

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

OVLIVNĚNÍ ROZSAHU POHYBŮ KRČNÍ PÁTEŘE A PROPRIOCEPCE
OPAKOVANOU APLIKACÍ VIBRACE POMOCÍ PŘÍSTROJE REDCORD
STIMULA U ZDRAVÝCH JEDINCŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Hedvika Cvejnová, fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, PhD.

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Hedvika Cvejnová
Název diplomové práce: Ovlivnění rozsahu pohybů krční páteře a propriocepce opakovanou aplikací vibrace pomocí přístroje Redcord Stimula u zdravých jedinců
Pracoviště: Katedra fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, PhD.
Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt:

Hlavním cílem této práce bylo zjistit, zda opakovaná aplikace vibrace přístrojem Redcord Stimula do oblasti krční páteře u zdravých jedinců má vliv na rozsah pohybů krční páteře a propriocepci v oblasti krční páteře a horních končetin. Testovaný soubor tvořilo deset probandů. Jejich průměrný věk dosahoval 23 let. Jednalo se o čtyři muže a šest žen. K měření rozsahu pohybů byl použit přístroj DTP-2. Propriocepce byla měřena jako odchylka od testované polohy. Tato odchylka byla zjištěna pomocí přístroje DTP-2 v oblasti krční páteře, na horních končetinách bylo měření rozšířeno o modifikovaný test dle Petrie a test terče.

Z výsledků této práce vyplývá, že nedošlo k signifikantním změnám v rozsahu pohybů krční páteře. Propriocepce v oblasti krční páteře a na horních končetinách se zlepšila pouze u jednoho z deseti použitých testů. V ostatních testech nebyla prokázána žádná změna.

Klíčová slova: krční páteř, propriocepce, vibrace, přístroj DTP-2, Redcord Stimula

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Hedvika Cvejnová
Title of the master thesis: Influence on the Range of Motion of Cervical Spine and Proprioception through Repeated Vibration Application by means of the Redcord Stimula Device Applied on Healthy Individuals
Department: Department of Physiotherapy
Supervisor: PhDr. David Smékal, PhD.
The year of presentation: 2015

Abstract:

The main aim of this master thesis was to find out whether a repeated vibration application via Record Stimula device in the cervical spine area in the case with healthy individuals has an impact on the cervical spine range of motion and proprioception in the cervical spine area and upper limbs. The tested group consisted of ten probands. Their average age was 23 years. It was a case of four men and six women. To measure the movement, the DTP-2 device was used. Proprioception was measured as a deviation from the tested position. This deviation was determined by means of the DTP-2 device in the cervical spine area, concerning upper limbs, the measurement was extended by the modified Petrie test, and the target repositioning test.

The results of this paper show that there were no significant changes in the cervical spine range of motion. The proprioception in the cervical spine area and on upper limbs was improved only in one of ten tests used. There was no proof of change in other tests.

Key words: cervical spine, joint position sense, vibration, DTP-2 device, Redcord Stimula

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2015

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, PhD. za odborné vedení diplomové práce, podnětné připomínky a rady, které mi během psaní diplomové práce poskytl a veškerý čas, který mi věnoval. Dále děkuji Mgr. Dagmar Sigmundové, PhD. za pomoc při statistickém zpracování dat.

OBSAH:

1	ÚVOD	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1	Krční páteř	9
2.1.1	Anatomie	9
2.1.2	Kineziologie	11
2.2	Somatosenzorický systém.....	12
2.3	Propriocepce	13
2.3.1	Proprioceptory	13
2.3.2	Vedení propriocepce	19
2.3.3	Funkce propriocepce	19
2.4	Vibrace.....	21
2.4.1	Receptory a dráha zprostředkovávající vnímání vibrace	22
2.4.2	Přenos vibrace tkáněmi	23
2.4.3	Neurofyziologické hledisko a působení vibrace	23
2.4.4	Vliv lokální vibrace	24
2.4.5	Vliv celotělových vibrací	26
2.4.6	Vliv vibrace na propriocepci	28
2.5	Přístroj DTP-2.....	30
2.5.1	Konstrukce	31
2.5.2	Využití.....	32
2.6	System Redcord	32
2.6.1	Přístroj Redcord Stimula	33
3	CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY.....	35
3.1	Cíl diplomové práce.....	35
3.2	Výzkumné otázky	35
3.3	Hypotézy.....	36
4	METODIKA.....	38
4.1	Charakteristika souboru	38
4.2	Postup měření	38
4.2.1	Vstupní vyšetření.....	39
4.2.2	Aplikace vibrací přístrojem Redcord Stimula	43
4.2.3	Kontrolní a výstupní vyšetření	44
4.3	Statistická analýza dat	44
5	VÝSLEDKY	45
5.1	Výsledky testování hypotézy $H_0 1$	45
5.2	Výsledky testování hypotézy $H_0 2$	47

5.3	Výsledky testování hypotézy H_0 3	49
5.4	Výsledky testování hypotézy H_0 4	51
5.5	Výsledky testování hypotézy H_0 5	53
5.6	Výsledky testování hypotézy H_0 6	55
5.7	Výsledky testování hypotézy H_0 7	57
5.8	Výsledky testování hypotézy H_0 8	59
5.9	Výsledky testování hypotézy H_0 9	61
5.10	Výsledky testování hypotézy H_0 10	63
5.11	Výsledky k výzkumné otázce 1	65
5.12	Výsledky k výzkumné otázce 2	73
5.13	Výsledky k výzkumné otázce 3	76
5.14	Výsledky k výzkumné otázce 4	78
5.15	Výsledky k výzkumné otázce 5	80
5.16	Výsledky k výzkumné otázce 6	82
5.17	Výsledky k výzkumné otázce 7	85
5.18	Výsledky k výzkumné otázce 8	87
5.19	Výsledky k výzkumné otázce 9	89
6	DISKUZE	91
6.1	Diskuze k teoretické části práce	91
6.2	Diskuze k metodické části práce	92
6.3	Diskuze k výsledkům práce	94
6.3.1	Vliv vibrace na rozsah pohybů krční páteře	94
6.3.2	Vliv vibrací na polohocit	95
7	ZÁVĚR	98
8	SOUHRN	100
9	SUMMARY	101
10	REFERENČNÍ SEZNAM	103
11	PŘÍLOHY	110

1 ÚVOD

Krční páteř jako celek je nejpohyblivějším úsekem páteře a umožňuje velký rozsah pohybů. Při velké mobilitě je ale nutno zároveň zajistit dobrou stabilitu. Ta je zajištěna množstvím vazů, ligament a svalů. Komponenty zajišťující stabilitu rozdělujeme na komponenty pasivní a komponenty aktivní. Mezi komponenty pasivní patří obratle, meziobratlové ploténky a vazy. Aktivní komponenty nazýváme také lokální stabilizátory. Jedná se o hluboké flexory krku a krátké extenzory šíje. Tyto dva svalové systémy musí být ve vzájemné rovnováze. Je na nich závislé nastavení jednoho segmentu vůči druhému (Panjabi, 1992). Vzhledem k tomu, že krční páteř je na stabilitu náročná, setkáváme se v této oblasti velice často s nejrůznějšími patologiemi. Problémy a bolest v této oblasti jsou velice častým problémem v každodenní praxi, proto je toto téma v našem oboru vždy aktuální.

Lokální stabilizátory obsahují veliké množství proprioceptorů. Ty jsou zdrojem aferentní informace do centrálního nervového systému. Na základě těchto informací určuje centrální nervový systém postavení hlavy vůči trupu, orientaci hlavy v prostoru (Strupp, Arbusow, Pereira, Dieterich, & Brandt, 1999), jsou důležité pro koordinaci hlava-oko (Bove, Diverio, Pozzo, & Schieppati, 2001) a významnou roli hrají při udržování rovnováhy (Strimpakos, Sakellari, Gioftsos, Kapreli, & Oldham, 2006). Dle Knox, Cordo, Skoss, Durrant, & Hodges (2006) je určení polohy horních končetin závislé na interpretaci polohy hlavy a tudíž současně na propriocepci v oblasti krční páteře.

Aplikací vibrace se zabývá mnoho studií, přesto názor na její účinek není zcela jednotný. Mezi účinky vibrace, které jsou vědecky podloženy a odpovídají trendům „evidence based medicine“ (tj. medicíny založené na důkazech) patří ovlivnění propriocepce, zlepšení kloubní stability a zvýšení svalové síly. Rozdíl v účinku popisují autoři dle cílové skupiny probandů, jimž byly vibrace aplikovány. Zatímco u zdravých jedinců dochází spíše ke zhoršení propriocepce, u pacientů, kteří mají z nejrůznějších důvodů propriocepci změněnou, dochází k její úpravě. Jiní došli k závěru, že vibrace nemá na propriocepci žádný vliv. Důležité ale je, že v současné době se věda zaměřuje na ověřování pozitivních účinků vibrace. V minulosti byly známé spíše jejich účinky negativní.

Redcord Stimula je na trhu nové zařízení určené k cílené aplikaci vibrace. Běžně se využívá v kombinaci s izometrickým či dynamickým cvičením ke zvětšení efektu Neurac terapie. Název Neurac terapie značí, že se tato metoda zaměřuje na neuromuskulární aktivaci, ke které využívá facilitační účinek kontrolované vibrace a nestabilního závěsu (Neurac 2 Stimula, n. d).

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Krční páteř

2.1.1 Anatomie

Krční páteř se skládá ze sedmi krčních obratlů, které jsou typické svými nízkými těly. Tato těla jsou kraniokaudálně prosedlá (patrné při předozadním pohledu), jsou široká transversálně a krátká anteroposteriorně. Foramen vertebrale krčních obratlů je trojhranný. Trnové výběžky jsou krátké, na konci zdvojené (mimo C1, kde trnový výběžek není a C7 tzv. vertebra prominens). Obsahují otvor – foramen transversarium, kterým prochází a. a v. vertebralis. Kloubní plošky na kloubních výběžcích jsou ploché a při pohledu ze strany leží v rovině, která svírá úhel asi 45 stupňů s rovinou horizontální. Prvé dva obratle mají od ostatních podstatně odlišný tvar (Čihák, 2011).

První krční obratel – atlas (nosič) nemá tělo, na jeho místě se nachází kostěný oblouk. Na horní ploše postranní části jsou vejčité konkávní jamky pro kondyly kosti týlní, na dolní straně postranní části je plochá kloubní ploška pro spojení s čepovcem. Atlas je tedy především transmisní obratel. Je součástí jak atlantookcipitálního, tak atlantoaxiálního spojení (Doubková, & Linc, 2006).

Druhý krční obratel – axis (čepovec) má tvar typického krčního obratle a je větší než C3. Kraniálně z těla obratle vyčnívá sloupec, tzv. zub čepovce (dens axis). Jedná se vlastně o původní tělo C1 připojené k axis. Jsou na něm vytvořené dvě kloubní plošky, jedna na ventrálním obvodu zubu, která je v kloubním spojení s předním obloukem atlasu a druhá na dorzálním obvodu zubu, která je v dotyku s kloubní ploškou na příčném vazů atlasu. Po obou stranách zubu jsou šikmo skloněné styčné plošky atlasu. Rozvidlený spinální výběžek čepovce je při pohmatovém vyšetření první běžně hmatný kostěný útvar na páteři. Čepovec je součástí atlantoaxiálního skloubení, které spolu s atlantookcipitálním skloubením vytváří kardanový závěs hlavy. Ve srovnání s ostatními krčními obratli se jedná o masivní obratel nesoucí rozhodující díl hmotnosti hlavy (Čihák, 2011).

Vertebra prominens je označení pro sedmý krční obratel, který má knoflíkovitě ztlustělý trnový výběžek, blízký se tvarem trnům obratlů hrudních. Při flexi krční páteře je pod kůží viditelný a slouží jako orientační bod pro počítání obratlů (Doubková, & Linc, 2006).

Pružnost a pevnost celé páteře zajišťují ligamenta. Ligamenta páteře zahrnují dlouhé vazy podélně poutající prakticky celou páteř a krátké vazy spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů. Mezi dlouhé vazy patří ligamentum longitudinale anterius, které spojuje

těla obratlová po přední straně páteře od ventrálního oblouku atlasu až na kost křížovou. Více lne k tělům obratlovým než k diskům. Ligamentum longitudinale posterius spojuje zadní plochy obratlových těl, probíhá tedy v páteřním kanálu po jeho přední stěně, od kosti týlní až na kost křížovou a lne pevněji k destičkám než k tělům obratlů (Doubková, & Linc, 2006).

Mezi krátké vazy páteře patří ligamenta flava. Jsou z elastického vaziva, jejich název proto odpovídá makroskopicky žlutému zbarvení. Jsou to pružné spoje oblouků, doplňují páteřní kanál a napínají se při ohýbání páteře. Dalšími krátkými vazy jsou ligamenta intertransversalia a ligamenta interspinalia. Ligamenta intertransversalia spojují příčné výběžky obratlů a probíhají paralelně s mm intertrasversarii. Omezují rozsah pohybu do lateroflexe. Ligamenta interspinalia spojují trnové výběžky obratlů, probíhají paralelně s mm interspinales. Jsou z kolagenního, nepružného vaziva a omezují rozvírání trnů obratlových při flexi páteře. V hrudním a krčním oddílu páteře probíhají tato ligamenta nejen mezi trny, ale i dále dorzálně od nich a zesílená se táhnou od trnů dolních krčních obratlů až k týlní kosti. Tyto úseky se nazývají ligamenta supraspinalia a v prodloužení na kost týlní tvoří ligamentum nuchae (Čihák, 2011).

V oblasti krční páteře jsou dalšími důležitými vazy ligamenta doplňující kraniovertebrální spojení. Jedná se o systém kloubů a vazů spojující kost týlní s atlasem a atlas a axis. Articulatio atlantooccipitalis je párové skloubení kondylů kosti týlní s jamkami na atlasu. Klouby obou stran jsou součástí jediné rotační plochy, která se podobá rotačnímu elipsoidu. Toto spojení doplňuje ještě membrana atlantooccipitalis anterior a membrana atlantooccipitalis posterior. Articulatio atlantoaxialis mediana je kloubní spojení mezi dens axis a předním obloukem atlasu. Toto skloubení doplňuje ligamentum transversum atlantis rozepjaté mezi massae lateralis atlantis. Tímto vazem je dens přidržen zezadu v místě své zadní kloubní plošky. Ligamentum je v místě styku se zubem zpevněno chrupavkou. Může tam být vytvořen i skutečný kloub s kloubním pouzdrem. V celém tomto skloubení funguje dens axis jako čep, kolem kterého se atlas (upevněný klouby a ligamentum transversum) otáčí až o 30 stupňů na každou stranu. Ligamentum cruciforme je souborný název pro ligamentum transversum atlantis doplněné kraniokaudálně podélnými snopci od těla axis vzhůru až na okraj otvoru kosti týlní. Dalšími významnými vazy doplňující toto skloubení jsou ligamenta alaria. Rozestupují se od boku dens axis na obě strany šikmo vzhůru k bokům kondylů kosti týlní a týlního otvoru. Omezují rotace kosti týlní s atlasem. Membrana tectoria kryje zezadu v páteřním kanálu dens axis a ligamentum cruciforme. Pokračuje v ligamentum longitudinale posterius. Articulatio atlantoaxialis lateralis jsou párové klouby spojující processus articulares atlasu a axis. Mají volné kloubní pouzdro, které stačí otáčení atlasu (Čihák, 2011).

2.1.2 Kineziologie

Krční páteř představuje nejpohyblivější část osového orgánu. Jedná se o místo nejintenzivnější proprioceptivní signalizace v oblasti páteře působící na celou pohybovou soustavu. Poruchy funkce v této oblasti mají tudíž dalekosáhlé důsledky a jejich úspěšné ovlivnění dává vynikající výsledky (Lewit, 2003).

Krční páteř je tvořena dvěma anatomicky i funkčně odlišnými segmenty. Horní subokcipitální segment se skládá z prvního a druhého krčního obratle - atlasu a axis, které jsou spojeny navzájem a s okciputem komplexním řetězcem kloubů se třemi osami otáčení a třemi stupni volnosti. Spodní segment začíná od spodní plochy axis a táhne se až po horní plochu Th1. Jedná se tedy o těla obratlů C3-C7 (Kapandji, 2007).

Pohyby v horním krčním segmentu se odehrávají takto: Při flexi se spodní massa lateralis atlasu valí a klouže po horní kloubní plošce axisu podobně jako femorální kondyly po tibiálním plateau. Ligamentum transversum atlantis udržuje arcus anterior atlantis a dens axis v úzkém kontaktu. Pohyb omezuje membrana atlantooccipitalis posterior a zadní krční ligamenta. Při extenzi kondyly kosti týlní kloužou dopředu a kost týlní i axis se přibližují k arcus posterior atlantis (při prudké extenzi možná fractura arcus posterior atlantis), dochází k rozšíření kloubní štěrbin v atlantoaxiálním skloubení (Kapandji, 2007). Flexe a extenze jsou hlavními pohyby v atlantookcipitálním skloubení. Jejich rozsah je asi 16 stupňů (Lewit, 2003). Je možná i nepatrná rotace jako synkineze při úklonu hlavy a malý úklon do strany, který je doprovázen rotací v opačném směru (Jirout, 1997).

Při rotaci vpravo se levá massa lateralis atlasu pohybuje dopředu, zatímco pravá couvá. Ligamentum alare se napíná a táhne levý kondyl vpravo a dochází k flexi vlevo. Atlas klesá vertikálně o 2-3 mm, jedná se o spirálový pohyb. Z celé krční páteře je v atlantoaxiálním skloubení největší rozsah rotace, postupně se šíří kaudálně. Pod úrovní C2 je spojena s lateroflexí homolaterálně (Kapandji, 2007). Rotace v oblasti C1-C2 je omezena kloubními pouzdry a mohutnými alárními ligamenty upínajícími se na okrajích velkého týlního otvoru. Rotace mezi atlasem a axisem je v průměru 25 stupňů ke každé straně, může však dosáhnout až 40 stupňů. Další funkcí v tomto segmentu je i ante- a retroflexe (Lewit, 2003).

Při lateroflexi v horním krčním segmentu začíná pohyb v atlantookcipitálním skloubení (rotací axisu homolaterálně) a v C2/3 (chybí-li rotace C2, nerotují ani ostatní krční obratle). Atlas nerotuje, ale klouže homolaterálně (Vařeka, & Vařeková, 1995). Při lateroflexi vlevo dochází ke skluzu kondylů kosti týlní vpravo a k přiblížení levého kondylu kosti týlní a dens

axis. Tento pohyb je omezený kloubním pouzdrům atlantookcipitálního skloubení a pravým ligamentem alare. Lateroflexe je vždy spojená s homorotací (Kapandji, 2007).

Pro flexi krční páteře jako celku nesmíme opomenout fakt, že v neutrálním postavení (vzpřímeném držení) bývá atlas v lehké retroflexi a záhlaví proti atlasu v mírné anteflexi. Během kývnutí (antekyv) přibývá jen nepatrně anteflexe při atlasu. Mezi atlasem a axisem naproti tomu dochází k mohutné anteflexi (z původní retroflexe). Při maximálním předklonu je maximální anteflexe mezi C1/2, ale nastává význačná retroflexe hlavy proti atlasu, která může být dokonce větší než při záklonu. Rozsah pohybu do flexe krční páteře je 30 – 35 stupňů (Lewit, 2003).

Při extenzi vsedě dochází k maximální retroflexi v atlantoaxiálním skloubení. Retroflexe je přítomna i mezi záhlavím a atlasem, nebývá však maximální. Pozorujeme lehký úměrný posun krčních obratlů jednoho proti druhému nazad. Jinak je tomu při extenzi vleže na boku, kde dochází naopak k maximální retroflexi mezi záhlavím a atlasem, avšak retroflexe proti axisu je mnohem menší než vsedě. Rozsah pohybu krční páteře do extenze se pohybuje okolo 80 – 90 stupňů (Lewit, 2003).

Rotace krční páteře jako celku začíná mezi atlasem a axisem a odehrává se především v těchto kloubech. Postupně se přenáší od C3 až po C7 pokud je C-Th přechod v kyfotickém držení, je-li však napřímený, pak až po Th3. Při rotaci od C2 dochází současně s rotací také k úklonu k homolaterální straně následkem šikmého průběhu meziobratlových kloubů. Rozsah pohybu krční páteře do rotace je 45-50 stupňů, přičemž z toho 30-35° probíhá v atlantoaxiálním spojení (Lewit, 2003).

Lateroflexe krční páteře začíná rotací axisu ve směru úklonu a současně dochází k synkinéze atlasu, při které se atlas posouvá ke kondylům i axisu ve směru úklonu. Lateroflexe je vždy spojena se stejnostrannou rotací s maximem v úrovni C2. V kaudálních segmentech převažuje rotace, směrem kraniálně více lateroflexe. Lateroflexi omezují procesi uncinati. Rozsah krční páteře do lateroflexe je 35-40 stupňů (Lewit, 2003).

2.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém zahrnuje dva základní druhy citlivosti, což vyplývá ze dvou hlavních kategorií senzitivních vláken a míšních senzitivních drah. Patří mezi ně citlivost, povrchová a hluboká. Do kategorie povrchové citlivosti řadíme vnímání mechanických podnětů (taktilní cití), tepelných podnětů (termocepce), bolestivých podnětů (nocicepce) a částečně též dotyku a lehkého tlaku. Pojem hluboké cití zahrnuje polohocit (statestezie),

pohybocit (kinestezie) a vnímání vibrace. Z příslušných receptorů jsou vzruchy vedeny aferentními senzitivními vlákny periferních nervů. Tenká vlákna vedou bolest, teplo a chlad, silná vlákna propriocepci a vjemy vibrace (Ambler, 2006; Králíček, 2004).

2.3 Propriocepc

Pojem propriocepc poprvé použil Sherrington v roce 1906 a označil jím vnímání polohy a pohybů těla a orientaci jeho jednotlivých segmentů v prostoru (Rossi-Durand, 2006).

Propriocepc je aferentní informace z mechanoreceptorů primárně uložených ve svalech, kloubech, šlachách a vazech, podávající informaci do centrálního nervového systému o aktuálním stavu pohybové soustavy, o pozici (statesteezii) a pohybu (kinestezii) jednotlivých částí těla. Po vyhodnocení těchto informací v CNS dochází následně k eferentní úpravě celkové postury (Ageberg, 2002; Králíček, 2004).

V cíleně řízeném pohybu hraje významnou roli propriocepc (Véle, 2006).

Dle Trojana (2003) rozlišujeme tři kvality propriocepc:

1. polohový smysl (statesteezie) – informuje o vzájemné poloze částí těla a postavení kloubů
2. pohybový smysl (kinestezie) – informuje o pohybech jednotlivých částí těla a rozsahu a rychlosti pohybu v kloubech
3. silový smysl – umožňuje odhad svalové síly a odporu během konaného pohybu

Pavlů a Novosádová (2001) uvádí, že propriocepc je významnou složkou senzoričké aference a má velký vliv na průběh a řízení motoriky. Důležitost senzoričké aference vystihuje pojem „senzomotorika“, kdy pojem sensoria je dáván na první místo, aby se zdůraznil význam vstupní senzoričké informace na vznik a průběh pohybu.

2.3.1 Proprioceptory

Mechanoreceptory umožňující vnímání vzájemné polohy (statesteezie) a pohybu (kinestezie) jednotlivých částí těla jsou označovány jako proprioceptory (Králíček, 2004). Jsou primárně uloženy ve svalech, šlachách, vazech a kloubních pouzdrech. Jako doplňkový zdroj proprioceptivní informace slouží také kožní mechanoreceptory (Riemann, & Lephart, 2002).

Dle Proskeho (2006) se v dnešní době na propriocepci pohlíží jako na informaci částečně zprostředkovanou pomocí svalových vřetének, vedlejší roli hraje ale také kůže a kloubní receptory.

Nejvýznamnějšími proprioceptory jsou svalové vřetenko a šlachové tělísko.

2.3.1.1 Svalové vřetenko

Svalové vřetenko je receptor, který je citlivý na protažení. Podává nervovému systému informaci o délce svalu a rychlosti kontrakce. Tato informace vede ke schopnosti jedince uvědomit si pohyb v kloubu (tzv. kinestezie) a polohu kloubu (tzv. statestezie). Tyto funkce souhrnně označujeme jako propriocepci. Znamená to tedy, že svalová vřetenka hrají důležitou roli v zajištění aferentní zpětné vazby, která informuje o reflexních a volních pohybech (Shaffer, & Harrison, 2007).

Svalová vřetenka jsou několik milimetrů dlouhé útvary nacházející se při přechodu šlachy do svalu. Skládají se z 6-8 jemných svalových vláken, která jsou 2-10 mm dlouhá a označují se jako vlákna intrafuzální (Trojan et al., 2005). Intrafuzální vlákno je modifikované vlákno kosterního svalu, ale jeho centrální část postrádá kontraktilní aparát. Tento nekontraktilní úsek intrafuzálního vlákna se označuje jako receptorová oblast nebo jaderný vak (Králíček, 1995).

Svalová vřetenka jsou oddělena jemným vazivovým pouzdem od okolního vaziva ve svalu. Na obou polárních koncích je vřetenko připojeno šlašinkami na perimysium vláken kosterního svalu, která se nazývají extrafuzální (Dylevský, 2009). Vřetenka jsou uložena v podélné ose svalu mezi vlastními svalovými vlákny, oba typy svalových vláken jsou tak uspořádány paralelně (Trojan et al., 2005). Koncové části intrafuzálních vláken se mohou díky zachovalému kontraktilnímu aparátu stahovat, a to vlivem podnětů, které k nim přicházejí po axonech γ -motoneuronů (vlákna patřící do skupiny $A\gamma$). Receptorové oblasti intrafuzálních vláken jsou opředeny terminálami axonů sensorických neuronů, jejichž těla leží ve spinálních gangliích (Králíček, 1995). Čím více je sval protažen, tím se svalová vřetenka více podráždí. Při zkrácení svalu naopak dráždivost svalových vřetének klesá. To platí i pro svalový stah (kontrakci), kdy se však současně zvyšuje dráždivost vřetének (Trojan a kol., 2005).

Rozlišujeme dva typy intrafuzální vláken – nuclear bag fibres a nuclear chain fibres.

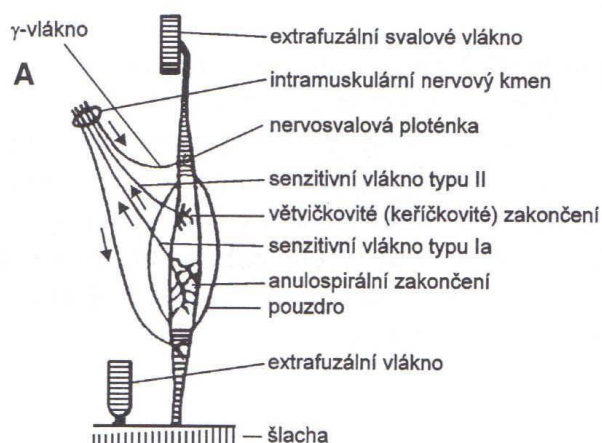
1. Vlákna silná a dlouhá s nukleárním vakem obsahujícím velké množství jader tzv. vlákna s vakem I. typu (nuclear bag1). Tato vlákna reagují dynamicky na rychlost protažení a rychle se adaptují (tzv. D – regulátory) a vlákna tenčí s vakem II. typu (nuclear bag2) s menším množstvím jader, která reagují spíše staticky, tonicky a jejich adaptace je pomalejší (tzv. PD – regulátory).

2. Vlákna keříčkovitě uspořádaná (nuclear chain), která reagují tonicky a pomalu se adaptují (tzv. P – regulátory) (Trojan et al., 2003).

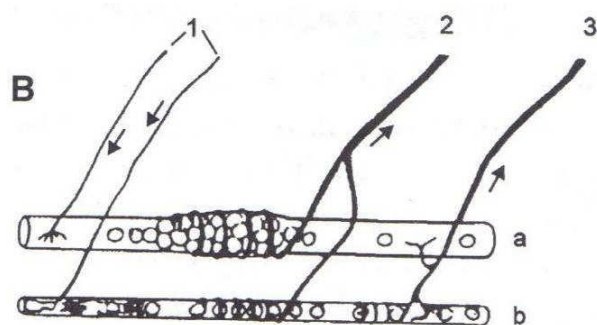
Signály ze svalových vřetének jsou odváděny do míšního segmentu dvěma typy vláken, které se liší rychlostí vedení a způsobem zakončení. Silná vlákna, s rychlým vedením impulzů (typu Ia) končí v centrální oblasti obou typů svalových vláken vřetenka (nuclear bag fibres i nuclear chain fibres) anulospirálním zakončením. Toto zakončení se také označuje jako primární. Tenká vlákna končí na rozhraní centrální (senzitivní) a periferní (kontraktilní) oblasti keříčkovitým zakončením. Toto zakončení se také označuje jako sekundární (vlákna typu II). Při natažení svalu se zvyšuje frekvence akčních potenciálů v obou typech vláken. Při zkrácení svalu frekvence akčních potenciálů klesá (Trojan et al., 2005).

Oba typy vláken jdou jako aferentní vlákna míšního nervu do páteřního kanálu a zadními míšními kořeny vstupují do míchy. Těla těchto neuronů jsou uložena ve spinálních gangliích. V míše jdou tato vlákna buď přímo na alfa motoneurony předních rohů, a představují tak monosynaptické spojení, nebo se na motoneurony antagonistických svalů zapojují prostřednictvím vsunutých interneuronů (Dylevský, 2009).

Při změnách délky svalu se však objevují rozdíly mezi oběma typy vláken. Při natažení svalu je frekvence potenciálů ve vláknech typu Ia mnohem vyšší než ve vláknech typu II. Při zkrácení svalu je frekvence ve vláknech typu Ia nulová, zatímco ve vláknech typu II přetrvává nízká frekvence akčních potenciálů. Změny ve frekvenci akčních potenciálů u vláken typu Ia tedy lépe odrážejí změnu délky svalu a rychlost, s jakou se tato délka mění. Vlákna typu Ia signalizují dynamické změny délky svalu (dynamická senzitivita). Oproti tomu vlákna typu II prakticky postrádají dynamickou senzitivitu a přinášejí informace o statické délce svalu. Oba typy vláken se rovněž liší svou terminační (cílovou) oblastí v míšní šedi (Trojan et al., 2005).

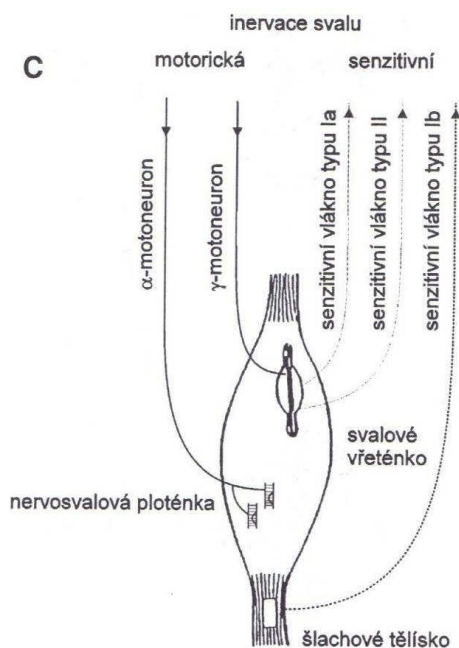


Obrázek 1. Schéma uspořádání a zapojení svalového vřetenka (Trojan et al., 2005)



Obrázek 2. Detail střední části intrafuzálních vláken svalového vřeténka (Trojan et al., 2005)

- a – forma vaku (nuclear bag)
- b – forma řetězce (nuclear chain)
- 1 – gama motoneurony
- 2 – senzitivní vlákna typu Ia
- 3 – senzitivní vlákna typu II



Obrázek 3. Aferentní vlákna z proprioceptoru (Trojan et al., 2005)

2.3.1.2 Golgiho šlachové tělísko

Šlachová tělíska jsou receptory tvořené několika svazky kolagenních vláken, která opřádají bohatě rozvětvená aferentní nervová vlákna typu Ib. Tělísko je obaleno jemným vazivovým pouzdrům a nachází se opět v blízkosti přechodu svalu ve šlachu (Dylevský, 2009; Trojan a kol., 2003). Aferentní nervová vlákna šlachových tělísek mají buňky (perikarya) ve

spinálních gangliích, jejichž axony jdou v míše k interneuronům, prostřednictvím kterých tlumí aktivitu alfa-motoneuronů inervujících kosterní svaly (Trojan et al., 2003).

Primární funkcí šlachového tělíska je signalizace aktivního svalového napětí (napětí vznikající během svalové kontrakce), sekundární signalizace pasivního svalového napětí (během pasivního protažení svalu) (Rieman, & Lephart, 2002a). Šlachové tělísko tedy reaguje jak při napětí svalového úponu při natažení svalu, tak při izometrické či izotonické kontrakci statickým typem odpovědi (Dylevský, 2009; Trojan a kol., 2003). Práh dráždivosti tělíska je vyšší než u vřeténka, a tudíž i napětí šlachy potřebné k podráždění tělíska musí být podstatně vyšší, než je nutné k podráždění svalového vřeténka (Véle, 2006).

Šlachová tělíska jsou se svalovými vlákny zapojena v sérii. Informace z nich působí útlum alfa-motoneuronů svého svalu, a tím chrání sval i šlachu před přetížením (Trojan et al., 2005).

Souhrou činnosti vřetének a tělísek je tak zajištěna dokonalá informace centrálního nervového systému o napětí, stupni kontrakce i zatížení všech míchou inervovaných svalů (Dylevský, 2009; Trojan et al., 2005).

Uvědomování si svalového napětí, polohy končetin a trupu, změny polohy a rychlosti této změny nám umožňuje tzv. hluboký svalový smysl, realizovaný souhrou svalových vřetének, šlachových tělísek, receptorů kloubních pouzder, vazů atd. za současné účasti zraku, sluchu a orgánu rovnováhy (Dylevský, 2009).

Tok informací ze svalů je trvalý, protože svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělísko patří k těm receptorům, které se prakticky neadaptují na působení konstantního podnětu. Receptory Golgiho šlachového tělíska podávají informaci o změně svalového napětí. Receptory svalového vřeténka zakódovávají stupeň, směr a rychlost této změny (Petřek, 1991).

2.3.1.3 Kloubní receptory

Kloubní receptory reagují na změny napětí v kloubním pouzdru, které vznikají napínáním pouzdra na konvexní straně a jeho řasením na konkávní straně. Kloubní receptory s pomalou adaptací (statické receptory) signalizují polohu kloubních segmentů a fungují jako goniometr, neboť z rozdílu frekvence výbojů na straně nataženého pouzdra proti frekvenci výbojů na straně zřaseného pouzdra lze určit úhel segmentů v kloubu. Kloubní receptory s rychlou adaptací (dynamické receptory) reagují na změnu rychlosti pohybu v kloubu a zastává funkci tachometru (Véle, 2006).

V kloubech a jejich přídatném aparátu existují 4 typy receptorů:

- I typ – podobá se Ruffiniho tělískům a jeho aktivita závisí na poloze kloubu a rychlosti pohybu v kloubu
- II typ – připomíná Vater-Paciniho tělíska a registruje pohyby bez směrové citlivosti
- III typ – je podobný Golgiho šlachovým tělískům, má pomalou adaptaci a nejasnou funkci
- IV typ – jsou volná nervová zakončení přenášející bolest (Trojan et al., 1996).

Ruffiniho zakončení jsou aktivována při extrémních pohybech v kloubu a odpovídají více na pasivní pohyb. Paciniho tělíska odpovídají na mechanický stimul během pohybu, ale ne když je kloub držen v konstantní pozici. Receptory v ligamentech jsou strukturálně a funkčně podobné Golgiho šlachovým tělískům a odpovídají na napětí. Volná nervová zakončení odpovídají na extrémní mechanickou deformaci a zánět. Kloubní receptory jsou aktivovány zejména na konci rozsahu pohybu, ale mohou mít větší vliv na propiocepci prostřednictvím interneuronálního spojení s γ -motoneurony, tudíž ovlivňují senzitivitu svalového vřeténka (Schaffer, & Harrison, 2007).

Většina pomalu se adaptujících kloubních receptorů generuje vzruchovou aktivitu jen při extrémní flexi a extenzi v kloubu, zatímco v mezipolohách kloubní receptory neodpovídají, nebo je jejich vzruchová aktivita minimální. Informace z kloubních receptorů tedy nehrají rozhodující roli při uvědomování si vzájemné polohy jednotlivých tělních segmentů (statestézie) a při uvědomování si směru, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubu (kinestézie). Statestézie a kinestézie tedy není výsledkem aktivity kloubních, ale především svalových a částečně také kožních receptorů. Vzruchy z kloubních receptorů jen mění úroveň dráždivosti centrálních struktur, které ovlivňují aktivitu svalových receptorů (Petřek, 1991).

Dle Cartera (1997) podávají svalová vřeténka hrubou povědomost o pozici kloubu, zatímco kloubní receptory jsou zodpovědné za jemné doladění této informace.

Jako kožní mechanoceptory označujeme Meissnerova tělíska, která se rychle adaptují, Paciniho tělíska a pomalu se adaptující Merkelovy disky a Ruffiniho tělíska (Shaffer, & Harrison, 2007). Dle Králíčka (2004) se na propiocepci podílí zejména Ruffiniho tělíska, neboť tyto receptory optimálně reagují na napínání kůže, zvláště je-li toto napínání způsobeno pohybem prstů nebo končetin. Kolář (2009) považuje za významné pro propiocepci nejen Ruffiniho tělíska, ale i rychle se adaptující Paciniho tělíska.

2.3.2 Vedení propiocepce

Přenos propioceptivních informací do mozkové kůry se uskutečňuje prostřednictvím drah, které jsou rozdílné pro horní a dolní polovinu těla.

Počáteční úsek dráhy pro přenos propiocepce z horních končetin tvoří centrální oddíly axonů pseudounipolárních buněk spinálních ganglií. Neurity po vstupu do míchy obtáčí zadní rohy míšní, pronikají do ipsilaterálních zadních míšních provazců, stoupají jimi vzhůru a synaptickými kontakty končí na buňkách ncl. cuneatus lateralis. Část axonů buněk tohoto jádra směřuje jako tr. cuneocerebellaris do kůry spinálního mozečku. Zbývá část postupuje stejným směrem jako dráha zadních provazců míšních, tj. kříží střední rovinu a přidává se do soustavy vláken lemniscus medialis. S nimi přichází do ncl. ventralis posterolateralis thalami a po přepojení na thalamické neurony trakt pokračuje do somatosenzorické kůry (Kralíček, 2004).

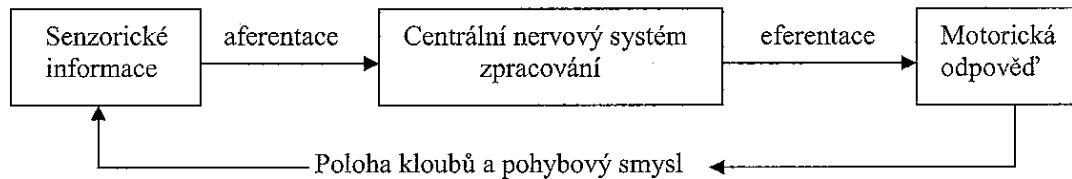
Počáteční úsek dráhy pro přenos propiocepce z dolních končetin je také tvořen centrálním úsekem axonů pseudounipolárních buněk spinálních ganglií. Neurity se po vstupu do míchy stáčí do šedé hmoty ipsilaterálních míšních rohů a končí na neuronech ncl. Stilling – Clarki. Následující přenos zprostředkovává tractus spinocerebellaris dorsalis a tractus spinocerebellaris ventralis ležící v laterálních provazcích míšních. Po dosažení prodloužené míchy proniká část vláken do kůry spinálního mozečku, zbylá část axonů vstupuje do nucleus „Z“. Po přepojení na neurony tohoto jádra vlákna kříží střední rovinu a jako lemniscus medialis pokračuje do thalamu a odtud po přepojení do somatosenzorického kortexu (Kralíček, 2004).

Dorzálními laterálními drahami nebo spinocerebelárními dráhami se do vyšších center CNS dostává většina propioceptivních informací. Na rozdíl od vědomého senzoreckého hodnocení spojeného s dorzálními laterálními trakty, jsou spinocerebelární dráhy odpovědné za „nevědomou propiocepci“ (tj. pozice končetin, kloubní úhly a svalové napětí a délku) užívanou pro reflexní, automatické a volní aktivity. Kromě přenášení periferní aferentní informace, části těchto drah přenášejí eferentní kopii motorického neuronového řízení zpátky do vyšších center CNS (Riemann, & Lephart, 2002a).

2.3.3 Funkce propiocepce

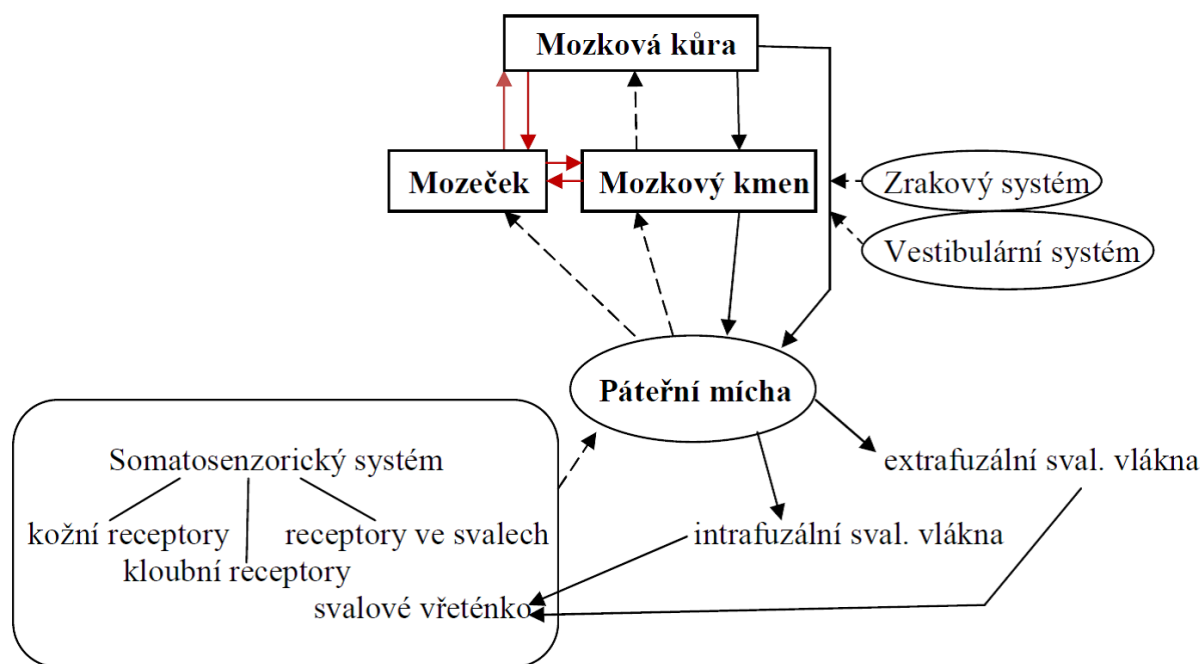
Senzorické informace jsou napojeny na motorickou odpověď prostřednictvím CNS (centrální nervový systém) a PNS (periferní nervový systém). Vytvořen je jakýsi smyčkový

system, kde aferentní informace z vnějšího prostředí jsou zpracovány v CNS. CNS pak pošle eferentní informace zpět do systému motorického. Následná motorická aktivita tak poskytuje větší aferentní zpětnou vazbu k pokračování cyklu (Obrázek 4). Vzhledem k tomuto vzájemnému propojení, jakékoli změny v senzomotorickém systému se projeví i na jiných místech tohoto systému (Page, Frank, & Lardner, 2010).



Obrázek 4. Senzomotorický systém (Page et al., 2010)

Dle Riemana, & Lepharta (2002a) představuje senzomotorický systém aferentní, eferentní i centrální integraci a je rozhodující pro udržení funkční kloubní stability. Ačkoli roli hraje také zrakový a vestibulární systém, periferní mechanoceptory jsou považovány za nejdůležitější. Periferní mechanoceptory (Obrázek 5 vlevo dole) se nacházejí v kožní, svalové, kloubní a ligamentózní tkáni. Aferentní dráhy (přerušované linky) vedou informace do tří úrovní motorické kontroly a přidružených oblastí jako je mozeček. Aktivace motorických neuronů se může vyskytovat v přímé odpovědi na periferní senzoricke informaci (reflexy) nebo jako odpověď na požadavky z vyšších center, z nichž oboje mohou být modulovány či regulovány přidruženými oblastmi (červené linky). Eferentní dráhy z každé úrovně motorické kontroly (plné linky) se sbíhají k alfa- a gama-motoneuronům v předních rozích míšních. Kontrakce extrafuzálních a intrafuzálních vláken způsobí nové stimuly jdoucí k periferním mechanoceptorům (Rieman, & Lephart, 2002a).



Obrázek 5. Senzomotorický systém (Rieman, & Lephart, 2002a).

2.4 Vibrace

Termín vibrace označuje rytmický či kmitavý pohyb hmotných těles, přesněji pohyb tzv. mechanického kontinua, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné pozice (Paráková, Míková, & Krobot, 2008). Mezi biomechanické parametry určující intenzitu vibrace patří amplituda, frekvence a zrychlení (Bosco, & Cardinale, 2003). Odezva organismu je závislá na délce působení, směru a intenzitě vibrací a je ovlivněna mnoha dalšími okolnostmi. Vnímání vibrací naším organismem je o komplexní vjem, zprostředkovaný hierarchií receptorů a dalších struktur a funkčních systémů nervového aparátu. Metodicky rozlišujeme celkové a lokální působení vibrací. Z mnoha neurologických experimentů ale vyplývá, že i působení lokální vibrace má nutně celkový vliv na organismus (Pavlů, & Strachotová, 2011).

Na lidské tělo neustále působí vibrace z prostředí, kterým jsme vystaveni například při jízdě dopravními prostředky, stavebních pracích či práci s vibrujícími nástroji nebo v silném akustickém poli (Pavlů, & Strachotová, 2011). Během všech sportovních aktivit na naše tělo působí zevní síly prostředí. Tyto síly způsobují vibrace a oscilace v tkáních. K tomu dochází vždy, když část našeho těla nebo sportovního náčiní narazí na povrch. Například během chůze nebo běhu dochází k nárazu paty na zem. Otřesy jsou částečně resorbovány pronací nohy a flexí kolen. Část reakční síly je ale přeměněna na vibrace a oscilace tkání. K vibraci a oscilaci

tkání dochází ale také například během sjezdového lyžování, jízdy na kole či odrazu míčku tenisovou raketou (Cardinale & Wakeling, 2005).

V posledních letech se setkáváme s nárůstem přístrojů a pomůcek, které se uplatňují ve vibračním tréninku nebo terapii v rehabilitačních centrech nebo sportovních zařízeních.

2.4.1 Receptory a dráha zprostředkávající vnímání vibrace

Mechanické vibrace aplikované na svalové břicho nebo šlachy jsou detekovány senzory, především svalovými vřetenky detekujícími svalovou délku. Na percepci vibrace se ale také účastní kožní a kloubní receptory a sekundární nervová zakončení (Albasini et al., 2010). Drážděním eferentních γ vláken se zvyšuje vibrační citlivost svalových vřetelek. Ia aferentní vlákna v relaxovaném svalu jsou nejvíce senzitivní na vibrace o frekvenci 100-200 Hz (Pfeiffer et al., 1976). Fallon a Macefield (2007) uvádí jinou frekvenci, a sice 80 Hz, na kterou by měla být svalová vřeténka nejvíce citlivá. Golgiho šlachová tělíska se podílí na vnímání vibrací v případě, že sval je alespoň lehce aktivní. Odpověď primárního i sekundárního zakončení a Golgiho šlachového tělíska na vibraci může být zvýšena volní kontrakcí svalu (Fallon & Macefield, 2007).

Setkáváme se se dvěma systémy, tvořenými mechanoceptory, které se účastní vnímání vibrací. První systém jsou Merkelovy disky a Meissnerova tělíska nacházející se v povrchových vrstvách kůže. Merkelovy disky nejlépe reagují na nízké frekvence vibrací (5-15 Hz) a Meissnerova tělíska na frekvence střední (20-50 Hz). Druhý systém tvoří hluboko uložená Paciniho tělíska, která jsou maximálně aktivována od 60 do 400 Hz (Gilman, 2002).

Tyto mechanoceptory, které jsou vibrací stimulovány, vytváří akční potenciály, kdy jeden akční potenciál signalizuje jeden kmit. Frekvence akčních potenciálů vedených aferentním nervem pak kóduje frekvenci kmitů, tj. frekvenci vibrace. Celkový počet aktivovaných aferentních vláken udává intenzitu vibrace. Člověk je nejcitlivější k vibracím o frekvenci 200-250 Hz (Gilman, 2002).

Vibrace se šíří drahami monosynaptickými a polysynaptickými. Na míšní úrovni se jedná o stejný okruh jako je monosynaptický napínací reflex. Z polysynaptických drah je to pak dráha zadních provazců míšních a tractus spinocerebellaris. Vzruchy z taktálních receptorů jsou vedeny ceslou tragus spinothalamicus (Pfeiffer, 2007).

2.4.2 Přenos vibrace tkáněmi

Vibrace nejen stimulují receptory, ale šíří se také tkáněmi. Tento přenos závisí na pozici těla během aplikace vibrace a také na tom, zda nedochází k rezonanci s frekvencemi ostatních částí těla. Regulace přenosu nárazů a oscilací tělem je uskutečněna pomocí kostí, chrupavek, synoviální tekutiny, měkkých tkání, kinematiky kloubů a svalové aktivity. Vyladěním svalové aktivity dochází ke snížení vibrací v měkkých tkáních, čímž si tělo zajišťuje prevenci proti škodlivým vlivům, ke kterým by jinak mohlo dojít. Úroveň svalové aktivity záleží na interakci mezi tělem a zevně aplikovanými vibracemi. Například při stožení na vibrující plošině dochází k aktivaci svalů dolních končetin, aby bylo dosaženo útlumu vibrace šířící se z plošiny (Albasini et al., 2010; Cardinale, & Wakeling, 2005).

Při práci s různým nářadím jako jsou pneumatická kladiva, sbíječky, vrtačky, motorové pily apod. dochází k přenosu vibrací na ruce. Tato práce ovšem zároveň vyžaduje aktivní svalovou práci horních končetin, prostřednictvím které dochází k omezení útlumu vibrací kvůli zvýšenému svalovému napětí a vibrace se snadněji šíří rukou a celou horní končetinou (Pavlů, & Strachotová, 2011). Dlouhodobým působením nadměrných vibrací dochází pak k postižení kostí, šlach, kloubů, svalů, periferních cév i nervů (Cardinale, & Wakeling, 2005).

2.4.3 Neurofyziologické hledisko a působení vibrace

Vibrace z hlediska působení na kosterní sval představují mechanický povrchový stimul. Jeho fyziologický účinek je komplexní a zahrnuje působení v celé nervové soustavě. Experimentálně jej můžeme detekovat v jednotlivých etážích od svalového vřetenka až po korovou projekci (Pavlů, & Strachotová, 2011).

Působením vibrace na kosterní sval dochází ke stimulaci primárního anulospinálního zakončení svalového vřetenka, které reaguje na změnu jeho délky. Informace o změnách délky svalu, která je vedena prostřednictvím rychlých Ia vláken, je v CNS analyzována jako narůstající délka svalu, přesto, že sval svou délku nemění. V CNS vzniká iluze o pohybu končetiny a aktivaci konkrétních motorických center v mozku. Stejná centra se aktivují během volního pohybu danou končetinou. Frekvence výbojů z Ia vláken ovlivní to, jak mozek vyhodnotí směr a rychlost pohybu. Kinetická iluze je spojována se vznikem antagonistické vibrační odpovědi (AVR). Jedná se o motorickou odpověď antagonisty vibrovaného svalu, která vzniká pouze při vzniku iluze o pohybu končetiny (Naito, Nakashima, Aramaki, Kito, Okada, & Sadato, 2007; Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Dle Ribot-Ciscar, Butler, & Thomas (2003) dochází stimulací primárního anulospinálního zakončení k aktivaci α motoneuronů, kontrakci a ke zvýšení náboru motorických jednotek. Jedná se tzv. tonický vibrační reflex (TVR).

TVR je většinou vyvolán lokální aplikací vibrace, která má frekvenci 10-200 Hz a amplitudu 1–2 mm. Pro vyvolání TVR při celotělové vibraci se využívají frekvence 1-30 Hz. Čím vyšší frekvence vibrace, tím je i TVR větší. Největší účinek vyvolá vibrace aplikovaná na šlachy svalů v kolmém směru k její délce. Menším účinkem pak působí vibrace aplikovaná na svalové břicho (Capaday, & Cooke, 1983; Torvinen et al., 2002).

Neurální okruh pro tonický vibrační reflex je na míšní úrovni stejný jako okruh pro monosynaptický vřetenkový reflex. TVR ale navíc zahrnuje i cesty polysynaptické (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Při aplikaci vibrace nejdříve vzrůstá excitační vstup z Ia vláken na α motoneurony. Pokud aplikace trvá více než 10 - 20 sekund, excitační vstup se snižuje a dochází k tzv. postvibračnímu útlumu. Po 30 s vibrace o frekvenci 80 Hz je již utlumena aktivita většiny primárních zakončení. Příčinou je především zvýšení prahu dráždivosti Ia vláken, presynaptická inhibice Ia vláken a vyčerpáním transmitterů v jejich synapsích (Shinohara, 2005). Dlouhodobé aplikace vibrace vede ke svalové únavě, snížení síly kontrakce, snížení EMG aktivity a snížení pálení motorických jednotek (Torvinen et al., 2002).

Pokud má proband během aplikace vibrace zavřené oči, vliv vibrace je silnější. V experimentu, kde byla vibrace aplikována na Achilovu šlachy, došlo dokonce až k pádu probanda v důsledku iluze změny délky tricepsu surae (Capaday, & Cooke, 1983). Pokud se vibrace aplikuje na již protažený sval, je iluzorní změna délky tohoto svalu ještě mnohem větší (Eklung & Hagbart, 1966).

Dle Naito, Kitada, Kochiyama, Matsumara, Nakamura, Sadato, & Yonekura (2002) vnímali probandi při působení vibrací pozice končetin v absurdních pozicích. Při aplikaci vibrace na šlachy extensorů zápěstí popisovali například kontakt zápěstí se hřbetem ruky. Během testování byly použity různé frekvence vibrace. Frekvenci 83 Hz se podařilo vyvolat iluzorní pohyb u všech testovaných. Frekvence 12,5 Hz nebyla už tolik spolehlivá.

2.4.4 Vliv lokální vibrace

V praxi se nejčastěji využívá lokální vibrace s cílem zlepšit motorické funkce hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláním tonického vibračního reflexu. Vibrace se dále využívají i u spastických nemocných. Spasticitu lze pomocí vibrací hodnotit, ale vhodné je

využití i v terapii, kdy cestou reciproké inhibice vibrací antagonistického svalu dochází k inhibici hypertonického svalu (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Na základě postvibračního útlumu, ke kterému dochází po 30 sekundách vibrace, lze dle Ribot-Ciscar, Rossi-Durand, & Roll (1998) dosáhnout snížení spasticity. Dojde k vyvolání TVR ve svalu a poté ke snížení pálení Ia aferentních vláken a ke snížení svalového napětí. Postvibrační útlum trvá zhruba 40 sekund, čehož lze využít k protažení spastických svalů a návniku volných pohybů spastických končetin.

Eklung, & Hagbarth (1969) se zabývali využitím vibrace jako cíleného aferentního stimulu. Dle jejich studie vede snížená aktivace proprioceptorů k částečné deaferentaci a ovlivňuje centrální stav mozkové aktivity. Vzruchová aktivita v aferentních vláknech Ia, která se generuje během vibrace kosterních svalů, vede k dokonalé iluzi pohybu a aktivují se tak oblasti v parietálním a v temporálním laloku. Tímto způsobem bychom mohli přispět k zachování funkcí periferního a sensorického systému dlouhodobě imobilizovaných pacientů.

Krátkodobá vibrace trvající do 20 sekund vede k facilitaci vibrovaného svalu a jeho volní kontrakce je při vibraci snazší. Inhibiční vliv má pak vibrace na antagonistu vibrovaného svalu, takže volní stah antagonisty je těžší než před aplikací vibrace. Vibrace vede i ke zvýšení motorické výkonnosti vibrovaného svalu (Shinohara, 2005).

Lokálně aplikované vibrace lze využít i pro ovlivnění bolesti. Např. při cvičení s kmitací tyčí jsou stimulovány mechanoreceptory v kůži, které inhibují přenos nociceptivních impulzů do míchy a mozkového kmene na základě Melzackovy vrátkové teorie bolesti. Tato teorie uvádí, že stimulace aferentních nenociceptivních vláken typu A β inhibuje příchozí nociceptivní signály, které jsou vedeny A δ a C-vláknky. Vibrační stimulace by tedy mohla být využívána jako alternativa transkutánní elektrické nervové stimulace (TENS) (Gunsch, 2009; Rittweger, 2010).

Lokálně aplikované vibrace mohou vést i ke zvýšení rozsahu pohybu. Sands, McNeal, Stone, Russel, & Jemni (2006) se ve své studii zabývají zvýšením rozsahu pohybů u sportovců, kteří velký rozsah pohybu potřebují (gymnasti, krasobruslaři a další). Testovali krátkodobý a dlouhodobý efekt lokálně aplikované vibrace v kombinaci se statickým strečinkem. Probandi byly mladí, vysoce trénovaní gymnasti mužského pohlaví. Bylo prokázáno, že vibrace o frekvenci 30 Hz aplikovaná 4 x po dobu 60 sekund signifikantně zvyšuje rozsah pohybu ve srovnání s klasickým statickým strečinkem bez aplikovaných vibrací. Efektivní byla i dlouhodobá aplikace stejných vibrací 5 x týdně po dobu 4 týdnů v kombinaci se statickým strečinkem. Issurin, & Tenenbaum (1999) dospěli k podobným

výsledkům. Domnívají se, že ke zvýšení rozsahu pohybu po aplikaci vibrace přispívají tři faktory, a sice snížení prahu bolesti, zvýšení průtoku krve a vibrační indukovaná relaxace svalu. Atha, & Wheatley (1976) dokázali, že aplikace vibrace samostatně (bez strečinku) může vést ke stejným výsledkům (ale ne lepším) jako statický strečink.

2.4.5 Vliv celotělových vibrací

Aplikaci celotělových vibrací označujeme jako „celotělový vibrační trénink“ – whole body vibration (WBV). Jde o poměrně novou somatosensorickou metodu, která využívá přenosu vibrací na tělo prostřednictvím vibrační plošiny, na které cvičící nejčastěji stojí (Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008).

Na trhu se setkáme s celou řadou modelů a značek, které se dají koupit. Mezi nejčastěji používané značky v České Republice patří Power plate, Vibrostation, či Fitvibe.

Mechanické oscilace, které jsou pomocí vibrační plošiny vysílány do těla, ovlivňují svalová vřeténka, kožní receptory, kloubní receptory a vestibulární systém. Dochází také ke změnám mozkové aktivity, koncentraci hormonů a neurotransmiterů (Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008).

Celotělové vibrace mají na rozdíl od lokálních nižší frekvence a vyšší amplitudu. V praxi se nejčastěji používá frekvence v rozmezí 20 – 50 Hz a amplituda 1 – 10 mm (Pavlů, & Strachotová, 2011). Existují vibrační plošiny vychylující se v horizontálním nebo vertikálním směru. Ve studiích testujících vliv vibrace se častěji setkáváme s plošinami vychylujícími se ve směru vertikálním.

Dle Bosco et al. (1999) dochází po aplikaci WBV ke zvýšení svalové síly a rychlosti pohybu proti odporu. Jako probandi pro tento experiment byly vybrány hráčky volejbalu. Hodnoty před intervencí byly zjišťovány pomocí přístroje leg press. Poté byla jedna dolní končetina každé hráčky vystavena WBV o parametrech ($f = 26$ Hz, $A = 10$ mm, 10 x 60 sekund). Druhá dolní končetina sloužila k porovnání výsledků. Po desetidenním tréninku byly hodnoty testovány znovu a výsledky ukázaly signifikantní zvýšení svalové síly a rychlosti pohybu proti odporu na dolních končetinách vystavených vibracím.

Torvinen et al. (2002) ve své studii uvádí, že cvičení na vibrační plošině, které je krátkodobé, vede ke zvýšení svalové síly a rovnováhy u zdravých jedinců. Jednalo se ale pouze o přechodný efekt, který byl naměřen dvě minuty po aplikaci celotělového vibračního tréninku. Po jedné hodině ovšem tento účinek už naměřen nebyl. Po čtyřech minutách tréninku se na EMG objevily také známky únavy, když probandi únavu nepocítovali.

Cormie, Deane, Triplett, & McBride (2006) uvádí, že po WBV došlo u testovaných sportovců ke zvýšení výšky skoku, k výraznému zvýšení EMG v m. vastus lateralis během skoku do výšky po skončení vibrace a tento efekt přetrvával i v dalších minutách (30 minut).

Dle Parákové et al.(2008) dochází v důsledku WBV naopak spíše ke zhoršené koaktivaci kolemjdoucích agonistů a antagonistů a menší schopnosti volní a reflexní aktivace svalu. Jako aspekt k tomuto jevu se uvádí reciproční inhibice, kdy set aferentních vzruchů ze svalového vřeténka agonisty excituje homonymní motoneurony daného svalu, ale současně i interneurony inhibují motoneurony antagonistických svalů.

Pavlů, & Strachotová (2011) uvádí, že vliv na svalovou sílu po aplikaci WBV se různí, a navíc dosud nejsou sjednoceny názory na nejefektivnější rozsah frekvence, amplitudy, doby trvání pro nejvýhodnější využití vibrací ve vztahu k neuromuskulární dráždivosti a zvýšení svalové síly. WBV však považuje jako vhodný doplněk ve sportovní přípravě vrcholových sportovců a aktivně žijící populace i v rámci rehabilitačních programů.

Celotělový vibrační trénink má vliv na hustotu kostní tkáně. Studie byla prováděna na postmenopauzálních ženách. Vibrace jim byly aplikovány třikrát týdně po dobu osmi měsíců. Při každé intervenci se vibrace o délce jedna minuta aplikovaly šestkrát s minutovou pauzou. V tomto experimentu byla využita vibrační plošina s vertikálním výkyvem a parametry frekvence 12,6 Hz a amplitudou 3 cm. Výsledky byly srovnávány s kontrolní skupinou, kde ženám vibrace aplikovány nebyly a jako intervence byla zvolena chůze v rozsahu 55 minut. Po osmi měsících došlo u skupiny žen, které podstoupily celotělový vibrační trénink ke zvýšení hodnoty BMD (bone mineral density) v krčku femuru o 4,3 % ve srovnání se skupinou kontrolní, kde tento parametr nebyl změněn. Experiment se zabývá též stabilitou, která se u skupiny s WBV zlepšila o 29 % (Gusi, Leal, & Raimundo, 2006). Z výše uvedeného vyplývá, že využití WBV by bylo vhodné i u ležících pacientů jako prevence imobilizačního syndromu.

Celotělová vibrace přispívá i ke zlepšení symptomů Parkinsonovy choroby jako je tremor, bradykineze, rigidita, chůze. Toto zlepšení trvalo 2-48 hodin po ukončení aplikace celotělové vibrace. Předpokládá se, že tohoto výsledku bylo dosaženo prostřednictvím svalové relaxace (Haas, Turbanski, Kessler, & Schmidtbleicher, 2006).

2.4.6 Vliv vibrace na propiocepci

2.4.6.1 Vliv lokální aplikace vibrace na propiocepci

Jak již bylo uvedeno výše vibrace aplikovaná na kosterní sval je díky informaci z Ia vláken v CNS analyzována jako narůstající délka svalu. Ve skutečnosti ale sval svou délkou nemění V CNS vzniká iluze o pohybu končetiny. Frekvence výbojů z Ia vláken ovlivní to, jak mozek vyhodnotí směr a rychlost pohybu. Kinetická iluze je spojována se vznikem antagonistické vibrační odpovědi (AVR). Jedná se o motorickou odpověď antagonisty vibrovaného svalu, která vzniká pouze při vzniku iluze o pohybu končetiny. K tomuto jevu dochází především při vyšších frekvencích vibrace. Nižší frekvence jsou vnímány jako statická poloha končetiny (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000; Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Možností využití lokálních vibrací ve smyslu ovlivnění propiocepce se zabýval Burmagne et al (1999), který poukázal na souvislost mezi deficitem propiocepce v bederní části trupu a dysfunkcí svalových vřetének při chronických bolestech bederní páteře. Vibrace byla aplikována do oblasti mm. multifidi o $f = 70$ Hz, $A = 0,5$ mm. U těchto pacientů s bolestí v dolní části zad bylo dosaženo zlepšení statestezie. Vibrace o stejných parametrech byla aplikována i skupině zdravých probandů. Ti představovali kontrolní skupinu. Na rozdíl od pacientů s chronickou bolestí bederní páteře došlo ke zhoršení statestezie. Autoři se domnívají, že tento výsledek byl zapříčiněn skutečností, že zdravý proband vnímal sval jako více protažený (iluze prodloužení svalu) a proto nebyl pohyb schopen zacílit do správné pozice.

Brunetti et al. (2006) ve své studii využili vibrace jako stimul ke zlepšení propiocepce a prokázali zlepšení posturální stability aplikací lokálních vibrací na šlachy m. quadriceps femoris u pacientů po plastice předního zkříženého vazy.

Tripp, Faust, & Jacobs (2009) se zabývali polohocitem v oblasti lokte. Jejich experiment obsahoval neuromuskulární trénink s vibrující činkou. U zdravých jedinců bylo dosaženo zlepšení statestezie v oblasti lokte při parametrech ($f = 5$ a 15 Hz, $A = 2$ mm, 3×15 sekund).

Capaday, & Cooke (1983) ve své studii aplikovali lokální vibraci na šlachy m. biceps brachii nebo m. triceps brachii. Byly definovány dvě polohy loketního kloubu, v jejichž rozmezí proband prováděl flexi/extenzi. Vibrace těmto probandům byla aplikována během pohybu. V případě aplikace vibrace na šlachy biceps brachii došlo k nedotažení pohybu do

extenze, naopak při aplikaci vibrace na šlachu triceps brachii došlo k nedotažení pohybu do flexe v loketním kloubu, to znamená, že aplikace vibrace na šlachu antagonisty měla za následek nedotažení pohybu do definované požadované pozice. Toto nedosažení mělo velikost zhruba 20-30 % rozsahu pohybu. Navíc došlo ke zvýšení EMG aktivity antagonisty prováděného pohybu. Pokud byla tato aktivita větší, došlo i k většímu nedotažení pohybu do cílové pozice.

V důsledku vibrace prodlužovaného antagonisty dochází ke zvýšení pálení ze svalových vřetének tohoto svalu. Do CNS jsou tak vedeny chybné informace o pozici končetiny. Aplikujeme-li vibraci během flekčního pohybu na šlachy m. triceps brachii, dojde ke zvýšení pálení ze svalového vřeténka m. triceps brachii. Jako důsledek vyhodnotí CNS polohu předloktí jako více flektovanou ve srovnání s její skutečnou polohou a tím pádem je pohyb poté nedotažený do flexe. Vibrace aplikovaná na šlachy agonisty pohybu k nedotažení pohybu nevede, protože zkracování svalu má za následek snížení aktivity svalového vřeténka.

Z uvedených poznatků jednoznačně vyplývá, že vibrace ovlivňuje propiocepci. Informace z Ia vláken má totiž vliv na přesnost rozpoznání pozice nebo pohybu končetiny. Rozdíl v účinku vibrací pozorujeme u různých skupin probandů. Zatímco u zdravých jedinců dochází spíše ke zhoršení propiocepce, u pacientů, kteří mají z nejrůznějších důvodů propiocepci změněnou, dochází k její úpravě. Tohoto efektu lze tedy využít například u poúrazových stavů, chronických bolestí páteře či po operacích, kde musí být propioceptivní informace z receptorů zcela jistě narušena. Pokud chceme dosáhnout zlepšení statestzie je vhodné volit spíše nižší frekvence vibrace a působení vibrace kombinovat s dalším tréninkem.

2.4.6.2 Vliv celotělové aplikace vibrace na propiocepci

Moezy et al. (2008) testovali vliv WBV na stabilitu a statestzie u pacientů po plastice předního zkříženého vazy (LCA). V této studii autoři zdůrazňují význam LCA pro stabilizaci kolene z důvodu, že LCA obsahuje velké množství proprioceptorů. Při poranění LCA tedy dochází ke snížení propioceptivní informace z kolenního kloubu a tudíž ke snížení stability a posturální nejistotě. Experiment byl proveden tak, že vyšetřující z devadesátistupňové flexe uvedl kolenní kloub probanda do 30° a 60°. V těchto polohách proband vydržel 5 vteřin a uvolnění končetiny měl aktivně bez zrakové kontroly uvést dolní končetinu do těchto poloh. Měřena byla odchylka od cílové pozice na postižené i nepostižené dolní končetině. Toto měření bylo provedeno před i po intervenci. Po intervenci došlo k statisticky významnému zlepšení odchylky od cílové pozice.

Pollock, Provan, Martin, & Newham (2011) zkoumali vliv opakované celotělové vibrace na polohocit a rovnováhu. Zvolena byla vibrace o frekvenci 30 Hz a amplitudy 4 mm a 8 mm. Vibrace byla aplikována 5 krát po dobu jedné minuty. Jako probandi byli vybráni zdraví jedinci. Polohocit byl měřen před intervencí, okamžitě po intervenci a dále 15 a 30 minut po aplikaci vibrace. Polohocit byl testován repositionálním testem v kolenním a hlezenním kloubu. V této studii nebylo dosaženo žádné změny propriocepce a stabilita byla ovlivněna minimálně a pouze 30 minut po aplikaci WBV.

Zhoršení propriocepce po aplikaci WBV uvádí Li, Lamis, & Wilson (2008). Ti aplikovali celotělovou vibraci o frekvenci 5 Hz po dobu 20 minut. Probandi byli zdraví lidé a vibrace byla aplikována vsedě. Měřena byla chyba v návratu od testované polohy. Ve výsledku došlo ke zhoršení propriocepce oproti kontrolní skupině a toto zhoršení přetrvávalo nějakou dobu i po aplikaci vibrace.

2.5 Příklad DTP-2

Diagnostický přístroj DTP-2 byl vytvořen na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Byl vyvinut pro neinvazivní diagnostiku držení těla, případně deformit páteře. Fyzikálním principem diagnostického přístroje je snímání polohy bodů v prostoru pomocí polohového snímače. Na povrchu těla probanda se palpují a následně označují body, jedná se nejčastěji o projekci akromionů, zadních horních spin, trnů obratlů atd. Tyto body jsou dotykem hrotu polohového snímače postupně snímány a pomocí elektronické vyhodnocovací jednotky přenášeny do počítače. Obslužný program WinPat3 přijímá a dekoduje přijatá data, provádí výpočet polohy bodů v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic vzhledem k ideální vertikále. Naměřená data zobrazuje prostřednictvím výstupních protokolů. Jedná se o číselné vyjádření bodů v tabulce a názorné grafické zobrazení bodů ve frontální a sagitální rovině (2D graf) nebo v perspektivní projekci (3D graf). Z číselného a grafického zobrazení lze určit polohu jednotlivých bodů. Naměřená data se v programu ukládají spolu se jménem a osobními údaji probandů do databáze (Krejčí et al., 2004).

Přesnost systému byla ověřena opakovaným měřením množiny kalibračních bodů přesně rozmístěných na kalibrační desce. Po statickém zpracování je zjištěná hodnota přesnosti $SD = 1,5\text{mm}$ pro každou souřadnicovou osu (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).

2.5.1 Konstrukce

Přístroj DTP-2 se skládá z polohového snímače, elektronické vyhodnocovací jednotky, nastavovací desky, případně otočné plošiny a nezbytného softwarového vybavení.

Základem je polohový snímač, který tvoří pantografický mechanismus se dvěma rameny. Jejich vzájemná poloha v prostoru je snímána pomocí tří inkrementálních snímačů. Obě ramena polohového snímače mají stejnou délku – 550 mm. První rameno je připevněno svým začátkem k upevňovacímu třmeni polohového snímače prostřednictvím kardanova kloubu se dvěma stupni volnosti. Na konci prvního ramene je prostřednictvím jednoduchého kloubu s jedním stupněm volnosti připevněno druhé rameno. Polohový snímač má tedy celkem tři osy rotace (tři rotační stupně volnosti). Druhé rameno je zakončeno hrotem, který definuje měřený bod. Hrot tedy tvoří čidlo polohového snímače (Krejčí et al., 2004).

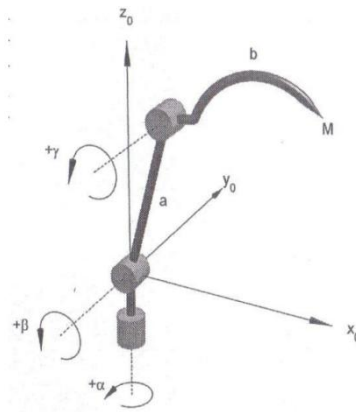
Elektronická vyhodnocovací jednotka předzpracovává signály z inkrementálních snímačů pomocí mikroprocesorových obvodů a posílá údaje o poloze snímačů do osobního počítače (Krejčí et al., 2004).

Nastavovací deska slouží k definovanému upevnění polohového snímače ke stolu a k určení polohy tří nastavovaných bodů, které se před začátkem měření nastaví pomocí vodováhy do vodorovné polohy. Polohový snímač se nastavuje snímáním těchto tří bodů do počátečního stavu a je také proveden výpočet směrnice vertikální osy, k níž jsou v prostoru vztahovány všechny naměřené body (Krejčí et al., 2004).

Softwarové vybavení je zajištěno programem WinPat3. Tento program přijímá a dekóduje data z elektronické vyhodnocovací jednotky, provádí výpočet bodů v kartézské soustavě souřadnic, zobrazuje naměřené body do výstupních protokolů a ukládá naměřená data do databáze (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).



Obrázek 6. Polohový snímač, základní deska, elektronická vyhodnocovací jednotka, osobní počítač (fotoarchiv autorky, 2015)



Obrázek 7. Geometrický model polohového snímače. Úhly natočení α , β , γ jsou měřeny rotačními inkrementálními snímači (Krejčí et al., 2004)

2.5.2 Využití

Přístroj DTP-2 je využíván při posuzování efektu rehabilitačního cvičení a dalších procedur. Slouží k vyhledávání vadného držení těla zvláště u mladé populace. Výhodou je, že díky tomuto přístroji odpadá nadměrný počet provádění rentgenologických vyšetření. Systém umožňuje měřit vzdálenosti segmentů lidského těla, jejich velikosti a úhlové parametry, tudíž ho lze použít i jako goniometr pro zpřesnění hodnot rozsahu pohybů. Pro svou nízkou hmotnost a snadnou manipulovatelnost je systém vhodný i k využití v terénních podmínkách (Krejčí et al., 2004).

2.6 Systém Redcord

Redcord, dříve také nazývaný TerapiMaster, je jednoduchý systém závěsných lan, který pochází z Norska. V České republice se používá od roku 1997. Aparát se skládá z popruhů, pevných a pružných lan a stropní posuvné konstrukce a umožňuje cvičení s vyloučením gravitace (Hamáčková et al., 2009).

Sling exercise therapy (S-E-T) je ucelený diagnostický i terapeutický koncept využívající systém Redcord. Diagnostický systém zjišťuje schopnost práce a sílu svalů. Nejprve prochází pacient screeningovým procesem, tzv. testem cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci. Při tomto cvičení je pacientovi postupně přidávána zátěž. Pacient cvičí do nástupu bolesti, nebo do té doby, kdy již daný cvik není schopen vykonat, nebo jeho provedení není zcela správné. Pokud pacient není schopen vykonat pohyb hned na začátku, nebo je rozdílné provedení mezi pravou a levou stranou, pak můžeme usuzovat na tzv. weak

links (slabé články). O slabém článku lze uvažovat, když se objeví deficit v biomechanickém řetězci. Může jít o sníženou neuromuskulární kontrolu, porušenou stabilitu, sníženou svalovou sílu, obavu a strach z bolesti. Léčba slabých článků se dělí na dvě části. První částí je cvičení oslabených svalů v otevřeném kinematickém řetězci. Druhou částí je nácvik funkce v uzavřeném kinematickém řetězci (Kirkesola, 2001).

V poslední době se více setkáváme s terapeutickým konceptem Neurac (Neuromuskulární Aktivace). Tato technika vychází ze S-E-T konceptu a využívá facilitační účinek kontrolované vibrace a nestabilního závěsu k neuromuskulární aktivaci (Hamáčková et al., 2009).

Neurac metoda zahrnuje 4 klíčové prvky:

1. „body-weight-bearing exercises“ - cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci s využitím systému popruhů a závěsů, které zajišťují nestabilitu
2. manuální vychylování lan či řízená vibrace zvyšující nestabilitu
3. postupné zvyšování obtížnosti cvičení
4. léčba nesmí provokovat nebo zvyšovat bolest (Kirkesola, 2009; Neurac 2 Stimula, n. d.).



Obrázek 8. Součásti Redcord systému (Kirkesola, 2009)

2.6.1 Přístroj Redcord Stimula

Redcord Stimula je patentovaný přístroj společnosti Redcord vytvářející kontrolovanou vibraci. Je to zařízení určené k cílené aplikaci vibrace během Neurac terapie. Přístroj se skládá ze soustavy tří motorů vložené do speciálního plastového pouzdra, zkonstruovaného tak, aby bylo možné jej jednoduše připevnit a sejmout z lan systému Redcord. Skrze lana vibrace přecházejí na vybrané části těla. Jednoduché ovládání přístroje Redcord Stimula

umožňuje zvolit požadovanou intenzitu, frekvenci a délku aplikace vibrace (Neurac 2 Stimula, n. d.).

Přístroj umožňuje aplikovat vibrace o frekvencích 1-99 Hz a různých energetických úrovních: zelené, oranžové a červené. V oblasti krční páteře výrobce doporučuje používat frekvence 15-99 Hz a zelenou energetickou úroveň. Výrobce uvádí, že vibrace zvětšuje proprioceptivní vstup, zvyšuje svalovou aktivaci a svalovou sílu, zlepšuje flexibilitu a snižuje bolest (Neurac 2 Stimula, n. d.).



Obrázek 9. Redcord Stimula (Neurac 2 Stimula, n. d.)

3 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda opakovaná aplikace vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře ovlivní u zdravých jedinců rozsah pohybů krční páteře a propiocepci v oblasti krční páteře a horních končetin.

3.2 Výzkumné otázky

1. Změní se u zdravých jedinců po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře rozsah pohybu krční páteře?
2. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti krční páteře měřený přístrojem DTP-2 již po čtyřech aplikacích vibrace?
3. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin měřený přístrojem DTP-2 již po čtyřech aplikacích vibrace?
4. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie již po čtyřech aplikacích vibrace?
5. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí testu zacílení na terč již po čtyřech aplikacích vibrace?
6. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti krční páteře měřený přístrojem DTP-2 po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?
7. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin měřený přístrojem DTP-2 po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?
8. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

9. Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí testu zacílení na terč po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

3.3 Hypotézy

H₀ 1: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do anteflexe měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 2: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do retroflexe měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 3: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do rotace vpravo měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 4: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do rotace vlevo měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 5: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravého loketního kloubu měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 6: Po aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levého loketního kloubu měřeném přístrojem DTP-2.

H₀ 7: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní končetiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

H₀ 8: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

H₀ 9: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na terč.

H₀ 10: Po aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na terč.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Do výzkumného souboru bylo zahrnuto 10 probandů. Tento soubor tvořili pouze zdraví jedinci. Jednalo se o 4 muže a 6 žen, jejichž věk se pohyboval od 19 let do 28 let, průměrný věk výzkumného souboru byl tedy 23 let ($\pm 2,54$). Většinu z nich tvořili studenti Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, případně studenti jiných fakult Univerzity Palackého. V zásadě lze říci, že ve všech případech se jednalo o mladé lidi, kteří pravidelně provozují sportovní činnost, alespoň rekreačně. Z výzkumu byly vyřazeny těhotné ženy, jedinci po operaci páteře s neextrahovanými kovovými materiály, jedinci trpící epilepsií, osoby s onemocněním srdce, osoby s poruchou hlubokého čítí a osoby s poraněním horních končetin, které vzniklo méně než před jedním rokem. Základní anamnestické údaje byly zjišťovány pomocí dotazníku (viz Příloha 3), kde každý proband uváděl své jméno, příjmení, pohlaví, datum narození, věk, prodělané operace a úrazy, popřípadě měsíc a rok, kdy k těmto došlo, zda nemá některou z výše uvedených kontraindikací, sportovní činnost – na jaké úrovni a jak často ji provádí.

4.2 Postup měření

Diplomová práce vznikla na základě výzkumu účinku aplikace vibrací prostřednictvím přístroje Redcord Stimula v oblasti krční páteře. Testovaly jsme, zda dojde ke zvětšení rozsahu pohybu krční páteře a zlepšení propriocepce na horních končetinách. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (viz Příloha 1).

Tento výzkum se uskutečnil na RRR Centru – Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci, probíhal tedy v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v období od prosince 2013 do ledna 2014.

Výzkum byl prováděn dvěma studentkami, z nichž jedna zkoumala účinek jednorázové aplikace vibrací u skupiny 50 probandů. Moje práce se zabývá opakovanou aplikací vibrací u deseti z nich.

Studie se skládala z několika následujících kroků: poučení pacienta o studii, tj. proband byl obeznámen s cílem práce a metodikou měření, následoval podpis informovaného souhlasu (viz Příloha 2) s možností kdykoli ze studie odstoupit. Odebraly jsme základní anamnestické údaje o pacientovi (pohlaví, věk, úrazy...), proběhlo vstupní vyšetření probandů, které obsahovalo vyšetření rozsahu pohybu krční páteře a vyhodnocení statestie v oblasti krní

páteře a na horních končetinách pomocí diagnostického přístroje DTP-2. Vibrační cití bylo vyšetřeno kalibrovanou ladičkou. Hodnocení propriocepce zahrnovalo modifikovaný test dle Petrie, test zacílení na terč a Rombergovu zkoušku III.

Po vstupním vyšetření byly probandům aplikovány vibrace v oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula. Tuto aplikaci jsme zopakovaly celkem osmkrát. Prvních čtyři aplikace proběhly v po sobě následujících dnech, po třídní pauze následovaly další čtyři aplikace opět v po sobě následujících dnech. Rozsah pohybu a propriocepce byly vyšetřeny stejným způsobem jako před aplikací vibrací, a sice po aplikaci čtvrté a po aplikaci osmé.

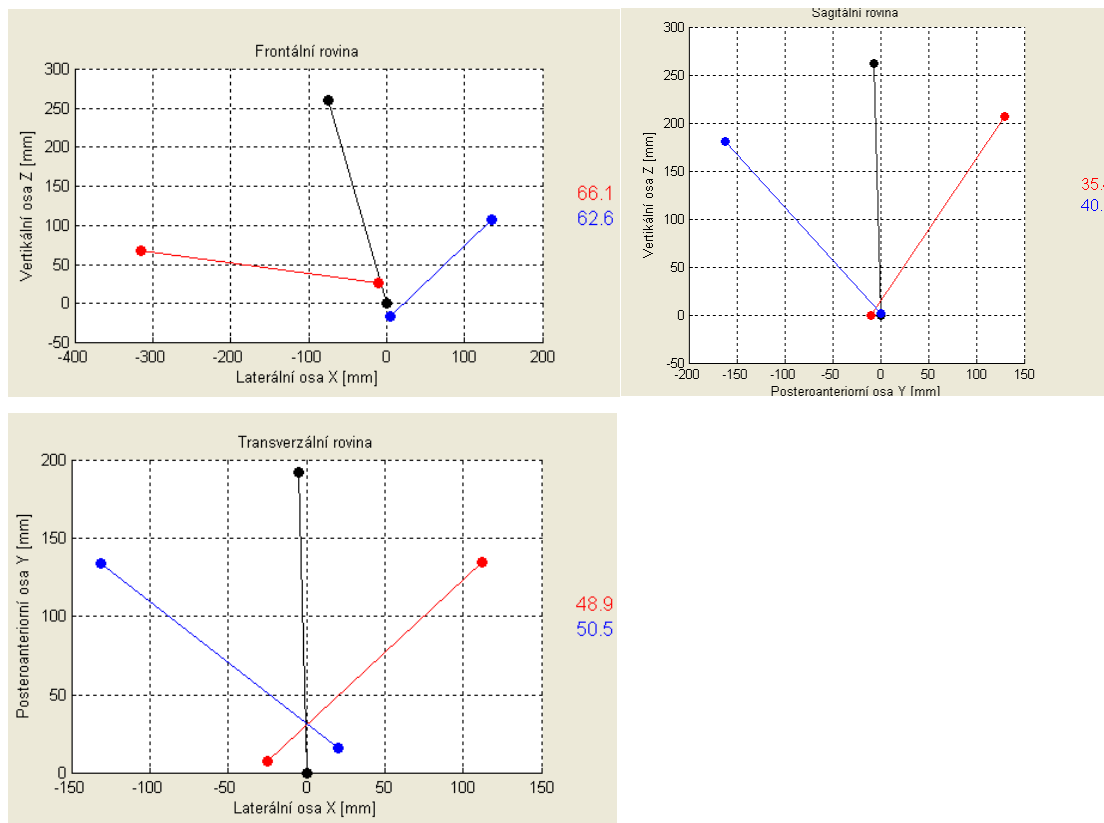
4.2.1 Vstupní vyšetření

Před zahájením měření jsme u každého probanda prováděly zkoušku Romberg III. Jedná se o test, kdy vyšetřovaný má udržet rovnováhu ve stoji o zúžené bázi a bez zrakové kontroly po dobu 30 vteřin. Důvodem k tomuto testu bylo vyloučení závažnějších poruch hlubokého cití.

4.2.1.1 Měření rozsahu pohybu krční páteře pomocí DTP-2

Měření rozsahu pohybu krční páteře jsme prováděly před aplikací vibrací, dále pak po čtvrté a osmé aplikaci vibrací. K měření jsme použily diagnostický přístroj DTP-2 a metodu měření „goniometr, 2 krajní polohy“. Systém bylo nutné před zahájením měřením zkalibrovat. Tato kalibrace spočívala v přiložení hrotu polohového snímače přístroje do nastavovacích bodů (Z1, Z2, Z3). Pomocí ručního snímače byla pozice těchto bodů zaznamenána. Bylo nutné označit popisovačem body na těle probanda - trn C7 - bod otáčení pro všechny pohyby, vertex - krajní poloha pro flexi, extenzi, lateroflexi, špička nosu - krajní pozice pro rotaci. Tyto body byly snímány polohovým snímačem. Nejprve byl snímán bod otáčení, potom krajní pozice. Pro vyloučení odchylek měření byl vždy zachován zcela stejný měřicí postup. Měřily jsme flexi, extenzi, lateroflexi doprava, lateroflexi doleva, rotaci doprava a rotaci doleva, vždy v tomto pořadí. Měření rozsahu pohybu do flexe, extenze a lateroflexe probíhalo vsedě na židli s napřímenou páteří a horními končetinami volně podél těla, kdy proband seděl levým bokem k nastavovací desce přístroje. Poloha vsedě byla nezbytná pro přesné přiložení hrotu polohového snímače na vertex. Pro flexi a extenzi jsme označily bod v místě trnu C7 jako bod otáčení a vertex pro krajní pozici. Dotykem hrotu polohového snímače jsme snímaly nejprve polohu C7 a po té vertexu v neutrální pozici, dále polohu C7 a vertexu při maximální

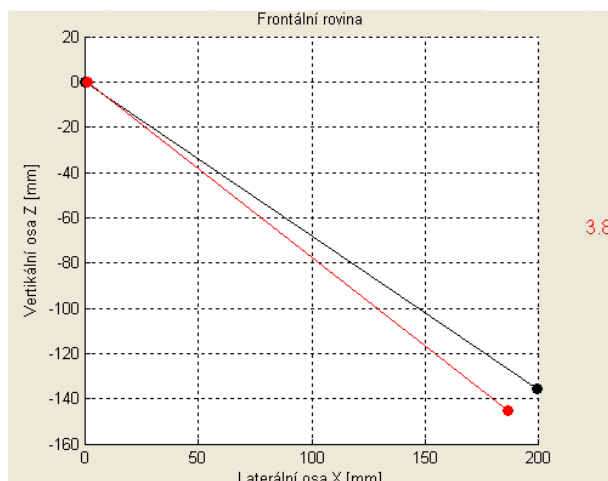
flexi a polohu C7 a vertexu při maximální extenzi. Pro měření rozsahu pohybu krční páteře do lateroflexe byly použity stejné body jako v případě předchozím, tedy opět trn obratle C7 a vertex. Opět jsme snímaly polohu C7 a vertexu v neutrální pozici, dále polohu trnu obratle C7 a vertexu při maximální lateroflexi vpravo a dále při maximální lateroflexi vlevo. Pro měření rozsahu pohybu krční páteře do rotace byla zvolena poloha vsedě na židli zády k přístrojové desce s napřímenou páteří a horními končetinami volně podél těla. Tato poloha byla totiž výhodnější pro přiložení polohového snímače na špičku nosu. Bodem otáčení byl opět trn obratle C7 a krajní pozice špička nosu. Nejdříve jsme snímaly body v neutrální pozici, stejně jako u předchozích měření, polohu trnu C7 a špičky nosu, po té polohu těchto bodů nejdříve při maximální rotaci vpravo a potom při maximální rotaci vlevo. Naměřené hodnoty byly v počítači zaznamenány a graficky i numericky zobrazeny.



Obrázek 10. Grafické a numerické znázornění rozsahu pohybu krční páteře přístrojem DTP-2. Vlevo nahoře anteflexe (červeně) a retroflexe (modře), vpravo nahoře lateroflexe vpravo (červeně) a vlevo (modře), dole rotace vpravo (červeně) a vlevo (modře) (snímek obrazovky z počítačového programu k DTP-2)

4.2.1.2 Měření statestézie pomocí přístroje DTP-2

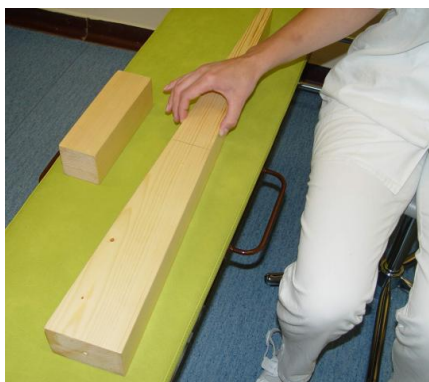
Statestézii jsme měřily v oblasti krční páteře a na horních končetinách – v kloubu loketním. Při tomto měření jsme opět využily přístroje DTP-2 jako goniometru, použily jsme ale nyní metodu „goniometr, 1 krajní poloha“. V oblasti krční páteře jsme měřily statestézii při flexi, extenzi a při rotacích vpravo a vlevo. Pro měření byly použity stejné body jako při měření rozsahu krční páteře, měření bylo prováděno ve stejných pozicích. Probandovi jsme pasivně nastavily určitý stupeň flexe v krční páteři, dotykem hrotu polohového snímače jsme zaznamenaly polohu bodu v oblasti trnu obratle C7 a bodu na vertexu. Probanda jsme vyzvaly, aby nejprve vrátil hlavu do neutrální polohy a poté se snažil zaujmout co nejpřesněji polohu, která byla terapeutem předtím nastavena. Opět jsme zaznamenaly polohu obou bodů. Toto měření se opakovalo vždy třikrát pro každý pohyb, a sice nejprve pro rotaci vpravo, rotaci vlevo, flexi a extenzi. Proband měl zhruba 5 vteřin na zaujmutí pozice. Všechna uvedená měření byla prováděna bez zrakové kontroly a stejné pořadí při měření bylo zachováno. Statestézii v oblasti horních končetin jsme měřily v loketním kloubu. Měření bylo prováděno vestoje s napřímenou páteří, kdy proband měl dolní končetiny na šířku pánve a horní končetiny volně podél těla v pronaci. Pravým bokem k základní desce přístroje jsme měřily loket pravý, loket levý bylo nutné měřit levým bokem k desce přístroje, aby bylo možné polohovým snímačem dosáhnout na měrné body. Měření opět probíhalo s vyloučením zrakové kontroly. Probandovi jsme nastavily loket pasivně do flexe a supinace předloktí, dotykem hrotu polohového snímače jsme snímaly polohu laterálního epicondylu humeru jako bodu otáčení a procesu styloideu radii jako krajní pozice, poté proband sám flexi povolil a my jsme ho vyzvaly, aby provedl aktivně co nejpřesněji takovou flexi v lokti, jakou jsme mu předtím pasivně nastavily. Opět jsme snímaly polohu laterálního epicondylu humeru a procesu styloideu radii. Všechny naměřené hodnoty byly v počítači zaznamenány a graficky i numericky zobrazeny.



Obrázek 11. Grafické a numerické znázornění odchylnosti z nově nastavené polohy (červeně) od pasivně nastavené polohy (černě) v oblasti pravého lokte (snímek obrazovky z počítačového programu k DTP-2)

4.2.1.3 Modifikovaný test dle Petrie

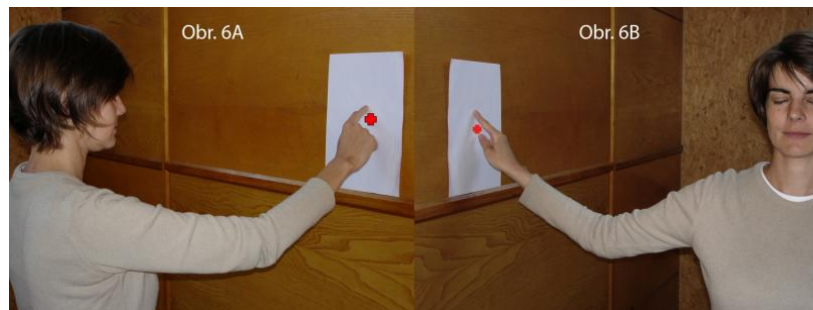
Pro vyšetření se používají dva dřevěné bloky, blok testovací a blok vyhodnocovací. Testovací blok má tvar hranolu, který má stejnou šířku po celé délce. Vyhodnocovací blok se postupně zešikmuje do jehlanu. Vyšetřovaný si ohmatá jednou rukou palcem a ukazováčkem po dobu 30 sekund blok tvaru hranolu a poté se snaží najít na jehlanu odpovídající šířku. Na tomto bloku je vymezeno toleranční pole pro rozmezí normálního hodnocení. My jsme si toto pole ještě rozdělily centimetrovou stupnicí, kdy střed (tedy místo, kde se nachází přesně stejná šířka jako na bloku testovacím – 63 mm) byl označen jako nula, od tohoto bodu šly záporné hodnoty směrem k zužujícímu se konci a kladné hodnoty ke konci rozšiřujícímu se. Toto rozdělení bylo nutné, abychom mohly naměřené hodnoty lépe porovnat a vyhodnotit. Testování jsme prováděly třikrát na každou horní končetinu. Naměřené hodnoty jsme zaznamenaly do tabulky v MS Excel.



Obrázek 12. Vyšetření podle Petrie (Kolář & Lepšíková, 2009)

4.2.1.4 Test terče

Na stěnu jsme připevnily testovací terč. Označen byl střed terče a kolem něj kruhy ve vzdálenosti dva centimetry od sebe. Střed terče se nacházel ve výšce 145 cm od země. Vyšetření probíhalo bez zrakové kontroly. Proband stál ve vzdálenosti 65 cm od stěny. Horní končetinu probanda jsme nastavily pasivně do určité pozice (ukazováček na střed terče), poté jsme ho nechaly připažit a vyzvaly jsme ho, aby znovu aktivně zaujal stejnou pozici. Dle terče jsme hodnotily rozdíl mezi výchozí a konečnou polohou a rozdíl jsme zaznamenávaly v centimetrech. Test jsme opakovaly třikrát na každou končetinu. Stejný test jsme prováděly i ve stoji bokem k terči, opět třikrát na každou končetinu.



Obrázek 13. Testování propriocepce zacílením na střed terče bez zrakové kontroly (Kolář & Lepšíková, 2009)

4.2.2 Aplikace vibrační přístrojem Redcord Stimula

Vibrace byly probandům aplikovány vleže na zádech s hlavou mimo lehátko, kdy hlava probanda byla položena ve dvojité smyčce přístroje Redcord, která byla připevněna na závěsných lanách, přesně pod závěsným zařízením tak, aby lana byla rovně ve svislé pozici. Hlavu vyšetřovaného jsme pasivně nastavily do neutrální pozice s fyziologickou lordózou. Probanda jsme vyzvaly, aby se snažil nastavení minimální námahou udržet a jinak byl zcela relaxován. Pro aplikaci jsme zvolily nejmenší používanou frekvenci – 20 Hz v zeleném pásmu energie. Tato aplikace trvala dvacet vteřin, následovala čtyřicetivteřinová pauza. Cyklus se opakoval vždy pětkrát, takže celková doba aplikace trvala pět minut. Vibrace byly aplikovány čtyři v po sobě následujících dnech. Po třídní pauze následovaly opět čtyři aplikace v po sobě jdoucích dnech. Celkově se tudíž jednalo o osm aplikací.



Obrázek 14. Poloha probanda při aplikaci vibrací (fotoarchiv autorky, 2014)

4.2.3 Kontrolní a výstupní vyšetření

Kontrolní vyšetření jsme prováděly po aplikaci čtvrté, výstupní vyšetření proběhlo po aplikaci osmé. Obě tato vyšetření byla provedena zcela stejným způsobem jako vyšetření vstupní, skládala se tedy z Rombergovy zkoušky III, vyšetření rozsahu pohybu krční páteře přístrojem DTP-2, vyšetření statestezie v oblasti krční páteře a v loketním kloubu přístrojem DTP-2, vyšetření vibračního cití, zkoušky dle Petrie a zkoušky terče. Výsledky byly zaznamenávány do výsledkových tabulek, aby mohly být později porovnány.

4.3 Statistická analýza dat

Naměřená data byla zanesena do tabulek v programu Microsoft Excel. U všech sledovaných parametrů byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr (M), medián (MED), směrodatná odchylka (SD), minimální (MIN) a maximální hodnota (MAX).

Statistické vyhodnocení dat bylo provedeno v programu STATISTICA 12. K ověření hypotéz jsme využili Wilcoxonův párový test – neparametrický test pro dvě závislé proměnné. K přijetí nebo zamítnutí nulových hypotéz byla zvolena 5 % hladina statistické významnosti ($p < 0,05$).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky testování hypotézy H_0 1

H_0 1: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do anteflexe měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 1. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti krční páteře do anteflexe (odchyly od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
FLX1 př	3,47	3,54	0,40	7,48	2,42
FLX2 př	2,30	2,20	0,28	4,79	1,52
FLX3 př	1,49	1,01	0,07	3,54	1,16
FLX prům př	2,42	2,46	0,49	3,97	1,09
FLX1 po	2,92	3,14	0,26	5,78	1,57
FLX2 po	2,25	2,54	0,01	6,03	1,84
FLX3 po	1,88	1,78	0,21	4,04	1,24
FLX prům po	2,35	2,03	1,65	4,12	0,79

Vysvětlivky k tabulce 1.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od testované polohy

SD - směrodatná odchylka

FLX1 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 1. pokus

FLX2 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 2. pokus

FLX3 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 3. pokus

FLX prům př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – průměr

FLX1 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

FLX2 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

FLX 3 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

FLX prům po - polohocit do anteflexe Cp po aplikaci vibrace – průměr

Tabulka 2. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 1

Dvojice proměnných	Počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
FLX 1 př & FLX 1 po	10	0,2548	0,7989
FLX 2 př & FLX 2 po	10	0,0509	0,9594
FLX 3 př & FLX 3 po	10	0,9683	0,3329
FLX prům př & FLX prům po	30	0,4217	0,6733

Vysvětlivky k tabulce 2.: viz Vysvětlivky k tabulce 1.

V tabulce 1. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu do anteflexe C_p . Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 2. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do anteflexe C_p naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza H_0 1 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.2 Výsledky testování hypotézy $H_0 2$

$H_0 2$: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do retroflexe měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti krční páteře do retroflexe (odchyly od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
EXT1 př	3,17	2,64	0,29	10,22	2,88
EXT2 př	3,27	2,64	0,46	7,42	2,63
EXT3 př	2,97	3,37	0,14	5,18	1,93
EXT prům př	2,60	2,48	0,19	5,92	1,51
EXT1 po	2,76	1,86	0,16	7,14	2,19
EXT2 po	1,67	1,40	0,13	3,67	1,10
EXT3 po	2,05	1,83	0,05	5,13	1,34
EXT prům po	2,69	2,39	1,22	5,41	1,51

Vysvětlivky k tabulce 3.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchyly od testované polohy

SD - směrodatná odchyly

EXT1 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 1. pokus

EXT2 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 2. pokus

EXT3 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 3. pokus

EXT prům př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – průměr

EXT1 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

EXT2 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

EXT3 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

EXT prům po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 4. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 2$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
EXT1 př & EXT1 po	10	0,8664	0,3863
EXT2 př & EXT2 po	10	2,0896	0,0367
EXT3 př & EXT3 po	10	1,3760	0,1688
EXT prům př & EXT prům po	30	0,0308	0,9754

Vysvětlivky k tabulce 4.: viz Vysvětlivky k tabulce 3.

V tabulce 3. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu do retroflexe Cp. Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 4. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do retroflexe Cp naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný**. (Statisticky významný byl pouze jeden z pokusů). Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza H₀ 2 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.3 Výsledky testování hypotézy $H_0 3$

$H_0 3$: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do rotace vpravo měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti krční páteře do rotace vpravo (odchylky od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT P1 př	2,69	1,99	0,58	7,00	2,18
ROT P2 př	3,63	3,64	0,65	10,00	3,06
ROT P3 př	1,99	1,84	0,33	4,22	1,29
ROT P prům př	2,77	2,58	0,68	4,53	1,57
ROT P1 po	2,78	3,27	0,14	4,37	1,44
ROT P2 po	1,70	1,66	0,66	3,44	0,80
ROT P3 po	2,32	2,31	0,78	4,26	1,22
ROT P prům po	2,27	2,47	0,90	3,89	0,82

Vysvětlivky k tabulce 5.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od testované polohy

SD - směrodatná odchylka

ROT P1 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 1. pokus

ROT P2 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 2. pokus

ROT P3 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 3. pokus

ROT P prům př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – průměr

ROT P1 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

ROT P2 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

ROT P3 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

ROT P prům po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po aplikaci vibrací – průměr

Tabulka 6. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 3

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
ROT P 1 př & ROT P 1 po	10	0,3568	0,7213
ROT P 2 př & ROT P 2 po	10	1,4780	0,1394
ROT P 3 př & ROT P 3 po	10	0,4567	0,6465
ROT P prům př & ROT P prům po	30	0,5656	0,5716

Vysvětlivky k tabulce 6.: viz Vysvětlivky k tabulce 5.

V tabulce 5. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu do rotace vpravo Cp. Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 6. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do rotace Cp vpravo naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný**. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza H_0 3 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.4 Výsledky testování hypotézy $H_0 4$

$H_0 4$: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců není statisticky významný rozdíl v polohocitu krční páteře do rotace vlevo měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 7. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti krční páteře do rotace vlevo (odchyly od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT L1 př	1,68	1,27	0,20	3,89	1,17
ROT L2 př	1,34	0,87	0,23	3,68	1,25
ROT L3 př	1,92	1,78	0,72	4,53	1,09
ROT L prům př	2,54	2,26	0,47	4,40	1,28
ROT L1 po	2,60	2,75	0,62	4,79	1,22
ROT L2 po	2,53	1,98	0,54	5,67	1,87
ROT L3 po	2,47	2,58	0,19	4,51	1,56
ROT L prům po	1,65	1,52	0,81	3,26	0,78

Vysvětlivky k tabulce 7.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchyly od testované polohy

SD - směrodatná odchylka

ROT L1 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 1. pokus

ROT L2 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 2. pokus

ROT L3 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 3. pokus

ROT L prům př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – průměr

ROT L1 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

ROT L2 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

ROT L3 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

ROT L prům po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 8. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 4$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
ROT L 1 př & ROT L 1 po	10	1,6818	0,0926
ROT L 2 př & ROT L 2 po	10	1,0703	0,2845
ROT L 3 př & ROT L 3 po	10	0,9683	0,3329
ROT L prům př & ROT L prům po	30	2,2111	0,0270

Vysvětlivky k tabulce 8.: viz Vysvětlivky k tabulce 7.

V tabulce 7. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu do rotace vlevo Cp. Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 8. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do rotace Cp vlevo naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **je** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný**. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza $H_0 4$ zamítnuta** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.5 Výsledky testování hypotézy H_0 5

H_0 5: Po opakované aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravého loketního kloubu měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 9. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravého loketního kloubu (odchylky od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
LOK P1 př	6,73	5,86	0,71	18,83	5,70
LOK P2 př	4,75	4,70	0,10	8,92	2,94
LOK P3 př	6,80	5,06	2,79	23,54	6,09
LOK P prům př	6,09	5,81	1,73	15,63	4,09
LOK P1 po	5,34	4,03	1,97	12,02	3,49
LOK P2 po	4,44	2,96	0,17	13,34	4,39
LOK P3 po	4,61	5,05	0,20	8,96	3,22
LOK P prům po	4,79	3,65	1,63	10,90	3,27

Vysvětlivky k tabulce 9.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od testované polohy

SD - směrodatná odchylka

LOK P1 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 1. pokus

LOK P2 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 2. pokus

LOK P3 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 3. pokus

LOK P prům př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – průměr

LOK P1 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK P2 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK P3 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK P prům po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 10. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 5$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
LOK P1 př & LOK P1 po	10	0,2548	0,7989
LOK P2 př & LOK P2 po	10	0,1529	0,8785
LOK P3 př & LOK P3 po	10	0,2548	0,7989
LOK P prům př & LOK P prům po	30	0,3805	0,7036

Vysvětlivky k tabulce 10.: viz Vysvětlivky k tabulce 9.

V tabulce 9. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravého loketního kloubu. Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 10. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti pravého loketního kloubu naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza $H_0 5$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.6 Výsledky testování hypotézy $H_0 6$

$H_0 6$: Po aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levého loketního kloubu měřeném přístrojem DTP-2.

Tabulka 11. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levého loketního kloubu (odchyly od testované polohy ve stupních) měřeného přístrojem DTP-2 před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
LOK L1 př	4,95	4,04	0,05	12,93	4,56
LOK L2 př	6,25	5,31	0,52	18,78	5,68
LOK L3 př	7,44	7,56	1,42	17,43	5,01
LOK L prům př	6,22	5,37	1,14	16,38	4,38
LOK L1 po	4,04	3,65	0,44	7,99	2,43
LOK L2 po	5,60	5,61	1,99	8,55	2,45
LOK L3 po	4,15	4,58	0,05	7,83	2,47
LOK L prům po	4,60	4,19	1,60	7,04	1,66

Vysvětlivky k tabulce 11.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchyly od testované polohy

SD - směrodatná odchyly

LOK L1 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 1. pokus

LOK L2 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 2. pokus

LOK L3 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 3. pokus

LOK L prům př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – průměr

LOK L1 po - polohocit levého loketního kloubu vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK L2 po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK L3 po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK L prům po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 12. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 6$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
LOK L 1 př & LOK L 1 po	10	0,8664	0,3863
LOK L 2 př & LOK L 2 po	10	0,1529	0,8785
LOK L 3 př & LOK L 3 po	10	1,8857	0,0593
LOK L prům př & LOK L prům po	30	1,7586	0,0786

Vysvětlivky k tabulce 12.: viz Vysvětlivky k tabulce 11.

V tabulce 11. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levého loketního kloubu. Polohocit je vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 12. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti levého loketního kloubu naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza $H_0 6$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.7 Výsledky testování hypotézy H_0 7

H_0 7: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní končetiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

Tabulka 13. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravé horní končetiny (odchylky od nulové hodnoty v centimetrech) před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula testovaného pomocí modifikovaného testu dle Petrie

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
P1 př	3,30	2,00	1,00	15,00	4,19
P2 př	3,70	3,00	0,00	13,00	3,74
P3 př	2,90	2,50	1,00	9,00	2,38
P prům př	3,30	2,33	1,00	12,33	3,29
P1 po	3,40	2,00	0,00	7,00	2,59
P2 po	3,80	4,50	1,00	5,00	1,48
P3 po	3,40	3,50	1,00	6,00	1,96
P prům po	3,53	3,50	1,33	5,67	1,19

Vysvětlivky k tabulce 13.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od nulové hodnoty

SD - směrodatná odchylka

P1 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 1. pokus

P2 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 2. pokus

P3 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 3. pokus

P prům př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – průměr

P1 po - polohocit pravé horní končetiny vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

P2 po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

P3 po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

P prům po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 14. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 7

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P1 př & P1 po	10	1,1722	0,2411
P2 př & P2 po	9	0,5923	0,5536
P3 př & P3 po	10	0,8664	0,3863
P prům př & P prům po	10	1,4780	0,1394

Vysvětlivky k tabulce 14.: viz Vysvětlivky k tabulce 13.

V tabulce 13. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravé horní končetiny. Polohocit je vyjádřený odchylkou od nulové hodnoty v centimetrech před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 14. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti pravé horní končetiny měřeními pomocí modifikovaného testu dle Petrie před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza H_0 7 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.8 Výsledky testování hypotézy $H_0 8$

$H_0 8$: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

Tabulka 15. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levé horní končetiny (odchyly od nulové hodnoty v centimetrech) před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula testovaného pomocí modifikovaného testu dle Petrie

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
L 1 př	4,00	4,00	0,00	9,00	2,87
L2 př	3,00	3,50	0,00	7,00	2,36
L3 př	4,00	4,00	1,00	9,00	2,58
L prům př	3,67	4,00	1,33	6,00	1,76
L1 po	1,80	1,00	0,00	6,00	2,20
L2 po	3,30	2,50	0,00	10,00	3,06
L3 po	2,70	2,50	0,00	5,00	2,00
L prům po	2,60	2,33	0,00	7,00	2,19

Vysvětlivky k tabulce 15.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchyly od nulové hodnoty

SD - směrodatná odchyly

L1 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 1. pokus

L2 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 2. pokus

L3 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 3. pokus

L prům př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – průměr

L1 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

L2 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

L3 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

L prům po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 16. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 8$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
L1 po & L1 po	9	0,4146	0,6784
L2 př & L2 po	9	1,0070	0,3139
L3 př & L3 po	9	0,8885	0,3743
L prům př& L prům po	10	1,0703	0,2845

Vysvětlivky k tabulce 16.: viz Vysvětlivky k tabulce 15.

V tabulce 15. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levé horní končetiny. Polohocit je vyjádřený odchylkou od nulové hodnoty v centimetrech před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 16. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti levé horní končetiny měřeními pomocí modifikovaného testu dle Petrie před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza $H_0 8$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.9 Výsledky testování hypotézy H_0 9

H_0 9: Po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na terč.

Tabulka 17. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravé horní končetiny (odchylky od nulové hodnoty v centimetrech) před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula testovaného pomocí testu zacílení na terč zepředu i z boku

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
P P1 př	2,50	2,00	1,00	6,00	1,43
P P2 př	2,50	2,50	0,00	7,00	2,01
P P3 př	2,20	2,00	0,00	6,00	1,75
P P prům př	2,40	2,17	0,67	5,33	1,31
P P1 po	1,70	1,50	0,00	5,00	1,77
P P2 po	2,20	2,00	1,00	5,00	1,40
P P3 po	1,30	1,00	0,00	3,00	0,95
P P prům po	1,73	1,67	0,67	3,00	0,81
B P1 př	3,10	2,50	0,00	7,00	2,69
B P2 př	2,40	2,5	1,00	5,00	1,26
B P3 př	2,30	1,50	0,00	9,00	2,58
B P prům př	2,60	2,33	1,00	7,00	1,74
B P1 po	2,40	2,00	0,00	5,00	1,65
B P2 po	2,30	2,00	0,00	6,00	1,77
B P3 po	2,00	1,50	0,00	5,00	1,56
B P prům po	2,23	2,17	1,00	5,33	1,22

Vysvětlivky k tabulce 17.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od středu terče

SD - směrodatná odchylka

P P1 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 1. pokus

P P2 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 2. pokus

P P3 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 3. pokus

P P prům př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – průměr

P P1 po - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

P P2 po - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

P P3 po - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

P P prům po - polohocit pravé HK testovaný zepředu po aplikaci vibrací – průměr
B P1 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 1. pokus
B P2 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 2. pokus
B P3 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 3. pokus
B P prům př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – průměr
B P1 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
B P2 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
B P3 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
B P prům po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrací – průměr

Tabulka 18. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 9$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P P1 př & P P1 po	8	0,9802	0,3270
P P2 př & P P2 po	9	0,0592	0,9528
P P3 př & P P3 po	9	0,7701	0,4413
P P prům př & P P prům po	10	1,0193	0,3081
B P1 př & B P1 po	7	0,8452	0,3980
B P2 př & B P2 po	9	0,1185	0,9057
B P3 př & B P3 po	7	0,1690	0,8658
B P prům př & B P prům po	9	1,4216	0,1551

Vysvětlivky k tabulce 18.: viz Vysvětlivky k tabulce 17.

V tabulce 17. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti pravé horní končetiny. Polohocit je vyjádřený odchylkou od nulové hodnoty v centimetrech před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 18. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti pravé horní končetiny měřených pomocí testu zacílení na terč zepředu i zboku před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza $H_0 9$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.10 Výsledky testování hypotézy H_0 10

H_0 10: Po aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na terč.

Tabulka 19. Základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levé horní končetiny (odchylky od nulové hodnoty v centimetrech) před a po osmi aplikacích vibrace přístrojem Redcord Stimula testovaného pomocí testu zacílení na terč zepředu i z boku

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
P L1 př	2,60	2,00	1,00	8,00	2,17
P L2 př	2,10	2,00	1,00	4,00	0,99
P L3 př	2,40	2,00	0,00	7,00	2,12
P L prům př	2,37	2,17	0,67	4,33	1,18
P L1 po	2,80	2,50	1,00	5,00	1,62
P L2 po	2,40	2,00	0,00	7,00	2,01
P L3 po	1,70	1,00	0,00	7,00	1,95
P L prům po	2,30	2,17	1,00	6,00	1,51
B L1 př	2,20	2,00	0,00	5,00	1,99
B L2 př	2,10	2,00	1,00	4,00	1,20
B L3 př	2,40	2,00	1,00	5,00	1,58
B L prům př	2,23	2,50	0,67	4,33	1,28
B L1 po	2,10	2,00	0,00	5,00	1,79
B L2 po	1,80	2,00	0,00	6,00	1,81
B L3 po	1,60	1,00	0,00	8,00	2,27
B L prům po	1,83	1,67	0,33	5,33	1,39

Vysvětlivky k tabulce 19.:

M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od středu terče

SD - směrodatná odchylka

P L1 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 1. pokus

P L2 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 2. pokus

P L3 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 3. pokus

P L prům př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – průměr

P L1 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

P L2 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

P L3 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

P L prům po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – průměr

- B L1 př** - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 1. pokus
B L2 př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 2. pokus
B L3 př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 3. pokus
B L prům př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – průměr
B L1 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
B L2 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
B L3 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
B L prům po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 20. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 10

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P L1 př & P L1 po	8	0,2801	0,7794
P L2 př & P L2 po	7	0,5071	0,6120
P L3 př & P L3 po	9	0,7701	0,4413
P L prům př & P L prům po	10	0,3058	0,7598
B L1 př & B L1 po	8	0,1400	0,8886
B L2 př & B L2 po	9	0,4739	0,6356
B L3 př & B L3 po	6	1,2579	0,2084
B L prům př & B L prům po	8	0,7001	0,4838

Vysvětlivky k tabulce 20.: viz Vysvětlivky k tabulce 19.

V tabulce 19. jsou uvedeny základní statistické charakteristiky pro hodnocení polohocitu v oblasti levé horní končetiny. Polohocit je vyjádřený odchylkou od nulové hodnoty v centimetrech před a po opakované aplikaci vibrace do oblasti krční páteře.

Z tabulky 20. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu v oblasti levé horní končetiny měření pomocí testu zacílení na terč zepředu i zboku před a po aplikaci vibrace **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. S ohledem na výsledky byla **hypotéza H_0 10 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.11 Výsledky k výzkumné otázce 1

Změní se u zdravých jedinců po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře rozsah pohybu krční páteře?

Anteflexe krční páteře

Tabulka 21. Základní statistické charakteristiky pro rozsah anteflexe (předklonu) krční páteře (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
FLX př	50,08	53,85	28,36	68,22	12,69
FLX po	49,52	49,85	36,80	58,91	7,40

Vysvětlivky k tabulce 21.:

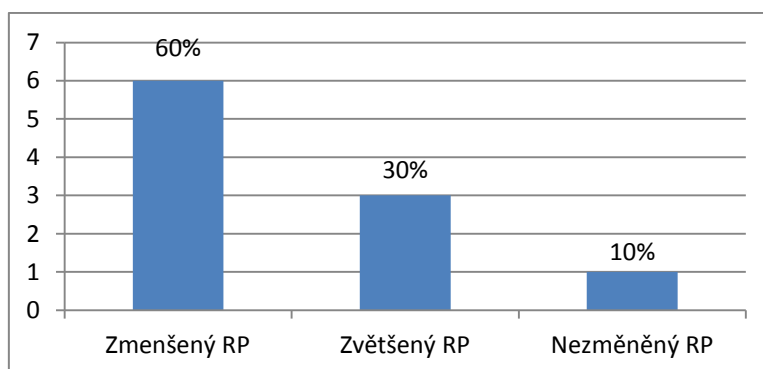
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota anteflexe

FLX př - anteflexe Cp před aplikací vibrace

FLX po - anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 15. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu anteflexe Cp po aplikovaných vibracích

V tabulce 21. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu anteflexe Cp. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah anteflexe Cp 50,08°. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný rozsah anteflexe Cp 49,52°. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu anteflexe Cp před a po opakované aplikaci vibrace byl po aplikaci vibrace rozsah pohybu do anteflexe nezměněn (rozdíl menší než 1°).

Obrázek 15. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu anteflexe Cp. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu anteflexe před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než 1°. Z obrázku 15. je patrné, že u 6 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu anteflexe Cp, u 1 nenastala žádná změna v rozsahu anteflexe po opakované aplikaci vibrace, a u 3 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu anteflexe.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu anteflexe Cp před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,7989$).

Retroflexe krční páteře

Tabulka 22. Základní statistické charakteristiky pro rozsah retroflexe krční páteře (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
EXT př	55,44	53,52	43,28	81,00	11,71
EXT po	55,40	53,92	41,10	70,36	11,04

Vysvětlivky k tabulce 22.:

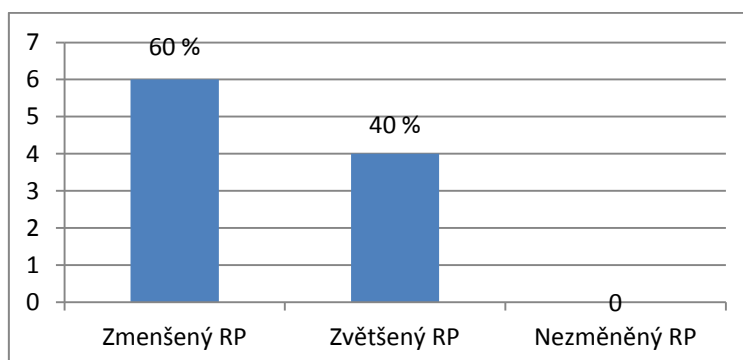
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota extenze

EXT př - extenze Cp před aplikací vibrace

EXT po - extenze Cp po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 16. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu retroflexe Cp po aplikovaných vibracích

V tabulce 22. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu retroflexe Cp. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah retroflexe Cp 55,44°. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný rozsah retroflexe Cp 55,40°. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu retroflexe Cp před a po opakované aplikaci vibrace je po aplikaci vibrace rozsah pohybu do retroflexe nezměněn (rozdíl menší než 1°).

Obrázek 16. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu retroflexe Cp. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu retroflexe před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než 1°. Z obrázku 16. je patrné, že u 6 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu retroflexe Cp a u 4 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu retroflexe.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu retroflexe Cp před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,4446$).

Lateroflexe krční páteře vpravo

Tabulka 23. Základní statistické charakteristiky pro rozsah lateroflexe krční páteře vpravo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
LAT P př	32,84	31,40	28,27	42,77	4,72
LAT P po	29,65	28,50	19,21	43,34	7,90

Vysvětlivky k tabulce 23.:

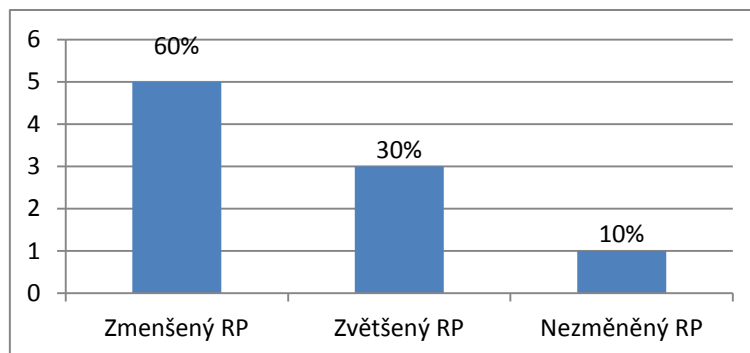
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota lateroflexe Cp vpravo

LAT P př - lateroflexe Cp vpravo před aplikací vibrace

LAT P po - lateroflexe Cp vpravo po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 17. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu lateroflexe Cp vpravo po aplikovaných vibracích

V tabulce 23. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu lateroflexe Cp vpravo. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah lateroflexe Cp vpravo 32,84°. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný rozsah lateroflexe Cp vpravo 29,65°. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu lateroflexe Cp vpravo před a po opakované aplikaci vibrace je po aplikaci vibrace patrné průměrné snížení rozsahu lateroflexe Cp vpravo o 3,19°.

Obrázek 17. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu lateroflexe Cp vpravo. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu lateroflexe vpravo před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než 1°. Z obrázku 17. je patrné, že u 6 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu lateroflexe vpravo Cp, u 1 nenastala žádná změna v rozsahu lateroflexe vpravo po opakované aplikaci vibrace, a u 3 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu lateroflexe vpravo.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu lateroflexe Cp vpravo před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,2845$).

Lateroflexe krční páteře vlevo

Tabulka 24. Základní statistické charakteristiky pro rozsah lateroflexe krční páteře vlevo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
LAT L př	33,25	31,23	23,94	42,24	5,76
LAT L po	29,03	29,06	20,64	43,03	6,21

Vysvětlivky k tabulce 24.

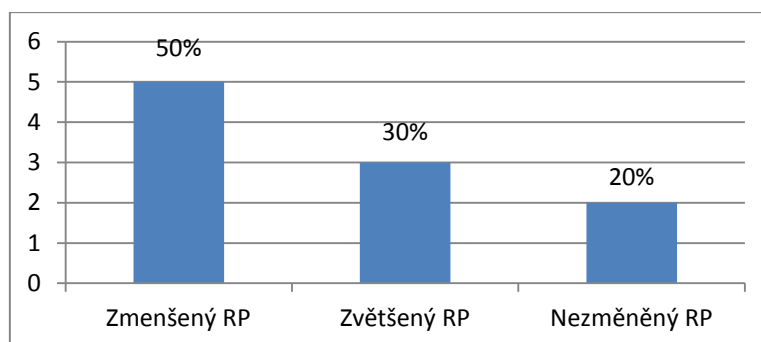
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota lateroflexe Cp vlevo

LAT L př - lateroflexe Cp vlevo před aplikací vibrace

LAT L po - lateroflexe Cp vlevo po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 18. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu lateroflexe Cp vlevo po aplikovaných vibracích

V tabulce 24. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu lateroflexe Cp vlevo. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah lateroflexe Cp vlevo $33,25^\circ$. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný rozsah lateroflexe Cp vlevo $29,03^\circ$. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu lateroflexe Cp vlevo před a po opakované aplikaci vibrace je po aplikaci vibrace patrné průměrné snížení rozsahu lateroflexe Cp vlevo o $4,22^\circ$.

Obrázek 18. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu lateroflexe Cp vlevo. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu lateroflexe vlevo před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než 1° . Z obrázku 18. je patrné, že u 5 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu lateroflexe vlevo Cp, u 2 nenastala žádná změna v rozsahu lateroflexe vlevo po opakované aplikaci vibrace, a u 3 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu lateroflexe vlevo.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu lateroflexe Cp vlevo před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,1141$).

Rotace krční páteře vpravo

Tabulka 25. Základní statistické charakteristiky pro rozsah rotace krční páteře vpravo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT P př	48,21	47,91	33,00	62,33	8,82
ROT P po	50,27	48,29	32,69	86,75	16,90

Vysvětlivky k tabulce 25.:

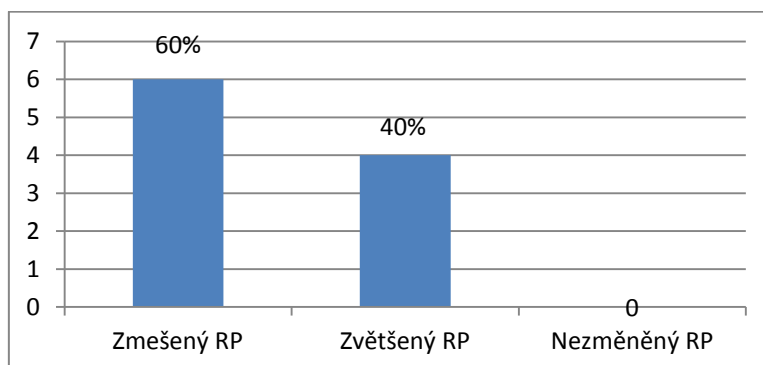
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota rotace Cp vpravo

ROT P př - rotace Cp vpravo před aplikací vibrace

ROT P po - rotace Cp vpravo po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 19. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu rotace Cp vpravo po aplikovaných vibracích

V tabulce 25. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu rotace Cp vpravo. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah rotace Cp vpravo 48,21°. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný rozsah rotace Cp vpravo 50,27°. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu rotace Cp vpravo před a po opakované aplikaci vibrace je po aplikaci vibrace patrné průměrné snížení rozsahu rotace Cp vpravo o 2,06.

Obrázek 19. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu rotace Cp vpravo. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu rotace vpravo před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než

1°. Z obrázku 19. je patrné, že u 6 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu rotace vpravo Cp a u 4 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu rotace vpravo.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace Cp vpravo před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,9594$).

Rotace krční páteře vlevo

Tabulka 26. Základní statistické charakteristiky pro rozsah rotace krční páteře vlevo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT L př	55,51	55,20	39,58	74,22	11,89
ROT L po	58,06	51,27	38,41	85,76	17,58

Vysvětlivky k tabulce 26.:

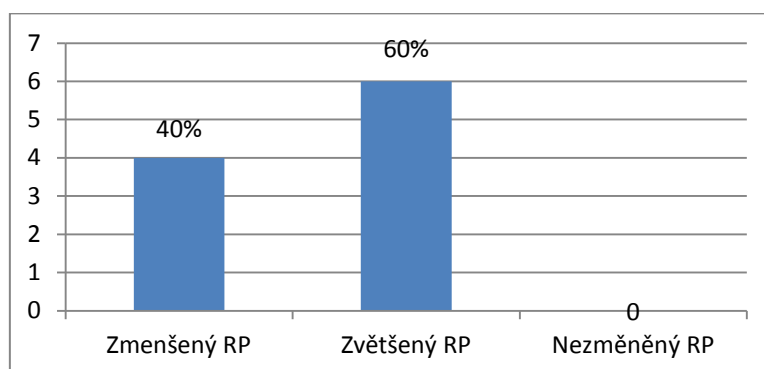
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota rotace Cp vlevo

ROT L př - rotace Cp vlevo před aplikací vibrace

ROT L po - rotace Cp vlevo po 8 aplikacích vibrace



Obrázek 20. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu rotace Cp vlevo po aplikovaných vibracích

V tabulce 26. jsou uvedeny průměrné hodnoty rozsahu rotace Cp vlevo. Před aplikací vibrace byl průměrný rozsah rotace Cp vlevo 55,51°. Po 8 aplikacích vibrace byl průměrný

rozsah rotace Cp vlevo 58,06°. Porovnáním průměrných hodnot rozsahu rotace Cp vlevo před a po opakované aplikaci vibrace je po aplikaci vibrace patrné průměrné zvýšení rozsahu rotace Cp vlevo o 2,55°.

Obrázek 20. znázorňuje počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení či zvětšení rozsahu rotace Cp vlevo. Za probandy s nezměněným rozsahem pohybu jsou považováni ti, u kterých rozdíl v rozsahu rotace vlevo před a po opakované aplikaci vibrace byl menší než 1°. Z obrázku 20. je patrné, že u 4 jedinců došlo ke zmenšení rozsahu rotace vlevo Cp a u 6 jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu rotace vlevo.

Dle Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace Cp vlevo před a po 8 aplikacích vibrace na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,7989$).

Závěr:

Po opakované aplikaci vibrací do oblasti Cp se rozsah pohybu do anteflexe, retroflexe, lateroflexe vpravo a vlevo a rotace vpravo a vlevo statisticky významně nezměnil, avšak nelze opomenout tendence ke zmenšení rozsahů pohybů do všech směrů po aplikaci vibrací.

5.12 Výsledky k výzkumné otázce 2

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti krční páteře měřený přístrojem DTP-2 již po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 27. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 2 - anteflexe

Dvojice proměnných	Počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
FLX 1 př & FLX 1 po 4	10	1,3760	0,1688
FLX 2 př & FLX 2 po 4	10	0,8664	0,3863
FLX 3 př & FLX 3 po 4	10	2,2934	0,0218
FLX prům př & FLX prům po 4	30	0,0309	0,9753

Vysvětlivky k tabulce 27.:

FLX1 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 1. pokus

FLX2 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 2. pokus

FLX3 př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – 3. pokus

FLX prům př - polohocit do anteflexe Cp před aplikací vibrace – průměr

FLX1 po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

FLX2 po - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

FLX 3 po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

FLX prům po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 28. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 2 - retroflexe

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
EXT1 př & EXT1 po 4	10	0,8664	0,3863
EXT2 př & EXT2 po 4	10	0,5606	0,5751
EXT3 př & EXT3 po 4	10	0,1529	0,8785
EXT prům př & EXT prům po 4	30	1,2238	0,2210

Vysvětlivky k tabulce 28.:

EXT1 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 1. pokus

EXT2 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 2. pokus

EXT3 př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – 3. pokus

EXT prům př - polohocit do retroflexe Cp před aplikací vibrací – průměr

EXT1 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

EXT2 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

EXT3 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

EXT prům po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 29. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 2 - rotace

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
ROT P 1 př & ROT P 1 po 4	10	0,1529	0,8785
ROT P 2 př & ROT P 2 po 4	10	1,2741	0,2026
ROT P 3 př & ROT P 3 po 4	10	8,0000	0,0469
ROT P prům př & ROT P prům po 4	30	0,2365	0,8130
ROT L 1 př & ROT L 1 po 4	10	2,1915	0,0284
ROT L 2 př & ROT L 2 po 4	10	1,4780	0,1394
ROT L 3 př & ROT L 3 po 4	10	0,6625	0,5076
ROT L prům př & ROT L prům po 4	30	2,3551	0,0185
ROT celk prům př & ROT celk prům po 4	60	1,6269	0,1038

Vysvětlivky k tabulce 29.:

ROT P1 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 1. pokus

ROT P2 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 2. pokus

ROT P3 př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – 3. pokus

ROT P prům př - polohocit do rotace krční páteře vpravo před aplikací vibrace – průměr

ROT P1 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

ROT P2 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

ROT P3 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

ROT P prům po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – průměr

ROT L1 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 1. pokus

ROT L2 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 2. pokus

ROT L3 př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – 3. pokus

ROT L prům př - polohocit do rotace krční páteře vlevo před aplikací vibrace – průměr

ROT L1 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

ROT L2 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

ROT L3 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

ROT L prům po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp se statisticky významně zlepšil polohocit pro třetí pokus anteflexe, třetí pokus rotace vpravo a první pokus rotace vlevo. Statistický významná je i průměrná hodnota rotace vlevo. Ostatní měření nebyla statisticky významná.

5.13 Výsledky k výzkumné otázce 3

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin měřený přístrojem DTP-2 již po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 30. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 3

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
LOK P1 př & LOK P1 po 4	10	1,5799	0,1141
LOK P2 př & LOK P2 po 4	10	0,7645	0,4446
LOK P3 př & LOK P3 po 4	10	0,6625	0,5076
LOK P prům př & LOK P prům po 4	30	1,7175	0,0858
LOK L1 př & LOK L1 po 4	10	0,3568	0,7213
LOK L2 př & LOK L2 po 4	10	0,0510	0,9594
LOK L3 př & LOK L3 po 4	10	0,6625	0,5076
LOK L prům př & LOK L prům po 4	30	0,2365	0,8130

Vysvětlivky k tabulce 30.:

LOK P1 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 1. pokus

LOK P2 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 2. pokus

LOK P3 př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – 3. pokus

LOK P prům př - polohocit pravého loketního kloubu před aplikací vibrace – průměr

LOK P1 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK P2 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK P3 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK P prům po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – průměr

LOK L1 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 1. pokus

LOK L2 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 2. pokus

LOK L3 př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – 3. pokus

LOK L prům př - polohocit levého loketního kloubu před aplikací vibrace – průměr

LOK L1 po 4 - polohocit levého loketního kloubu vlevo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK L2 po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK L3 po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK L prům po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp nebyla nalezena žádná statisticky významná hodnota pro měření polohocitu v oblasti horních končetin pomocí přístroje DTP- 2 pro pravý ani levý loketní kloub.

5.14 Výsledky k výzkumné otázce 4

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie již po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 31. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 4

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P1 př & P1 po 4	10	0,9683	0,3329
P2 př & P2 po 4	9	0,8293	0,4069
P3 př & P3 po 4	9	1,3032	0,1925
P prům př & P prům po 4	10	1,1212	0,2621
L1 po & L1 po 4	10	0,6625	0,5076
L2 př & L2 po 4	10	0,7702	0,4412
L3 př & L3 po 4	10	0,8664	0,3863
L prům př & L prům po 4	30	0,4146	0,6784

Vysvětlivky k tabulce 31.:

P1 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 1. pokus

P2 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 2. pokus

P3 př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – 3. pokus

P prům př - polohocit pravé horní končetiny před aplikací vibrace – průměr

P1 po 4 - polohocit pravé horní končetiny vlevo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

P2 po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

P3 po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

P prům po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – průměr

L1 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 1. pokus

L2 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 2. pokus

L3 př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – 3. pokus

L prům př - polohocit levé horní končetiny před aplikací vibrace – průměr

L1 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

L2 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

L3 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

L prům po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp nebyla nalezena žádná statisticky významná hodnota pro měření polohocitu v oblasti horních končetin pomocí modifikovaného testu dle Petrie pro pravou ani levou horní končetinu.

5.15 Výsledky k výzkumné otázce 5

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí testu zacílení na terč již po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 32. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 5

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P P1 př & P P1 po 4	9	0,2369	0,8127
P P2 př & P P2 po 4	7	0,8452	0,3980
P P3 př & P P3 po 4	9	1,3032	0,1925
P P prům př & P P prům po 4	8	0,6301	0,5286
B P1 př & B P1 po 4	9	0,1185	0,9057
B P2 př & B P2 po 4	8	1,0502	0,2936
B P3 př & B P3 po 4	9	0,7108	0,4772
B P prům př & B P prům po 4	8	0,9802	0,3270
P L1 př & P L1 po 4	9	1,2439	0,2135
P L2 př & P L2 po 4	7	0,9297	0,3525
P L3 př & P L3 po 4	8	0,4901	0,6241
P L prům př & P L prům po 4	9	0,5331	0,5940
B L1 př & B L1 po 4	8	0,6301	0,5286
B L2 př & B L2 po 4	8	1,9604	0,0499
B L3 př & B L3 po 4	5	0,0000	1,0000
B L prům př & B L prům po 4	9	0,2962	0,7671

Vysvětlivky k tabulce 32.:

P P1 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 1. pokus

P P2 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 2. pokus

P P3 př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 3. pokus

P P prům př - polohocit pravé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – průměr

P P1 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

P P2 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

P P3 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

P P prům po 4 - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – průměr

B P1 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 1. pokus

B P2 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 2. pokus

B P3 př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 3. pokus

B P prům př - polohocit pravé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – průměr
B P1 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
B P2 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
B P3 po 4 - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
B P prům po 4 - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrací – průměr
P L1 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 1. pokus
P L2 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 2. pokus
P L3 př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – 3. pokus
P L prům př - polohocit levé HK testovaný zepředu před aplikací vibrace – průměr
P L1 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
P L2 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
P L3 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
P L prům po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – průměr
B L1 př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 1. pokus
B L2 př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 2. pokus
B L3 př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – 3. pokus
B L prům př - polohocit levé HK testovaný zboku před aplikací vibrace – průměr
B L1 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
B L2 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
B L3 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
B L prům po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp se statisticky významně zlepšil polohocit v oblasti horních končetin pro druhý pokus levé horní končetiny při stojí bokem. Ostatní naměřené hodnoty nebyly statisticky významné pro pravou ani levou horní končetinu.

5.16 Výsledky k výzkumné otázce 6

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti krční páteře měřený přístrojem DTP-2 po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 33. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 6 - anteflexe

Dvojice proměnných	Počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
FLX 1 po 4 & FLX 1 po	10	1,6818	0,0926
FLX 2 po 4 & FLX 2 po	10	0,6625	0,5076
FLX 3 po 4 & FLX 3 po	10	1,6818	0,0926
FLX prům po 4 & FLX prům po	30	0,4217	0,6733

Vysvětlivky k tabulce 33.:

FLX1 po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

FLX2 po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

FLX3 po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

FLX prům po 4 - polohocit do anteflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – průměr

FLX1 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

FLX2 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

FLX 3 po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

FLX prům po - polohocit do anteflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 34. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 6 - retroflexe

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
EXT1 po 4 & EXT1 po	10	1,0703	0,2845
EXT2 po 4 & EXT2 po	10	1,4780	0,1394
EXT3 po 4 & EXT3 po	10	1,0703	0,2845
EXT prům po 4 & EXT prům po	30	1,7792	0,0752

Vysvětlivky k tabulce 34.:

EXT1 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

EXT2 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

EXT3 po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
EXT prům po 4 - polohocit do retroflexe Cp po 4 aplikacích vibrace – průměr
EXT1 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
EXT2 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
EXT3 po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
EXT prům po - polohocit do retroflexe Cp po 8 aplikacích vibrace – průměr

Tabulka 35. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 6 - rotace

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
ROT P 1 po 4 & ROT P 1 po	10	0,6625	0,5076
ROT P 2 po 4 & ROT P 2 po	10	0,4587	0,6465
ROT P 3 po 4 & ROT P 3 po	10	1,5799	0,1141
ROT P prům po 4 & ROT P prům po	30	0,8947	0,3739
ROT L 1 po 4 & ROT L 1 po	10	0,7645	0,4445
ROT L 2 po 4 & ROT L 2 po	10	0,4587	0,6465
ROT L 3 po 4 & ROT L 3 po	10	1,3760	0,1688
ROT L prům po 4 & ROT L prům po	30	0,4422	0,6583
ROT celk prům po 4 & ROT celk prům po	60	0,2503	0,8024

Vysvětlivky k tabulce 35.:

ROT P1 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
ROT P2 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
ROT P3 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
ROT P prům po 4 - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 4 aplikacích vibrace – průměr
ROT P1 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
ROT P2 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
ROT P3 po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
ROT P prům po - polohocit do rotace krční páteře vpravo po 8 aplikacích vibrace – průměr
ROT L1 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
ROT L2 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
ROT L3 po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
ROT L prům po 4 - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 4 aplikacích vibrace – průměr

ROT L1 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

ROT L2 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

ROT L3 po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

ROT L prům po - polohocit do rotace krční páteře vlevo po 8 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp na rozdíl od výsledků měřených po 8 aplikacích vibrace do oblasti Cp nebyla nalezena žádná statisticky významná hodnota pro polohocit do anteflexe, retroflexe ani rotace pravé a levé.

5.17 Výsledky k výzkumné otázce 7

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin měřený přístrojem DTP-2 po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 36. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 7

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
LOK P1 po 4 & LOK P1 po	10	0,5606	0,5751
LOK P2 po 4 & LOK P2 po	10	0,1529	0,8785
LOK P3 po 4 & LOK P3 po	10	0,3568	0,7213
LOK P prům po 4 & LOK P prům po	30	0,6685	0,5038
LOK L 1 po 4 & LOK L 1 po	10	1,0702	0,2845
LOK L 2 po 4 & LOK L 2 po	10	0,0509	0,9594
LOK L 3 po 4 & LOK L 3 po	10	1,0702	0,2845
LOK L prům po 4 & LOK L prům po	30	0,6685	0,5038

Vysvětlivky k tabulce 36.:

LOK P1 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK P2 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK P3 po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK P prům po 4 - polohocit pravého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – průměr

LOK P1 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK P2 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK P3 po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK P prům po - polohocit pravého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – průměr

LOK L1 po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK L2 po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK L3 po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK L prům po 4 - polohocit levého loketního kloubu po 4 aplikacích vibrace – průměr

LOK L1 po - polohocit levého loketního kloubu vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

LOK L2 po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

LOK L3 po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

LOK L prům po - polohocit levého loketního kloubu po 8 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp na rozdíl od výsledků měřených po 8 aplikacích vibrace do oblasti Cp nebyla nalezena žádná statisticky významná hodnota pro polohocit měřený v oblasti horních končetin přístrojem DTP-2 pro pravý ani levý loketní kloub.

5.18 Výsledky k výzkumné otázce 8

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 37. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 8

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P1 po 4 & P1 po 8	10	0,6625	0,5076
P2 po 4 & P2 po 8	10	0,2548	0,7989
P3 po 4 & P3 po 8	10	0,6625	0,5076
P prům po 4 & P prům po 8	10	0,1019	0,9188
L1 po 4 & L1 po 8	9	0,9478	0,3433
L2 po 4 & L2 po 8	9	1,5993	0,1097
L3 po 4 & L3 po 8	9	1,3032	0,1925
L prům po 4 & L prům po 8	9	1,7178	0,0858

Vysvětlivky k tabulce 37.:

P1 po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

P2 po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

P3 po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

P prům po 4 - polohocit pravé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – průměr

P1 po - polohocit pravé horní končetiny vlevo po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

P2 po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

P3 po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

P prům po - polohocit pravé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – průměr

L1 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus

L2 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus

L3 po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

L prům po 4 - polohocit levé horní končetiny po 4 aplikacích vibrace – průměr

L1 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus

L2 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus

L3 po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus

L prům po - polohocit levé horní končetiny po 8 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp na rozdíl od výsledků měřených po 8 aplikacích vibrace do oblasti Cp nebyla nalezena žádná statisticky významná hodnota pro polohocit měřený v oblasti horních končetin pomocí modifikovaného testu dle Petrie pro pravou ani levou horní končetinu.

5.19 Výsledky k výzkumné otázce 9

Zlepší se u zdravých jedinců polohocit v oblasti horních končetin testovaný pomocí testu zacílení na terč po osmi aplikacích na rozdíl od polohocitu měřeného po čtyřech aplikacích vibrace?

Tabulka 38. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření výzkumné otázky 9

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P P1 po 4 & P P1 po	10	1,0193	0,3081
P P2 po 4 & P P2 po	7	0,9297	0,3525
P P3 po 4 & P P3 po	6	0,4193	0,6750
P P prům po 4 & P P prům po	8	0,7702	0,4412
B P1 po 4 & B P1 po	6	0,7338	0,4631
B P2 po 4 & B P2 po	6	0,6290	0,5294
B P3 po 4 & B P3 po	8	0,4901	0,6241
B P prům po 4 & B P prům po	9	0,2369	0,8127
P L1 po 4 & P L1 po	6	0,2097	0,8339
P L2 po 4 & P L2 po	9	0,2962	0,7671
P L3 po 4 & P L3 po	6	0,5241	0,6002
P L prům po 4 & P L prům po	9	0,3554	0,7223
B L1 po 4 & B L1 po	8	0,7001	0,4838
B L2 po 4 & B L2 po	9	1,1255	0,2604
B L3 po 4 & B L3 po	7	1,5213	0,1282
B L prům po 4 & B L prům po	9	0,2962	0,7671

Vysvětlivky k tabulce 38.:

- P P1 po4** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
- P P2 po 4** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
- P P3 po 4** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
- P P prům po 4** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – průměr
- P P1 po-** polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
- P P2 po** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
- P P3 po** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
- P P prům po** - polohocit pravé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – průměr
- B P1 po 4** - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
- B P2 po 4** - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
- B P3 po 4** - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus

B P prům po 4 - polohocit pravé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – průměr
B P1 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
B P2 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
B P3 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
B P prům po - polohocit pravé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrací – průměr
P L1 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
P L2 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
P L3 po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
P L prům po 4 - polohocit levé HK testovaný zepředu po 4 aplikacích vibrace – průměr
P L1 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
P L2 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
P L3 po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
P L prům po - polohocit levé HK testovaný zepředu po 8 aplikacích vibrace – průměr
B L1 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 1. pokus
B L2 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 2. pokus
B L3 po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – 3. pokus
B L prům po 4 - polohocit levé HK testovaný zboku po 4 aplikacích vibrace – průměr
B L1 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 1. pokus
B L2 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 2. pokus
B L3 po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – 3. pokus
B L prům po - polohocit levé HK testovaný zboku po 8 aplikacích vibrace – průměr

Závěr:

Po čtyřech aplikacích vibrace do oblasti Cp na rozdíl od výsledků naměřených po 8 aplikacích vibrace do oblasti krční páteře nebyly naměřeny žádné statisticky významné hodnoty pro polohocit v oblasti horních končetin měřený pomocí zacílení na terč zepředu i zboku pro pravou i levou horní končetinu.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k teoretické části práce

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda opakované vibrace aplikované v oblasti krční páteře ovlivní rozsah pohybu krční páteře a polohocit měřený v oblasti krční páteře a na horních končetinách probanda.

Z teoretické části této práce vyplývá, že názory na to, zda vibrace ovlivňují nebo neovlivňují polohocit, se značně liší. Výsledky studií jsou nejednotné.

Zlepšení propiocepce ve své studii dosáhl Brumagne et al. (1999) u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře, Brunetti at al. (2006) u probandů po plastice předního zkříženého vazů a dále Tripp at al. (2009) u zdravých jedinců v oblasti loketního kloubu. Pozitivní vliv celotělové vibrace na propiocepci byl prokázán dle Moezi at al. (2008) opět u probandů po plastice předního zkříženého vazů, který je zdrojem velkého množství propioceptivní informace.

Negativní vliv vibrace na propiocepci naopak uvádí Brumagne et al. (1999) u kontrolní skupiny zdravým probandů na rozdíl od skupiny probandů s chronickou bolestí bederní páteře, kde ke zlepšení propiocepce došlo. Stejně tak Capaday, & Cooke (1983) pozorovali zhoršení statestézie i kinestézie po aplikaci vibrace na šlachy biceps nebo triceps brachii u zdravých jedinců. Negativní vliv vibrace u zdravých jedinců byl dokázán i v případě celotělového vibračního tréninku. Tento fakt potvrzuje Pollock at al. (2011) a Li at al. (2008)

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, jak opakovaná aplikace vibrace přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře ovlivní u zdravých jedinců rozsah pohybů krční páteře a propiocepci v oblasti krční páteře a horních končetin.

Z uvedeného vyplývá, že rozdíl v účinku vibrací pozorujeme u různých skupin probandů. Zatímco u zdravých jedinců je vliv na propiocepci spíše negativní, u pacientů, kteří mají z nejrůznějších důvodů propiocepci změněnou, dochází k její úpravě. Ke zlepšení propiocepce u zdravých jedinců došla pouze studie Tripp at al. (2009) v oblasti loketního kloubu.

Moezy et al. (2008) poukazuje na to, že celotělový vibrační trénink vede ke zlepšení stability kolenního kloubu po plastice LCA u skupiny atletů. Proprioceptivní informace je nezbytná pro udržení kloubní stability (Riemann, & Lephart, 2002b). Pokud jsou struktury, které se podílejí na propiocepci, poškozeny, dochází ke kloubní nestabilitě (Jerosch, &

Prymka, 1996). Instabilita páteře vede nezbytně ke ztrátě kloubní tuhosti a zvýšení pohyblivosti páteře, to je spojeno s bolestí (Panjabi, 1992).

6.2 Diskuze k metodické části práce

Pro měření rozsahu pohybu jsme využili přístroj DTP-2. Přístroj byl původně vyvinut pro neinvazivní hodnocení držení těla a deformit páteře, ale při správném nastavení ho lze využít i jako goniometru. Přesnost měření přístroje je 1,5 mm pro každou souřadnicovou osu (Krejčí et al., 2004). Úhlová odchylka tohoto přístroje není známa, ale přesto se domnívám, že je měření tímto způsobem daleko přesnější než měření klasickým dvouramenným goniometrem, jehož stupnice je rozdělena po dvou stupních a naměřená data se zaokrouhlují na pět úhlových stupňů. V softwaru přístroje DTP-2 byla zvolena funkce „goniometr, 2 krajní polohy“ pro měření rozsahu pohybů. Tato funkce umožňuje průběžné snímání středu otáčení, jehož poloha se během testování mění. To zajišťuje přesnější měření. Tato metoda může vést k nepřesnosti měření při snímání bodu otáčení samotným vyšetřovatelem. Protože bodem otáčení v tomto případě byl processus spinosus, odvíjí se přesnost měření od palpance processu vyšetřovatelem a také přesností přiložení ramene přístroje DTP-2 na tento bod. Přesnost též ovlivňuje pohyb probanda.

Polohocit jsme vyšetřovali klasickým způsobem, kdy se vyšetřovaný segment testované osobě nastaví do určité pozice. Toto probíhá bez zrakové kontroly. Proband poté segment vrátí do polohy neutrální a snaží se nastavit stejnou pozici vyšetřovaného segmentu s co největší přesností. Hodnotí se chyba návratu, tedy rozdíl ve stupních mezi vyšetřovatelem nastavenou pozicí a pozicí nastavenou probandem poté (Kobesová, 2009). Pro měření této odchylky jsme opět využili přístroje DTP-2. Pro testování polohocitu v oblasti Cp jsme zvolily polohy přibližně 20° anteflexe, 20° retroflexe, 30° rotace vpravo a 30° rotace vlevo. Tyto hodnoty byly zvoleny z toho důvodu, aby nedošlo k vyčerpání pohybu a tím k aktivaci kloubních receptorů, k jejichž aktivaci dochází právě na konci pohybu (Karanjia, & Ferguson, 1983; Petřek, 1995). Pro loketní kloub byla zvolena hodnota 50°, do které byl pasivně uveden. Tuto hodnotu jsme zvolili na základě studie Hyler, Harding, & Karduna (2010), kde autoři také testovali statezezii v loketním kloubu v pozicích 50°, 70°, 90° a výsledků vyplynulo, že statezezie se v loketním kloubu zlepšuje s tím, čím je hodnota blíže pravému úhlu, protože pak je taková poloha pro probanda k zapamatování snadnější. Do těchto poloh jsme testované segmenty nastavovali pouze přibližně a hodnoty jsme mírně měnili, aby se zamezilo předvídatelnosti úkolu.

Statestézii v oblasti horních končetin jsme dále měřili dle modifikovaného testu dle Petrie a testu terče. Zde jsme využili podobného principu. Odchytky od nastavené hodnoty jsme odezírali vizuálně. Je zřejmé, že tento způsob testování není tak přesný, protože stupnice pro zjištění odchytky byly dány v centimetrech, navíc mohlo dojít k nepřesnosti i vizuálním hodnocením samotného vyšetřovatele. Výhodou testování statestézie pomocí modifikovaného testu dle Petrie a testu terče je jejich snadná použitelnost, je tedy možná je použít v běžné praxi. V literatuře se neuvádí, v jaké výšce má být umístěn střed terče. Domnívám se, že i toto v souvislosti s výškou probanda může výsledky ovlivnit. Jak již zmiňuji výše, je dle Hyler, Harding, & Karduna (2010) snadnější předvídat polohu segmentu, pokud se tato pozice blíží 90°, proto mohli být probandi, kteří měli terč tak, že se při dotyku na střed terče jejich postavení v ramenním kloubu blížilo pravému úhlu, zvýhodnění. V našem případě se nacházel střed terče ve výšce 145 cm, přičemž průměrná výška probandů byla 173,4 cm. Výška středu terče tedy nebyla přizpůsobena výšce probanda, a tudíž mohlo dojít ke zkreslení výsledků.

Každý test propriocepci proband opakoval celkem třikrát, abychom mohly stanovit průměrnou odchylku. Při každém testování byla poloha mírně změněna, proto bylo zamezeno principu motorického učení.

Vibrace jsme aplikovali pomocí přístroje Redcord Stimula. Pacient při této aplikaci ležel. Lana, popruhy a přístroj Redcord Stimula byly umístěny dle příručky ke kurzu „Neurac 2 Stimula“. Probandům byla pasivně nastavena krční páteř do neutrální pozice s udržením fyziologické lordózy a probandi byli vyzváni, aby tuto pozici udrželi po celou dobu aplikace. Vibrace v zeleném pásmu energie jsme pro jednotlivou aplikaci aplikovali s frekvencí 20 Hz, a sice 5 x 20 sekund se 40 vteřinovou pauzou. Vibraci o frekvenci 20 Hz jsme vybrali proto, že se jedná o nejnižší účinnou hodnotu pro neuromuskulární trénink (Rittweger, 2010). Navíc byla pro všechny snesitelná. Doba 20 s byla vybrána tak, aby vibrace měla facilitační vliv na vibrované svaly a nedošlo ke snížení excitačního vlivu vibrace na motorickou jednotku (Shinohara, 2005). Protože při aplikaci vibrace do oblastí krční páteře dochází k přenosu vibrace do oblastí horních končetin a trupu, nelze tento způsob aplikace považovat pouze za lokální.

6.3 Diskuze k výsledkům práce

6.3.1 Vliv vibrace na rozsah pohybů krční páteře

Při hodnocení výsledků k výzkumné otázce 1 jsme předpokládali, že v důsledku opakované aplikace vibrace by mělo dojít ke snížení rozsahu pohybu. Tento předpoklad vycházel ze studie Moezy et al. (2008), kdy po aplikaci celotělového vibračního tréninku se zlepšila stabilita kolenního kloubu u skupiny atletů, kteří podstoupili plastiku předního zkříženého vazy. Na základě této studie jsme usoudili, že vibrace aplikovaná do oblasti krční páteře bude mít facilitační vliv na lokální stabilizátory a povede tak zvýšení stability v této oblasti.

U zdravých jedinců, jejichž rozsah pohybu je fyziologický či lehce zvýšený by potom zvýšení stability mohlo vést spíše ke snížení rozsahu pohybu, naopak u jedinců se špatnou stabilitou krční páteře a omezeným rozsahem pohybu by mohlo dojít ke zvětšení rozsahu pohybů do fyziologických hodnot po aplikaci vibrace.

Průměrné rozsahy pohybů probandů naměřené přístrojem DTP-2 uvádím v tabulkách č. 19-24. Průměrný rozsah anteflexe před aplikací vibrace byl 50,8°, po opakované aplikaci vibrace 49,52°. Rozsahy anteflexe u těchto probandů jsou tudíž mírně větší než udává Véle (1997). Ten uvádí rozsah pohybu do anteflexe krční páteře 45°. Průměrný rozsah retroflexe před aplikací vibrace byl 55,44°, po opakované aplikaci vibrace 55,40°. Pro rozsah retroflexe krční páteře se hodnoty dle jednotlivých autorů dost liší. Véle (1997) uvádí hodnotu 45°, zatímco Kolář 80°. Průměrný rozsah lateroflexe vpravo před aplikací vibrace byl 32,84°, po opakované aplikaci vibrace 29,65°. Průměrný rozsah lateroflexe vlevo před aplikací vibrace byl 33,25°, po opakované aplikaci vibrace 29,03°. Podobné hodnoty uvádí Kolář (2009) - 30-35°. Průměrný rozsah rotace vpravo před aplikací vibrace byl 48,21°, po opakované aplikaci vibrace 50,27°. Průměrný rozsah rotace vlevo před aplikací vibrace byl 55,51°, po opakované aplikaci vibrace 58,06°. Podobný rozsah rotace Cp opět udává Kolář (2009) - 45-50°.

Ke zmenšení rozsahu pohybů došlo tedy dle průměrných hodnot u všech pohybů krční páteře kromě rotace (pravé i levé). Statickým zpracováním dat nebyla zjištěna žádná statisticky významná změna rozsahu pohybu v oblasti krční páteře po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula. To lze vysvětlit tím, že probandi v této práci byli zdraví jedinci, nemohlo tedy dojít k tak výrazným změnám rozsahu pohybu, protože jejich rozsah pohybu již před aplikací zhruba odpovídal fyziologickým hodnotám. Nelze ovšem opomenout sklon ke zmenšení rozsahu pohybu u většiny získaných hodnot. Ten lze vysvětlit zvýšením

stability krční páteře prostřednictvím facilitace lokálních stabilizátorů aplikovanou vibrací. Lze tedy usuzovat, že zlepšení stability krční páteře a snížení rozsahů pohybu má souvislost se zlepšením propriocepce z této oblasti.

6.3.2 Vliv vibrací na polohocit

Domnívali jsme se, že hypotézy H_0 1- H_0 4 jejich ověřením zamítneme a že tedy po opakované aplikaci vibrace dojde ke zlepšení polohocitu v oblasti krční páteře. Podkladem k tomuto úsudku byly studie Fontana et al. (2005) a Tripp et al. (2009). Fontana et al. (2005) po aplikaci celotělové vibrace kombinované s lehkým izometrickým cvičením pozoroval zlepšení statestie u zdravých jedinců. Stejných výsledků dosáhl i Tripp et al. (2009) při aplikaci lokální vibrace.

Průměrné odchylky od testované polohy naměřené pro tuto oblast se pohybovaly v rozmezí 1,34-3,63°. Tyto odchylky odpovídají zcela běžným hodnotám pro jedince, kteří netrpí žádnou patologií. Dle Armstrong, McNair, & Taylor (2008) se tato odchylka pohybuje v rozmezí (2-5°) v oblasti krční páteře u zdravých jedinců.

Statickým zpracováním dat jsme zjistili, že po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula do oblasti krční páteře nedošlo ke změně polohocitu pro anteflexi a rotaci vpravo. Pro extenzi krční páteře se polohocit zlepšil u 80 % jedinců, ale pouze pro druhý pokus měření, proto nelze tento výsledek považovat za celkové zlepšení. Pro rotaci vlevo došlo v průměru ke zlepšení u 60 % jedinců.

Při ověřování hypotéz H_0 5- H_0 10 jsme předpokládali, že tyto hypotézy zavrhneme a dojde ke zlepšení propriocepce měřené v oblasti horních končetin po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula do oblasti krční páteře. Knox, & Hodges (2005) prováděli studii, z jejichž výsledků vyplývá, že poloha hlavy a krku má vliv na propriocepci v oblasti horních končetin (lokte). Je to možné proto, že CNS na základě polohy hlavy a krku vypočítává polohu horních končetin. V případě, že by došlo prostřednictvím vibrací k přesnějšímu určení polohy hlavy a krku (tedy zlepšení propriocepce v této oblasti), mělo by také dojít k určení přesnější polohy horní končetiny.

Průměrná odchylka od testované polohy se pohybovala v rozmezí 4,04-7,44° pro měření propriocepce v oblasti lokte přístrojem DTP-2, 1,80-4,00 cm pro hodnocení propriocepce v oblasti horních končetin dle modifikovaného testu dle Petrie a 1,3-3,1 cm pro hodnocení propriocepce v oblasti horních končetin dle testu zacílení na terč. Pro tato měření není bohužel norma odchylky od testované polohy pro zdravé osoby známá. Průměrná odchylka ve

studii dle Knox, & Hodges (2005) nabyla hodnoty 1,89-3,27°. Námi naměřená odchylka v oblasti lokte měřená přístrojem DTP-2 je tedy mírně vyšší, což může být zapříčiněno stavem kognitivních funkcí, vestibulárního aparátu, přesností měření atd.

Statistickým zpracováním dat jsme zjistili, že po opakované aplikaci vibrace přístrojem Redcord Stimula do oblasti krční páteře nedošlo ke změně propriocepce v oblasti lokte měřené přístrojem DTP-2. Nedošlo ani ke změně propriocepce v oblasti horních končetin měřené dle modifikovaného testu dle Petrie a testu zacílení na terč.

Vzhledem k tomu, že náš předpoklad zlepšení propriocepce v oblasti horních končetin byl závislý na zlepšení propriocepce v oblasti krční páteře, je zřejmé, že ke zlepšení propriocepce v oblasti horních končetin nemohlo dojít, když při většině měření nedošlo ani ke zlepšení propriocepce v oblasti krční páteře. Hyler et al. (2010) uvádí, že v oblasti horních končetin je propriocepce horší, čím distálněji ji testujeme. Nedošlo-li tedy ke zlepšení propriocepce v oblasti lokte, byla pravděpodobnost, že by došlo ke zlepšení propriocepce měřené dle modifikovaného testu dle Petrie a testu zacílení na terč, velice nízká.

Zajímavé výsledky přineslo i vyhodnocení dat při ověřování výzkumných otázek 2-5 (hodnocení polohocitu po 4 aplikacích vibrace) ve srovnání s výsledky pro výzkumné otázky 6-9 (hodnocení propriocepce po 8 aplikacích vibrace na rozdíl od propriocepce po 4 aplikacích vibrace). Zatímco výzkumné otázky 2-5 přinesly statisticky významné zlepšení propriocepce pro anteflexi a rotaci vpravo i vlevo krční páteře měřené přístrojem DTP-2 a test zacílení na terč bokem levou horní končetinou, výzkumné otázky 6-9 nenabýly žádného statisticky významného výsledku pro propriocepci v oblasti krční páteře ani horních končetin. Jediný statisticky významný výsledek pro hodnocení propriocepce v oblasti horních končetin (výzkumná otázka 5) byl dosažen zřejmě proto, že propriocepce v oblasti nedominantní horní končetiny bývá horší než na končetině dominantní (Hyler et al., 2010). Pak je možno dosáhnout významnějšího zlepšení než na končetině, která má propriocepci již před aplikací vibrace dobrou. Z výsledků vyplývá, že pro zlepšení propriocepce zřejmě stačí menší počet opakování aplikace vibrace.

Hodnoty, které jsme naměřili, nepřinesly jednoznačné výsledky. Pouze částečně se potvrdily naše předpoklady, protože ke zlepšení propriocepce v oblasti krční páteře došlo u hypotéz H_0 1- H_0 4 pouze u jedné ze čtyř testovaných poloh a výsledky měření propriocepce v oblasti horních končetin H_0 5- H_0 10 nepoukazují na žádnou statisticky významnou změnu.

Polohocit v oblasti krční páteře a v oblasti horních končetin může být ovlivněn mnoha faktory. Wells et al. (in Strimpakos, 2011) uvádí, že ke zhoršení propriocepce vede ztráta pozornosti. Negativní vliv má i únava (Wong et al., 2006). Vyšetření propriocepce v naší

studii bylo vzhledem k velkému množství testů a počtu opakování časově značně náročné. Domnívám se proto, že výsledky mohly být touto časovou náročností ovlivněny. Probandi dokonce často únavu a horší soustředěnost na konci testování uváděli.

Dalšími faktory, které ovlivňují výsledky, jsou fyzický a psychický stav a také trénovanost vyšetřovaných probandů.(Albasini et al., 2010; Fontana et al., 2005). Ke zlepšení propriocepce vede v každém věku pravidelné cvičení (Ribeiro, & Oliviera, 2010). Lze tedy předpokládat, že s lepší a přesnější propriopecí se setkáme u trénovaných osob a u sportovců. Vzhledem k tomu, že naši probandi byli studenti Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého, jednalo se převážně o trénované jedince. Dle dotazníku jsme zjistili, že každý proband z této studie sportuje alespoň 2-3 krát týdně, dva dokonce na vrcholové úrovni s frekvencí pohybové aktivity 5 krát týdně. Trénovanost těchto jedinců tedy byla vysoká. Lze předpokládat, že tito jedinci měli i dobrou propriopecí, proto nebylo možné její výraznější zlepšení.

Výsledky mohou být závislé i na poloze, v jaké jsou vibrace aplikovány a poloze, v jaké je testována propriocepce (Albasini et al., 2010). V naší studii jsme vibrace aplikovali v poloze vleže na zádech a testovali pouze vsedě a ve stoji. I to mohlo výsledky ovlivnit.

Do budoucna by bylo zajímavé provést stejné měření u skupiny probandů, u kterých lze předpokládat poruchu propriocepce. Mohlo by se jednat například o jedince s whiplash syndromem, cervikobrachiálním syndromem či bolestí krční páteře netraumatického původu. Studie Brumagne et al. (1999) totiž ukázala, že vibrace signifikantně zlepšují narušenou propriopecí a současně ke zlepšení propriocepce u kontrolní skupiny zdravých probandů nedošlo. Využití vibrace u těchto diagnóz by pak mohlo být součástí jejich terapie. Ovlivňují-li aplikace vibrace do oblasti krční páteře propriopecí v oblasti horních končetin, bylo by možné její využití také po úrazech horních končetin.

7 ZÁVĚR

Rozsah pohybů krční páteře

- Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula nebyla statistickým zpracováním dat zjištěna žádná signifikantní změna v rozsahu pohybu krční páteře. Tendence ovšem byla spíše ke snížení rozsahu pohybu a to především pro anteflexi, retroflexi, lateroflexi vpravo a rotaci vpravo.
- V případě lateroflexe vlevo došlo ke snížení rozsahu pohybu u 50 % jedinců, u 20 % nenastala žádná změna a u rotace krční páteře vlevo došlo jako u jediné ke zvýšení rozsahu pohybu (60 % probandů).
- Statisticky významná změna nebyla zjištěna ani po 4 aplikacích vibrace. Jediné statisticky významné hodnoty pro rozsah pohybu byly zjištěny při srovnání druhého a třetího měření (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) pro retroflexi ($p = 0,036659$) a lateroflexi vlevo ($p = 0,006911$).

Propriocepce v oblasti krční páteře

- Po opakované aplikaci vibrace (8 aplikací) do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula byla statistickým zpracováním dat zjištěna signifikantní změna propriocepce pro druhý pokus retroflexe ($p = 0,036659$) a průměrnou hodnotu rotace vlevo ($p = 0,027030$).
- Po opakované aplikaci vibrace (8 aplikací) do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula se polohocit do anteflexe a rotace vpravo statisticky významně nezměnil.
- Statisticky významné byly hodnoty pro polohocit po 4 aplikacích vibrace pro anteflexi ($p = 0,021825$), rotaci vpravo ($p = 0,046854$) a rotaci vlevo ($p = 0,028418$) a průměrnou hodnotu rotace vlevo ($p = 0,018520$).
- Mezi druhým a třetím měřením (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) nabyly nalezeny žádné statisticky významné změny.

Propriocepcie v oblasti horních končetin

- Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula nebyla statistickým zpracováním dat zjištěna žádná signifikantní změna propriocepcie v oblasti horních končetin testovaná pomocí přístroje DTP-2 pro pravou ani levou horní končetinu.
- Statisticky významná změna propriocepcie nebyla zjištěna ani po 4 aplikacích vibrace ani mezi druhým a třetím měřením (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) v oblasti horních končetin testovaná pomocí přístroje DTP-2 pro pravou ani levou horní končetinu.
- Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula nebyla statistickým zpracováním dat zjištěna žádná signifikantní změna propriocepcie v oblasti horních končetin testovaná pomocí modifikovaného testu dle Petrie pro pravou ani levou horní končetinu.
- Statisticky významná změna propriocepcie nebyla zjištěna ani po 4 aplikacích vibrace ani mezi druhým a třetím měřením (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) v oblasti horních končetin testovaná pomocí modifikovaného testu dle Petrie pro pravou ani levou horní končetinu.
- Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula nebyla statistickým zpracováním dat zjištěna žádná signifikantní změna propriocepcie v oblasti horních končetin testovaná pomocí testu terče pro pravou ani levou horní končetinu.
- Statisticky významné zlepšení propriocepcie bylo zjištěno po 4 aplikacích vibrace pro levou horní končetinu dle testu terče bokem ($p = 0,049951$). Mezi druhým a třetím měřením (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) nebyla nalezena žádná signifikantní změna.

8 SOUHRN

Hlavní cílem této práce bylo zjistit, zda opakovaná aplikace vibrace přístrojem Redcord Stimula do oblasti krční páteře u zdravých jedinců má vliv na rozsah pohybu krční páteře a propriocepci, v oblasti krční páteře a horních končetin, měřenou přístrojem DTP-2 a testovanou pomocí modifikovaného testu dle Petrie a testu terče.

V teoretické části práce jsem se zabývala poznatky o anatomii a kineziologii krční páteře, popsala jsem, co je propriocepce a jaký je její význam. Dále uvádím vliv lokálně aplikovaných a celotělových vibrací na propriocepci a shrnuji poznatky o systému závěsných lan Redcord, včetně přístroje Redcord Stimula a o diagnostickém přístroji DTP-2.

Testovaný soubor tvořilo deset probandů. Jejich průměrný věk dosahoval 23 let. Jednalo se o čtyři muže a šest žen. Rozsah pohybu krční páteře a odchylku od testované polohy vyjadřující propriocepci jsme měřili pomocí diagnostického přístroje DTP-2. Testování polohocitu na horních končetinách jsme rozšířili o modifikovaný test dle Petrie a test terče. Naměřená data byla zaznamenána a zpracována v programu Microsoft Excel 2007 a poté vyhodnocena pomocí programu STATISTICA 12.

Z výsledků této práce vyplývá, že po opakované aplikaci vibrace (8 aplikací) nedošlo k signifikantní změně v rozsahu pohybu. Statisticky významné výsledky pro rozsah pohybu byly naměřeny pouze mezi druhým a třetím měřením (po 4 vs. 8 aplikacích vibrace) pro extenzi ($p = 0,036659$) a lateroflexi vlevo ($p = 0,006911$).

Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace do oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula došlo ke statisticky významnému zlepšení propriocepce do retroflexe Cp, ale pouze pro druhý pokus ($p = 0,036659$) a průměrně u všech jedinců do rotace vlevo ($p = 0,027030$). Polohocit krční páteře do anteflexe a rotace vpravo se po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace nezměnil. Po opakované aplikaci (8 aplikací) vibrace nedošlo ani ke zlepšení polohocitu měřeného na horních končetinách pomocí modifikovaného testu dle Petrie a testu terče.

Statisticky významného zlepšení propriocepce bylo dosaženo měřením pomocí DTP-2 po 4 aplikacích vibrace pro anteflexi ($p = 0,021825$), rotaci vpravo ($p = 0,046854$) a rotaci vlevo ($p = 0,028418$) včetně průměrné hodnoty pro rotaci vlevo ($p = 0,018520$). Hodnoty po 4 aplikacích vibrace pro horní končetiny nebyly statisticky významné. Polohocit měřený na horních končetinách pomocí modifikovaného testu dle Petrie a testu terče dosáhl statisticky významné hodnoty pouze pro levou horní končetinu dle testu terče bokem ($p = 0,049951$).

9 SUMMARY

The main aim of this paper was to find out whether a repeated vibration application by using the Record Stimula device in the cervical spine and upper limbs area, has an influence on proprioception measured by DTP-2 device and tested by the modified Petrie test and the target repositioning test.

In the theoretical part of the paper, I addressed the knowledge on anatomy and kinesiology of cervical spine, I described the term of proprioception and its meaning. Furthermore, I present the influence of vibration applied locally or on the whole body on the proprioception and sum up the knowledge on Redcord suspension cables, including the Redcord Stimula device and the DTP-2 diagnostic device.

The tested group consisted of ten probands. Their average age was 23 years. It was a case of four men and six women. We measured the cervical spine range of motion and the deviation from the tested position showing proprioception, using the DTP-2 diagnostic device. We extended the test of upper limbs proprioception by a modified Petrie test and the target repositioning test. The collected data were put down and processed in Microsoft Excel 2007 programme and, afterwards, evaluated by means of the STATISTICA 12 programme.

This paper shows that after a repeated vibration application (8 applications), no significant change in the range of motion was registered. Statistically important results for the range of motion were measured only between the second and third measurement (4 vs. 8 applications of vibrations) for extension ($p = 0,036659$) and sidebending to the left ($p = 0,006911$).

After repeated application (8 applications) of vibration in the cervical spine area, using the Redcord Stimula device, there was a statistically significant improvement of proprioception into retroflexion Cp but just for the second attempt ($p = 0,036659$) and in average in case of all individuals into a left side rotation ($p = 0,027030$). Proprioception of the cervical spine into anteflexion and a right side rotation have not changed after a repeated vibration application (8 applications). After a repeated vibration application (8 applications), either, there was no improvement of proprioception measured on upper limbs by modified Petrie test and the target repositioning test.

A statistically significant improvement resulted from measuring by means of the DTP-2 device after 4 vibration applications for anteflexion ($p = 0,021825$), right side rotation ($p = 0,046854$) and left side rotation ($p = 0,028418$), including the average figures for left side rotation ($p = 0,018520$). Figures measured after 4 vibration applications for upper limbs were

not statistically significant. Proprioception measured on upper limbs by modified Petrie test and the target repositioning test attained statistically significant figures only for left upper limb according to the target repositioning test while standing sideways ($p = 0,049951$).

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 12(3), 205-2012.
- Albasini, A., Krause, M., & Rembitzki, I. (2010). *Using whole body vibration in physical therapy and sport*. Edinburg: Churchil Livingstone.
- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie, 6. vydání*. Praha: Galén
- Armstrong, B., McNair, P., & Taylor, D. (2008). Head and neck position sense. *Sports Medicine*, 38(2), 101-117.
- Atha, J., & Wheatley, D. W. (1976). Joint mobility changes due to low frequency vibration and stretching exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 10(1), 26-34.
- Bosco, C. et al. (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology*, 19(2), 183-187
- Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., & Schieppati, M. (2001). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 581-588.
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25(8), 989-994.
- Brumagne, S., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (1999). Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of lumbosacral spine. *Spine*, 24(13), 1328-1331.
- Brunetti, O., Filippi, G., Lorenzini, M., Liti, A., Panichi, R., Roscini, M., Pettorossi, V., & Cerulli, G. (2006). Improvement of posture stability by vibratory stimulation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Academic Journal*, 14(11), 1180-1182.
- Capaday, C., & Cooke, J. D. (1983). Vibration-induced changes in movement-related EMG activity in humans. *Experimental Brain Research*, 52(1), 139-146.

Cardinale, M., & Bosco, C. (2013). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(1), 3-7.

Cardinale, M., & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British Journal of Sports Medicine*, 39(9), 585-589.

Carter, N. D., Jenkinson, T. R., Wilson, D., Jones, D. W., & Torode, A. S. (1997). Joint position sense and rehabilitation in anterior cruciate ligament deficit knee. *British Journal of Sports Medicine*, 31, 209-212.

Cormie, P., Deane, R. S., McBride, J. M., & Triplett, N. T. (2006). Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *Journal of strength and conditioning research*, 20(2), 257-261.

Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.

Doubková, A., & Linc, R. (2006). *Anatomie pro bakalářský studijní program fyzioterapie I. díl*. Praha: Karolinum.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing

Fontana, T. L., Richardson, C. A., & Stanton, W. R. (2005). The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: a pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy*, 51(4), 259- 263.

Gilman, S. (2002). Joint position sense and vibration sense: anatomical organisation and assesment. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 73(5), 473-477.

Gusi, N., Raimundo, A., & Leal, A. (2006). Low frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(92), 1-8.

Haas, Ch. T., Turbanski, S., Kessler, K., & Schmidtbleicher, D. (2006). The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 21(1), 29-36.

Hagbarth, K. E., & Eklung, G. (1960) The muscle vibrator – a useful tool in neurological therapeutical work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12, 26-34.

Hamáčková, A., Tomisová, D., & Tomis, C. (2009). Aktivní terapie v závěsu. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (p. 280). Praha: Galén.

HTyler, J., Harding, E., & Karduna, A. (2010). Active joint position sense: effects of elevation angle, arm dominance and proximal vs. distal joints. *Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, 711-712.

Jerosch, J., & Prymka, M. (1996). Proprioception and joint stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 4(3), 171-179.

Jirout, J. (1997). Úloha unkovertebrálneho komplexu krčnej chrbtice v synkinetickej dynamike pri úklone hlavy. *Rehabilitácia*, 30(4), 233-234.

Kapandji, I. A. (2007). *The Physiology of the Joints. Volume 3 – The Trunk and the Vertebral Column*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Karanjia, P. N., & Ferguson, J. H. (1983). Passive joint position sense after total hip replacement surgery. *Annals of Neurology*, 13(6), 654-657.

Kirkesola, G. (2001). Sling Exercise Therapy (S-E-T): A total concept for exercise and active treatment of musculoskeletal disorders. *The Journal of Korean Academy of Orthopaedic Manual Therapy*, 7(1), 87-106

Knox, J. J., & Hodges, P. W. (2005). Changes in head and neck position affect elbow joint position sense. *Experimental Brain Research*, 165(1), 107-113.

Kobesová, A. (2009). Vyšetření senzitivních funkcí. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 66-69). Praha: Galén.

Kolář, P. (2009). Kineziologie páteře, pánve a hrudníku. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 128-144). Praha: Galén.

Kolisko, P. (2005). *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2*. Olomouc: Vydavatelství UP.

Králíček, P. (2004). Úvod do speciální neurofyzologie. Praha: Karolinum

Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii. *Tělesná kultura*, 29(1), 98–106.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba*. 5. přepracované vydání Praha: Sdělovací technika.

Li, L., Lamis, F., & Wilson, S. E. (2008). Whole-body vibration alters proprioception in the trunk. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(9-10), 792-800.

Moezy, A., Olyaei, G., Hadian, M., Razi, M., & Faghihzadeh, S. (2008). A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 42(5), 373-378.

Naito, E., Kitada, R., Kochiyama, T., Matsumara, M., Nakamura, S., Sadato, N., & Yonekura, Y. (2002). Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *The journal of neuroscience*, 22(9), 3683-3691.

Naito, E., Nakashima, T., Aramaki, Y., Kito, T., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European journal of neuroscience*, 25, 3476-3487.

Neurac 2 Stimula. (n. d.). Redcord AS.

Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. (2010). *Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Panjabi, M. M. (1992). The stabilising system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaption, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 5(4), 383-389.

Paráková, B., Míková, M., & Krobot, A. (2008). Vibrace: neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(1), 11-17.

Pavlu, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 178-181.

Pavlu, D., & Strachotová, H. (2011). Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(3), 138-144.

Pfeiffer, J. et al. (1976). *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. Praha: Avicenum.

Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada publishing.

Petřek, J. (1995). *Základy neurofyziologie*, Olomouc.

Pollock, R. D., Provan, S., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2011). The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *European Journal of Applied Physiology*, 111(12), 3069-3077.

Proske, U. (2006). Kinesthesia: The role of muscle receptors. *Muscle Nerve*, 34, 545-558.

Reimann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of the Athletic Training*, 37 (1), 71-79.

Reimann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37, 80-84.

Ribeiro, F., & Oliveira, J. (2010). Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 51(1), 64-67.

Ribot-Ciscar, E., Butler, J. E., & Thomas, Ch. K. (2003). Facilitation of triceps brachii muscle contraction by tendon vibration after chronic cervical spinal chord injury. *Journal of Applied Physiology*, 94(6), 2358-2367.

Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, Ch., & Roll, J. P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience Letters*, 258(3), 147-150.

Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 877-904.

Rokyta, R. a kol. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství.

Rossi-Durand, C. (2006). Proprioception and myoclonus. *Clinical Neurophysiology*, 36(5), 299-308.

Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Russell, E. M., & Jemni, M. (2006). Flexibility enhancement with vibration: acute and long-term. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(4), 720-725.

Shinohara, M. (2005). Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(12), 2120-2125.

Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: A translational perspective. *Physical therapy*, 87, 193-207.

Strimpackas, N., Sakellari, V., Gioftos, G., Kapreli, E., & Oldham, J. (2006). Cervical joint position sense: an intra- and inter-examiner reliability study. *Gait and Posture*, 23(1), 22-31.

Strupp, M., Arbusow, V., Pereira, C. B., Dieterich, M., & Brandt, T. (1999). Subjective straight-ahead during neck muscle vibration: effect of ageing. *NeuroReport*, 10(15), 3191-3194.

Torvinen et al. (2002). Effect of vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(2), 145-152.

Tripp, B. L., Faust, D., & Jacobs, P. (2009). Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 617-623.

Trojan, S. a kol. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (1995). *Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře*. Olomouc: Vydavatelství UP.


Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Wong, T. et al. (2006). The feasibility of repositioning ability as a tool for ergonomic evaluation: effects of chair back inclination and fatigue on head positioning. *Ergonomics*, 49(9), 860-873.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 30.5.2014 byl projekt diplomové práce
autorky Bc. Barbory Kuchtové

s názvem **Ovlivnění rozsahu pohybů krční páteře a propriocepce jednorázovou aplikací vibrační pomocí přístroje Redcord Stimula u zdravých jedinců**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 33 / 2014
dne: 18. 6. 2014.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské
účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2. Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI – FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Informovaný souhlas

Ovlivnění rozsahu pohybů krční páteře a propriocepce opakovanou aplikací vibrací pomocí Redcord Stimula u zdravých jedinců.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Anamnestický dotazník

ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK (Vybranou odpověď zakroužkujte)

Jméno a příjmení: _____ **Číslo účastníka ve studii:** _____

Pohlaví: muž žena **u žen:těhotenství:** ano ne

Datum narození: _____ **Výška:** _____ cm **Váha:** _____ kg

Dominantní HK: pravá levá **Zaměstnání:** _____

Sportujete: ne ano **Na jaké úrovni:** vrcholově rekreačně

Jaký sport: _____

Jak často: příležitostně 1x týdně 2 x týdně minimálně 3 x týdně

Rodinná anamnéza (diabetes mellitus): _____

Bolesti krční páteře v současné době: ne ano

Operace páteře: ne ano

Pokud ano, tak jaká operace a kdy: _____

Úrazy a jiné poruchy na horní končetině: ne ano

Pokud ano, jaké, na pravé či levé končetině, lokalizace, kdy úraz či porucha vznikla: _____

Zlomeniny prodělané před méně než 1 rokem: ne ano

Onemocnění srdce: ne ano

Epilepsie: ne ano

Jiná závažná onemocnění: _____