně těžit jednak v oblasti regenerace a rekonvalescence (ať už jako prevence zranění nebo urychlení zotavení po úrazu či při pozitivní diagnóze různých nemocí), a také při redukci celulitidy.

Podpora nervosvalových funkcí byla prokázána jako benefit právě u pacientů s diagnózou onemocnění související s nervosvalovou integritou.

Působení vibrací na konkrétní místa na lidském těle lze také účinně terapeuticky využívat.

2.1.4 Historie vibračního tréninku

- První počátky příchodu vibrací využitelných pro rozvoj funkcí lidského těla můžeme datovat již do období starověkého Řecka - přístroje s jednosměrnými vibracemi (Power Plate, 2007).
- V oblasti medicíny se také využívaly vibrující masážní pomůcky (Power Plate, 2007).
- 1869 – Georg Taylor (USA) – přístroj k vibrační terapii pro bolest paží a zad (Power Plate, 2007).
- 1880 – Jean – Martin Charcot – experimenty s vibračním stolem k terapii m. Parkinson (Pavlů a Strachotová, 2011).
- Konec 19. století - John H. Kellogg - první vibrační zařízení - vibrační židle a vibrační manipulace pro horní a dolní končetiny (Pavlů a Strachotová, 2011).
- 1960 - Zpřístupnění vibračního tréninku v Německu – lékař Biedermann zveřejnil efekt cyklických oscilací na lidské tělo (Power Plate, 2007).
- 1970 – Zařazení vibrační technologie do vesmírného programu Ruského týmu. Od roku 2003 je potom vibrační trénink využíván i pro vesmírné projekty NASA (Power Plate, 2007).
- 1989 – Po pádu Berlínské zdi rozšíření vibrační technologie do světa (Pavlů a Strachotová, 2011).

- 1999 - Holandský Olympijský trenér Guus van der Meer vyvíjí Power Plate (Power Plate, 2007).
- 2000 - Guus van der Meer představuje Power Plate na holandském trhu (Power Plate, 2007).
- 2008 - Power Plate se stává světovým úspěchem prezentovaným ve více než 65 zemích (Power Plate, 2007).

2.1.5 Vibrace a biomechanika

Definice vibrací: Vibrace jsou periodicky se opakující, vlnovité, mechanické pohyby – oscilace (Power Plate, 2007).

Vibrace se vyskytují všude kolem nás. V dopravních prostředcích, při stavebních pracích či při práci s různými vibrujícími nástroji. V drtivé většině případů se ale jedná o tzv. neharmonické vibrace – nepravidelné. Podle Pavlů a Strachotové (2011) je odezva organismu na účinek vibrací závislá na délce působení, směru a intenzitě vibrací a je ovlivněna spoustou dalších okolností, jako např. postavením hlavy, rozložením jednotlivých segmentů těla, fyzickém či psychickém stavu, atd.

Vibrace narušují přirozenou rovnováhu. Do jejího znovunastolení je pak zapojováno velké množství svalů. Měněním pozic a úhlů jednotlivých částí těla dojde k napínání svalů okolo kloubu. Toto napětí je zaznamenáno nervovými senzory, které informaci předají přes dostředivé nervy až do mozkové kůry, která okamžitě prostřednictvím míchy zareaguje a dojde k reflexivní svalové kontrakci. Při vibračním tréninku jsou touto stimulací vyvolány svalové kontrakce až padesátkrát za minutu (Grimmová, 2010).

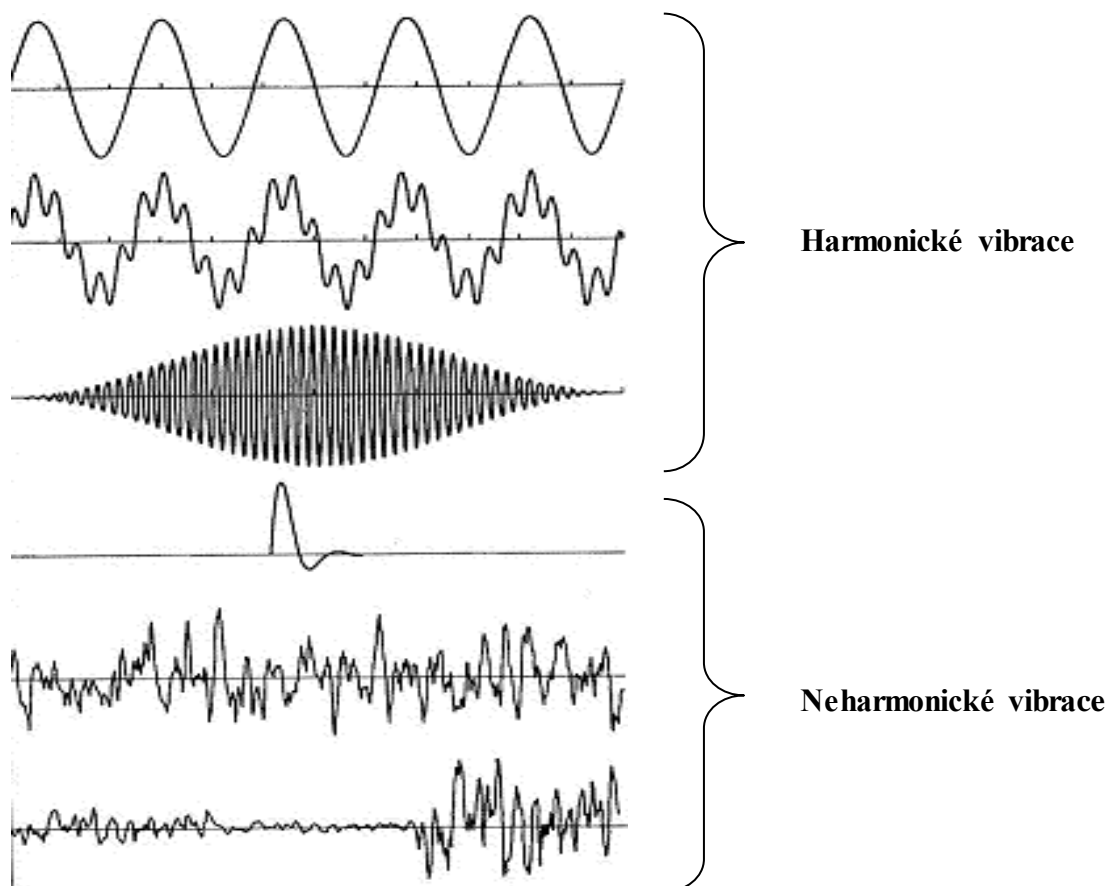
Pavlů a Strachotová (2011) ve svém článku rozdělily působení vibrací následujícím způsobem:

- Celkové vibrace (1 – 1000 Hz): přenášeny na tělo např. ze sedadla dopravních prostředků. Také zde zmínily, že vibrace s frekvencí kolem 5 Hz v závislosti na kmitočtu mohou způsobit rezonanci lebečních kostí a dalších orgánů v těle. Při dlouhodobé expozici těmto vibračním dochází k závažným onemocněním.
- Vibrace přenášené na ruce (8 – 1000 Hz): jedná se o místní vibrace působící na tělo při práci s různým nářadím (sbíječky, vrtačky, brusky, motorové pily, kladiva, atp.).
- Vibrace přenášené zvláštním způsobem: zde se řadí vibrace působící na hlavu, páteř, ramena např. z křovinořezů a postřikovačů. Autorky zde uvedly také zvláštní případ

působení vibrací – akustické pole. Pokud hladina akustického pole dosáhne tlaku 120dB, dojde k přenosu na lidské tělo, který se projeví bolestí sluchového aparátu.

- Lokální vibrace: vibrace aplikovány pouze na určitou část těla.
- Podle Power Plate (2007) existují dva základní druhy vibrací (viz obrázek č. 1):
- Harmonické vibrace: pravidelné oscilace stabilní ve své podobě, tvaru a rychlosti (amplituda a frekvence). Tyto vibrace v člověku vyvolávají příjemné pocity (hudba nebo houpací křeslo).
- Neharmonické vibrace: nepravidelné a nestálé. Tyto vibrace vyvolávají zpravidla nepříjemné pocity (zemětřesení).

Obrázek 1: Harmonické a neharmonické vibrace (Power Plate, 2007)



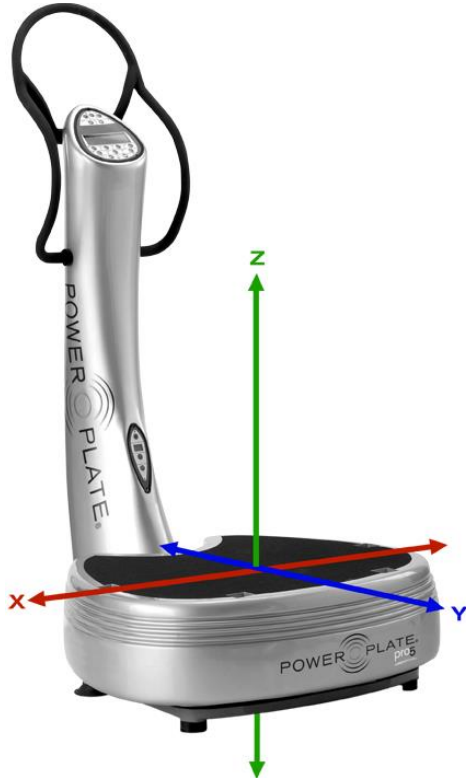
Vibrace jsou podle stejného zdroje charakterizovány:

- Frekvencí: počet oscilací za vteřinu, vyjádřeno v Hz. Power Plate disponuje frekvencemi – 25 Hz, 30 Hz, 35 Hz, 40 Hz a 50 Hz.
- Amplitudou: maximální výchylka z rovnovážné polohy, vyjádřeno v mm. Na stroji Power Plate lze rozlišit dva stupně: Low (nízká) – 2 mm a High (vysoká) – 4 mm.

Power Plate pracuje na základě trojrozměrných, harmonických vibrací (viz obrázek č. 2).

Vibrující plošina provádí pohyb v těchto rovinách:

- Vertikální rovina (nahoru a dolů) – na diagramu osa Z
- Frontální rovina (zprava doleva) – na diagramu osa X
- Sagitální rovina (zepředu dozadu) – na diagramu osa Y



Obrázek 2: Roviny vibrací stroje Power Plate (Power Plate, 2007)

Power Plate používá primárně vertikální vychýlení (70 %), ale také zbytkové frontální (20 %) a sagitální (10 %) vychýlení (Power Plate, 2007).

Power Plate a jeho vertikální vibrace pomáhají zvyšovat akceleraci, a tak vytvářejí prostředí, které stimuluje tělo ke zvýšení síly skrz vyšší gravitační sílu bez potřeby externí zátěže na opěrnou soustavu člověka (viz tabulka č. 1). Při běžném cvičení s externí zátěží (např. s činkami) přidáváme hmotnost (m) a naopak při cvičení na Power Plate přidáváme zrychlení „a“ (Power Plate, 2007).

Tabulka 1: Vztah mezi hmotou a zrychlením ve vztahu k faktoru síly (Power Plate, 2007)

$F = m \uparrow \times a \downarrow$	Tělesná hmota + přidaná hmota = snížená akcelerace
$F = m \rightarrow \times a \uparrow$	Tělesná hmota + Power Plate = zvýšená akcelerace
$F = m \uparrow \times a \uparrow$	Tělesná hmota + přidaná hmota + Power Plate = zvětšení hmoty a akcelerace

2.2 Anatomie pánevní oblasti

2.2.1 Pletenec pánevní a kostra pánve

Pánevní pletenec

Je složen ze dvou kostí pánevních a z kosti křížové. Je místem, na které je z křížokyčelního kloubu (*articulatio sacroiliaca*, SI kloub) přenášena převážná část tělesné hmotnosti. Tvoří mezičlánek mezi páteří a dolními končetinami, je místem, od kterého začíná, nebo na které se upíná řada svalů. Kromě oporné funkce plní také funkci kostěné schránky pro část orgánů břišní dutiny a pro pánevní orgány (Dylevský, 2007).

Kostra pánve

Dle Tichého (2009) je pánev jako celek tvořena dvěma kostmi pánevními, kostí křížovou a kostrčí (viz obrázek č. 3 a 4).

Pánevní kost (*os coxae*)

Vzniká spojením tří původně samostatných kostí: kosti kyčelní (*os ilium*), stydké (*os pubis*) a sedací (*os ischii*) (Dylevský, 2007). Všechny tyto tři kosti se stýkají svým tělem

v *acetabulu* (jamka kyčelního kloubu), kde je za růstu od sebe odděluje chrupavka (Linc a Doubková, 1999). Detail zevní i vnitřní strany pánevní kosti na obrázku č. 5.

Kost kyčelní (*os illium*)

Tvoří horní část kosti pánevní. Vybíhá nad *acetabulum*, její horní okraj – *crista iliaca* – je často viditelný a upínají se zde svaly stěny břišní. Přední ukončení hřebene – *spina iliaca anterior superior* a pod ní *spina iliaca anterior inferior*, jsou místa začátků některých svalů a vazů. *Spina iliaca posterior inferior* je dorzálním ukončením hřebenu kyčelní kosti (Linc a Doubková, 1999).

Stydká kost (*os pubis*) a kost sedací (*os ischii*)

Lemují tzv. ucpaný otvor (*foramen obturatum*) uzavřený vazivovou blánou a svaly. Dolní obvody sedacích kostí vybíhají v mohutné sedací hrboly, o které se při sezení opíráme a z nichž odstupují svaly uložené na zadní straně stehna (Dylevský, 2009; Linc a Doubková, 1999).

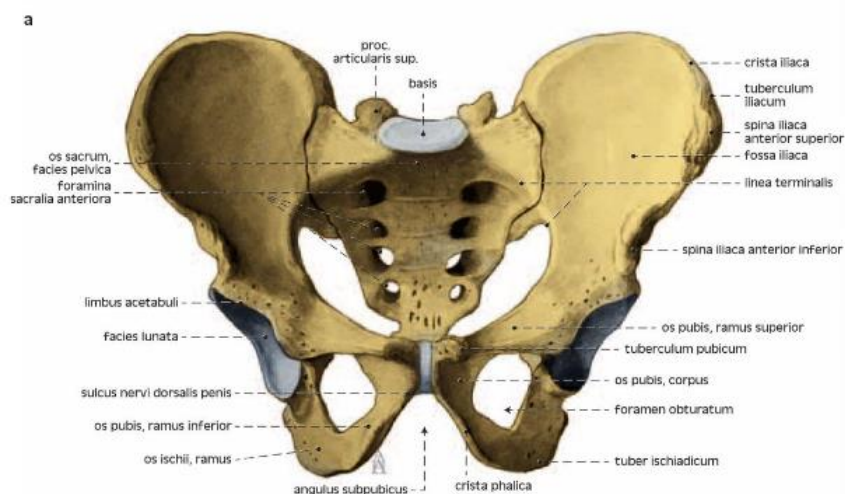
Kost křížová (*os sacrum*)

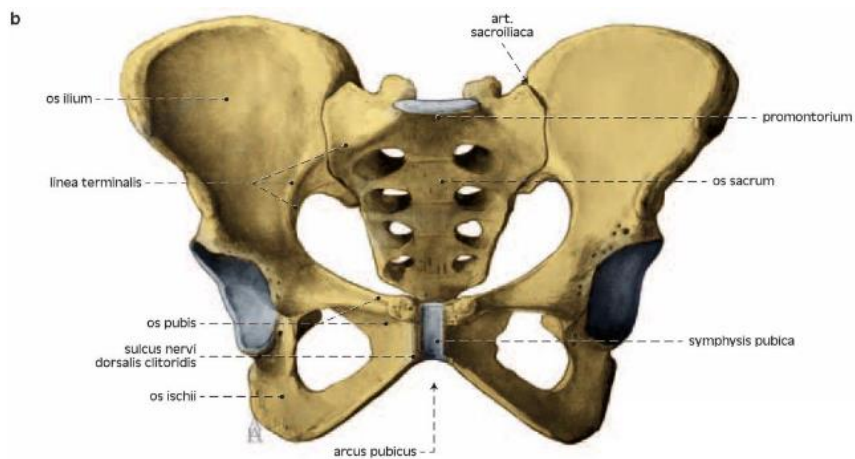
Vzniká srůstem pěti kostrčních obratlů. Je trojúhelníkového tvaru, její báze mří kranálně a hrot kaudálně směrem ke kostrči. Přední plocha je konkávní, zadní konvexní (Linc a Doubková, 1999).

Kostrč (*os coccygis*)

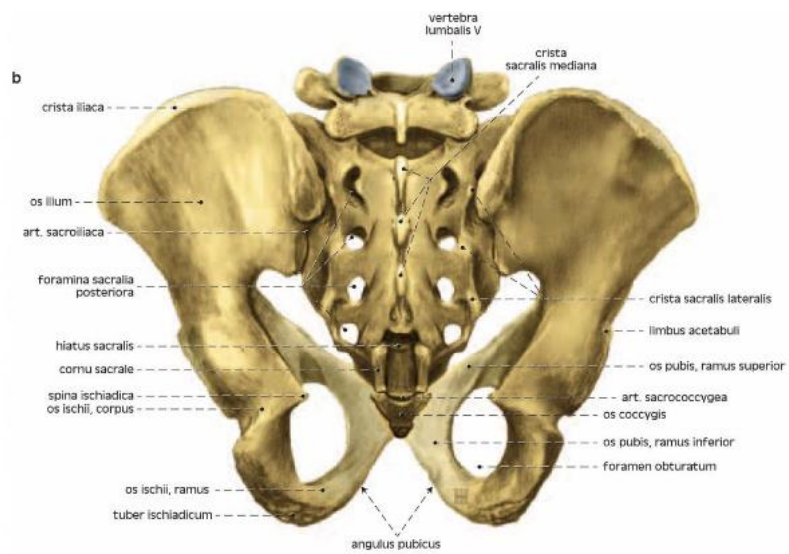
Nasedá na dolní konec kosti křížové. S ní je u žen spojená chrupavkou, u mužů pak kostěným srůstem. Jedná se o malou kost, na které jsou patrné srůsty několika (až šesti) kostrčních obratlů (Linc a Doubková, 1999).

Dle Marka (2005) jsou k pánvi funkčně řazeny také bederní obratle a horní konce stehenních kostí, které tvoří s pánevními kostmi kyčelní klouby.

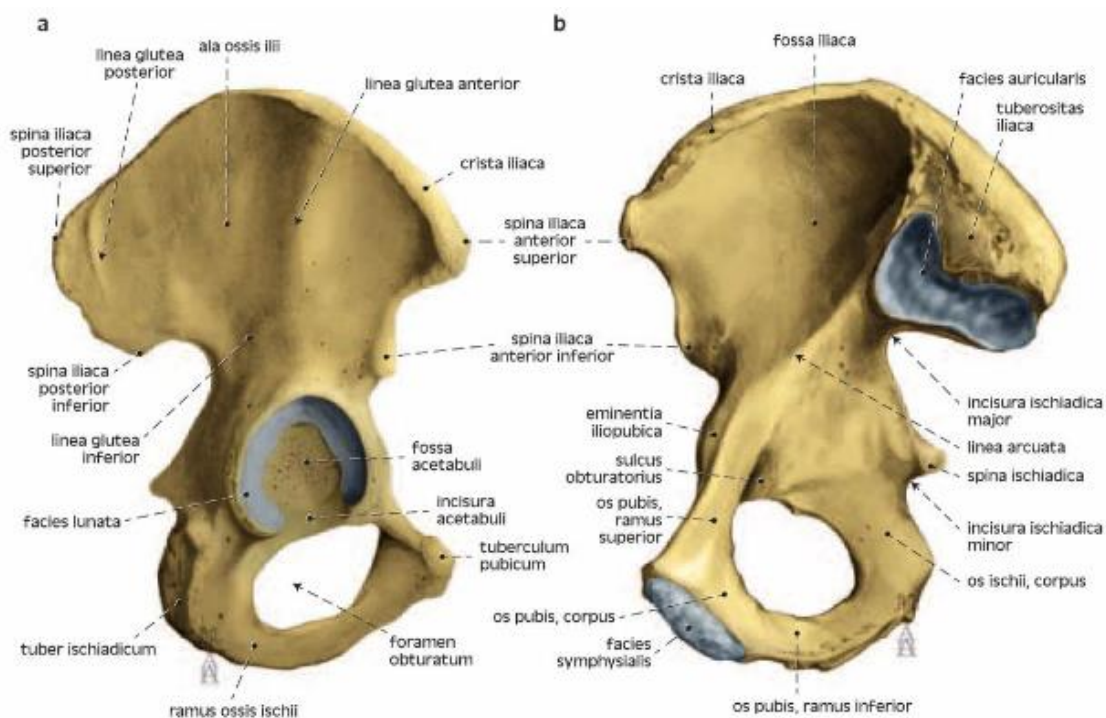




Obrázek 3: Pánev zepředu a) mužská pánev b) ženská pánev (Grim a Naňka, 2014)



Obrázek 4: Pánev zezadu (Grim a Naňka, 2014)



Obrázek 5: *Os coxae* a) zevní strana b) vnitřní strana (Grim a Naňka, 2014)

2.2.2 Pánevní spojení

Kruh pánevních kostí je spojen tuhými křížokyčelními klouby (*articulatio sacroiliaca*, SI kloub), chrupavčitou sponou – symfýzou (*symphysis pubica*) a pánevními vazy (*ligamenta coxae*). Pánev musí být dostatečně pevná, ale zároveň pohyblivá. Její pohyb je důležitý pro správnou funkci celé páteře (Marek, 2005). Avšak vzhledem k potřebě stability pánve jsou v křížokyčelním skloubení možné pouze drobné kývavé pohyby. Dochází zde k tlumení nárazů přenášených z páteře na kostru pánve a na dolní končetiny (Dylevský, 2007).

Křížokyčelní kloub (*articulatio sacroiliaca*, SI kloub)

Z anatomického hlediska je SI kloub řazen ke kloubům plochým (Tichý, 2009). Jedná se o kloub tuhý s krátkým a pevným kloubním pouzdrem, jehož spojení zesilují kloubní vazy: *ligamenta sacroiliaca ventralia*, *ligamenta sacroiliaca dorsalia* a *ligamenta sacroiliaca interossea* (Marek, 2005). SI kloub je kloubem s minimální pohyblivostí, jsou zde možné malé kývavé pohyby kolem horizontální osy ve výši druhého křížového obratle. Při těhotenství se pohyblivost zvětšuje (Linc a Doubková, 1999).

Symfýza (*symphysis pubica*)

Jedná se o sychondrózu mezi stydkými kostmi. Tohle spojení je ještě podpořeno dvěma vazy: *lig. pubicum superius* a *lig. arcuatum pubis* (Linc a Doubková, 1999).

Pohyblivost je malá, spojení poměrně pevné. V těhotenství, podobně jako v případě SI kloubu, se vlivem hormonálních změn pohyblivost zvětšuje a symfýza se rozestupuje (Marek, 2005).

Vazy pánve (*ligamenta coxae*)

Nejsou součástí kloubních pouzder. Jedná se o pruhy kolagenního vaziva, které pomáhají zpevnit pánev jako celek. Jsou jimi: *ligg. sacrospinale, sacrotuberale a iliolumbale*. *Lig. inguinale* do této oblasti spadá také, není to ale pravý vaz, nýbrž dolní okraj aponeuros abdominálních svalů. Jelikož začíná a končí na stejné kosti (vede od *spina iliaca anterior superior* k *tuberculum pubicum*), nepodílí se na zpevnění pánve (Marek, 2005).

Sakrokokcygeální kloub (*art. sacrococcygea*)

Je kloubním spojením kosti křížové a kostrče. Nejčastěji bývá spojeno chrupavkou. Možné je i spojení kostěným srůstem a vazivem. Spojení je zesíleno vazy pokrývajícími kloub ze všech stran. Pohyby v sakrokokcygeálním kloubu zajišťují svaly upínající se ke kostrči: *m. coccygeus, m. iliococcygeus* (jedna ze tří částí *m. levator ani*) a *m. gluteus maximus* (jeho spodní část) (Tichý, 2009).

Kyčelní kloub (*art. coxae*)

Je kloubem kulovitým mezi kostí pánevní a kostí stehenní. Kloubní pouzdro je tvořeno hlubokou jamkou (*acetabulum*), do které zapadá hlavice *femuru* (Čihák, 1987). Od spodiny *acetabula* vede *lig. capitis femoris* – vazivový provazec upínající se do jamky na hlavici *femuru*. Kloubní hlavice zaujímá 2/3 kulové plochy. Vpředu je krček uložen uvnitř pouzdra v celém rozsahu, vzadu jen z části. Kloubní pouzdro kyčelního kloubu je zesíleno několika vazy: *lig. iliofemorale* (je nejsilnějším vazem v těle, který se trhá až při zátěži 300kg), *lig. ischiofemorale* a *lig. pubofemorale* (Linc a Doubková, 1999).

2.2.3 Anatomie a fyziologie svalů pánevního dna

Pánevní dno je jednou z nejdůležitějších struktur lidského těla. Není tvořeno skeletem. Je součástí hlubokého stabilizačního systému a podílí se na stabilizaci trupu a SI skloubení.

Tvoří horizontální přepážku složenou z vazů, svalů a fascií rozloženou mezi kosti stydké, pánevní, kostí křížovou a kostrčí (Holaňová, Krhut, Muroňová, 2007). Dříve se autoři, např. Hudák, Kachlík a kol. (2013), sjednocovali v tom, že pánevní dno (PD) z pohledu nitrobřišního tlaku funguje jako protipól bránice. Udržuje tlak v dutině břišní a zabraňuje jeho přesunu do oblasti malé pánve (Hudák, Kachlík a kol., 2013). Nové studie prokázaly, že PD

se spolu s bránicí pohybuje synkineticky. Jeho pohyb je stejný jako pohyb břišních svalů – excentricky brzdí tlak (Talasz a kol., 2011).

Svalové dno pánevní je tvořeno dvěma celky: *diaphragma pelvis a diaphragma urogenitale*. Každá má svou speciální funkci a liší se i inervací. Stýkají se v *centru perineale* (Krhovský, 2011).

2.2.4 Diaphragma pelvis

Diaphragma pelvis ze stran obklopuje, podpírá a elevuje pánevní orgány. Je rozepjatá od stěn malé pánve a obsahuje průchody pro konečník, pochvu a močovou trubici. Mezi pochvou a konečníkem je svalově vazivový uzel tvaru pyramidy – *centrum perineale*. Na stavbě *diaphragma pelvis* se podílejí *m. coccygeus* a *m. levator ani* (Krhovský, 2011).

M. coccygeus

Má tvar trojúhelníku začínajícího od *spina ischiadica* a rozbíhajícího se na boční stěny kostrče a spodní část křížové kosti. Má stejný průběh jako *lig. sacrospinale*, které je s ním pevně spojeno (Skalka, 2002). Dle Tichého (2009) má tento kosterní sval sklon k hypertonu a často vyvolává ve spolupráci s jinými svaly změny v oblasti páteře, pánve a dolních končetin. Jeho hlavní funkcí je stah kostrče ventrálně do původní polohy, např. při porodu nebo po defekaci (Hudák, Kachlík a kol, 2013).

M. levator ani

M. levator ani se skládá ze tří částí:

1. *m. iliococcygeus*

Vytváří vůči pánevnímu východu napříč uloženou svalovou ploténku, jejíž svalové snopce vycházejí z vazivového pruhu na *fascia obturatoria (arcus tendineus musculi levatoris ani)* a upínají se na kaudální část kostrče. Pod ní protilehlá svalová vlákna splývají a vytvářejí *lig. anococcygeum*. Centrálně uložená svalová vlákna se upínají mezi *m. sphincter ani externus a internus*. Takto je vytvořená plochá svalová nálevka, která podpírá a v případě potřeby elevuje pánevní orgány (Krhovský, 2011).

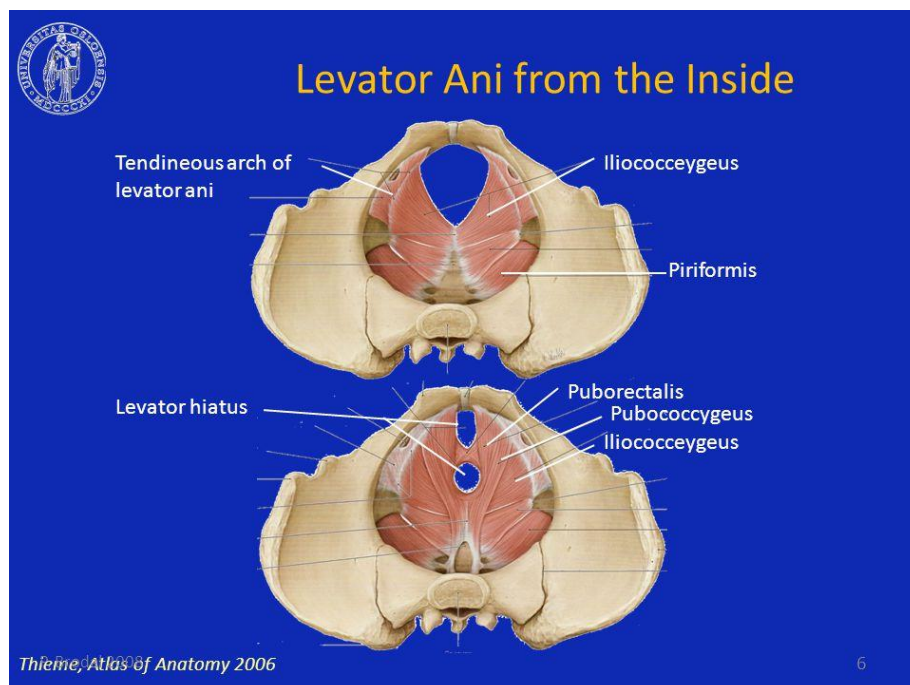
2. *m. pubococcygeus*

Začíná asi 1 cm zevně od symfýzy. Mezi pravou a levou stranou tohoto svalu je štěrbina - *hiatus urogenitalis*, kudy prochází močová trubice a za ní pochva. Pruhy svaloviny *m. pubococcygeus* obkružují, lemují a zezadu uzavírají *hiatus urogenitalis*

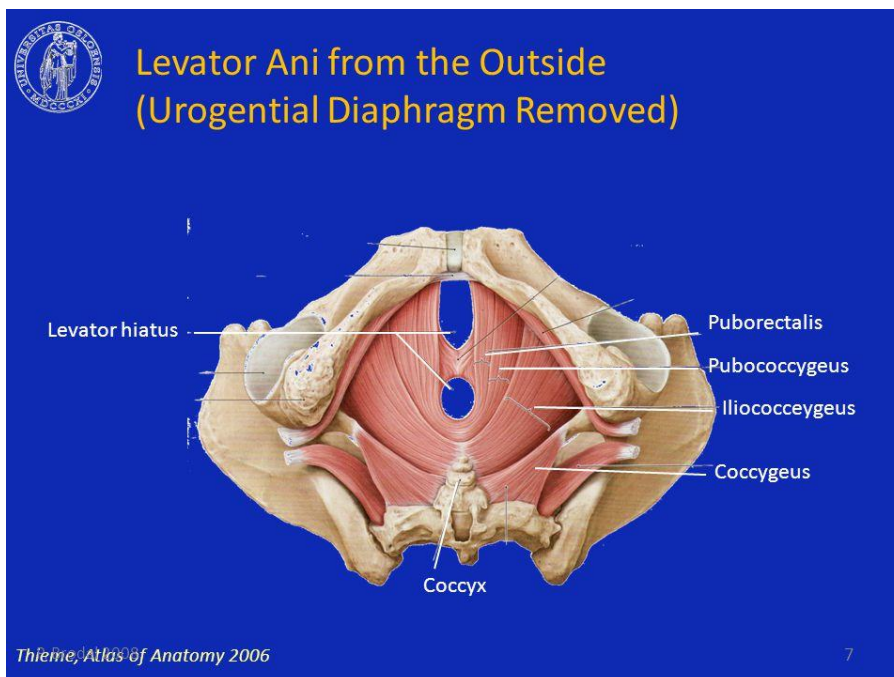
a slouží jako podpora polohy jednotlivých orgánů malé pánve, zejména pro dělohu. Další pruhy svaloviny obkružující rektum mají významnou funkci v kontinenci – tato část je považována za nejdůležitější část uzávěrového systému konečníku (Čihák, 2001; Hudák, Kachlík a kol. 2013; Skalka, 2002). Dle Hudáka, Kachlíka a kol. (2013) jednotlivé části *m. pubococcygeus* nelze makroskopicky odlišit (*m. puboperinealis*, *m. puboprostaticus*, *m. pubovaginalis*, *m. puboanalís*).

3. *m. puborectalis*

Tento sval pracuje jako svěrač. Vede od symfýzy až za *rektum*. V kontrahovaném stavu uzavírá zezadu konečník a současně zepředu močovou trubici (Tichý, 2009).



Obrázek 6: *M. levator ani* – pohled shora (Atlas of Anatomy in Brodal, 2008)



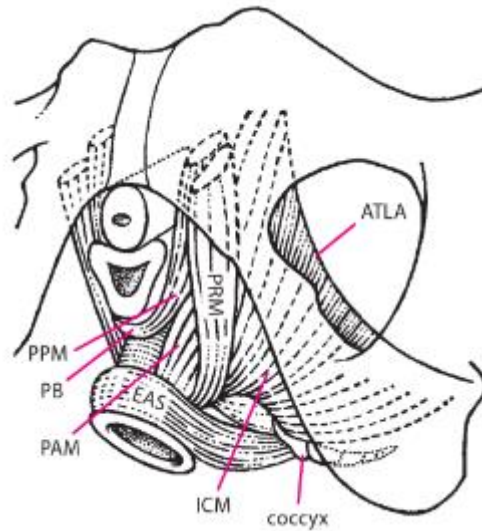
Obr. č. 3.5: *M. levator ani* – pohled zdola (Atlas of Anatomy in Brodal, 2008)

Funkce *m. levator ani* dle Hudáka, Kachlíka a kol. (2013):

- svěrač orgánů pánevního východu,
- elevace pánevního dna a konečníku,
- podpůrný děložní aparát,
- spoluúčast na kontinenci moči a stolice,
- spoluúčast na břišním lisu,
- společně s bránicí, abdominálními svaly a hlubokými zádovními svaly součást hlubokého stabilizačního systému (spoluúčast na udržování stability páteře).

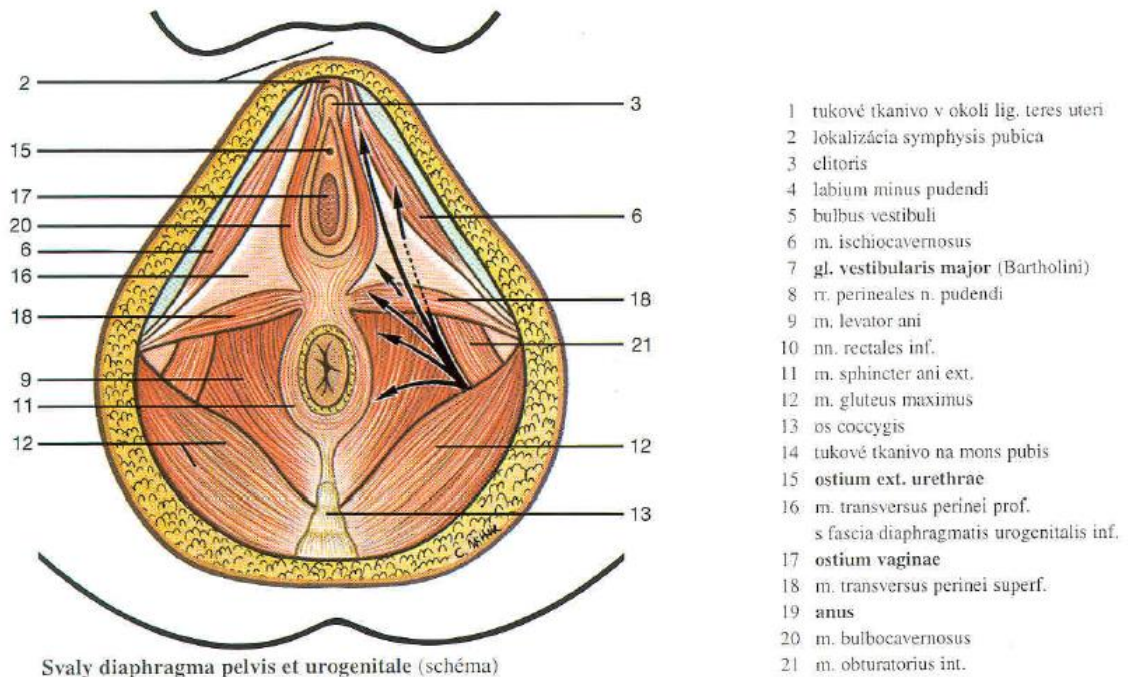
2.2.5 Diaphragma urogenitale

Je svalově vazivová membrána trojúhelníkového tvaru rozprostírající se mezi hrboly kostí sedacích a sponou stydkou. Na tuto membránu nasedají svalové vrstvy směřující vně – *m. bulbospongiosus*, *m. ischiocavernosus* a *m. transversus perinei superficialis*, a jednak dovnitř – *m. compressor urethrae* a *m. sphincter uretrovaginalis* (Krhovský, 2011). Tyto svaly jsou důležitými příčně pruhovanými svaly s převahou pomalých svalových vláken a zajišťují kontinenci moči. *M. sphincter urethrae* udržuje 1/3 klidového napětí v uretře, u žen je bohatě doplněn o sliznici (Robinson a Snyder-Makler, 2008).

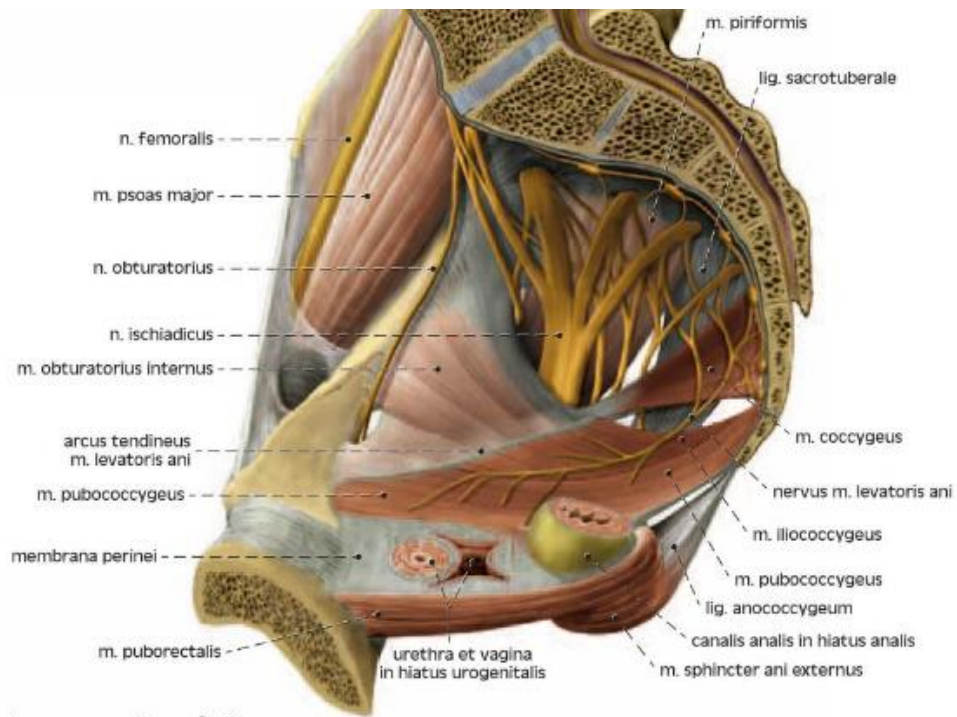


- PPM – *m. puboperinealis*,
- PB – perineální těleso,
- PAM – *m. puboanalis*,
- EAS – externí anální sfinkter,
- UCM – *m. iliococcygeus*,
- Coccyx – kostrč,
- ATLA – *arcus tendineus m. levatoris ani*,
- PRM – *m. puborectalis*.

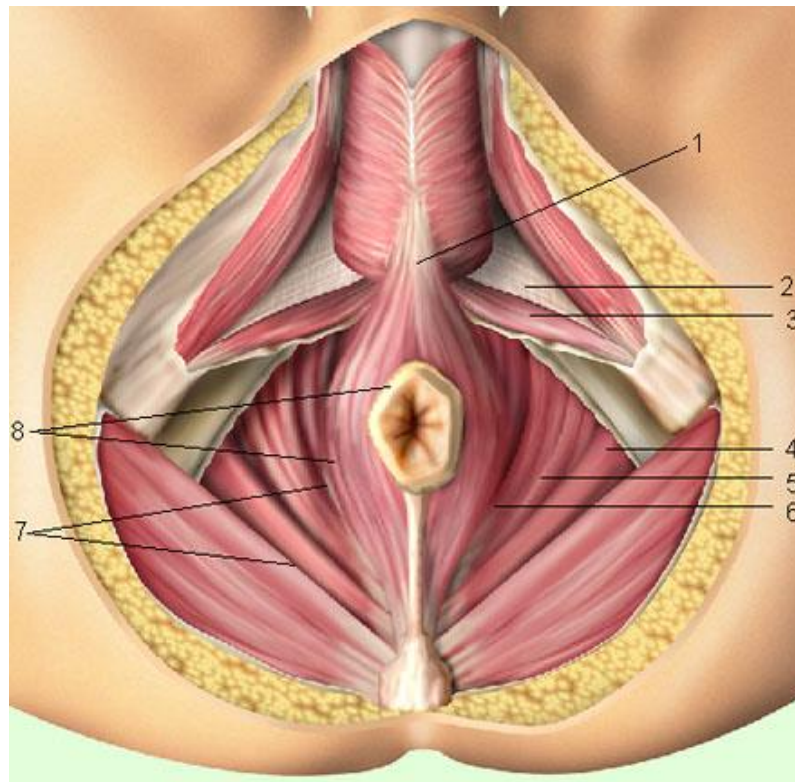
Obrázek 7: Svaly pánevního dna (Hájek, Čech, Maršál, 2014)



Obrázek 8: Svaly *diaphragma pelvis* a *diaphragma urogenitale* (Rohen a kol., 1994)



Obrázek 9: Svaly pánevního dna – pohled pravou polovinu ženské pánve z mediální strany (Grim a Naňka, 2014)



- *centrum tendineum perinei,*
- *m. transversus perinei profundus,*
- *m. transversus perinei superficialis,*
- *m. iliococcygeus,*

- *m. pubococcygeus*,
- *m. puborectalis*,
- *m. levator ani*,
- *m. sphincter ani internus*.

Obrázek 10: Svaly pánevního dna zdola (chirurgenmanual.charite.de, 2016)

Robinson a Snyder-Mackler (2008) rozdělují svalstvo pánevního dna do 4 vrstev:

1. Vrstva

Tvoří svěrače. Jedná se o nejvíce superficiálně uloženou vrstvu. Tvoří ji *m. sphincter ani externus* – lemuje téměř celou délku análního kanálu a *m. sphincter ani internus* – ten udržuje klidové napětí análního kanálu, nachází se okolo přechodu *recta* v *anus*. Tyto svaly plní hlavní funkci při udržení kontinence stolice.

2. Vrstva

Tvoří superficiální perineální svaly: *m. bulbocavernosus*, *m. ischiocavernosus* a *m. transversus perinei superficialis*. Podílejí se na kontinenci moči, podpoře perinea a erekci a ejakulaci mužů.

3. Vrstva

Zde autoři Robinson a Snyder-Mackler (2008) zařadili již výše zmíněnou perineální membránu (*diaphragma urogenitalis*), do níž dle autorů spadají tyto svaly: *m. sphincter urethrovaginalis*, *m. compresor urethrae* a *musculus sphincter urethrae*. Do perineální membrány také spadá *m. transversus perinei profundus* – jedná se o vazivovou membránu, do níž je vmezeřeno několik svalových snopců (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000).

4. Vrstva

Nejhlouběji uložená svalová vrstva - *diaphragma pelvis*. Do níž autoři Robinson a Snyder-Makler (2008) řadí *m. coccygeus* a *m. levator ani*. Tyto svaly se podílejí na podpůrné funkci svalů pánevního dna a spolupodílí se na udržení kontinence.

Další svaly funkčně související s pánevní oblastí:

- *m. gluteus maximus*,
- *m. gluteus medius*,
- *m. gluteus minimus*,
- *m. piriformis*,

- *m. iliopsoas*,
- *mm. adductores*,
- *mm. erectori spinae*,
- *m. rectus abdominis*,
- *m. obturatorius internus*.

2.2.6 Fascie pánevního dna

Fascie a vmezežené vazivo významně podporují a zajišťují stabilitu orgánů.

Dle Borovanského a kol. (1993) malou pánev vystýlá *fascia pelvis* (pánevní fascie), která se skládá ze dvou listů: parietální, která pokrývá svalstvo a viscerální, jenž pokrývá orgány.

Facie parietální obaluje povrch obou svalových membrán (*diaphragma pelvis* a *diaphragma urogenitale*) a to z kraniální i kaudální strany. Tvoří ji tedy *fascia diaphragmatis pelvis superior*, *fascia diaphragmatis pelvis inferior* a *fascia diaphragmatis urogenitalis superior* a *fascia diaphragmatis urogenitalis inferior*.

Fascia diaphragmatis pelvis inferior (spodní fascie pánevního dna) přechází kraniálně do *fascia obturatoria*, dorzálně na *m. piriformis* a mediálně přestupuje na pánevní orgány jako viscerální list. Fascie urogenitální diafragmy pokrývá kraniálně i kaudálně plochu *m. transversus perinei superficialis* a *m. transversus perinei profundus* (Dylevský, 2009).

Dle Borovanského (1993) přechází viscerální list pánevní fascie z parietálního listu na jednotlivé orgány jako *fascia intrapelvina*. K viscerální fascii řadí Borovanský (1993) i fasciální obaly cév a nervů. Mezi oběma listy *fascia pelvis* je pánevní vazivo, které umožňuje rozpínání pánevních orgánů. Tato funkce je velmi důležitá zejména v období gravidity.

2.2.7 Funkční anatomie svalstva pánevního dna

Pánevní dno plní 3 základní funkce: sfinkterovou, podpůrnou a posturální.

Vrstva sfinkterová, uložená superficiálně se účastní stabilizačních funkcí nejméně. Aktivuje se při zvýšeném nitrobršním tlaku. Její hlavní funkcí je udržení kontinence. Její tah probíhá ve směru předozadním (Skalka, 2002).

Hlavní funkcí prostřední vrstvy je zejména podpora a stabilizace orgánů, kyčlí a pánevního pletence. Má vliv na plynulou chůzi. Její tah probíhá laterolaterálně, od středu hráze.

Nejhlouběji uložená vrstva je jednou z hlavních částí hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP). Funkční zapojení této vrstvy neodpovídá přesně anatomickým subjektům a vyžaduje vnitřní svalovou koordinaci (Skalka, 2002).

Ke svalům HSSP dle Skalky (2002) patří: *m. levator ani*, *m. coccygeus*, *m. transversus abdominis* a částečně šikmé břišní svaly, *m. quadratus lumborum*, *mm. intertransversarii*, *mm. interspinosii*, *mm. multifidi* a bránice. Kolář a Lewit (2005) ke svalům HSSP řadí pánevní dno, hluboké extenzory páteře, břišní svaly a svaly bránice. Tyto svaly dle autorů primárně zajišťují stabilitu bederní páteře. Stabilita krční páteře je zajišťována hlubokými flexory a extenzory krční páteře. Svaly HSSP doprovází každý cílený pohyb horních i dolních končetin, aktivují se při jakémkoliv statickém zatížení. Svaly HSSP pracují jako systém – pohyb není nikdy vykonáván jen jedním svalem, ale díky svalovému propojení jej zajišťuje celý svalový řetězec (Kolář, Lewit, 2005).

Pánevní dno hraje v systému HSSP významnou roli. Funkčně je propojeno s bránicí a spodinou dutiny ústní a tvoří tak 3 horizontálně postavené přepážky, které musí pracovat ve vzájemném souladu. Významné je i funkční propojení pánevního dna se stabilizátory kyčle a s oblastí chodidla (Skalka, 2002).

Dle Koláře (2006) se svaly pánevního dna spolu s abdominálními svaly zapojují proti kontrakci bránice a spoluvytvářejí tak nitrobřišní tlak. Autor klade důraz na timing této aktivace – břišní svaly nesmí předběhnout ve své kontrakci bránici. Jejich aktivace se zvyšuje až s oploštěním bránice.

Svaly pánevního dna jsou posturálně fázické. Dle Schustera a kol. (1994) mají hlubší vrstvy okolo 70 % pomalých červených vláken I. typu (SO - slow oxidative) a okolo 30 % rychlých bílých vláken II. typu (fast oxidative glycolytic). Biopsie *m. pubococcygeus* dle Sappforda (2004) ukázala, že je sval složen z 67 % - 76 % z pomalých svalových vláken I. typu.

Jak již napovídá velký podíl pomalých oxidačních vláken I. typu v *m. coccygeus* a *m. levator ani*, řadí se tento systém mezi tzv. antigravitační svaly. Společně s bránicí, břišními svaly a krátkými intersegmentálními svaly páteře se podílí na vytváření intraabdominálního a intrapelvického hydrostatického tlaku a pomáhají tak stabilizaci páteře (Havlíčková, 2015).

2.3 Publikované studie

2.3.1 Studie zaměřené na zjištění vlivu vibrací na kosterní svalstvo

Vliv WBVT stroje Power Plate na nárůst síly a zlepšení výskoku

Studie, jejímiž autory jsou Delecluse, Roelants a Verschueren (2003), byla uvedena v Medicine and Science in Sports and Exercise a potvrzuje účinek WBVT, přenášeného na tělo pomocí zařízení Power Plate, na zlepšení explozivní a maximální síly.

Ze závěru studie vyplývá, že cvičení s využitím celotělových vibrací je účinným tréninkovým postupem, který vede ke zvýšení svalové síly.

Kromě toho je pravděpodobné, že zatímco WBVT vyžaduje malou námahu a je považován za příjemný, vyvolává srovnatelné biologické změny, jakých dosahuje tradiční rezistenční trénink.

Autoři Delecluse, Roelants a Verschueren (2003) uvádí, že WBVT poskytuje uživatelům veškeré přínosy silového tréninku bez možných negativních účinků velkých vah, což je zvláště významné pro osoby, pro které je důležité získat svalovou hmotu, ale nemohou absolvovat velká tréninková zatížení v podobě aplikace vysokých odporů. Autoři dále uvedli, že WBVT je vhodný pro jakékoliv potřeby posilování a může být indikován velmi široké škále uživatelů.

Tento výzkum podle Delecluse, Roelants a Verschueren (2003) napovídá, že WBVT má významný terapeutický potenciál. Může zlepšovat výkonnost svalstva u pacientů v rehabilitačních programech a u starších osob, i u osob, které nechtějí nebo fyzicky nemohou provádět silový trénink. WBVT může rovněž zvyšovat výkonnost sportovců, jak napovídá progres ve výsledných hodnotách svalové síly a výšky výskoku u účastníků této studie.

Účinky 24týdenního WBVT na složení tělesných tkání a svalovou sílu u netrénovaných žen.

Studie publikovaná v International Journal of Sports Medicine autory Roelants, Delecluse, Goris, a kol. (2004) dospěla k výsledku, že program WBVT se zásadně neliší od klasického rezistenčního tréninku.

Autoři ve své studii uvádějí, že cílem této studie bylo zkoumat a porovnat účinky 24týdenního tréninkového programu WBVT a kondičního cvičení na složení tělesných tkání a svalovou sílu. Po uplynutí 24 týdnů se neprojeví žádné významné změny tělesné hmotnosti, podílu tělesného tuku ani tloušťky vrstvy podkožního tuku u žádné ze skupin.

Pouze u skupiny s programem WBVT došlo k nárůstu hmotnosti svalové tkáně. U skupin WBVT a kondičního cvičení došlo k významnému nárůstu svalové síly.

V závěru studie Roelants, Delecluse, Goris, a kol. (2004) uvedli, že WBVT zvyšuje sílu natahovače kolenního kloubu a vede k mírnému nárůstu hmotnosti svalové tkáně. Nárůst svalové síly je srovnatelný s nárůstem svalové síly po standardním kondičním tréninku zahrnujícím kardiovaskulární a rezistenční trénink.

Vliv WBVT ve srovnání s kondičním cvičením na svalovou sílu a objem svalové hmoty u starších mužů.

Studie prováděná autory Bogaerts, Delecluse, Claessens, a kol. (2007), kterou publikovali v Journal of Gerontology: Biological And Medical Sciences dokládá, že u účastníků této studie došlo ke zvýšení explozivní síly a objemu svalové hmoty.

Tato studie se zabývala účinky ročního vibračního tréninku na izometrickou a výbušnou svalovou sílu a objem svalové hmoty u mužů ve věku nad 60 let.

V závěru výzkumu Bogaerts, Delecluse, Claessens, a kol. (2007) uvedli, že touto studií bylo doloženo využití WBVT jako efektivního tréninkového stimulu ke zvýšení izometrické a explozivní svalové síly a svalové hmoty u mužů starších 60 let. Tato zjištění napovídají, že celotělový vibrační trénink má potenciál předcházet nebo zvrátit ztrátu hmoty kosterního svalstva v souvislosti s věkem, tzv. sarkopenie. V závěru této studie autoři zmínili, že WBVT si zaslouží další výzkum u starších osob, k jejichž zdraví a nezávislosti je ovlivňování stavu sarkopenie zásadní.

Vliv WBVT na pohyblivost kolenního kloubu rychlost pohybu a výšku výskoku u žen po menopauze.

Cílem této studie belgických autorů Boegarts, Delecluse, Claessens, a kol. (2004) bylo zjistit, jaký vliv má 24týdenní aplikace WBVT stroje Power Plate na pohyblivost kolenního kloubu, rychlost pohybu a výšku výskoku u žen po menopauze.

V závěru této studie autoři uvedli, že hodnoty výkonů ve výšce výskoku, pohyblivosti kolena i rychlosti pohybu po 24týdenní aplikaci WBVT výrazně vzrostly. Rozsah zlepšení těchto parametrů po aplikaci WBVT byl podobný změnám zaznamenaným po klasickém výcvikovém programu RES, který je považován za standardní způsob zvyšování svalové síly u starších osob. Autoři výzkumu Boegarts, Delecluse, Claessens, a kol. (2004) předpokládají, že pozitivní výsledky nárůstu svalové síly u starších žen jsou patrné hlavně díky vibračním

podnětům. Jak se již dříve provedenými výzkumy prokázalo, u mladých žen (20 let) je vliv na svalovou sílu při cvičení s vibračními podněty vyšší.

2.3.2 Studie zaměřené na zjištění vlivu vibrací na svalstvo pánevního dna

Bioelektrická aktivita svalstva pánevního dna během expozice celotělových vibrací.

Studie autorů (Stania, Chmielewska, Kwašna, a kol., 2015) univerzity v Katovicích měla za úkol zjistit vliv celotělových vibrací na bioelektrickou činnost svalstva pánevního dna.

Vzorek probandů se skládal z 36 žen náhodně rozdělených do tří skupin. Na prvních dvou skupinách byly aplikovány vibrace, pro každou z nich v individuálním nastavení frekvence a amplitudy (20 Hz, 2 mm a 40 Hz, 4 mm). Třetí skupina vystavena vibracím nebyla. Výsledky byly měřeny EMG sondou při časových intervalech 30, 60 a 90 sekund.

Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl mezi maximální volní kontrakcí průměrně normalizované amplitudy při intervalu 60 a 90 s mezi skupinou žen vystavených vysoké intenzitě vibrací a kontrolní skupinou. Při tomto časovém intervalu a intenzitě vibrací 40 Hz, 4 mm celotělové vibrace výrazně zvyšují aktivitu svalstva pánevního dna. Zároveň výsledky prokázaly, že při dlouhodobém setrvání v dané pozici dochází k výraznému poklesu křivky EMG nezávisle na působení celotělových vibrací. Jednotlivé celotělové vibrace nezpůsobují únavu svalstva pánevního dna.

3 Cíl práce, úkoly, vědecké otázky a hypotézy

3.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit, zda mají vibrace vibrační plošiny Power Plate vliv na kontrakci *m. levator ani*. Dílčími cíli je zjistit, zda mají vibrace nějaký vliv na maximální kontrakci svalu, výdrž v kontrakci a na klidové napětí svalu.

3.2 Úkoly

1. Prostudovat odbornou literaturu jak tuzemských, tak světových autorů, zkoumající vztah vibrací a *m. levator ani*, popř. vibrací a svalstva pánevního dna.
2. Navrhnout design studie.
3. Zajistit potřebná povolení: souhlas etické komise, zařazení do projektu Prvouk 38 FN Motol.
4. Domluvit spolupráci s FN Motol – dohled specialisty v daném oboru nad měřením a technické zázemí – místnost, stroj Power Plate, lehátko a měřicí přístroj.
5. Pro vlastní testování vybrat vhodné osoby odpovídající kritériím výběru.
6. Provést měření všech probandů ve FN Motol.
7. Vyselektovat naměřené hodnoty.
8. Analyzovat získané výsledky.
9. Z výsledků sestavit závěr pro praktickou část práce.

3.3 Vědecké otázky a hypotézy

Po prostudování teoretických podkladů a vzhledem k publikovaným výzkumům týkajících se vlivu vibrací stroje Power Plate na zvýšení svalové síly (Bogaerts, Delecluse, Clessens, a kol., 2009; Delecluse, Roelants a Verschueren, 2003; Paradisis a Zacharogiannis, 2007; Roelants, Delecluse, Goris, a kol., 2004;) můžeme vytvořit tyto vědecké otázky:

- Jaký vliv mají vibrace stroje Power Plate na maximální kontrakci *m. levator ani*?
- Jaký vliv mají vibrace stroje Power Plate na výdrž v kontrakci *m. levator ani*?
- Jaký vliv má aplikace vibrací na bazální napětí svalstva pánevního dna?

Na základě vědeckých otázek jsme vytvořili tyto hypotézy:

H 1: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zvýšení síly maximální kontrakce *m. levator ani*.

H 2: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zvýšení klidového napětí *m. levator ani*.

H 3: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zmenšení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce během desetisekundové výdrže *m. levator ani* v porovnání s hodnotami z úvodního měření.

H 4: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému snížení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce během desetisekundové výdrže *m. levator ani* v porovnání s hodnotami po cvičební jednotce bez vibrací.

H 5: Hodnoty síly maximální kontrakce *m. levator ani* po posturálním cvičení s aplikací vibrační stroje Power Plate budou statisticky významně vyšší v porovnání s hodnotami síly maximální kontrakce *m. levator ani* po posturálním cvičení bez aplikace vibrací.

4 Metodika práce

4.1 Popis výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl selektován záměrným výběrem tak, aby odpovídal níže uvedeným kritériím výběru. Rozsah výzkumného souboru byl $n = 20$. Probandi byly zdravé ženy, jejich věk se pohyboval v rozmezí 24 – 32 let. Nejednalo se o profesionální sportovkyně. Všechny ženy bez známek únavy absolvovaly všechny části výzkumu. U probandů odpovídajících níže uvedeným kritériím výběru na základě relevantních znaků jsme nemohli vyloučit rozdílnou distribuci napětí svalů pánevního dna danou např. sešikmením pánve nebo její torzí. Z tohoto důvodu jsme před vlastním testováním provedli kineziologické vyšetření pánevní oblasti (viz kapitola 4.4.2. Kineziologické vyšetření pánevní oblasti) ve statických a dynamických pozicích.

Vylučovací kritéria výběru probandů do této studie byla následující:

- těhotenství,
- porod(y),
- stresová inkontinence,
- jakékoliv chirurgické a gynekologické zákroky v pánevní oblasti,
- akutní zánětlivé stavy a infekce, zvýšená teplota,
- epilepsie,
- osteoporóza,
- hypertenze,
- *diabetes mellitus* II. typu,
- obezita – index BMI vyšší než 30,
- bolesti zad.

4.2 Použité metody

Výzkum byl proveden metodou kvaziexperimentu. Dle Gavory (2008) se jedná o typ empirického kvantitativního výzkumu, ve kterém není možné výzkumné subjekty vyselektovat náhodným výběrem, ale záměrným výběrem.

Závisle proměnnou byla velikost síly kontrakce svalu *m. levator ani* jako důsledek nezávisle proměnné - působení vibrací stroje Power Plate.

Tato práce byla realizována za použití obecně vědních metod (metody explanační a interpretační). Explanační metoda se dále dělí na metodu empirickou a obecně teoretickou. Empirická metoda byla zastoupena v podobě kvaziexperimentu - měření hodnot síly kontrakcí. Obecně teoretická metoda byla využita při analýze dílčích výsledků, srovnávání hodnot měření a vyvození závěrů vyplývajících z hypotéz a cílů výzkumu.

Interpretační metoda zobecňuje výsledky výzkumu na populaci. Jde o vyhodnocení a vysvětlení výsledků výzkumu – „vdechnutí života číslům“. Jde o vztah výsledků výzkumu s dosavadním poznáním v oboru a uvedení jejich využití v praxi (Gavora, 2008).

Cíle vědeckého zkoumání dle Ferjenčíka (2000), podle kterých jsme postupovali v této práci:

1. A) Popis (deskripce) a B) utřídění (klasifikace)

Úkolem je seznámení se s problematikou tématu práce pomocí studia odborné literatury jak naší, tak cizojazyčné, uspořádání informací, jejich popis týkající se vibrací, WBVT, stroje Power Plate, anatomie a fyziologie pánevní oblasti a vzájemného vztahu svalstva pánevního dna a vibrací.

C) Kategorizace

Třídění a škatulkování celku na logické části se společnými nebo podobnými znaky. Jednotlivé části můžeme nazvat zastřešujícím pojmenováním.

2. Predikce

Soustředuje se na vztahy mezi popsányi jevy. Ptáme se jakým způsobem a jak těsně spolu tyto jevy souvisí. Předvídáním překračujeme hranice bezprostředního okamžiku, umožňuje nám to očekávat, plánovat a měnit jevy a okolnosti. Na základě popsanych jevů můžeme stanovit hypotézy, které následně ověřujeme.

3. Explanace

Nachází příčinné souvislosti na základě získaných výsledků výzkumným šetřením a ty pak následně vysvětluje.

4.3 Sběr dat

První kroky k provedení tohoto výzkumu byly uskutečněny v květnu 2015, kdy jsme začali spolupracovat s paní Mgr. Michaelou Havlíčkovou, fyzioterapeutkou FN Motol, jenž se

specializuje na pacienty s dysfunkcí pánevního dna. Po získání všech potřebných povolení k výzkumu, jsme zahájili pilotní studii. Ta byla zrealizována dne 23. 9. 2015. Po drobné korekci v designu výzkumu (viz kapitola č. 4.4. Pilotní studie) byl první proband testován dne 8. 10. 2015. Po schválení designu výzkumu etickou komisí FTVS UK byl výzkum realizován v laboratoři FN Motol, klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Měření probíhala nepravidelně s ohledem na časové a kapacitní možnosti laboratoře FN Motol a pracovního vytížení vedoucích výzkumu. Poslední proband byl změřen dne 15. 4. 2016.

U všech probandů byly zajištěny etické zásady. Všechna měření byla uskutečněna anonymně. Měření se účastnily vždy 3 osoby: proband, odborná terapeutka a vedoucí výzkumu. V místnosti byly zajištěny v době trvání celého výzkumu konstantní podmínky pro všechny účastníky studie. Každý vybraný proband byl předem obeznámen s průběhem výzkumu, předem byl instruován k nacvičení izolované kontrakce svalstva pánevního dna a vynechání intenzivní tělesné aktivity 24 hodin před měřením. Každý proband podepsal informovaný souhlas (viz Příloha IV), věděl, že účast na výzkumu je dobrovolná a po celou dobu měl možnost výzkum přerušit a dále nepokračovat bez udání důvodu.

4.4 Pilotní studie

Měření bylo původně navrženo tak, že k hodnocení stavu svalstva pánevního dna a tím zjištění hodnot síly jednotlivých kontrakcí bude probíhat pomocí schématu PERFECT (Laycock, Jerwood, 2001). Metodika tohoto testu se skládá z hodnocení kontrakce svalstva pánevního dna.

Touto metodou lze hodnotit 4 nejdůležitější komponenty svalové kontrakce. Jsou seřazeny a rozlišovány dle jednotlivých písmen ve slově PERFECT.

Skladba schématu PERFECT

P = Power = Síla kontrakce

Je zde měřena velikost maximální volní kontrakce těchto svalů na modifikované Oxfordské škále:

0 – žádná kontrakce, 1 – záškub, 2 – slabá kontrakce bez znatelné elevace, 3 – mírná kontrakce se znatelnou elevací zadní poševní stěny, 4 – dobrá kontrakce s elevací zadní poševní stěny i proti mírnému odporu vyšetřujícího, 5 – silná kontrakce i proti odporu vyšetřujícího. Ve specifických případech lze jednotlivé body škály povýšit (znaménkem +) či ponížít (znaménkem -).

E = Endurance = Vytrvalost

Vytrvalostní složka je zde zkoumána udržení maximální volní kontrakce svalstva pánevního dna po dobu deseti vteřin nebo po dobu, kdy síla neklesne o více než 35 % maximální naměřené hodnoty síly kontrakce. Kromě poklesu síly kontrakce můžeme jako další ukazatel únavy svalů pánevního dna považovat synkinézu jiných svalových skupin (stehenních – zejména adduktorů, gluteálních či abdominálních svalů). Pokud proband zadržuje dech, bude kontrakce provedena ve výdechu.

Příklad 1: 3/5 = Proband provedl maximální volní kontrakci svalstva pánevního dna na stupni 3 hodnotové škály, tuto kontrakci držel po dobu 5 vteřin (Laycock, Jerwood, 2001).

R = Repetitions = Počet opakování

Počet opakování je určen počtem opakování maximálních volních kontrakcí (maximálně 10) na příslušném stupni (v příkladu 1 – stupeň 3) hodnotové škály, trvajících příslušnou dobu (v příkladu 1 – 5 s). Interval odpočinku mezi jednotlivými kontrakcemi je stanoven na dobu 4 s.

Účelem této proměnné je zjistit maximální počet opakování pro stanovení ideálního zatížení využitelného v budoucím tréninkovém plánu tak, aby cvičení mělo maximální efekt na příslušnou svalovou skupinu.

Pokud proband provede 10 opakování na stupni 10 hodnotové škály, po dobu deseti sekund, interval odpočinku je zkrácen.

Příklad 2: 2/3/6 = stupeň 2, drženy po dobu 3 s, opakováno 6x se 4s intervalem mezi jednotlivými kontrakcemi (Laycock, Jerwood, 2001).

F = Fast contractions = Rychlé kontrakce

Po krátkém odpočinku (minimálně 1 minuta), je hodnocen počet 1 s trvajících maximálních volních kontrakcí pánevního dna. Proband je instruován ke kontrakci a následné relaxaci svalů pánevního dna tak rychle a silně, jak je v jeho silách po maximální možnou dobu. Mnoho probandů je schopno provést více než 10 kontrakcí, ale z praktických důvodů autoři (Laycock, Jerwood, 2001) stanovili limitní hodnotu právě 10 opakování.

Autoři studie (Laycock, Jerwood, 2001) dále uvádějí, že pokud se během intervenčního programu bude počet rychlých kontrakcí zvyšovat, daná hodnota maximálních volních kontrakcí je potom pro pacienta určující hodnotou k dennímu opakování.

Příklad 3: 4/6/5//9 = stupeň 4, drženy po dobu 6 s, opakováno 5x, následováno 9 rychlými kontrakcemi.

Výše uvedené komponenty jsou jednotné. Zbylé komponenty, zastupující písmena ECT se napříč literaturou liší.

Autoři studie (Laycock, Jerwood, 2001) zbytek testu popsali takto:

ECT = Every Contraction Timed = Každá Kontrakce Měřená

Tato poslední 3 písmena připomínají, že u každé z předchozích částí schématu musí být měřen čas a vše musí být zaznamenáno.

Ostravský koncept léčby močové inkontinence (Krhut, Holaňová, Muroňová, 2005) popisuje zbylá písmena následovně:

E = Elevation = Elevace

Při maximální kontrakci hodnotí terapeut přítomnost či nepřítomnost elevace perinea.

C = Co-Contraction = Ko-kontrakce

Při maximální kontrakci hodnotí terapeut přítomnost či nepřítomnost kontrakce m. transversus abdominis.

T = Timing = Časová reflexní kontrakce

Proband je vyzván ke kašli a terapeut současně hodnotí přítomnost či nepřítomnost současné kontrakce svalstva pánevního dna.

Cílem pilotní studie bylo zjistit, zda je schéma PERFECT vhodným testem k vyhodnocení stavu svalstva pánevního dna a zda může být použito jako hodnotící prvek při vlastním výzkumu.

Touto pilotní studií bylo zjištěno, že schéma PERFECT je sice k hodnocení svalstva pánevního dna vyhovující, nicméně v případě designu této studie je jeho použití nevhodné (viz kapitola 6. Diskuse).

4.4.1 Popis průběhu studie

Po vstupních informacích, anatomickém, fyziologickém a funkčním popisu svalstva pánevního dna, popisu průběhu celého testování a získání informovaného souhlasu probanda, bylo provedeno kineziologické vyšetření. Následně byla probandem zaujata příslušná pozice pro vlastní měření – leh na zádech s flektovanými dolními končetinami v kyčelních i kolenních kloubech, abdukováné na šíři pánve, podložená hlava, horní končetiny podél těla.

V první části byla změřena maximální kontrakce a výdrž v kontrakci. Následně proband setrval po dobu pěti minut v pozici lehu na zádech tak, aby došlo k regeneraci svalstva PD. Během intervalu odpočinku byl proband obeznámen s následující cvičební jednotkou: byly mu vysvětleny a předvedeny posturální cviky na stroji Power Plate (viz Příloha I – Pokyny pro probanda). První cvičební jednotka probíhala při zapnutých vibracích. Následně byl proveden opět test maximální kontrakce a výdrže v kontrakci a to v první a páté

minutě po zatížení, ke zjištění vlivu vibrační stroje Power Plate na svalstvo pánevního dna. Po desetiminutové regeneraci v lehu na zádech se celý postup od cvičební jednotky opakoval, s výjimkou toho, že při cvičení na stroji Power Plate, byly vibrace při druhé cvičební jednotce vypnuté.

Shrnutí průběhu testování:

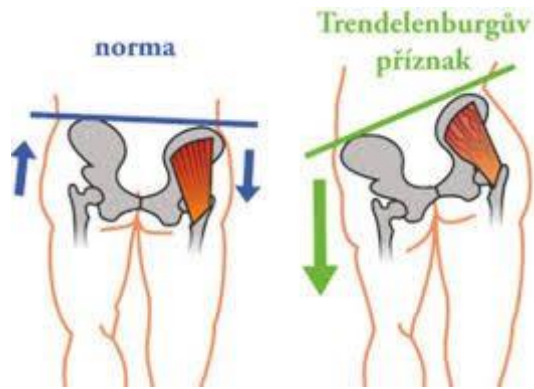
- poučení o vyšetření, přístroji a designu studie, získání informovaného souhlasu,
- kineziologické vyšetření,
- měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži,
- odpočinek 5 minut,
- cvičební jednotka posturálních cviků na stroji Power Plate s vibracemi,
- měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži v 1. a 5. minutě po cvičební jednotce,
- odpočinek 10 minut,
- cvičební jednotka posturálních cviků na stroji Power Plate bez vibrací,
- měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži v 1. a 5. minutě po cvičební jednotce.

4.4.2 Kineziologické vyšetření pánevní oblasti

Z důvodu eliminace negativních vlivů, které by mohly zkreslovat výsledky měření, byla provedena následující kineziologická vyšetření:

1. Trendelenburg test

Dle portálu www.physio-pedia.com můžeme definovat Trendelenburgův test jako fyzikální vyšetření, jehož účelem je zjistit svalové dysbalance v oblasti pánve (související s oslabením abduktorů nebo bolestí kyčelního kloubu, kyčelní luxace, revmatickou artritidou nebo např. osteoartritidou). Test považujeme za pozitivní, pokud dojde při stožení na jedné noze, jenž je flektovaná v kyčelním i kolenním kloubu v úhlu 90 °, k poklesu pánve na kontralaterální straně. Při chůzi se pozitivita testu projevuje úklonem trupu na ipsilaterální stranu během stojné fáze oslabené končetiny. Za optimální výdrž jsme považovali 20 sekund bez laterálního posunu pánve.

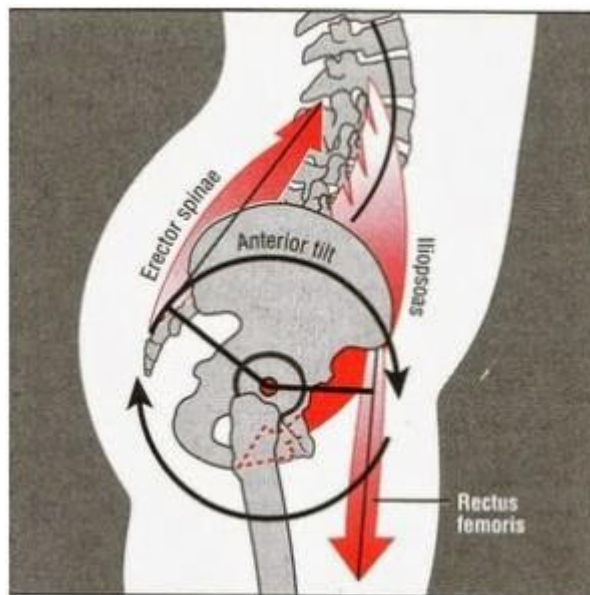


Obrázek 11: Trendelenburgův příznak (www.wikiskripta.eu, 2016)

2. Aspekční posouzení postavení pánve

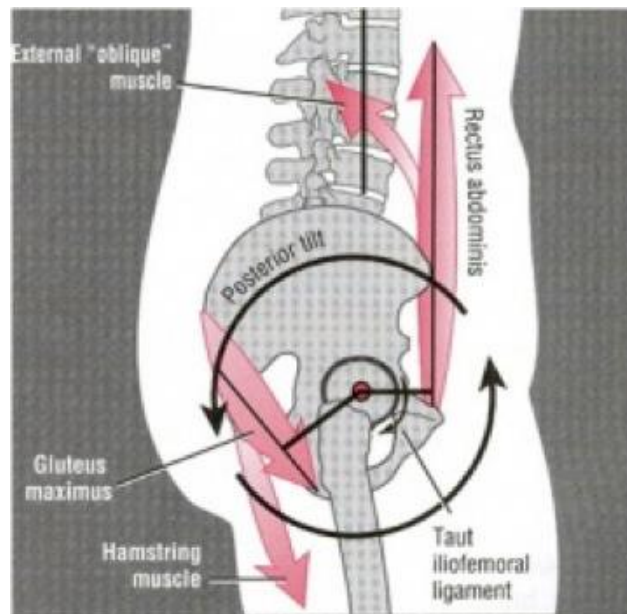
Při laterální aspekci pánve bylo hodnoceno postavení pánve a odklonění spojnice spin (*spina iliaca anterior superior* a *spina iliaca anterior inferior*) od horizontální osy. Za optimální sklon jsme považovali úhel do 30 °.

- anteverzní postavené pánve



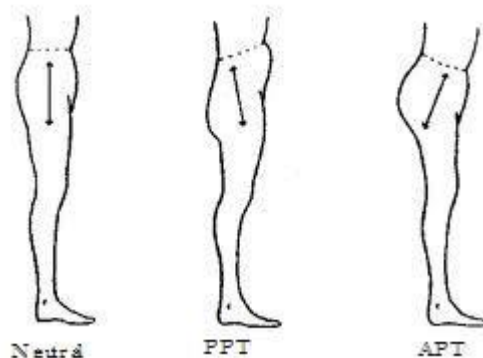
Obrázek 12: Anteverzní postavení pánve (NuChiro, 2011)

- retroverzní postavení pánve



Obrázek 13: Retroverzní postavení pánve (NuChiro, 2011)

- neutrální postavení pánve



Obrázek 14: Postavení pánve (NuChiro, 2011)

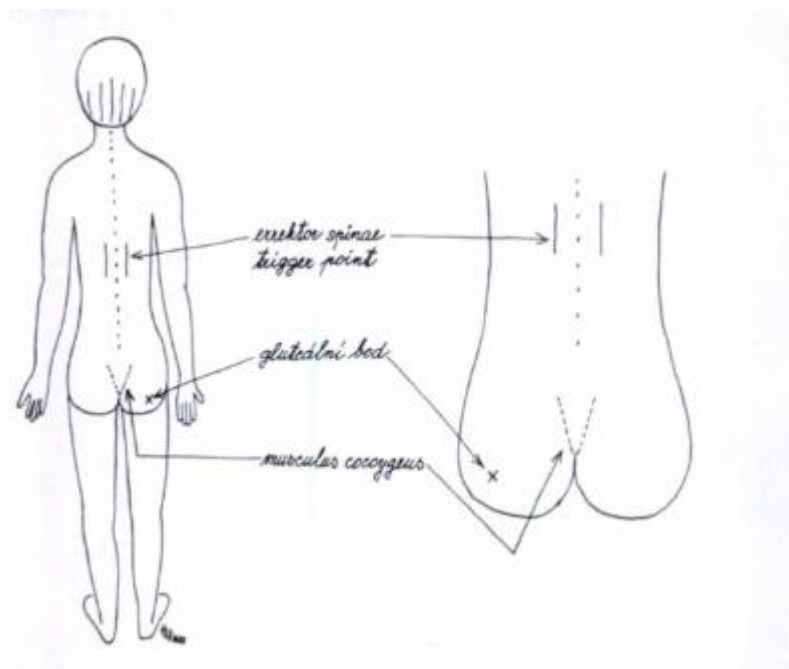
3. Silverstoipův – Skoglundův fenomén (*S - reflex*)

S - reflex je symptomem kineziologického rozboru objevujícím se v souvislosti s dysfunkcí pánevního dna (např. u kostrčového syndromu, bolestí lumbální páteře, aj.) (Marek, 2000).

Reflex je diagnostikován nahrnutím svalstva paravertebrálního valu směrem k páteři a přebrnknutím zpět přes paravertebrální val. *S - reflex* se chová jako trigger point v *m. longissimus thoracis*. Při pozitivitě se projeví záškubem a následnou aktivitou *mm. gluteí*, hamstringů, svalstva v oblasti bederní páteře nebo anteverzí pánve (Liebenson,

2007). Autor vysvětluje přítomnost trigger pointů v hrudním erektoru jako důsledek špatné funkce HSSP, kterou právě vzpřimovač jako kompenzující mechanismus nahrazuje.

V době, kdy Silverstolpe popsal *S – reflex*, byla za jeho pozitivitu považována přítomnost bolesti a odporu při palpaci *lig. sacrotuberale*. Dle dnešních autorů (Lewit, 1990; Liebenson, 2007; Tichý 2009) ovšem příčina není v *lig. sacrotuberle*, ale v přítomnosti trigger pointů v *m. coccygeus* uloženém pod ním.



Obrázek 15: *S – reflex* (Liebenson, 2007)

4.4.3 Měření hodnot síly kontrakce *m. levator ani*

Pro objektivizaci měření jsme v naší studii využili jako měřidlo tlakovou sondu umístěnou dle palpačního vyšetření přesně na místo, aby měřicí část sondy přiléhala ke svalu *m. levator ani*, jehož aktivitu jsme monitorovali. Sondu si proband zavedl sám, terapeutka ji pak zkorigovala na přesné místo a její pozici po celou dobu měření hlídala, aby nedošlo k jakémukoliv posunu tlakové sondy mimo určené místo. Odbornou terapeutkou byla Mgr. Michaela Havlíčková, fyzioterapeutka FN Motol zaměřující se přímo na dysfunkce pánevního dna. S touto oblastí lidského těla pracuje denně, proto je k tomuto úkolu dostatečně kvalifikovaná.

Měřicím přístrojem byl stroj Myomed 632x. Jedná se o měřicí přístroj poskytující kompletní biofeedback. Monitoruje elektrickou aktivitu svalů pomocí povrchových i dutinových elektrod. Zpětná vazba o získaných výsledcích je zobrazená na LCD obrazovce

s předem nastavitelnými prahovými hodnotami svalové kontrakce. Přístroj nabízí 2 formy terapie: elektrostimulace a EMG feedback. Ty mohou být použity samostatně nebo v kombinaci. Pro naši studii jsme využili schopnost přístroje měřit změny tlaku v důsledku kontrakce svalstva PD pomocí dutinových elektrod.

Technické specifikace stroje Myomed 632x:

EMG feedback: kanály 2, nezávislé

Tlakový feedback: 1

Kombinace EMG feedback / tlakový feedback: ano (2 kanálový - EMG, tlak - 1 kanál)

Rozsah měření EMG: 4 - 10,000 μ V a logaritmicky

Rozsah měření tlaku: 0 až 360 hPa

Současné kanály: 2, nezávislé, plně galvanicky izolované

Současné typy: v současnosti 16 typů, 36 variant

Programovatelné pozice: neomezené

Přednastavené programy: > 100

Napájecí napětí: 100-240 V \pm 10 % (50/60 Hz)

Rozměry (š x h x v) : 39x37x24 cm

Hmotnost: 6,2 kg

Pro výzkumné účely jsme hodnotili 2 proměnné – velikost síly maximální kontrakce a hodnoty síly kontrakce během desetisekundové výdrž.

Maximální kontrakce byla provedena následujícím způsobem: proband provedl 3x za sebou kontrakci svalstva pánevního dna trvající 5 sekund. Interval odpočinku mezi jednotlivými kontrakcemi je stanoven dle Browna (2001) na 30 sekundách. Ze tří získaných nejvyšších hodnot kontrakce byla následně vypočítána jejich suma.

Výdrž v kontrakci: tuto proměnnou jsme měřili pouze jednou. Dle Browna (2001) by vícenásobné testování způsobilo fenomén únavy a následná měření pro výzkum by pak nebyla reliabilní. Proband tedy provedl jednu desetisekundovou výdrž v maximální volní kontrakci svalstva pánevního dna. Mezi nejvyšší a nejnižší hodnotou této kontrakce byl vypočítán rozdíl.

4.4.4 Postup cvičební jednotky na stroji Power Plate

Proband byl obeznámen s funkcí stroje Power Plate. Pokud se se strojem nikdy předtím neseťkal, před vlastním testováním byl umístěn v pozici stoje mírně rozkročeného na vibrační plošinu se zapnutými vibracemi pro získání subjektivního vjemu vibrací. Časový interval setrvání v této pozici byl stanoven tak, aby neovlivnil kvalitu pozdějšího měření. Všechny posturální pozice cvičební jednotky byly vysvětleny, předvedeny a počáteční poloha zkorigována. Následný časový interval setrvání v této pozici probíhal již bez korekce.

- Nastavení stroje Power Plate pro cvičební jednotku:
 - Frekvence vibrací: 30 Hz
 - Amplituda: nízká (2 mm)
 - Časový interval pro provedení pozice: 30 s
- Metodotvorné komponenty cvičební jednotky:
 - Čas zatížení: 30 sekund
 - Interval odpočinku: 30 sekund
 - Způsob odpočinku: pasivní

4.4.5 Cvičební jednotka na stroji Power Plate

- Pozice zaujaté probandem na stroji Power Plate:
 1. Mírný podřep rozkročný (45 ° v kyčelním kloubu), předpažit – staticky



Obrázek 16: Podřep rozkročný

2. Podřep rozkročný (0 – 90 ° v kyčelním kloubu), předpažit – dynamicky



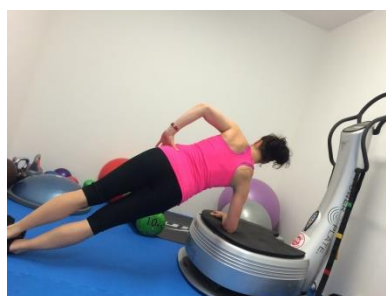
Obrázek 17: Dřep dynamicky

3. Podpor na předloktí (horní končetiny na Power Plate)



Obrázek 18: Podpor na předloktí

4. Podpor stranou na pravém předloktí (pravá horní končetina na Power Plate)



Obrázek 19: Podpor stranou na pravém předloktí

5. Podpor stranou na levém předloktí (levá horní končetina na Power Plate)



Obrázek 20: Podpor stranou na levém předloktí

6. Leh na zádech pokrčmo, pánev vzhůru (dolní končetiny na Power Plate)



Obrázek 21: Pánevní most

7. Sed pokrčmo přednožný, předpažit



Obrázek 22: Sed pokrčmo přednožný, předpažit

4.5 Analýza dat

Ze souboru dat, který zaznamenala zavedená tlaková sonda stroje Myomed 632x, byly vyselektovány hodnoty jednotlivých kontrakcí a výdrže v kontrakci.

Z naměřených hodnot síly maximální kontrakce byla vybrána hodnota nejvyšší.

Z hodnot zaznamenaných během výdrže v kontrakci byla analyzována jednak hodnota nejvyšší, a také hodnota nejnižší. Hodnota nejnižší byla analyzována tak, že se v průběhu následujícího času trvání dané kontrakce po ní ještě vyskytlo číslo vyšší hodnoty. To z důvodu, že nejnižší hodnota by se ve skutečnosti vyskytovala na konci desetisekundové výdrže při vědomé svalové relaxaci. Pro potřeby naší studie jsme ovšem potřebovali změřit nejnižší hodnotu síly v průběhu svalové kontrakce.

K analýze selektovaných dat byla použita základní deskriptivní statistika (suma, průměr, směrodatná odchylka, variační rozpětí). Z nejvyšších hodnot síly maximální kontrakce byla vytvořena suma, následně vyhodnocen z výsledných sum průměr, směrodatná odchylka a variační rozpětí. Z analyzovaných maximálních a minimálních hodnot síly kontrakce při desetisekundové výdrži byl vypočítán rozdíl. Z výsledných rozdílů pak průměr jednotlivých měření, směrodatná odchylka a variační rozpětí.

Následně byla použita analýza rozptylu s opakováním a párový T-test. Vzhledem k velikosti souboru byla pro interpretaci dat použita Geisser - Greenhouse korekce.

Pro určení významnosti rozdílů jednotlivých sekcí byla zvolena hladina statistické významnosti $p < 0,05$, což je hodnota doporučována mnoha autory, např. Chráska, 2007 a Cohen, 1988.

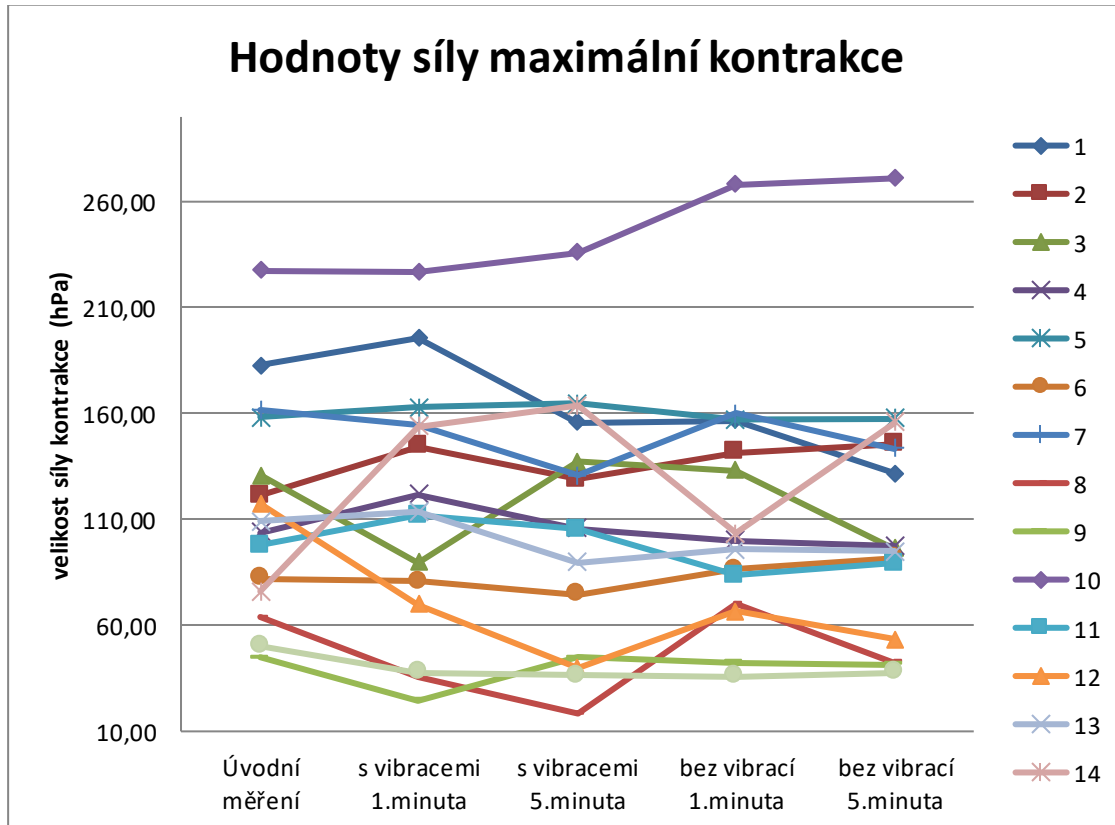
5 Výsledky

Dle výše uvedených hypotéz byla analýza výsledků rozdělena do dvou částí. První byly analyzovány hodnoty síly maximálních kontrakcí probandů (viz graf č. 1-8), následně potom nejvyšší a nejnižší hodnoty výdrže v maximální kontrakci (viz graf č. 9-16). V tabulkách č. 2-5 jsme uvedli číselné shrnutí hodnot síly maximální kontrakce a shrnutí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci.

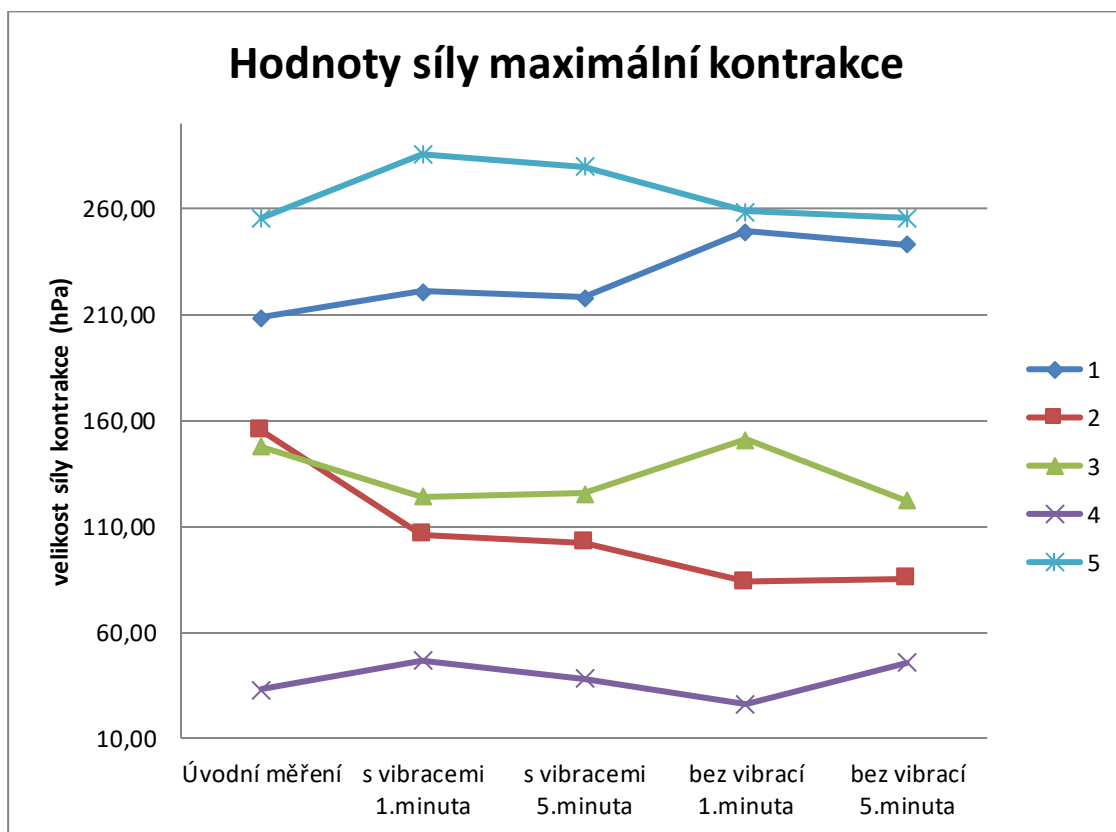
Celkový výzkumný soubor byl rozdělen na 2 skupiny. 15 probandů absolvovalo výzkum dle výše zmíněného designu – první cvičební jednotka byla aplikována s vibracemi stroje Power Plate. 5 zbývajících probandů selektovaných náhodným výběrem absolvovalo výzkum v otočeném pořadí cvičebních jednotek – jako první byla aplikována cvičební jednotka bez přítomnosti vibrací. Nazvali jsme tuto skupinu skupinou kontrolní. Tato změna byla provedena za účelem potvrzení či vyvrácení výsledků studie při změně designu studie.

5.1 Tabulky hodnot síly maximálních kontrakcí (měřeno v hPa).

Graf 1: Kompozitní výsledek síly maximální kontrakce

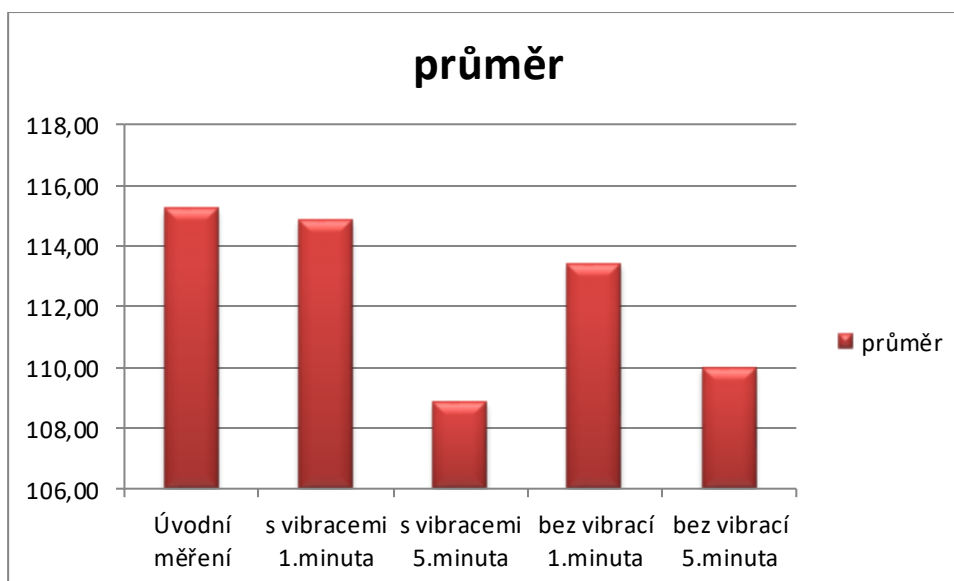


Graf 2: Kompozitní výsledek síly maximální kontrakce - kontrolní skupina

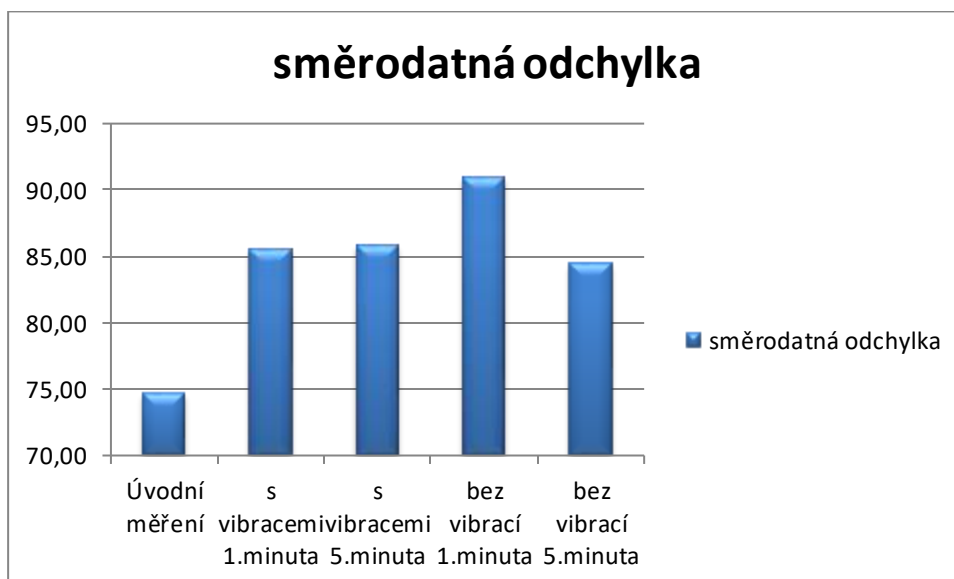


5.2 Shrnutí hodnot síly maximální kontrakce:

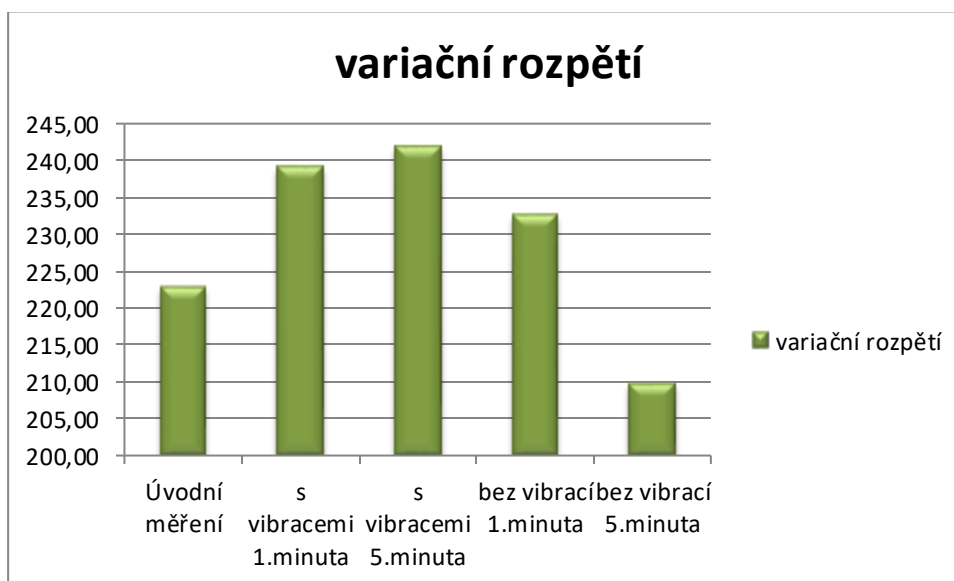
Graf 3: Průměr hodnot síly maximální kontrakce



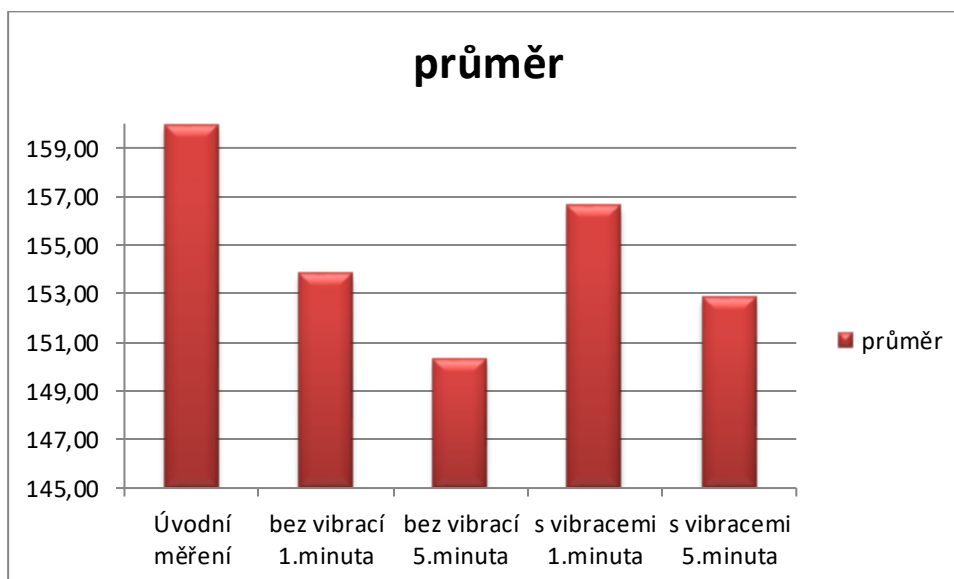
Graf 4: Směrodatná odchylna hodnot síly maximální kontrakce



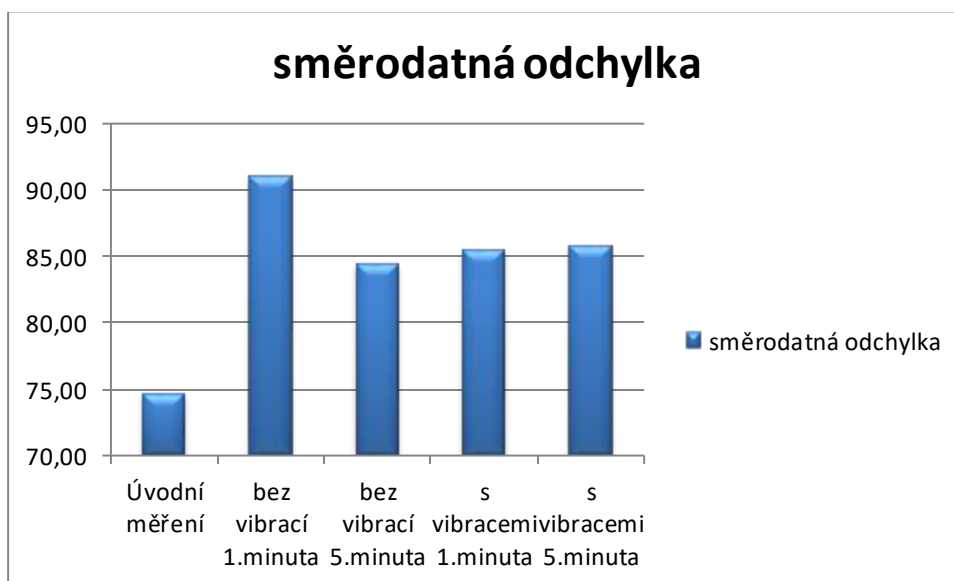
Graf 5: Variační rozpětí hodnot síly maximální kontrakce



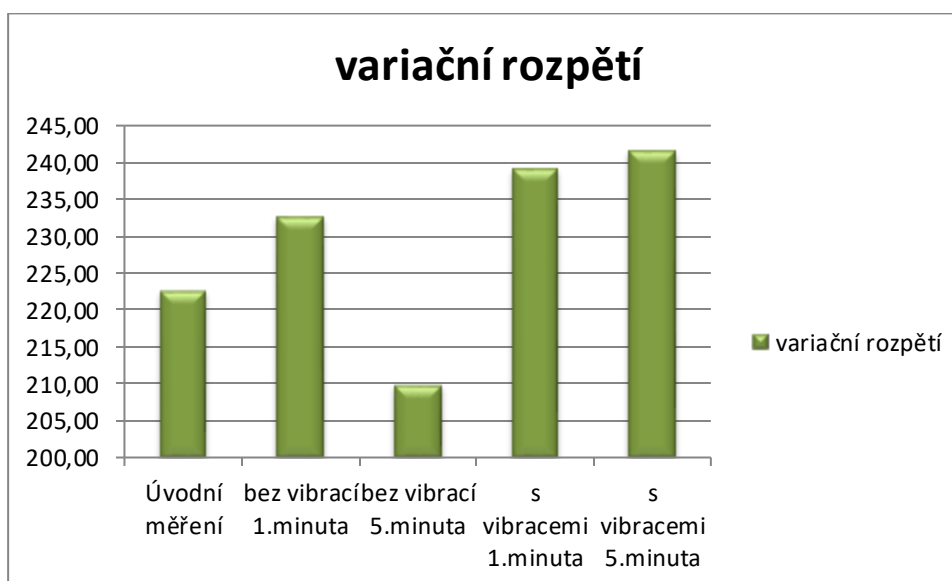
Graf 6: Průměr hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina



Graf 7: Směrodatná odchylka hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina

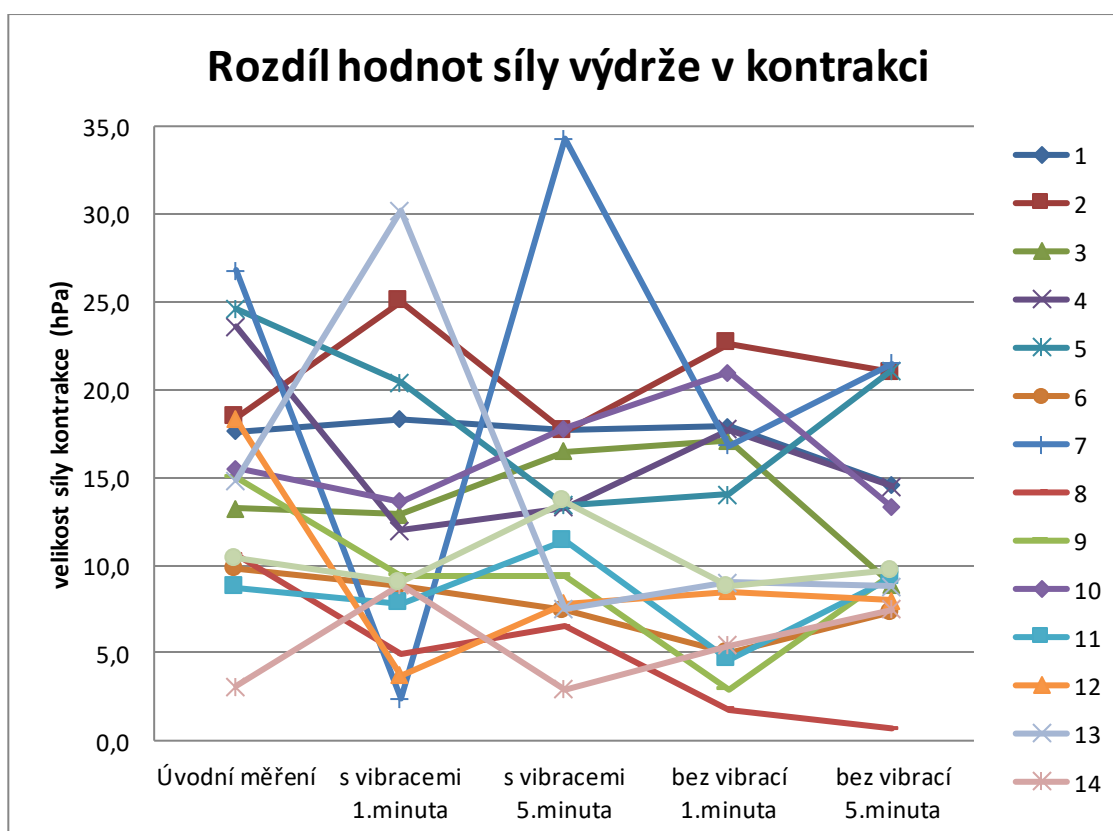


Graf 8: Variační rozpětí hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina

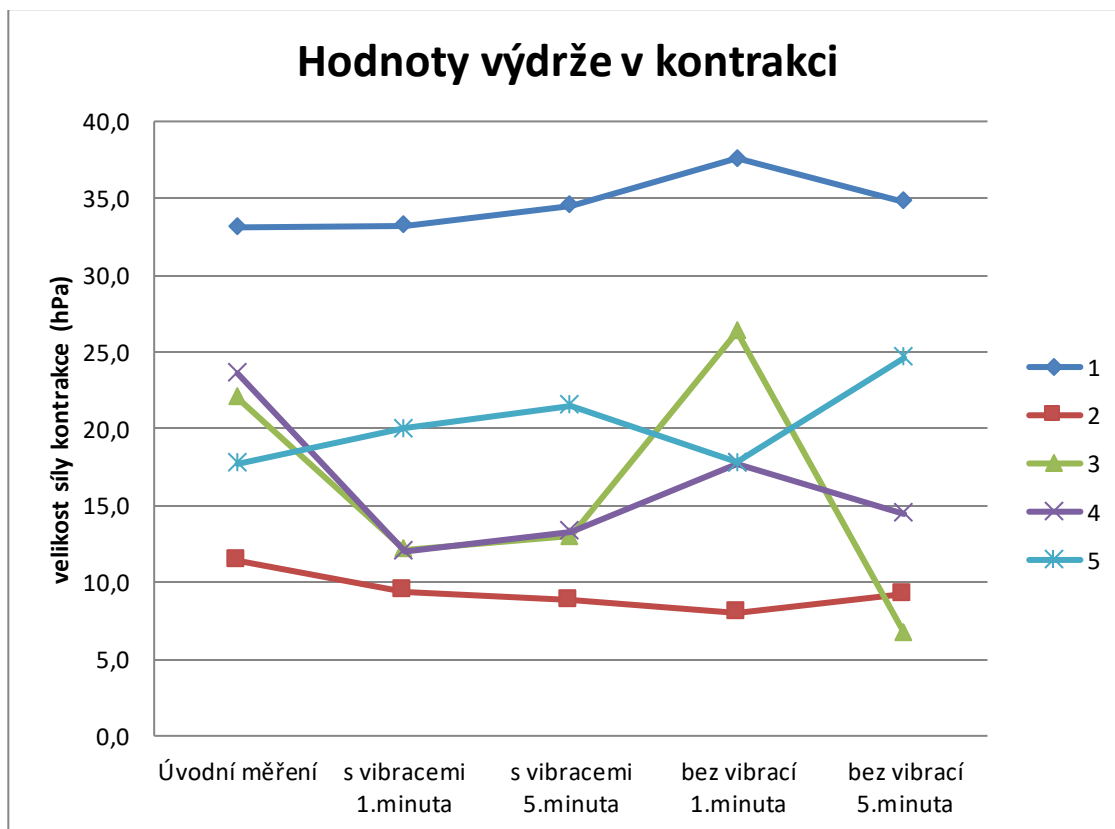


5.3 Tabulky hodnot síly výdrže v kontrakci

Graf 9: Rozdíl maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci

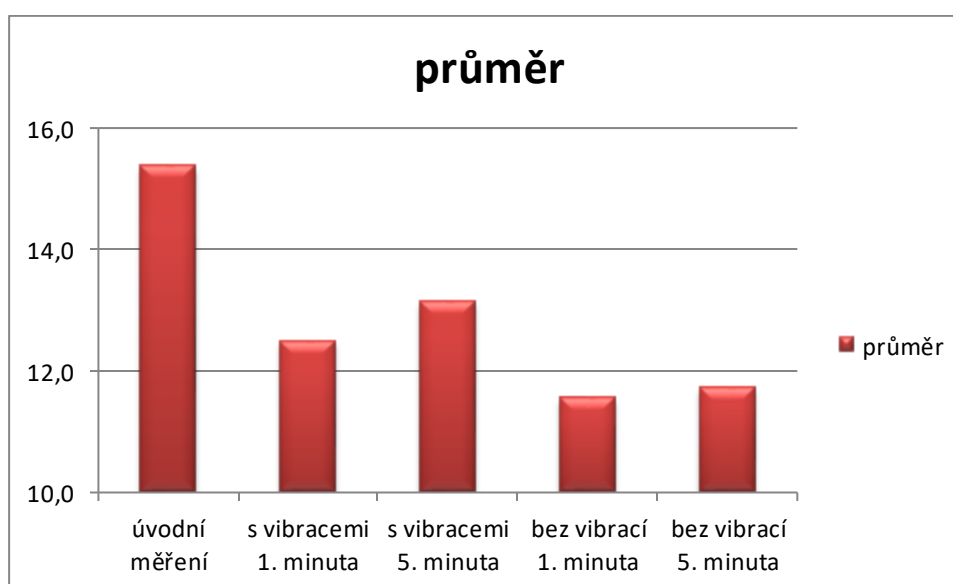


Graf 10: Rozdíl maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci – kontrolní skupina

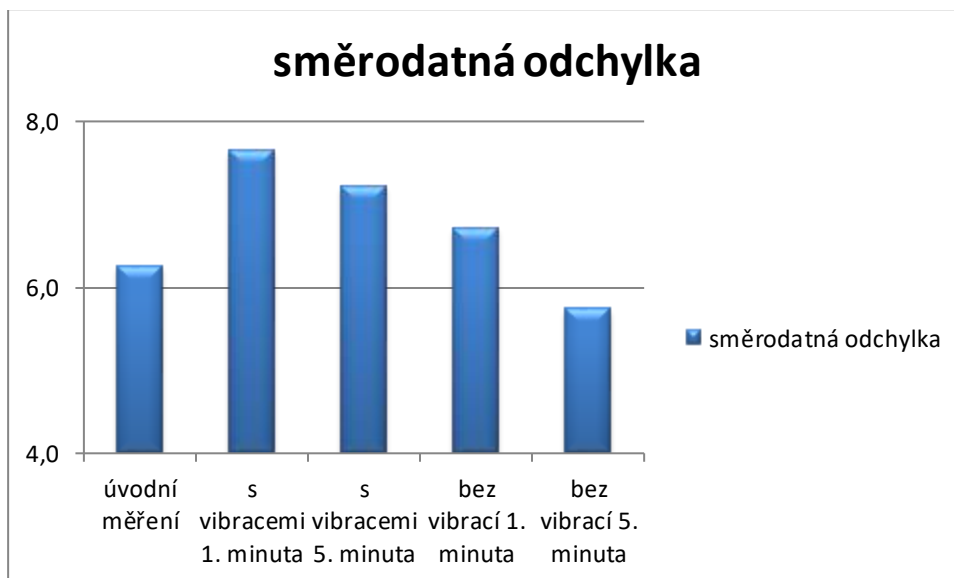


5.4 Shrnutí hodnot síly výdrže v kontrakci

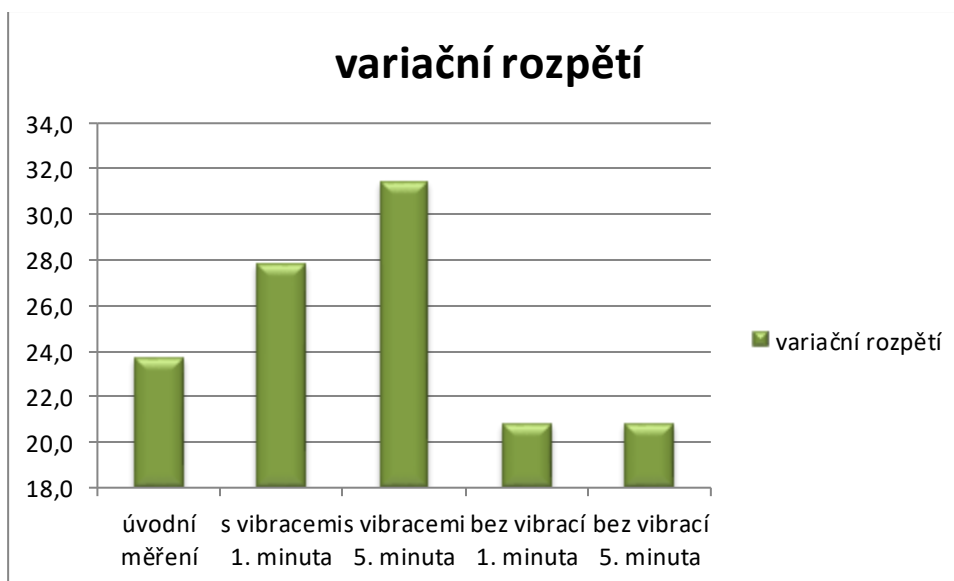
Graf 11: Průměr rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži



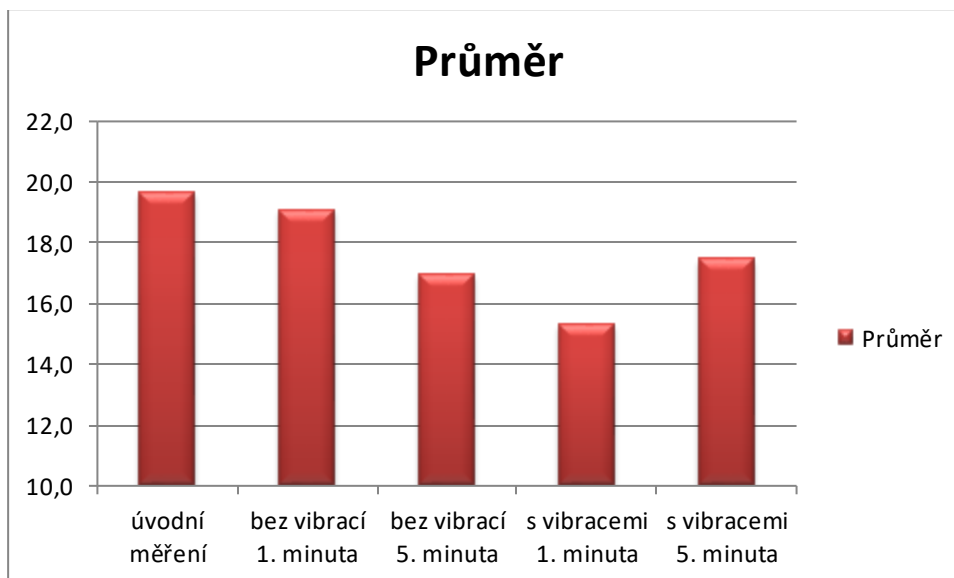
Graf 12: Směrodatná odchylka rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrž



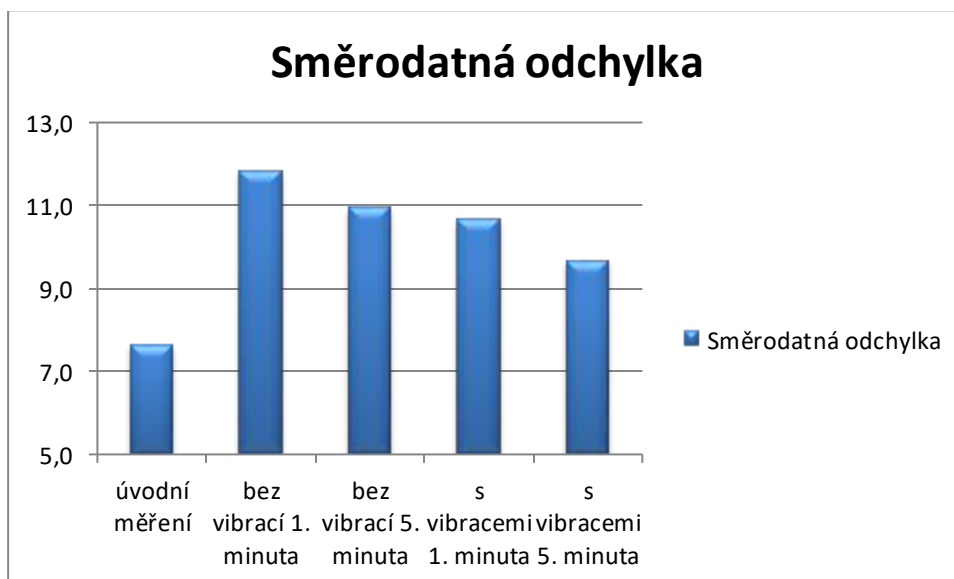
Graf 13: Variační rozpětí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrž



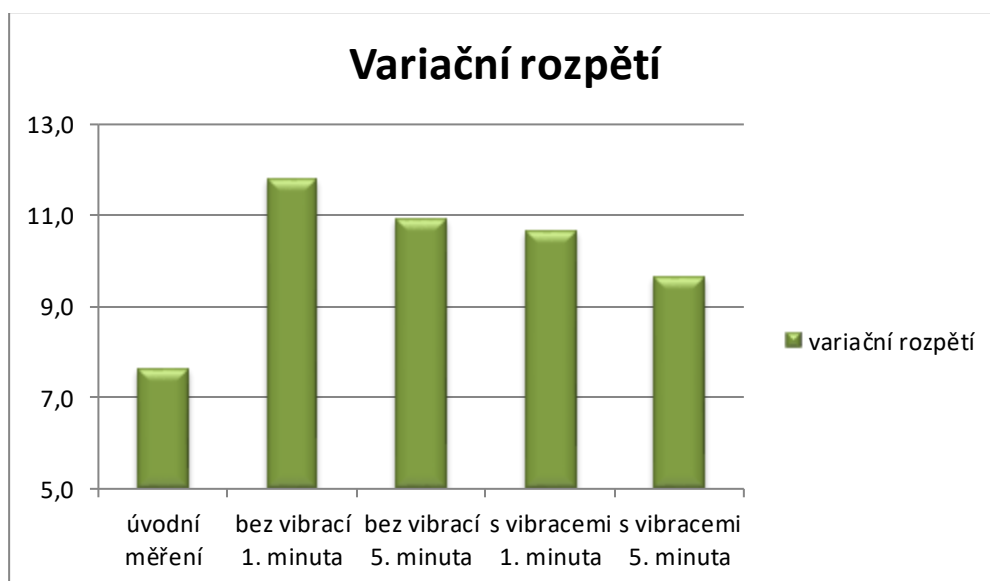
Graf 14: Průměr rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrž – kontrolní skupina



Graf 15: Směrodatná odchylka rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrž – kontrolní skupina



Graf 16: Variační rozpětí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži – kontrolní skupina



Tabulka 2: Číselné shrnutí hodnot síly maximální kontrakce

	Úvodní měření	S vibracemi 1. minuta	S vibracemi 5. minuta	Bez vibrací 1. minuta	Bez vibrací 5. minuta
Průměr	115,19	114,84	108,84	113,39	109,97
Směrodatná odchylka	49,21	57,54	57,80	56,83	58,97
Variační rozpětí	182,40	202,40	217,80	232,50	233,30

Tabulka 3: Shrnutí hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina

	Úvodní měření	Bez vibrací 1. minuta	Bez vibrací 5. minuta	S vibracemi 1. minuta	S vibracemi 5. minuta
Průměr	159,90	153,78	150,28	156,58	152,80
Směrodatná odchylka	73,64	90,92	84,38	85,43	85,78
Variační rozpětí	222,70	232,60	209,80	239,00	241,60

Tabulka 4: Číselné shrnutí rozdílů maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci

	Úvodní měření	S vibracemi 1. minuta	S vibracemi 5. minuta	Bez vibrací 1. minuta	Bez vibrací 5. minuta
Průměr	15,4	12,5	13,1	11,5	11,7
Směrodatná odchylka	6,2	7,6	7,2	6,7	5,7
Variační rozpětí	23,7	27,8	31,4	20,8	20,8

Tabulka 5: Číselné shrnutí rozdílů maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci – kontrolní skupina

	Úvodní měření	Bez vibrací 1. minuta	Bez vibrací 5. minuta	S vibracemi 1. minuta	S vibracemi 5. minuta
Průměr	19,6	19,1	17,0	15,3	17,4
Směrodatná odchylka	7,6	11,8	10,9	10,6	9,7
Variační rozpětí	21,7	31,9	28,1	31,3	25,7

5.5 ANOVA test

Anova test, dle portálu www.cit.vfu.cz, porovnává rozdíly průměrů pro všechny možné páry. Testuje tudíž hypotézu udávající stejnou střední hodnotu výběrů.

K vyhodnocení slouží jako testovací kritérium tzv. F-test. Pokud by platila hypotéza udávající statisticky významnou rozdílnost středních hodnot, byl by F-test významně vyšší než 1 (ústní sdělení). U vyhodnocení kompozitního výsledku maximální kontrakce i kontrakce ve výdrži se F-poměr pohybuje v hodnotách nižších než 1. (0,34, resp. 0,18). Mauchlyho test indikuje porušení předpokladu homogenity rozptylu uvnitř skupin, $c(2)(9)=22$ (kontrolní skupina 29,9), $p = 0.008942$ (kontrolní skupina. 0.000455). Stupně volnosti byly proto upraveny Geisser – Greenhouse křivkou ($e = 0.605945$, resp. 0.482185). Tato korekce má vliv na úroveň pravděpodobnosti, která byla v obou skupinách vysoká (Pro Level = 0.846507, resp. 0.947380). Pro obě skupiny ovšem byly hodnoty i po korekci stále dost vysoké (0.750696|0.790939|0.566404, resp. 0.834645|0.938139|0.696193). Aby došlo

k potvrzení hypotéz, že vibrace stroje Power Plate mají statisticky významný vliv na kontrakci *m. levator ani*, hladina pravděpodobnosti by musela být < 0.05 .

Z analýzy tohoto testu tedy vyplývá, že vibrace stroje Power Plate nemají statisticky významný vliv na maximální kontrakci ani na výdrž v kontrakci *m. levator ani*.

Pokud bychom zkoumali věcnou významnost, došli bychom ke stejnému závěru. Rozdíl hodnot (viz tabulky 2-5) sice patrný v některých případech vzájemného srovnání jednotlivých měření je, ale je natolik malý, že tento výsledek nemůžeme považovat ani jako věcně významný.

Vyhodnocení Anova testů viz Příloha II.

5.6 Párový T-test

Párový T-test je testem rovnosti středních hodnot dvou náhodných veličin (dvou „spárovaných“ základních souborů) (Jaroš, 1998).

Pro vyhodnocení zda vibrace stroje Power Plate ovlivňují nebo neovlivňují sledované vlastnosti (kontrakci *m. levator ani*) je tedy tento test vhodný.

Pro vyhodnocení tohoto testu, je potřeba nejdříve nadefinovat dvě alternativní hypotézy H_0 a H_1 :

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1: \mu_1 \neq \mu_2$$

Hypotéza H_0 představuje tvrzení, že střední hodnoty dvou nezávislých souborů hodnot se rovnají. Alternativní hypotéza H_1 naopak tvrdí, že se střední hodnoty nerovnají (Jaroš, 1998).

Pro vyhodnocení, jestli platí hypotéza H_0 nebo H_1 , je potřeba vyčíslit parametr R , který lze vypočítat následujícím způsobem:

$$R = \frac{\bar{Z}}{S_Z}$$

$$\bar{Z} = \bar{X}_1 - \bar{X}_2 \qquad \bar{X}_1 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{1i} \qquad \bar{X}_2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{2i}$$

S_Z je směrodatná odchylka veličiny $Z = X_1 - X_2$, tedy

$$S_Z = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Z_i - \bar{Z})^2}$$

$$Z_i = X_{1i} - X_{2i}$$

Vypočtený parametr R porovnáme s tabelovými kritickými hodnotami t-rozdělení.

$W: |R| > t_{\alpha}(n - 1) \rightarrow \text{zamítáme } H_0$

Pokud je hodnota R větší než tato tabelovaná hodnota, tak zamítáme hypotézu H_0 . Pokud je hodnota nižší, je pravděpodobné, že hypotéza H_0 platí (ústní sdělení – ing. Tomáš Jindra).

Pokud tedy výše uvedený test aplikujeme na soubor experimentálních dat, vychází následující závěry.

Při analýze vlivu stroje Power Plate na maximální kontrakci *m. levator ani* nelze ani v jednom případě (měření v 1. minutě a 5. minutě) vyvrátit hypotézu H_0 (tzn., že střední hodnota měření po cvičební jednotce s vibracemi se rovná střední hodnotě měření po cvičební jednotce bez vibrací). Z toho vyplývá, že je vysoce pravděpodobné, že vibrace stroje Power Plate nemají vliv na sledovaný parametr. Tento závěr potvrzuje i statistické vyhodnocení kontrolního souboru.

Při analýze vlivu stroje Power Plate na výdrž v kontrakci *m. levator ani* nelze ani v jednom případě vyvrátit hypotézu H_0 (tzn., že střední hodnota rozdílů s vibracemi se rovná střední hodnotě rozdílů bez vibrací). Ze získaných výsledků testu můžeme díky malému rozdílu hodnot parametru R a hodnoty T -rozdělení jednoznačně tvrdit pouze to, že je zapotřebí realizovat další měření (získat více dat) k podpoře tvrzení, že vibrace stroje Power Plate nemají vliv na kontrakci *m. levator ani*.

Vyhodnocení T -testů pro jednotlivé soubory dat viz Příloha III.

5.7 Konfrontace s hypotézami

H 1: Po aplikaci vibrací stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zvýšení síly maximální kontrakce m. levator ani.

Hypotéza 1 potvrzena nebyla.

Rozdíl průměrů kompozitního výsledku maximálních kontrakcí *m. levator ani* mezi úvodním měřením a měřením po cvičební jednotce s vibracemi byl: 0,35 hPa (0,3 %) v 1. minutě, resp. 6,35 hPa (5,5 %) v 5. minutě. Vyšší hodnota byla v obou případech u úvodního měření.

Kontrolní skupina potvrdila závěr hypotézy 1 – kompozitní výsledek kontrakce z úvodního měření byl nejvyšší. Rozdíl průměrů kompozitního výsledku maximálních kontrakcí *m. levator ani* z úvodního měření v porovnání s rozdílem průměrů kompozitního výsledku maximálních kontrakcí *m. levator ani* z měření po cvičební jednotce s vibracemi byl

3,32 hPa v 1. minutě (2,1 %) a 7,10 hPa (4,4 %) v 5. minutě ve prospěch hodnot z úvodního měření.

Výsledky Anova testu i párového T-testu potvrdily, že po aplikaci vibrační stroje Power Plate nedojde ke statisticky významnému zvýšení síly maximální kontrakce *m. levator ani*.

H 2: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zvýšení klidového napětí m. levator ani.

Hypotéza 2 potvrzena nebyla.

Analýza kontrakcí svalu *m. levator ani* byla vždy provedena od nulové hodnoty. Během měření nedocházelo k posunu bazální hodnoty klidového napětí *m. levator ani*.

H 3: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému snížení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce během desetisekundové výdrže m. levator ani v porovnání s hodnotami z úvodního měření.

Hypotéza 3 nebyla potvrzena.

Hodnota průměru rozdílu síly maximální a minimální kontrakce během desetisekundové výdrže se po aplikaci cvičební jednotky s vibracemi snížila o 2,9 hPa (18,8 %) v 1. minutě a 2,3 hPa (14,9 %) v 5. minutě, u kontrolní skupiny pak o 4,3 hPa (21,9 %) v 1. minutě, resp. 2,2 hPa (11,2 %) v 5. minutě.

H 4: Po aplikaci vibrační stroje Power Plate dojde ke statisticky významnému zmenšení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce během desetisekundové výdrže m. levator ani v porovnání s hodnotami naměřenými po cvičební jednotce bez vibrací.

Hypotéza nebyla potvrzena.

Porovnáním průměrů hodnot rozdílu síly maximální a minimální kontrakce během desetisekundové výdrže po aplikaci cvičební jednotky s vibracemi a bez vibrací jsme zjistili, že menší průměrný rozdíl hodnot síly maximální a minimální kontrakce nastal po aplikaci cvičební jednotky bez vibrací a to o 1,0 hPa (8 %) v 1. minutě a 1,4 hPa (10,7 %) v minutě 5.

U kontrolní skupiny byl naměřen rozdíl hodnot síly kontrakce ve výdrži v 1. minutě po cvičení nižší u cvičební jednotky s vibracemi o 3,8 hPa (19,9 %). V 5. minutě byl rozdíl hodnot síly kontrakce ve výdrži nižší po cvičení bez vibrací a to o 0,4 hPa (2,3 %).

Výsledky Anova testu i párového T-testu potvrdily, že po aplikaci vibrační stroje Power Plate nedojde ke statisticky významnému snížení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce během desetisekundové výdrže *m. levator ani* v porovnání s hodnotami naměřenými po cvičební jednotce bez vibrací.

H 5: Hodnoty síly maximální kontrakce m. levator ani po posturálním cvičení s aplikací vibrační stroje Power Plate budou statisticky významně vyšší v porovnání s hodnotami síly maximální kontrakce m. levator ani po posturálním cvičení bez aplikace vibrací.

Hypotéza nebyla potvrzena.

Rozdíl průměrů kompozitního výsledku maximálních kontrakcí mezi měřením po cvičební jednotce s vibracemi a měřením po cvičební jednotce bez vibrací v 1. minutě byl o 1,45 hPa (1,3 %) vyšší při měření po jednotce s vibracemi. V 5. minutě po cvičební jednotce bez vibrací byla průměrná hodnota kompozitního výsledku maximálních kontrakcí vyšší o 1,13 hPa (1,0 %).

U kontrolní skupiny byly průměrné hodnoty kompozitního výsledku po cvičební jednotce s vibracemi vyšší v 1. i 5. minutě než průměrné hodnoty kompozitního výsledku maximální kontrakce po cvičební jednotce bez vibrací a to o 2,8 hPa (1,8 %), resp. 2,5 hPa (1,6 %).

Výsledky Anova testu i párového T-testu potvrdily, že hodnoty síly maximální kontrakce *m. levator ani* po posturálním cvičení s aplikací vibrační stroje Power Plate nejsou statisticky významně vyšší v porovnání s hodnotami síly maximální kontrakce *m. levator ani* po posturálním cvičení bez aplikace vibrací.

6 Diskuse

Cílem této práce bylo zjistit, zda vibrace stroje Power Plate ovlivní velikost kontrakce *m. levator ani*. Tuto studii jsme provedli na dvacetičlenném souboru žen splňujícím kritéria výběru (viz kapitola 4.1. Popis výzkumného souboru). Po analýze souboru dat a získaných výsledků testů jsme došli k závěru, že stroj Power Plate nemá statisticky významný ani věcně významný vliv na velikost kontrakce svalu *m. levator ani* a to jak na velikost maximální kontrakce, tak na rozdíl maximální a minimální hodnoty síly kontrakce u desetisekundové výdrže. V porovnání se studii zaměřenými na vliv WBVT stroje Power Plate na kosterní svalstvo (Boegarts, Delecluse, Classens, a kol., 2004; Bogaerts, Delecluse, Claessens, a kol., 2007; Delecluse, Roelants, Verschueren, 2003; Roelants, Delecluse, Goris, a kol., 2004) výsledky naší studie shodné nejsou. Pokud náš výzkum porovnáme se studii publikovanou univerzitou v Katovicích, zaměřující se na vliv vibrací přímo na oblast svalstva pánevního dna (Stania, Chmielewska, Kwašna, a kol., 2015), náš výsledek v souladu opět není.

Příčina této neshody může být v mnoha faktorech. Za stěžejní považuji ty, že obě studie – jak naše, tak autorů polské univerzity – byly sice zaměřeny na zkoumání vlivu vibrací na oblast pánevního dna, ale každá byla realizována jinou měřicí technikou, rozlišných designů a jinému nastavení stroje.

Výzkum autorů univerzity v Katovicích (Stania, Chmielewska, Kwašna, a kol., 2015) byl prováděn při nastavení stroje u dvou skupin a) frekvence vibrací – 20 Hz, amplituda – 2 mm a b) frekvence vibrací – 40 Hz s amplitudou 4 mm.

Na úvodním kurzu Power Plate Core Fundamental I (Power Plate, 2007) bylo zmíněno, že pokud vibrace budou mít frekvenci nižší než 25 Hz, mohl by mít WBVT negativní vliv na lidský organismus ve smyslu ovlivnění některých jeho fyziologických funkcí (např. peristaltika střev, nitrooční tlak, rezonance lebečních kostí, aj.) (Power Plate, 2007). Z tohoto důvodu jsme stanovili frekvenci vibrací pro naši studii na hodnotu 30 Hz.

Nastavení stroje s frekvencí vibrací 40 Hz a amplitudou 4 mm, na kterém byla testována druhá skupina studie Stania, Chmielewska, Kwašna, a kol. (2015), je dle mého názoru přehnané a pro praxi nepoužitelné. Z mé zkušenosti je intenzita vibrací při výše zmíněném nastavení natolik velká, že pro mě osobně je už pouhý stoj nebo statický podřep krajně nepříjemným a nedovedu si představit, že bych při tomto nastavení stroje absolvovala další cvik nebo dokonce celou tréninkovou jednotku.

Příčiny rozdílu mých výsledků a výsledku tohoto výzkumu bych přisuzovala také rozdílnému měřicímu zařízení. Měřicím přístrojem tohoto výzkumu byl zvolen EMG. My

jsme použili tlakovou sondu (specifikace o přístroji jsou uvedeny v kapitole 4.4.3. Měření hodnot kontrakce *m. levator ani*). Rozdíl mezi EMG, měřícím nábor motorických jednotek a tlakovou sondou, snímající sílu kontrakce, je dle ústního sdělení neurologa MUDr. Kalouse v tom, že nábor motorických jednotek se liší podle celkové kondice svalu. Např. u svalového onemocnění je nábor jednotek velmi rychlý i při malé celkové síle, naopak u trénovaných jedinců je nábor jednotek menší k dosažení dostatečné síly. Z tohoto vyplývá, že nábor motorických jednotek nevyovídá nic o dosažené svalové síle (ústní sdělení).

Positivní výsledek může být také značně ovlivněn tím, že autoři polské studie (Stania, Chmielewska, Kwašna, a kol., 2015) porovnávali maximální volní kontrakci v pozici lehu na zádech se statickou výdrží v podřepu. V pozici podřepu i bez expozice organismu vibracím jsou na svaly pánevního dna kladeny daleko vyšší nároky než v pozici lehu na zádech, kdy je hmotnost dutiny břišní rozložena.

Součástí naší studie nebyla biomechanická analýza reálného budícího impulsu, který stroj Power Plate za příslušného nastavení vysílá do segmentu těla právě naléhajícímu na vibrační plošinu. Tento výzkum cílil na to, zda vibrace stroje Power Plate, ovlivňují kontrakci svalstva pánevního dna či nikoliv. Akceptovali jsme tudíž nastavení stroje Power Plate tak, jak je stanoveno výrobcem, jak podléhá regulím a pravidlům pro jednotlivé certifikace tohoto stroje, a jak se dostane ke spotřebiteli. Zda tento výrobcem nastavený budící impuls stroje přesně souhlasí se skutečným budícím impulzem, který stroj vysílá, není v koncepci tohoto výzkumu.

Jsem si dále vědoma, že všechny měkké tkáně v lidském organismu působí jako tlumič vibrací, a že tyto struktury ovlivňují konečný impuls, který se dostane k měřidlu. Anatomicko-fyziologické individuální vlastnosti organismu ovlivnit nemůžeme, ale budeme se je snažit co nejvíce sjednotit výzkumný soubor splněním vylučovacích kritérií výběru probandů a provedenými kineziologickými vyšetřeními.

Jedním z kineziologických vyšetření bylo i aspekční posouzení postavení pánve. K posouzení skutečného pánevního sklonu, tedy úhlu, který svírá rovina pánevního vchodu s rovinou vodorovnou, je zapotřebí rentgenový snímek. Pro naši studii je však dostačující aspekční vyšetření s následným vyloučením přílišných odchylek od fyziologického úhlu, který se pohybuje dle Tichého (2009) a Koláře (2006) okolo 60 °.

Metodotvorné komponenty naší studie byly stanoveny dle souhrnu několika výzkumů (Brown, 2005; Thorborg, 2001). Thorborg (2001) zkoumal addukci a abdukci kyčelního kloubu u profesionálních fotbalistů. Na abdukci kyčelního kloubu se značnou mírou podílí *m. gluteus medius*, který je svou strukturou (značná převaha pomalých svalových vláken –

až 70 %) podobný *m. levator ani*. Autor zde stanovil pětisekundovou kontrakci 3x za sebou s 30s intervalem odpočinku mezi jednotlivými kontrakcemi. Stejný model jsem využila k měření i já. Tento model jsem dodržela u všech probandů, nicméně po zkušenosti z průběhu výzkumu, si myslím, že by bohatě stačily třísekundové intervaly ke zjištění maximální hodnoty síly kontrakce.

Brown (2001) publikuje ve své studii o hodnocení svalové síly několik modelů. Jak uvádí, autoři (Caldwell, a kol., 1974; Chaffin, 1975; Sale, 1991) doporučují držet kontrakci od 4 do 6 sekund. Měřit se doporučuje 3x za sebou s 30 s intervalem odpočinku mezi kontrakcemi. Pokud by byla hodnota poslední kontrakce nejvyšší, mělo by se dle autora (Brown, 2001) pokračovat do té doby, než by další kontrakce měla nižší hodnotu dosažené síly v porovnání s hodnotou síly předchozí kontrakce. Co se týká výdrže v kontrakci, tak Brown (2001) často zmiňuje fenomén únavy. Doporučuje opakovat měření výdrže v kontrakci 2x kvůli zvýšení přesnosti měření, zároveň však zmiňuje, že při nižším počtu pokusů je také nižší předpoklad únavy svalstva. Jelikož design našeho výzkumu vyžaduje, aby proband předvedl výdrž v kontrakci během jedné hodiny celkem 5x, rozhodli jsme se měřit tuto proměnnou pouze jednou, aby nedošlo k fenoménu únavy a tím pádem k negativnímu ovlivnění reliability měření.

Interval odpočinku mezi úvodním měřením a provedením cvičební jednotky na stroji Power byl stanoven na hodnotě 5 minut. Po dokončení měření po první cvičební jednotce byl interval odpočinku stanoven na hodnotě 10 minut, po uplynutí tohoto intervalu následovala druhá cvičební jednotka. Způsob odpočinku byl v obou případech pasivní - proband setrval v pozici lehu na zádech. Během výše uvedených časových intervalů odpočinku by podle Dovalila (2005) a Petra a Šťastného (2012) mělo dojít k regeneraci, doplnění živin do svalu a opětovné možnosti provedení maximální svalové kontrakce bez toho aniž by došlo k fenoménu únavy.

Díky provedené pilotní studii byl upraven původní design naší studie. Prvotní představa o skladbě měřených proměnných kontrakce *m. levator ani* byla provést zmíněné hodnocení schématem PERFECT (blíže popsáno v kapitole 4.4. Pilotní studie). Po zkušebním provedení měření jednoho probanda navrženým způsobem bylo zjištěno, že schéma PERFECT je sice vyhovující k hodnocení zdatnosti svalstva pánevního dna, ale design našeho výzkumu byl navržen tak, že ke zjištění vlivu vibrací na *m. levator ani* je zapotřebí provést měření 5x za hodinu. Na tento počet je ovšem PERFECT schéma příliš náročné. Na základě této pilotní studie byl tudíž upraven design výzkumu tak, že bude měřena pouze hodnota maximální kontrakce a hodnota výdrže v maximální kontrakci.

V průběhu pilotní studie jsme také vyzkoušeli, zda je možné měřit sílu kontrakce *m. levator ani* přímo na stroji Power Plate při zapnutých/vypnutých vibracích a hodnoty vzájemně porovnat. Jako pozici, ve které hodnocení probíhalo, jsme zvolili podřep rozkročný. Při statické výdrži v podřepu rozkročném (úhel flexe v kolenních kloubech 45 °) byla probandem zavedena sonda a terapeutem zkorigována tak, aby její měřicí část naléhala na *m. levator ani*. Cílem bylo zjistit, zda křivka udávající hodnotu síly kontrakce svalu změni svůj průběh při zapnutí vibrací o frekvenci 30 Hz s nízkou amplitudou – 2 mm (standardní tréninkové nastavení). Probandem byla provedena v této pozici výdrž v kontrakci svalstva pánevního dna a později také výdrž ve stejné pozici bez snahy o kontrakci svalstva pánevního dna. V obou případech byly vibrace spuštěny potom, co se síla kontrakce ustálila na stejné hodnotě a setrvala zde 5 sekund. Výsledkem bylo, že po zapnutí vibrací stroje Power Plate s nastavením 30 Hz a nízkou amplitudou se hodnota síly kontrakce nijak nezměnila v porovnání s hodnotou síly kontrakce před zapnutím vibrací. Tento test jsme do výzkumu ovšem nezařadili a to z důvodu, že v této poloze nemůže být terapeutem po celou dobu měření prováděna korekce polohy sondy a zaručeno tak setrvání tlakové sondy na stejném místě, na které by byla umístěna při úvodním zavedení. V případě silných svalů pánevního dna by sonda zajížděla dovnitř, v případě svalů slabých by hrozilo její vyklouznutí ven. Docházelo by tak k nepřesnostem měření v tom ohledu, že by sonda neměřila aktivitu vždy stejného svalu.

Také bylo v rámci pilotní studie vyzkoušeno, zda by bylo možné porovnat hodnoty síly kontrakce při zapnutých a vypnutých vibracích měřením přímo na stroji Power Plate v poloze dynamické. Zvolili jsme dynamické provedení dřepu do úhlu 90 ° v kolenních kloubech. Tohle měření nemohlo být zařazeno do výzkumu jednak z již výše zmíněného důvodu (není zaručena konstantní poloha tlakové sondy), a také z důvodu toho, že podřep v úhlu okolo 90 ° klade na svalstvo pánevního dna vysoké nároky. Zavedenou lubrikovanou tlakovou sondu bez tendence k vyklouznutí by tak v této poloze udrželi pouze probandi s opravdu silnými svaly pánevního dna.

Jelikož studií dávajících do souvislosti vibrace a svalstvo pánevního dna moc není (v době započetí testování jsme nenalezli ani jednu), neměli jsme možnost se inspirovat navrženým designem a zkušenostmi z podobné studie. Ideální by bylo rozložit měření jednoho probanda do dvou dnů, přičemž rozdíl by byl v provedení cvičební jednotky – jeden den se zapnutými vibracemi, druhý den s vibracemi vypnutými. Díky náročnosti měření (jedno měření trvalo vždy okolo 60 minut), časovým možnostem jak probandů, tak nás měřících a v neposlední řadě i kapacitám a možnostem FN Motol, nebylo možné provést

měření jednoho probanda ve dvou dnech za sebou. Rozmýšleli jsme se proto mezi dvěma modely průběhu testování:

- Provést cvičební jednotku na stroji Power Plate jako první při zapnutých vibracích a při vibracích vypnutých provést cvičební jednotku druhou.
- Výše uvedený model aplikovat pouze na polovině probandů, přičemž druhá polovina by absolvovala první cvičební jednotku s vibracemi vypnutými.

Po absolvování několika odborných konzultací jsme se rozhodli pro první model především z důvodu sjednocení probandů pro následné vyhodnocování výsledků.

Z důvodu vlivu motorického učení na provedení kontrakce svalstva PD, který by mohl být patrný zvláště v závěrečných měřeních, jsme se rozhodli aplikovat probandům zapnuté vibrace jako první. Analyzované výsledky vlivu vibrací stroje Power Plate na kontrakci *m. levator ani* by tak neměly být ovlivněny motorickým učáním.

U pěti probandů, selektovaných z dvacetičlenného výzkumného souboru náhodným výběrem, jsme provedli jako první cvičební jednotku s vypnutými vibracemi. Tuto skupinu jsme nazvali skupinou kontrolní. Jsme si vědomi, že výsledky nemohou mít stejnou váhu jako výsledky 15 lidí, ale v tomto případě slouží získané výsledky jako podpora pro zjištění, které jsme našli u 15členného výzkumného souboru.

Z výsledků realizovaných testů můžeme jednoznačně potvrdit, že na hodnotu síly maximální kontrakce *m. levator ani* vibrace stroje Power Plate vliv nemají.

K témuž výsledku jsme došli i při analýze testů zjišťujících vliv vibrací stroje Power Plate na výdrž v kontrakci *m. levator ani*. Nicméně tento závěr nemůžeme potvrdit s takovou určitostí jako v případě vlivu vibrací stroje Power Plate na maximální kontrakci. Po srovnání průměrných rozdílů maximální a minimální hodnoty síly kontrakce *m. levator ani* ve výdrži můžeme analyzovat, že po aplikaci cvičební jednotky bez vibrací došlo ke zmenšení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly kontrakce. Zmíněný rozdíl byl dokonce ve 3 případech ze 4 nižší než po cvičební jednotce s vibracemi. Z výše zmíněných skutečností tak můžeme připustit možnost, že na snížení rozdílu mezi maximální a minimální hodnotou síly při výdrži v kontrakci může mít vliv samotná aplikace posturálního cvičení a zmíněné snížení tak nemusí být způsobeno pouze přítomností vibrací při posturálním cvičení. Což nám potvrdily i výsledky T-testu (dle Jaroše, 1998): ani v jednom případě nelze vyvrátit rovnost středních hodnot rozdílů síly maximální a minimální kontrakce po cvičební jednotce s vibracemi a bez vibrací. Jelikož v tomto případě tedy není parametr R tak rozdílný od

kritické hodnoty T-rozdělení, jak uvádíme výše, bylo by vhodné udělat další měření, která potvrdí závěr, že vibrace stroje Power Plate nemají vliv na sledovaný parametr.

7 Závěr

Z uvedených výsledků studie lze dospět k závěru, že vibrace stroje Power Plate nemají statisticky významný vliv na sílu maximální kontrakce *m. levator ani*.

Při zkoumání vlivu vibrací stroje Power Plate na výdrž v kontrakci *m. levator ani* jsme dospěli k závěru, že vibrace stroje Power Plate na výdrž v kontrakci také významný statistický vliv nemají. Nicméně rozdíl výsledných dat jednotlivých parametrů není natolik velký, abychom nemohli zvažovat alespoň významnost věcnou. Díky nevelké rozdílnosti výsledných dat a kritérií by bylo zapotřebí realizovat další měření, případně zkusit aplikovat jiné vyhodnocovací metody pro tento parametr, aby mohl být s určitostí potvrzen závěr, že nelze přikládat vlivu vibrací na výdrž v kontrakci *m. levator ani* ani významnost věcnou.

8 Seznam použité literatury

- BOGAERTS, A., DELECLUSE, S., CLAESSENS, A., a kol. Effect of Whole body Vibration Training on Cardiorespiratory Fitness and Muscle Strength in Older Individuals (A 1 Year Randomized Controlled Trial). *Age and Aging Advance Access*, 2009, May 13, s. 1 – 7.
- BOGAERTS, A., DELECLUSE, C., CLAESSENS, A., a kol. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *Journal of Gerontology: Biological And Medical Sciences*, 6/2007, 62(6):630-5.
- BOROEVANSKÝ, L. *Anatomie: soustava svalová*. 2. vyd. Praha: Triton, 1993. ISBN 80-901521-6-3.
- BROWN, L.E., WEIR, J.P., ASEP Procedures Recommendation, *Accurate Assessment of Muscular Strength and Power*, Journal Of Exercise Physiology, Volume 4 Number 3 August 2001, ISSN 1097-9751.
- CALDWELL, L.S., CHAFFIN D.B., DUKES-DOBOS F.N., a kol. *A proposed standard procedure for static muscle strength testing*. Amer Industrial Hygiene Assoc, J 1974;35:201-06.
- CHAFFIN, DB. *Ergonomics guide for the assessment of human static strength*. Amer Industrial Hygiene Assoc J 1975;36:505-11.
- CHRÁSKA, M. *Metody pedagogického výzkumu: základy kvantitativního výzkumu*. Praha: Grada, 2007. Pedagogika (Grada). ISBN 978-80-247-1369-4.
- COHEN, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hove: Lawrence Erlbaum Associates, c1988. ISBN 0-8058-0283-5.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1987. s. 456. ISBN 08-102-87.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN80-7169-970-5.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 2.*, 2. vydání, Praha: Grada Publishing, 2002, s. 470, ISBN 80-247-0143-X.
- DELECLUSE, C., ROELANTS, M., VERCHUEREN, S. Research Shows Power Plate Training Results in Strength Gains and Improved Vertical Jump Height in 12 Weeks. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 2003, 6, s. 1033 – 1041.
- DOVALIL, J. aj. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2005. 336 s. ISBN 80-7033-928-4.
- DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: Manus, 2007. s. 194. ISBN: 978-80-86571-00-3.

- DYLEVSKÝ I., DRUGA R., MRÁZKOVÁ O. (2000) *Funkční anatomie člověka*, Praha: Grada Publishing, s. 412, ISBN: 80-7169-681-1.
- FERJENČÍK, J., *Úvod do metodologie psychologického výzkumu: jak zkoumat lidskou duši*. 2. vyd. Praha: Portál, 2010. 256 s. ISBN 978-80-7367-815-9.
- GAVORA, P. *Úvod do pedagogického výzkumu*. 4., rozš. vyd. Bratislava: Vydavateľstvo UK, 2008. ISBN 978-80-223-2391-8.
- GRIM, M., DRUGA, R., FIALA, P., a kol. *Základy anatomie I*. Praha: Galén,
- 2001. 159 s. ISBN 80-7262-112-2.
- GRIM, M., NAŇKA, O. *Atlas anatomie člověka*. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4012-6.
- HÁJEK, Z., ČECH, E., MARŠÁL, K. a kol. *Porodnictví: 3., zcela přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing a.s., 2014, 580 s., ISBN 8024794276, 9788024794273.
- HAVLÍČKOVÁ, M. Rehabilitace u dysfunkce svalů pánevního dna. *Manuál rehabilitační a fyzikální terapie 12. aktualizace*, č. 4, 2015. ISSN 1805-0417.
- HOLAŇOVÁ, R., KRHUT, J., MUROŇOVÁ, I. Funcí vyšetření pánevního dna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, č. 2.
- HUDÁK, R., KACHLÍK, D. a kol. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, 2013. 605 s. ISBN 978-80-7387-674-6.
- JAROŠ, F. *Pravděpodobnost a statistika*. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 1998, ISBN 80-7080-334-7.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170.
- KOLÁŘ, P., LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci
- vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, č. 5, s. 270-275.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů, 1990. ISBN 80-7030-096-5.
- LIEBENSON, C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2007. ISBN 9780781729970.
- LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti I*. Praha: Karolinum, 1999, s. 248, ISBN: 382-132-9.

- MAREK, J., et al. *Syndrom kostrče a pánevního dna. 2. vyd.* Praha: Triton, 2000. s. 117. ISBN 80-7254-638-4.
- OPARA, J., SOCHA, T., PRAJSNER, A., a kol. 2011a. Physiotherapy in 46 stres urinary incontinence in females Part I. Contemporary recommendations for Kegel exercises. *Fizjoterapia*. 2011a, vol. 19, no. 3, pp. 41-49. ISSN 1230-8323.
- PARADISIS, G., ZACHAROGIANNIS, E. Effects of Power Plate Training on Sprint Running Kinematics and Explosive Strength Performance. *Journal of Sport Science and Medicine*, 2007, 6, s. 44 – 49.
- PETR, M., ŠŤASTNÝ, P. *Funkční silový trénink*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2012. ISBN 978-80-86317-93-9.
- POWER PLATE – Prezentace ke kurzu Core fundamental I, Praha 2007.
- POWER PLATE – *Uživatelský manuál*, Praha 2007.
- ROBINSON A. J., SNYDER-MACKLER L. (2008) Clinical Electrophysiology, Electrotherapy and Electrophysiologic testing, 3. edition, Chapter 9 Electrical Stimulation and Biofeedback for Genitourinary Dysfunction, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, s.301-349, ISBN – 13: 978-0781744843, ISBN – 10:0781744849.
- ROELANTS, M., DELECLUSE, C., GORIS, a kol. Effects of 24 Weeks of Whole Body Vibration Training on Body Composition and Muscle Strength in Untrained Females. *International Journal of Sports Medicine*, 2004, 25 (1), s. 1-5.
- ROHEN, J., W., YOKOCHI, W. CH. *Anatómia človeka: fotografický atlas systematickej a topografickej anatomie*. Martin: Vydavateľstvo Osveta, 1994. ISBN 80-217-0342-3.
- SALE, D.G., *Testing strength and power.*, MacDougall JD, Wenger HA, Green HJ, editors. Physiological Testing of the High Performance Athlete (2nd Ed). Champaign IL: Human Kinetics, 1991.
- STANIA, M., CHMIELEWSKA, D., KWAŠNA, K., a kol. Bioelectrical activity of the pelvic floor muscles during synchronous whole-body vibration – a randomized controlled study *BMC Urology*. 2015; 15: 107.
- SKALKA, P. 2002. Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi*. 2002, roč. 3, č. 3, s. 94-100. ISSN 1213-1768.
- THORBORG, K. et al., Hip Adduction and Abduction Strength Profiles in Elite Soccer Players: Implications for Clinical Evaluation of Hip Adductor Muscle Recovery After Injury, *The American Journal Of Sports Medicine*, October 7, 2010.

- TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu II, Pánev. 2. vyd.* Praha: Miroslav Tichý. 2006. s. 142. ISBN 80-239-7742-4.
- VERSCHUEREN, S., ROELANTS, M., DELECLUSE, C., a kol. 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(3):352-9.

Jiné citované zdroje

- BRODAL, P. The Pelvic Floor. Institutt for medicinske basalfag Universitetet i Oslo, 2008. [online]. [cit. 2016 – 13 - 06]. Dostupné z <http://www.slideshare.net/fullscreen/MarijkeSliकर्tenHov/de-hiatus-en-het-diaphragma-urogenitalefysio>.
- Chirurgenmanual.de - obrázek pánevního dna [online]. [cit. 2016 – 13 - 06]. Dostupné z <https://chirurgenmanual.charite.de/pgs/01/st15/01st15a.htm>.
- Kineziologické vyšetření - Trendelenburg test [online]. [cit. 2016 – 07 - 02]. Dostupné z http://www.physio-pedia.com/Trendelenburg_Test.
- KRHOVSKÝ, M. *Biomechanický pohled na strukturu ženského pánevního dna.* Medicína pro praxi, publikováno 8/9 2011, s. 379 – 384 [online]. [cit. 2016 – 07 - 07]. Dostupné z <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2011/09/08.pdf>.
- NUCHIRO. What Your Pelvis May Be Telling You. 05/03/2011– Obrázek Anteverzní a retroverzní postavení pánve. [online]. [cit. 2016 – 13 - 06]. Dostupné z <https://nuchiro.wordpress.com/2011/03/05/what-your-pelvis-may-be-telling-you/>.
- Stroj Myomed632x – technické specifikace [online]. [cit. 2016 – 08 - 09]. Dostupné z http://www.manet.si/uploads/docs/enraf_nonius_myomed_632_en.pdf.
- TALASZ, H., KREMSER, C., KOFLER, M., a kol. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing - a dynamic MRI investigation in healthy females. *Int Urogynecol J* (2011) 22: 61. doi:10.1007/s00192-010-1240- [online]. [cit. 2016 – 08 - 09]. Dostupné z <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00192-010-1240-z>.
- Veterinární a farmaceutická univerzita Brno – definice analýzy rozptylu [online]. [cit. 2016 – 08 - 15]. Dostupné z <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ANOVA.htm>.
- Vybrané kapitoly z metodologie – metody výzkumu [online]. [cit. 2016 – 08 - 09]. Dostupné z <https://publi.cz/books/54/04.html>.

- Wikiskripta – obrázek Trendenburgova příznaku [online]. [cit. 2016 – 13 - 06].
Dostupné z
http://www.wikiskripta.eu/index.php/Trendenburg%C5%AFv_p%C5%99%C3%AD

9 Seznam grafů, tabulek a obrázků

Seznam grafů

Graf 1: Kompozitní výsledek síly maximální kontrakce	49
Graf 2: Kompozitní výsledek síly maximální kontrakce - kontrolní skupina	50
Graf 3: Průměr hodnot síly maximální kontrakce	50
Graf 4: Směrodatná odchylka hodnot síly maximální kontrakce	51
Graf 5: Variační rozpětí hodnot síly maximální kontrakce	51
Graf 6: Průměr hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina	52
Graf 7: Směrodatná odchylka hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina	52
Graf 8: Variační rozpětí hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina	53
Graf 9: Rozdíl maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci	53
Graf 10: Rozdíl maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci – kontrolní skupina	54
Graf 11: Průměr rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži	54
Graf 12: Směrodatná odchylka rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži	55
Graf 13: Variační rozpětí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži	55
Graf 14: Průměr rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži – kontrolní skupina	56
Graf 15: Směrodatná odchylka rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži – kontrolní skupina	56
Graf 16: Variační rozpětí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly kontrakce ve výdrži – kontrolní skupina	57

Seznam tabulek

Tabulka 1: Vztah mezi hmotou a zrychlením ve vztahu k faktoru síly (Power Plate, 2007)	17
Tabulka 2: Číselné shrnutí hodnot síly maximální kontrakce	57
Tabulka 3: Shrnutí hodnot síly maximální kontrakce – kontrolní skupina	57
Tabulka 4: Číselné shrnutí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci	58

Tabulka 5: Číselné shrnutí rozdílu maximální a minimální hodnoty síly výdrže v kontrakci – kontrolní skupina	58
--	----

Seznam obrázků

Obrázek 1: Harmonické a neharmonické vibrace (Power Plate, 2007)	15
Obrázek 2: Roviny vibrační stroje Power Plate (Power Plate, 2007)	16
Obrázek 3: Pánev zepředu a) mužská pánev b) ženská pánev (Grim a Naňka, 2014) .	19
Obrázek 4: Pánev zezadu (Grim a Naňka, 2014)	19
Obrázek 5: <i>Os coxae</i> a) zevní strana b) vnitřní strana (Grim a Naňka, 2014).....	20
Obrázek 6: <i>M. levator ani</i> – pohled shora (Atlas of Anatomy in Brodal, 2008)	23
Obrázek 7: Svaly pánevního dna (Hájek, Čech, Maršál, 2014).....	25
Obrázek 8: Svaly <i>diaphragma pelvis</i> a <i>diaphragma urogenitale</i> (Rohen a kol., 1994)	25
Obrázek 9: Svaly pánevního dna – pohled pravou polovinu ženské pánve z mediální strany (Grim a Naňka, 2014)	26
Obrázek 10: Svaly pánevního dna zdola (chirurgenmanual.charite.de, 2016)	27
Obrázek 11: Trendelenburgův příznak (www.wikiskripta.eu, 2016)	41
Obrázek 12: Anteverzní postavení pánve (NuChiro, 2011)	41
Obrázek 13: Retroverzní postavení pánve (NuChiro, 2011)	42
Obrázek 14: Postavení pánve (NuChiro, 2011)	42
Obrázek 15: <i>S – reflex</i> (Liebenson, 2007)	43
Obrázek 16: Podřep rozkročný	45
Obrázek 17: Dřep dynamicky	46
Obrázek 18: Podpor na předloktí	46
Obrázek 19: Podpor stranou na pravém předloktí	46
Obrázek 20: Podpor stranou na levém předloktí	47
Obrázek 21: Pánevní most	47
Obrázek 22: Sed pokrčmo přednožný, předpažit.....	47

10 Seznam příloh

Příloha I – Pokyny pro probandy

Příloha II – Vyhodnocení Anova testů

Příloha III – Vyhodnocení párových T-testů

Příloha IV – Informovaný souhlas

10.1 Příloha I

Pokyny pro probandy

Pokyny pro probanda – vědomá aktivace svalstva pánevního dna

Nejprve bude proband obeznámen s anatomíí a fyziologií svalstva pánevního dna a funkcí jeho jednotlivých vrstev.

K aktivaci svalstva pánevního dna využijeme cvičení dle Kegela, tzv. Kegelovy cviky. Jde o cviky zaměřené na posílení m. pubococcygeus a vědomé naučení se kontrahovat svalstvo pánevního dna. Samotné cviky spočívají dle Kegela v pravidelně se opakujících kontrakcích svalstva pochvy a konečníku v časovém intervalu 8-10 sekund od pěti do 25 opakování (dle úrovně trénovanosti svalstva), podobně jako při zadržování proudu moči při močení a jejich následné relaxaci (Opara, Socha, Praisner, a kol., 2011a).

Lze použít pokyn „vtáhnout a stisknout“. Je však důležité neprovádět současnou kontrakci i jiných svalů (např. stehenních, gluteálních či abdominálních) a nezadržovat dech.

Pokyny pro probanda – průběh testování a instruktáž

- Probandovi bude popsána anatomie, fyziologie a funkce svalstva pánevního dna tak, aby této svalové skupině dostatečně rozuměl a pochopil smysl testu a s ním související další pokyny.
- Proband podepíše informovaný souhlas s výzkumem.
- Bude provedeno kineziologické vyšetření pánevní oblasti:

- Trendelenburgův test: Proband bude vyzván k zaujetí polohy stoje na jedné dolní končetině, druhá bude v přednožení v 90 ° flexi kolenního i kyčelního kloubu.
 - Aspekční zhodnocení postavení pánve: Proband bude vyzván k zaujetí polohy stoje, ruce volně podél těla.
 - S- reflex: Proband bude vyzván k zaujetí polohy lehu na břicho, ruce podél těla.
- Probandem bude pomocí verbálních instrukcí terapeuta zaujata příslušná poloha pro měření.
 - Po zaujetí polohy bude fyzioterapeutem umístěna do příslušné pozice tlaková sonda.
 - Vlastní monitorování akce svalstva pánevního dna bude probíhat pomocí tlakové sondy, kterou si proband sám zavede přibližně 4 – 6cm do pochvy. Tlaková sonda bude následně paní Mgr. Havlíčkovou umístěna do přesné pozice naléhající na svalové břicho *m. levator ani* tak, aby byla zachycena jeho aktivita při kontrakci.
 - Měření maximální kontrakce: tuto proměnnou budeme měřit celkem 3x, bude se jednat vždy o pětisekundovou kontrakci svalstva pánevního dna s následným třicetisekundovým intervalem odpočinku. Pokyny k provedení kontrakce budou „vtáhnout a stisknout, drž, povol“.
 - Měření výdrže v kontrakci: tuto proměnnou budeme měřit pouze jednou. Bude se jednat o desetisekundovou výdrž v subjektivně maximální kontrakci svalstva pánevního dna.

10.2 Příloha II

Vyhodnocení Anova testů

1. ANOVA test – vyhodnocení vlivu vibrací na maximální kontrakci m. levator ani

Repeated Measures ANOVA Report

Database
Response suma

Expected Mean Squares Section

Source Term	DF	Term Fixed?	Denominator Term	Expected Mean Square
A: group	14	No	S(AB)	S+bsA
B: kod	4	Yes	AB	S+sAB+asB
AB	56	No	S(AB)	S+sAB
S(AB)	0	No	S	S

Note: Expected Mean Squares are for the balanced cell-frequency case.

Analysis of Variance Table

Source Term	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Ratio	Prob Level	Power (Alpha=0,05)
A: group	14	216413,9	15458,14			
B: kod	4	499,9027	124,9757	0,34	0,846507	0,122411
AB	56	20295,85	362,4259			
S	0					
Total (Adjusted)	74	237209,7				
Total	75					

* Term significant at alpha = 0,05

Probability Levels for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments

Source Term	DF	F-Ratio	Regular Prob Level	Lower Bound Epsilon Prob Level	Geisser Greenhouse Epsilon Prob Level	Huynh Feldt Epsilon Prob Level
A: group	14					
B: kod	4	0,34	0,846507	0,566404	0,750696	0,790939
AB	56					
S	0					

Power Values for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments Section

Source Term	DF	F-Ratio	Regular Power (Alpha=0,05)	Lower Bound Epsilon Power (Alpha=0,05)	Geisser Greenhouse Epsilon Power (Alpha=0,05)	Huynh Feldt Epsilon Power
A: group	14					
B: kod	4	0,34	0,122411	0,085045	0,104973	0,111305
AB	56					
S	0					

Covariance Matrix Circularity Section

Source Term	Lower Bound Epsilon	Geisser Greenhouse Epsilon	Huynh Feldt Epsilon	Mauchly Test Statistic	Chi2 Value	DF	Prob Level	Covariance Matrix Circularity?
AB	0,250000	0,605945	0,741967	0,170295	22,0	9,0	0,008942	Violated

Note: Mauchly's statistic actually tests the more restrictive assumption that the pooled covariance matrix has compound symmetry.

Means and Standard Error Section

Term	Count	Mean	Standard Error
All	75	112,4467	
A: group			
1	5	164,56	0
3	5	136,34	0
4	5	117,34	0
5	5	105,72	0
8	5	160,16	0
11	5	83,02	0
12	5	150,14	0
13	5	46,02	0
14	5	39,66	0
15	5	245,92	0
16	5	97,68	0
17	5	69,46	0
18	5	100,6	0
19	5	130,48	0
20	5	39,6	0
B: kod			
be 1	15	113,3933	4,915458
bez5	15	109,9667	4,915458
s v1	15	114,84	4,915458
s v5	15	108,84	4,915458
uvod	15	115,1933	4,915458
AB: group,kod			
1,be 1	1	156,5	0
1,bez5	1	131,9	0
1,s v1	1	195,6	0
1,s v5	1	155,9	0
1,uvod	1	182,9	0
3,be 1	1	141,6	0
3,bez5	1	145,5	0
3,s v1	1	144,4	0
3,s v5	1	128,8	0
3,uvod	1	121,4	0
4,be 1	1	133,1	0
4,bez5	1	96,1	0
4,s v1	1	89,5	0
4,s v5	1	137,4	0
4,uvod	1	130,6	0
5,be 1	1	99,9	0

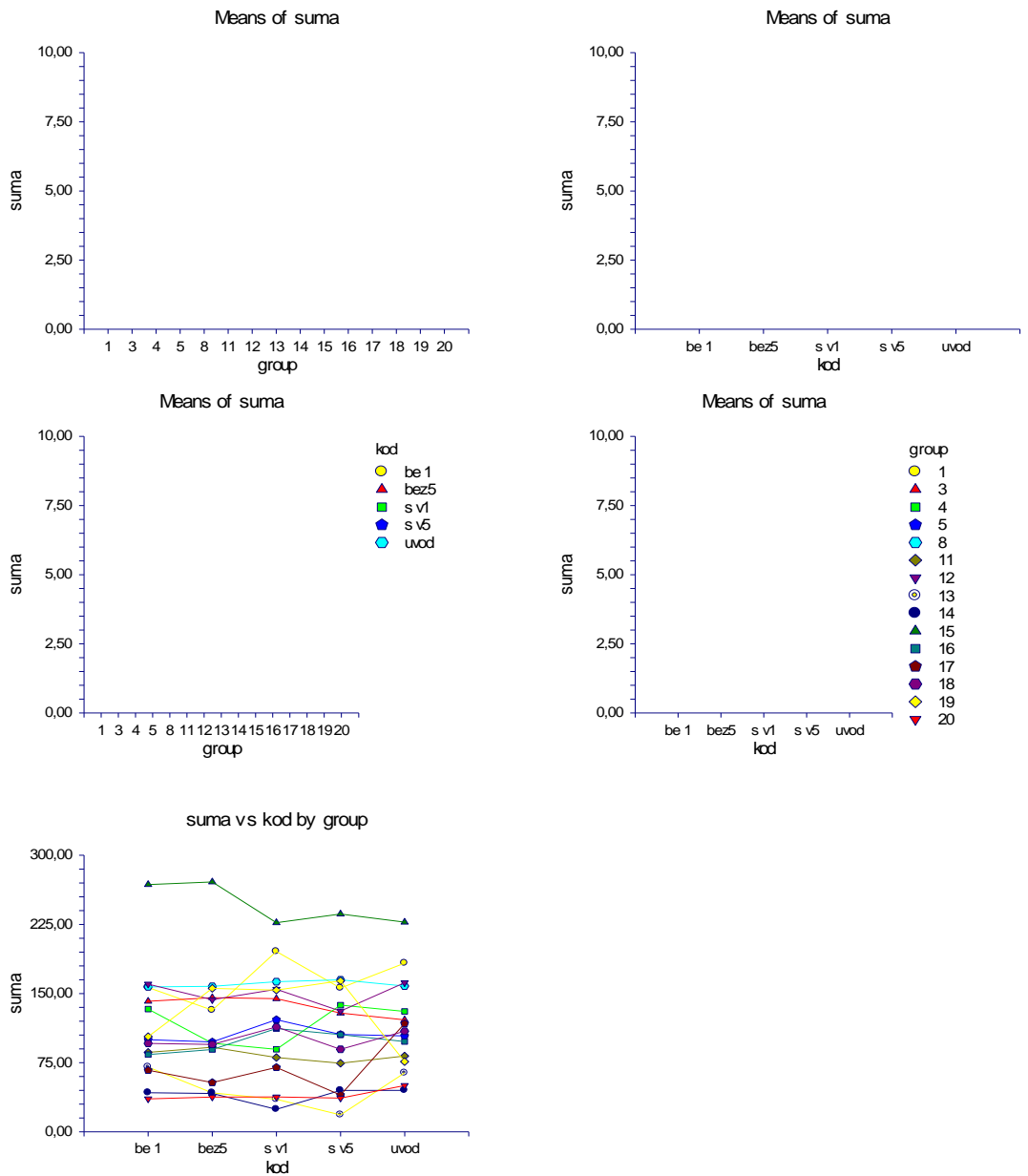
Means and Standard Error Section

Term	Count	Mean	Standard Error
AB: group,kod			
5,bez5	1	97,5	0
5,s v1	1	121,6	0
5,s v5	1	105,6	0
5,uvod	1	104	0
8,be 1	1	157,2	0
8,bez5	1	157,8	0
8,s v1	1	162,8	0
8,s v5	1	164,9	0
8,uvod	1	158,1	0
11,be 1	1	86,2	0
11,bez5	1	91,7	0
11,s v1	1	80,6	0
11,s v5	1	74,4	0
11,uvod	1	82,2	0
12,be 1	1	160,2	0
12,bez5	1	143,3	0
12,s v1	1	154,6	0
12,s v5	1	130,9	0
12,uvod	1	161,7	0
13,be 1	1	70,2	0
13,bez5	1	42,3	0
13,s v1	1	35,3	0
13,s v5	1	18,4	0
13,uvod	1	63,9	0
14,be 1	1	42,4	0
14,bez5	1	41,6	0
14,s v1	1	24,4	0
14,s v5	1	44,9	0
14,uvod	1	45	0
15,be 1	1	268,2	0
15,bez5	1	271	0
15,s v1	1	226,8	0
15,s v5	1	236,2	0
15,uvod	1	227,4	0
16,be 1	1	83,8	0
16,bez5	1	89,3	0
16,s v1	1	112	0
16,s v5	1	105,4	0
16,uvod	1	97,9	0
17,be 1	1	66,8	0
17,bez5	1	53,4	0
17,s v1	1	69,8	0
17,s v5	1	39,9	0
17,uvod	1	117,4	0
18,be 1	1	95,9	0
18,bez5	1	94,8	0
18,s v1	1	113,7	0
18,s v5	1	89,5	0

Means and Standard Error Section

Term	Count	Mean	Standard Error
AB: group,kod			
18,uvod	1	109,1	0
19,be 1	1	103,2	0
19,bez5	1	155,6	0
19,s v1	1	153,7	0
19,s v5	1	163,8	0
19,uvod	1	76,1	0
20,be 1	1	35,7	0
20,bez5	1	37,7	0
20,s v1	1	37,8	0
20,s v5	1	36,6	0
20,uvod	1	50,2	0

Plots Section



Bonferroni (All-Pairwise) Multiple Comparison Test

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259 Critical Value=2,9225

Group	Count	Mean	Different From Groups
s v5	15	108,84	
bez5	15	109,9667	
be 1	15	113,3933	
s v1	15	114,84	
uvod	15	115,1933	

Notes:

This section presents the results of all paired comparisons among the means. Since this procedure uses the Bonferroni inequality, it is not as accurate as the Tukey-Kramer's method.

Tukey-Kramer Multiple-Comparison Test

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259 Critical Value=3,9862

Group	Count	Mean	Different From Groups
s v5	15	108,84	
bez5	15	109,9667	
be 1	15	113,3933	
s v1	15	114,84	
uvod	15	115,1933	

Notes:

This report provides multiple comparison tests for all pairwise differences between the means.

Planned Comparison: B1

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259

Comparison Value=-4,733333 T-Value=0,2153 Prob>|T|=0,830299 Decision(0,05)=Do Not
Reject

Comparison Std Error = 21,9826 Comparison Confidence Interval = -48,76976 to 39,3031

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	-4	15	113,3933
bez5	1	15	109,9667
s v1	1	15	114,84
s v5	1	15	108,84
uvod	1	15	115,1933

Planned Comparison: B2

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259

Reject Comparison Value=8,973333 T-Value=0,5270 Prob>|T|=0,600285 Decision(0,05)=Do Not
Comparison Std Error = 17,02765 Comparison Confidence Interval = -25,13714 to 43,08381

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	15	113,3933
bez5	-3	15	109,9667
s v1	1	15	114,84
s v5	1	15	108,84
uvod	1	15	115,1933

Planned Comparison: B3

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259

Reject Comparison Value=-5,646667 T-Value=0,4690 Prob>|T|=0,640906 Decision(0,05)=Do Not
Comparison Std Error = 12,04036 Comparison Confidence Interval = -29,76641 to 18,47308

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	15	113,3933
bez5	0	15	109,9667
s v1	-2	15	114,84
s v5	1	15	108,84
uvod	1	15	115,1933

Planned Comparison: B4

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=56 MSE=362,4259

Reject Comparison Value=6,353333 T-Value=0,9140 Prob>|T|=0,364661 Decision(0,05)=Do Not
Comparison Std Error = 6,951507 Comparison Confidence Interval = -7,572209 to 20,27888

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	15	113,3933
bez5	0	15	109,9667
s v1	0	15	114,84
s v5	-1	15	108,84
uvod	1	15	115,1933

Notes:

This section presents the results of a standard set of planned comparisons. The first comparison compares the first group with those below it (alphabetically). The second comparison

compares the second group with those below it (alphabetically) ignoring the first. This continues to the next to the last group.

Repeated Measures ANOVA Report

Database
Response suma

Expected Mean Squares Section

Source	Term	DF	Term	Denominator	Expected Mean Square
	A: group	4	No	S(AB)	S+bsA
	B: kod	4	Yes	AB	S+sAB+asB
	AB	16	No	S(AB)	S+sAB
	S(AB)	0	No		S

Note: Expected Mean Squares are for the balanced cell-frequency case.

Analysis of Variance Table

Source	Term	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Ratio	Prob Level	Power (Alpha=0,05)
	A: group	4	171879,7	42969,93			
	B: kod	4	272,8104	68,2026	0,18	0,947380	0,078260
	AB	16	6191,81	386,9881			
	S	0					
	Total (Adjusted)	24	178344,3				
	Total	25					

* Term significant at alpha = 0,05

Probability Levels for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments

Source	Term	DF	F-Ratio	Regular Prob Level	Lower Bound Epsilon Prob Level	Geisser Greenhouse Epsilon Prob Level	Huynh Feldt Epsilon Prob Level
	A: group	4					
	B: kod	4	0,18	0,947380	0,696193	0,834645	0,938139
	AB	16					
	S	0					

Power Values for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments Section

Source	Term	DF	F-Ratio	Regular Power (Alpha=0,05)	Lower Bound Epsilon Power (Alpha=0,05)	Geisser Greenhouse Epsilon Power (Alpha=0,05)	Huynh Feldt Epsilon Power
	A: group	4					
	B: kod	4	0,18	0,078260	0,062568	0,068682	0,077003
	AB	16					
	S	0					

Covariance Matrix Circularity Section

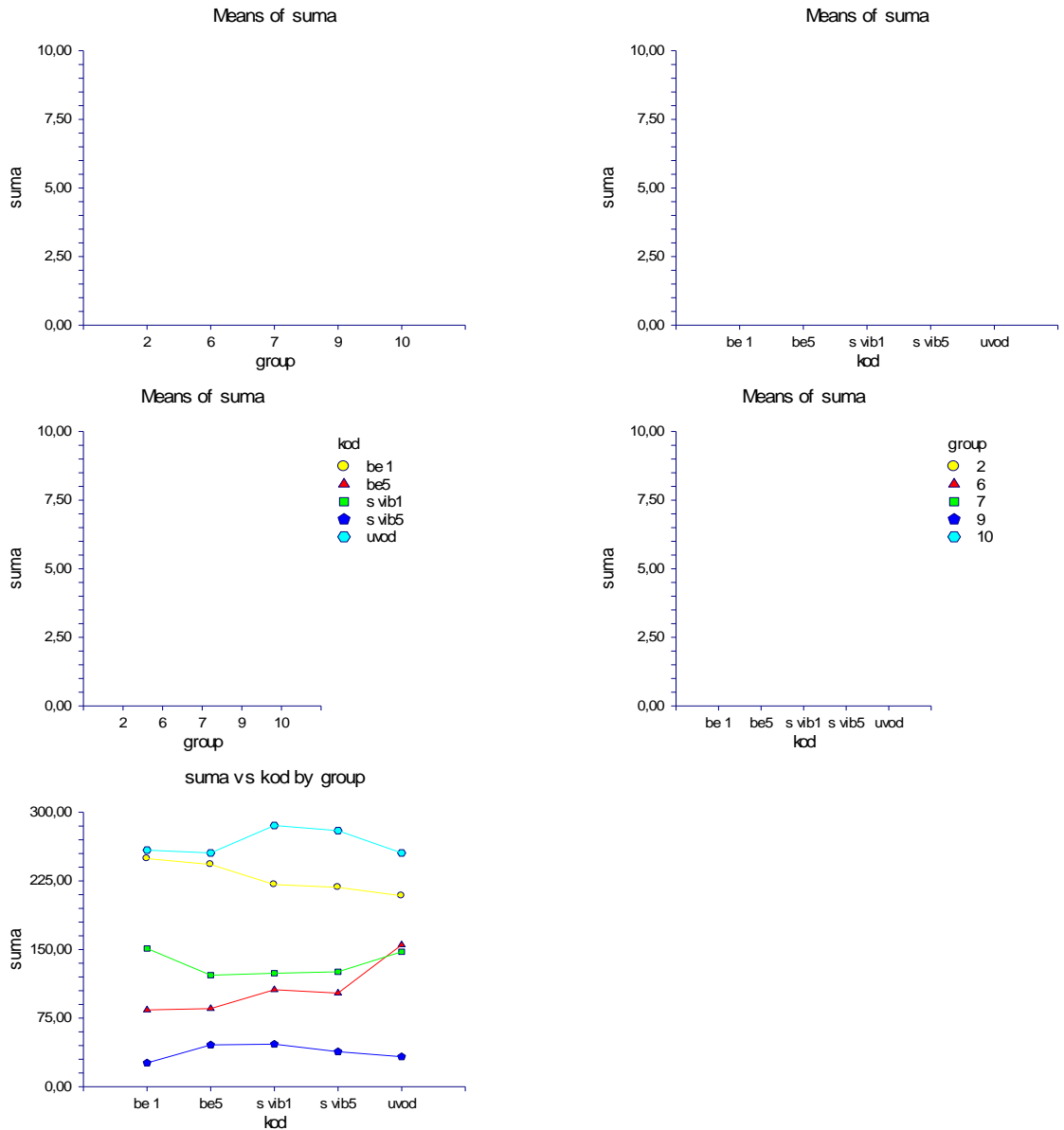
Source	Term	Lower Bound Epsilon	Geisser Greenhouse Epsilon	Huynh Feldt Epsilon	Mauchly Test Statistic	Chi2 Value	DF	Prob Level	Covariance Matrix Circularity?
	AB	0,250000	0,482185	0,922592	0,000004	29,9	9,0	0,000455	Violated

Note: Mauchly's statistic actually tests the more restrictive assumption that the pooled covariance matrix has compound symmetry.

Means and Standard Error Section

Term	Count	Mean	Standard Error
All	25	154,668	
A: group			
2	5	227,94	0
6	5	106,52	0
7	5	134,02	0
9	5	37,86	0
10	5	267	0
B: kod			
be 1	5	153,78	8,797592
be5	5	150,28	8,797592
s vib1	5	156,58	8,797592
s vib5	5	152,8	8,797592
uvod	5	159,9	8,797592
AB: group,kod			
2,be 1	1	249,3	0
2,be5	1	242,9	0
2,s vib1	1	220,9	0
2,s vib5	1	217,9	0
2,uvod	1	208,7	0
6,be 1	1	83,9	0
6,be5	1	85,4	0
6,s vib1	1	106	0
6,s vib5	1	102,3	0
6,uvod	1	155	0
7,be 1	1	151,1	0
7,be5	1	121,9	0
7,s vib1	1	124	0
7,s vib5	1	125,6	0
7,uvod	1	147,5	0
9,be 1	1	26	0
9,be5	1	45,7	0
9,s vib1	1	46,5	0
9,s vib5	1	38,3	0
9,uvod	1	32,8	0
10,be 1	1	258,6	0
10,be5	1	255,5	0
10,s vib1	1	285,5	0
10,s vib5	1	279,9	0
10,uvod	1	255,5	0

Plots Section



Bonferroni (All-Pairwise) Multiple Comparison Test

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881 Critical Value=3,2520

Group	Count	Mean	Different From Groups
be5	5	150,28	
s vib5	5	152,8	
be 1	5	153,78	
s vib1	5	156,58	
uvod	5	159,9	

Notes:

This section presents the results of all paired comparisons among the means.

Since this procedure uses the Bonferroni inequality, it is not as accurate as the Tukey-Kramer's method.

Tukey-Kramer Multiple-Comparison Test

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881 Critical Value=4,3327

Group	Count	Mean	Different From Groups
be5	5	150,28	
s vib5	5	152,8	
be 1	5	153,78	
s vib1	5	156,58	
uvod	5	159,9	

Notes:

This report provides multiple comparison tests for all pairwise differences between the means.

Planned Comparison: B1

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881

Comparison Value=4,44 T-Value=0,1129 Prob>|T|=0,911553 Decision(0,05)=Do Not Reject
Comparison Std Error = 39,34402 Comparison Confidence Interval = -78,96561 to 87,84561

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	-4	5	153,78
be5	1	5	150,28
s vib1	1	5	156,58
s vib5	1	5	152,8
uvod	1	5	159,9

Planned Comparison: B2

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881

Comparison Value=18,44 T-Value=0,6051 Prob>|T|=0,553617 Decision(0,05)=Do Not Reject
Comparison Std Error = 30,47575 Comparison Confidence Interval = -46,16571 to 83,04571

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	5	153,78
be5	-3	5	150,28
s vib1	1	5	156,58
s vib5	1	5	152,8
uvod	1	5	159,9

Planned Comparison: B3

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881

Comparison Value=-0,46 T-Value=0,0213 Prob>|T|=0,983234 Decision(0,05)=Do Not Reject
Comparison Std Error = 21,54961 Comparison Confidence Interval = -46,14314 to 45,22313

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	5	153,78
be5	0	5	150,28
s vib1	-2	5	156,58
s vib5	1	5	152,8
uvod	1	5	159,9

Planned Comparison: B4

Response: suma
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=386,9881

Comparison Value=7,1 T-Value=0,5707 Prob>|T|=0,576156 Decision(0,05)=Do Not Reject
Comparison Std Error = 12,44167 Comparison Confidence Interval = -19,27517 to 33,47517

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
be 1	0	5	153,78
be5	0	5	150,28
s vib1	0	5	156,58
s vib5	-1	5	152,8
uvod	1	5	159,9

Notes:

This section presents the results of a standard set of planned comparisons. The first comparison compares the first group with those below it (alphabetically). The second comparison compares the second group with those below it (alphabetically) ignoring the first. This continues to the next to the last group.

2. ANOVA test – vyhodnocení vlivu vibrací na výdrž v kontrakci m. levator ani

Repeated Measures ANOVA Report

Response var1_var2

Expected Mean Squares Section

Source Term	DF	Term Fixed?	Denominator Term	Expected Mean Square
A: person	4	No	S(AB)	S+bsA
B: kod	4	Yes	AB	S+sAB+asB
AB	16	No	S(AB)	S+sAB
S(AB)	0	No		S

Note: Expected Mean Squares are for the balanced cell-frequency case.

Analysis of Variance Table

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Ratio	Prob Level	Power (Alpha=0,05)
A: person	4	2291,826	572,9566			
B: kod	4	59,7344	14,9336	0,73	0,585941	0,186042
AB	16	328,3456	20,5216			
S	0					
Total (Adjusted)	24	2679,906				
Total	25					

* Term significant at alpha = 0,05

Probability Levels for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments

Source	DF	F-Ratio	Regular Prob Level	Lower Bound Epsilon Prob Level	Geisser Greenhouse Epsilon Prob Level	Huynh Feldt Epsilon Prob Level
A: person	4					
B: kod	4	0,73	0,585941	0,441699	0,488857	0,534365
AB	16					
S	0					

Power Values for F-Tests with Geisser-Greenhouse Adjustments Section

Source	DF	F-Ratio	Regular Power (Alpha=0,05)	Lower Bound Epsilon Power (Alpha=0,05)	Geisser Greenhouse Epsilon Power (Alpha=0,05)	Huynh Feldt Epsilon Power
A: person	4					
B: kod	4	0,73	0,186042	0,102401	0,121908	0,147047
AB	16					
S	0					

Covariance Matrix Circularity Section

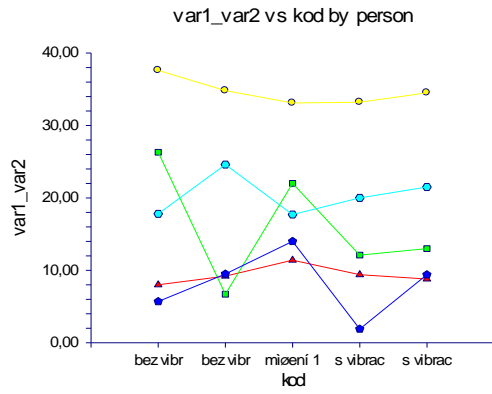
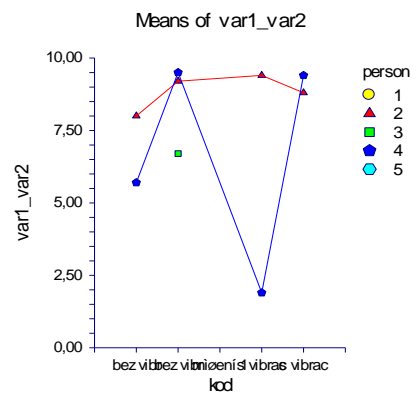
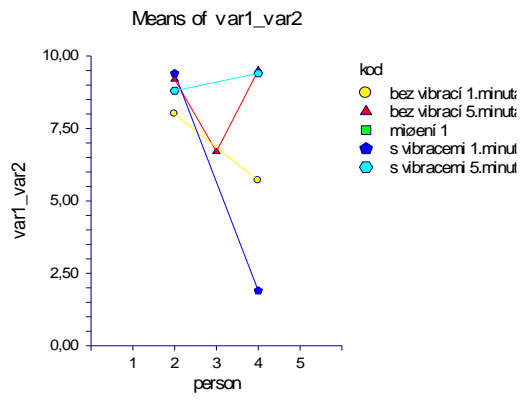
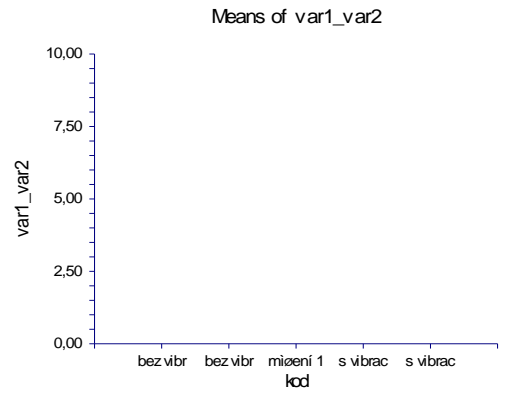
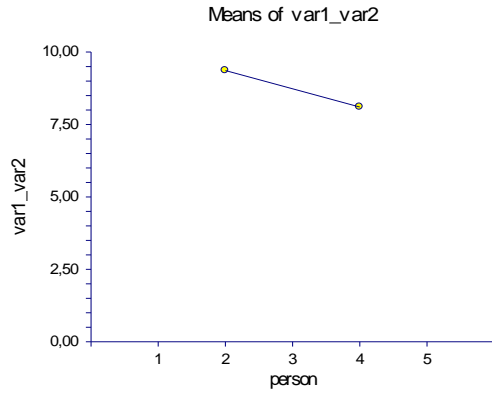
Source Term	Lower Bound Epsilon	Geisser Greenhouse Epsilon	Huynh Feldt Epsilon	Mauchly Test Statistic	Chi2 Value	DF	Prob Level	Covariance Matrix Circularity?
AB	0,250000	0,397562	0,617412	0,000010	27,8	9,0	0,001043	Violated

Note: Mauchly's statistic actually tests the more restrictive assumption that the pooled covariance matrix has compound symmetry.

Means and Standard Error Section

Term	Count	Mean	Standard Error
All	25	17,688	
A: person			
1	5	34,64	0
2	5	9,36	0
3	5	16,02	0
4	5	8,1	0
5	5	20,32	0
B: kod			
bez vibrací 1.minuta	5	19,08	2,025912
bez vibrací 5.minuta	5	16,96	2,025912
měření 1	5	19,64	2,025912
s vibracemi 1.minuta	5	15,32	2,025912
s vibracemi 5.minuta	5	17,44	2,025912
AB: person,kod			
1,bez vibrací 1.minuta	1	37,6	0
1,bez vibrací 5.minuta	1	34,8	0
1,měření 1	1	33,1	0
1,s vibracemi 1.minuta	1	33,2	0
1,s vibracemi 5.minuta	1	34,5	0
2,bez vibrací 1.minuta	1	8	0
2,bez vibrací 5.minuta	1	9,2	0
2,měření 1	1	11,4	0
2,s vibracemi 1.minuta	1	9,4	0
2,s vibracemi 5.minuta	1	8,8	0
3,bez vibrací 1.minuta	1	26,3	0
3,bez vibrací 5.minuta	1	6,7	0
3,měření 1	1	22	0
3,s vibracemi 1.minuta	1	12,1	0
3,s vibracemi 5.minuta	1	13	0
4,bez vibrací 1.minuta	1	5,7	0
4,bez vibrací 5.minuta	1	9,5	0
4,měření 1	1	14	0
4,s vibracemi 1.minuta	1	1,9	0
4,s vibracemi 5.minuta	1	9,4	0
5,bez vibrací 1.minuta	1	17,8	0
5,bez vibrací 5.minuta	1	24,6	0
5,měření 1	1	17,7	0
5,s vibracemi 1.minuta	1	20	0
5,s vibracemi 5.minuta	1	21,5	0

Plots Section



Bonferroni (All-Pairwise) Multiple Comparison Test

Response: var1_var2

Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216 Critical Value=3,2520

Group	Count	Mean	Different From Groups
s vibracemi 1.minuta	5	15,32	
bez vibrací 5.minuta	5	16,96	
s vibracemi 5.minuta	5	17,44	
bez vibrací 1.minuta	5	19,08	
měření 1	5	19,64	

Notes:

This section presents the results of all paired comparisons among the means. Since this procedure uses the Bonferroni inequality, it is not as accurate as the Tukey-Kramer's method.

Tukey-Kramer Multiple-Comparison Test

Response: var1_var2

Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216 Critical Value=4,3327

Group	Count	Mean	Different From Groups
s vibracemi 1.minuta	5	15,32	
bez vibrací 5.minuta	5	16,96	
s vibracemi 5.minuta	5	17,44	
bez vibrací 1.minuta	5	19,08	
měření 1	5	19,64	

Notes:

This report provides multiple comparison tests for all pairwise differences between the means.

Planned Comparison: B1

Response: var1_var2
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216

Reject Comparison Value=-6,96 T-Value=0,7682 Prob>|T|=0,453559 Decision(0,05)=Do Not
Comparison Std Error = 9,060155 Comparison Confidence Interval = -26,16667 to 12,24667

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
bez vibrací 1.minuta	-4	5	19,08
bez vibrací 5.minuta	1	5	16,96
měření 1	1	5	19,64
s vibracemi 1.minuta	1	5	15,32
s vibracemi 5.minuta	1	5	17,44

Planned Comparison: B2

Response: var1_var2
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216

Reject Comparison Value=1,52 T-Value=0,2166 Prob>|T|=0,831268 Decision(0,05)=Do Not
Comparison Std Error = 7,017965 Comparison Confidence Interval = -13,35742 to 16,39742

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
bez vibrací 1.minuta	0	5	19,08
bez vibrací 5.minuta	-3	5	16,96
měření 1	1	5	19,64
s vibracemi 1.minuta	1	5	15,32
s vibracemi 5.minuta	1	5	17,44

Repeated Measures ANOVA Report

Page/Date/Time 18 22.8.2016 17:28:53
Database C:\Users\Laborka\Dropbox\ruzna data\vibrace ydrz.S0
Response var1_var2

Planned Comparison: B3

Response: var1_var2
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216

Reject Comparison Value=-6,52 T-Value=1,3139 Prob>|T|=0,207418 Decision(0,05)=Do Not

Comparison Std Error = 4,962451 Comparison Confidence Interval = -17,03993 to 3,999926

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
bez vibrací 1.minuta	0	5	19,08
bez vibrací 5.minuta	0	5	16,96
měření 1	-2	5	19,64
s vibracemi 1.minuta	1	5	15,32
s vibracemi 5.minuta	1	5	17,44

Planned Comparison: B4

Response: var1_var2
Term B: kod

Alpha=0,050 Error Term=AB DF=16 MSE=20,5216

Reject Comparison Value=2,12 T-Value=0,7399 Prob>|T|=0,470051 Decision(0,05)=Do Not

Comparison Std Error = 2,865072 Comparison Confidence Interval = -3,953682 to 8,193683

Group	Comparison Coefficient	Count	Mean
bez vibrací 1.minuta	0	5	19,08
bez vibrací 5.minuta	0	5	16,96
měření 1	0	5	19,64
s vibracemi 1.minuta	-1	5	15,32
s vibracemi 5.minuta	1	5	17,44

Notes:

This section presents the results of a standard set of planned comparisons. The first comparison

compares the first group with those below it (alphabetically). The second comparison compares the

second group with those below it (alphabetically) ignoring the first. This continues to the next to the last group.

- 3) Srovnání hodnot rozdílu síly maximální a minimální kontrakce ve výdrží v 1. minutě po cvičební jednotce s vibracemi a bez vibrací

Testovaná skupina							
	S vibracemi - 1. minuta	Bez vibrací - 1. minuta	Párový T-test, výpočet				
osoba	SV1 _{rozdlil}	BV1 _{rozdlil}	$z_i = SV1_{rozdlil} - BV1_{rozdlil}$	$z_i - z_{pruměr}$	$(z_i - z_{pruměr})^2$		
1	18,3	17,9	0,40	-0,55	0,30		
2	25,0	22,6	2,40	1,45	2,11		
3	12,9	17,1	-4,20	-5,15	26,49		
4	12,0	17,7	-5,70	-6,65	44,18		
5	20,4	14,0	6,40	5,45	29,74		
6	8,8	5,0	3,80	2,85	8,14		
7	2,4	16,8	-14,40	-15,35	235,52		
8	4,9	1,8	3,10	2,15	4,64		
9	9,4	2,9	6,50	5,55	30,84		
10	13,6	21,0	-7,40	-8,35	69,67		
11	7,8	4,6	3,20	2,25	5,08		
12	3,7	8,5	-4,80	-5,75	33,02		
13	30,2	9,0	21,20	20,25	410,20		
14	8,9	5,4	3,50	2,55	6,52		
15	9,0	8,8	0,20	-0,75	0,56		
Průměr	12,49	11,54					
Excel T-test	0,656	aby se zamítla hypoteza musi byt mensi nez 0,05			$z_{pruměr}$	0,95	
n	15			$s_z^2 = 1/n * \sum (z_i - z_{pruměr})^2$	64,79		
α	0,05			$R = z_{pruměr} * \text{sqrt}(n/s_z^2)$	0,456		
$t_{\alpha}(n-1) = t_{0,05}(14)$	2,145			R < $t_{0,05}(14)$ čili nelze zamítnout hypotézu, že SV1 _{rozdlil} = BV1 _{rozdlil}			
Kontrolní skupina							
	S vibracemi - 1. minuta	Bez vibrací - 1. minuta	Párový T-test, výpočet				
osoba	SV1 _{pruměr}	BV1 _{pruměr}	$z_i = SV1_{pruměr} - BV1_{pruměr}$	$z_i - z_{pruměr}$	$(z_i - z_{pruměr})^2$		
1	33,2	37,6	-4,40	-0,64	0,41		
2	9,4	8,0	1,40	5,16	26,63		
3	12,1	26,3	-14,20	-10,44	108,99		
4	1,9	5,7	-3,80	-0,04	0,00		
5	20,0	17,8	2,20	5,96	35,52		
Průměr	15,32	19,08					
Excel T-test	0,269	aby se zamítla hypoteza musi byt mensi nez 0,05			$z_{pruměr}$	-3,76	
n	5			$s_z^2 = 1/n * \sum (z_i - z_{pruměr})^2$	42,89		
α	0,05			$R = z_{pruměr} * \text{sqrt}(n/s_z^2)$	1,284		
$t_{\alpha}(n-1) = t_{0,05}(4)$	2,776			R < $t_{0,05}(4)$ čili nelze zamítnout hypotézu, že SV1 _{rozdlil} = BV1 _{rozdlil}			

10.4 Příloha IV

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Vliv vibrační stroje Power Plate na kontrakci *m. levator ani*.

Období realizace: září 2015 – květen 2016

Řešitelé projektu: Bc. Barbora Svozilová, odborný konzultant Mgr. Michaela Havlíčková

Vážená paní,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit vliv vibrační plošiny Power Plate na kontrakci *m. levator ani*. Výzkum bude probíhat v laboratoři FN Motol, jako součást projektu Prvok 38, pod odborným dohledem rehabilitační fyzioterapeutky specializující se na dysfunkci pánevního dna paní Mgr. Michaely Havlíčkové. Veškerá měření a celé testování bude probíhat anonymně, v uzavřené místnosti, za účasti pouze vedoucí výzkumu, probanda a paní Mgr. Havlíčkové.

Průběh testování:

- Bude Vám popsána anatomie, fyziologie a funkce svalstva pánevního dna, tak abyste této svalové skupině dostatečně rozuměla a pochopila smysl testu a s ním související další pokyny.
- Bude provedeno kineziologické vyšetření pánevní oblasti – Trendelenburgův test, S- reflex a aspekční zhodnocení postavení pánve.
- Pozice pro provedení testu: budete umístěna do polohy lehu na zádech s podloženou hlavou, dolní končetiny flektované v kyčelním i kolenním kloubu položené na podložce od sebe ve vzdálenosti odpovídající šířce pánve.
- Vlastní monitorování akce svalstva pánevního dna bude probíhat pomocí tlakové sondy, kterou si sama zavedete přibližně 4 – 6cm do pochvy. Tlaková sonda bude následně paní Mgr. Havlíčkovou umístěna do přesné pozice naléhající na svalové břicho *m. levator ani* tak, aby byla zachycena jeho aktivita při kontrakci.
- Měření maximální kontrakce: tuto proměnnou budeme měřit celkem 3x, bude se jednat vždy o pětisekundovou kontrakci svalstva pánevního dna s následným třicetisekundovým intervalem odpočinku.
- Měření výdrže v kontrakci: tuto proměnnou budeme měřit pouze jednou. Bude se jednat o desetisekundovou výdrž v maximální kontrakci svalstva pánevního dna.

- Průběh testování:
 - Poučení o vyšetření, přístroji a designu studie, podpis informovaného souhlasu
 - Kineziologické vyšetření
 - Měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži
 - Odpočinek 5 minut
 - Cvičební jednotka posturálních cviků na stroji Power Plate bez vibrací
 - Měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži
 - Odpočinek 10 minut
 - Cvičební jednotka posturálních cviků na stroji Power Plate bez vibrací
 - Měření maximální síly kontrakce a kontrakce ve výdrži

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měla jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měla jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považovala za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostala jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informována, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V _____ dne: _____