

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta lesné kultury

OVLIVNĚNÍ ROZSAHU POHYBU KRČNÍ PÁTE A
PROPRIOCEPCE JEDNORÁZOVOU APLIKACÍ VIBRACÍ POMOCÍ
PŘÍSTROJE REDCORD STIMULA U ZDRAVÝCH JEDINCŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Barbora Kuchtová, fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, PhD.

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Bc. Barbora Kuchtová

Název diplomové práce: Ovlivnění rozsahu pohyb krční páteře a propriocepce jednorázovou aplikací vibrační pomoci přístroje Redcord Stimula u zdravých jedinců

Pracoviště : Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého, Olomouc

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2014

Abstrakt:

Cílem této práce je zjistit, jak jednorázová aplikace vibrační přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře ovlivní u zdravých jedinců rozsah pohyb krční páteře a propriocepce v oblasti krční páteře a horních končetin. Výzkumu se zúčastnilo 50 zdravých jedinců (11 mužů, 39 žen) v průměrném věku 23 let. K měření rozsahů pohyb krční páteře byl využit přístroj DTP-2. Propriocepce krční páteře a horních končetin byla hodnocena pomocí odchylky od testované polohy. Odchylka byla zjištěna pomocí přístroje DTP-2, modifikovaného testu dle Petrie a testu zacílení na střed terče. Ze zjištěných výsledků vyplývá, že se rozsahy lateroflexe C₇ vpravo a rotace C₇ vlevo po aplikované vibraci změnily. Rozsah anteflexe C₇, retroflexe C₇, lateroflexe C₇ vlevo a rotace C₇ vpravo se po aplikovaných vibracích nezměnil. Propriocepce v oblasti krční páteře a horních končetin se po aplikovaných vibracích zlepšila pouze u 2 z 10 testů. Ve zbylých testech nebyla prokázána změna propriocepce.

Klíčová slova:

krční páteře, statostézie, kinestézie, svalové vztěhko, test dle Petrie, přístroj DTP-2, tonický vibrační reflex, Redcord Stimula

Souhlasím s publikováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Barbora Kuchtová

Title of master thesis: Influence of a single application of vibrations by means of the Redcord Stimula device on the cervical range of motion and proprioception in healthy individuals

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2014

Abstract:

The aim of this thesis is to find out how a single application of vibrations by means of the Redcord Stimula device in the cervical region influences the cervical range of motion and the proprioception in the cervical region and the upper limbs in healthy individuals. 50 healthy individuals (11 men, 39 women) whose average age was 23 took part in the research. The DTP-2 device was used to measure the cervical range of motion. The proprioception of the cervical spine and the upper limbs was evaluated via a joint position sense error. The error was measured by the DTP-2 device, by means of the modified Petrie test, and the target repositioning test. The results show that after applying a vibration, the ranges of cervical lateroflexion to the right and cervical rotation to the left decreased. The ranges of cervical anteflexion, cervical retroflexion, cervical lateroflexion to the left and cervical rotation to the right did not change after applying the vibrations. The proprioception in the regions of the cervical spine and the upper limbs only improved in 2 tests out of 10 after applying the vibrations. In the remaining tests no changes in the proprioception were manifested.

Keywords:

cervical spine, joint position sense, kinesthesia, muscle spindle, Petrie test, DTP-2 device, tonic vibration reflex, Redcord Stimula

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

Prohlá-uji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatn pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedla v-echny poufíté literární a odborné zdroje a dodrřovala zásady v-decké etiky.

V Olomouci 30. 6. 2014

í í í í í í í í í í í í í í í í ..

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování této diplomové práce a dále děkuji RNDr. Jakobovi Krejčímu, Ph.D. za poskytnutí počítačového programu pro přístroj DTP-2 a Mgr. Dagmar Sigmundové, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat.

Také děkuji kolegyni Bc. Hedvici Cvejnové za spolupráci při měření a samozřejmě všem zúčastněným probandům.

SEZNAM ZKRATEK

a. - arterie

C1-C7 - kr ní obratle

Cp - kr ní páte

CNS - centrální nervová soustava

HK - horní kon etina

EMG - elektromyografie

LBP - low back pain

LCA - ligamentum cruciatum anterior

lig. - ligamentum

ligg. - ligamenta

m. - musculus

mm. - musculi

n. - nervus

S-E-T - sling exercise therapy

Th1-Th12 - hrudní obratle

TVR - tonický vibra ní reflex

WBV - whole body vibration

WBVT - whole body vibration training

OBSAH

1 ÚVOD	10
2 SOUHRN POZNATK	12
2.1 Kr ní páte	12
2.1.1 Páte jako celek.....	12
2.1.2 Funk ní anatomie kr ní páte e.....	12
2.1.3 Kineziologie kr ní páte e	14
2.1.3.1 Pohyby v horní kr ní páte i	14
2.1.3.2 Pohyby v dolní kr ní páte i.....	15
2.1.4 Svalstvo krku	16
2.1.4.1 Svaly v oblasti kraniocervikálního p echodu.....	16
2.1.4.2 Svaly v oblasti dolního kr ního sektoru	17
2.1.4.3 Proprioceptivní funkce řjových sval	18
2.2 Somatosenzorický systém	20
2.2.1 Propriocepce	20
2.2.2 Proprioceptory	20
2.2.2.1 P enos proprioceptivních informací v lemniskálním systému....	23
2.2.2.2 Význam propriocepce.....	24
2.2.2.3 Vy-et ení hlubokého ítí a propriocepce	25
2.3 Vibrace	28
2.3.1 Receptory a dráha zprost edkovávající vnímání vibrace	29
2.3.2 P enos vibrací tkán í.....	30
2.3.3 Neurofyziologické podklady p sobení vibrací na lidský organismus .	30
2.3.4 Vliv lokální aplikace vibrací	31
2.3.5 Vliv celot lové aplikace vibrací	33
2.3.6 Vliv vibrací na proprioepci.....	35
2.3.6.1 Vliv lokální aplikace vibrací na proprioepci.....	35
2.3.6.2 Vliv celot lové aplikace vibrací na proprioepci.....	37
2.4 Systém Redcord	38
2.4.1 P ístroj Redcord Stimula	39
2.5 Diagnostický systém DTP-2.....	40
3 CÍLE A HYPOTÉZY	42
3.1 Cíl diplomové práce	42

3.2	Hypotézy	42
3.3	Výzkumné otázky	43
4	METODIKA	44
4.1	Charakteristika souboru	44
4.2	Informování probanda	44
4.3	Postup měření	44
4.3.1	Měření rozsahu pohyb krční páteře pístrojem DTP-2	45
4.3.2	Hodnocení statestézie pístrojem DTP-2.....	46
4.3.3	Modifikovaný test podle Petrie.....	48
4.3.4	Vyšetření vibračního ití.....	48
4.3.5	Zacílení na střed teréne bez zrakové kontroly	49
4.3.6	Aplikace vibrační pístrojem Redcord Stimula	49
4.4	Statistická analýza dat	50
5	VÝSLEDKY	51
5.1	Výsledky testování hypotézy $H_0 1$	51
5.2	Výsledky testování hypotézy $H_0 2$	53
5.3	Výsledky testování hypotézy $H_0 3$	55
5.4	Výsledky testování hypotézy $H_0 4$	57
5.5	Výsledky testování hypotézy $H_0 5$	59
5.6	Výsledky testování hypotézy $H_0 6$	61
5.7	Výsledky testování hypotézy $H_0 7$	63
5.8	Výsledky testování hypotézy $H_0 8$	65
5.9	Výsledky testování hypotézy $H_0 9$	67
5.10	Výsledky testování hypotézy $H_0 10$	69
5.11	Výsledky k výzkumné otázce 1	71
5.12	Výsledky k výzkumné otázce 2	79
5.13	Výsledky k výzkumné otázce 3	80
6	DISKUZE	83
6.1	Diskuze k teoretické části práce	83
6.2	Diskuze k metodické části práce.....	83
6.3	Diskuze k výsledkům práce.....	86
6.3.1	Vliv vibrací na rozsah pohyb krční páteře.....	86
6.3.2	Vliv vibrací na polohocit.....	87
7	ZÁVĚR	90

8	SOUHRN	91
9	SUMMARY	92
10	REFEREN NÍ SEZNAM	94
11	P ÍLOHY	102

1 ÚVOD

Kr ní páte je nepohybliv j-í oblastí osového orgánu. Dostate nou segmentální stabilitu jí zabezpečují pasivní komponenty (obratle, meziobratlové ploténky, vazy), neurální komponenta (CNS) a aktivní komponenty ó tzv. lokální stabilizátory (hluboké flexory krku a krátké extenzory hlavy) zodpov dné za nastavení jednoho segmentu v i druhému segmentu (Panjabi, 1992; Suchomel, 2006). Lokální stabilizátory kr ní páte e obsahují velké množství proprioceptor , které poskytují CNS aferentní informace z této oblasti d leflité pro udržování rovného postavení hlavy, pro vyhodnocení polohy hlavy v prostoru ve vztahu k trupu (Strupp, Arbusow, Pereira, Dieterich, & Brandt, 1999), pro koordinaci hlava-oko (Bove, Diverio, Pozzo, & Schieppati, 2001) a pro udržování rovnováhy (Strimpakos, Sakellari, Gioftos, Kapreli, & Oldham, 2006). Senzorické informace o poloze hlavy také slouží k tomu, aby CNS správn ě interpretovala polohu horních kon etin (Knox, Cordo, Skoss, Durrant, & Hodges, 2006).

V domá kontrola polohy a pohybu bez zrakové kontroly je d leflité pro udržování kloubní stability a svalové kontroly. Snížení propriocepce m ě být predispozi ním faktorem zran ění (Hyler, Harding, & Karduna, 2010).

Stabilita kr ní páte e a propriocepce v této oblasti bývá naru-ena u pacient s chronickou bolestí kr ní páte e a po úrazech. Taktéř na horních kon etinách dochází po úrazech, p i dlouhodobé bolesti a p i únav ě ke zhor-ení propriocepce (Kirkesola, 2001; Strimpakos et al., 2006).

Redcord Stimula je na trhu nové za ízení ur ěné k cílené aplikaci vibrací. B ěn se vyuřívá v kombinaci s izometrickým i dynamickým cvi ěním ke zv t-ení efektu Neurac terapie. Název Neurac terapie zna í, ě se tato metoda zam ũje na neuromuskulární aktivaci, ke které vyuřívá facilita ní ú inek kontrolované vibrace a nestabilního záv su (Neurac 2 Stimula, n. d).

Problematika vibrací je velmi rozsáhlá, a a kolí jsou známy a popisovány v literatu e p edev-ím neřádoucí vlivy vibrací, v sou asné dob ě se objevují studie potvrzující pozitivní ú inky lokáln ě i celot lov aplikovaných cílených sinusových vibrací (Pavl ě & Strachotová, 2011). V této diplomové práci chci poukázat zejména na ty ú inky vibrací na organismus, které jsou podlořeny a odpovídají trend ěm řevidence based medicine ě (tj. medicíny zalořené na d kazech). K t mto ú ink m pat í nap . zv t-ení svalové síly, zlep-ení kloubní stability a ovlivn ění propriocepce.

V literatuře se setkáváme s názorem, že lokálně aplikované vibrace vedou u zdravých jedinců ke zhoršení statické zrády, ale také s tím, že vibrace nemají na polohocit žádný vliv. V kombinaci se statickým cvičením je u zdravých jedinců udáván pozitivní vliv lokálních i celotělově aplikovaných vibrací na polohocit. Názory na vliv vibrace na polohocit nejsou jednotné, a to zejména proto, že parametry vibrací i způsob aplikace se ve studiích liší a je obtížné stanovit jednotné závěry. A proto bylo hlavním cílem této diplomové práce zhodnotit vliv jednorázové aplikace vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců na rozsah pohybů krční páteře a propiocepci v oblasti krční páteře a horních končetin.

2 SOUHRN POZNATK

2.1 Kr ní páte

2.1.1 Páte jako celek

Páte p edstavuje osovou kostru trupu. Je tvo ena 33-34 obratli, a to 7 kr ními obratli, 12 hrudními obratli, 5 bederními obratli, 5 k ířovými obratli sekundárn sr stajícími v kost k ířovou a 4-5 kostr ními obratli splývajícími v kost kostr ní. Ke spojení obratl jsou na páte i vyuffity v–echny druhy spojení kostí: synostózy ó kost k ířová a kostr , synchondrózy ó meziobratlové ploténky, syndesmózy ó vazy, kloubní spojení ó meziobratlové klouby (íhák, 2001).

Lidská páte je pevným nosníkem umofl ujícím vzp ímené drflení t la a zárove je spolutv rcem pohybu, kdy pomocí drobných meziobratlových kloubů a disků zaji–uje mobilitu a flexibilitu páte e. Prolínání podp rné a pohybové funkce popisuje Gutmann (in Lewit, 2003, 34) takto: šPáte musí být tak pohyblivá, jak jen mofno, a tak pevná, jak je nutno. Páte také chrání d leffitou sou ást nervového systému ó míchu a nervové ko eny (Rychlíková, 2009). Lewit (2003) uvádí, že se páte podílí na udržování rovnováhy t la, což souvisí s proprioceptivní aferencí z oblasti kraniocervikálního spojení, která je pro udržení rovnováhy nezbytná.

2.1.2 Funk ní anatomie kr ní páte e

Kr ní páte je nejpohybliv j–í a také nejzraniteln j–í oblastí osového orgánu. Velká pohyblivost není dána pouze kloubními plo–kami a meziobratlovými ploténkami, ale také vazivovým spojením celé kr ní páte e (Lewit, 2003; Rychlíková, 2009). Zárove v–ak musí být zaji–t na segmentální stabilita kr ní páte e, kterou zaji–ují lokální stabilizátory, a to hluboké flexory krku a krátké –íjové extenzory (Suchomel, 2006). Kr ní páte je místem nejintenzivn j–í proprioceptivní signalizace v oblasti páte e p sobící na celý pohybový systém (Lewit, 2003).

Rychlíková (2009) funk n rozd luje kr ní páte na t i oblasti: kraniocervikální oblast, st ední kr ní páte a dolní ást kr ní páte e. Oproti Rychlíkové d lí Kapandji (2008) i Lewit (2003) z funk ního i anatomického hlediska kr ní páte na horní úsek (kraniocervikální spojení) obsahující první dva obratle a jejich spojení mezi sebou a

záhlavím, a dolní úsek, který se rozpíná od spodních kloubních plošek axisu afix k horním kloubním ploškám prvního hrudního obratle. Tyto dva úseky spolu tvoří funkční jednotku, protože pohyb zpravidla začíná v kraniocervikálním pletechodu (Lewit, 2003).

Kraniocervikální spojení umožňuje značný pohyb všemi směry v prostoru a přitom nese tílkou hlavu na křehké krční páteř (Lewit, 2003). První dva obratle (atlas a axis) se od ostatních obratlů odlišují. Nosič (atlas) nemá tělo a je tvořen kostním předním a zadním obloukem (arcus anterior et posterior). Postranní části (massae laterales) jsou zesíleny a spojují oba oblouky. Na horní straně massae laterales jsou párové styčné plošky ledvinovitého tvaru pro spojení s hrboly týlní kosti. Epovec (axis) má tvar typického krčního obratle, ale má navíc válcovitý výběžek ozub epovece (dens axis), který vývojově odpovídá tělu atlasu (Šihák, 2001).

Dolní krční úsek páteře je spojovacím článkem mezi horním úsekem krční páteře a hrudní páteří. Funkčně zasahuje dolní krční úsek afix do oblasti Th4 (Véle, 1997). Obratle dolního krčního úseku mají nízké oválné tělo s velkým trojhranným obratlovým otvorem. Obratlová těla C3-C7 mají horní laterální okraje obratlů vyvýšené a zahroceny tak, že vytváří uncus corporis. Toto uspořádání vysvětluje konkávní tvar horní krycí destičky. Meziobratlová ploténka se na laterálních okrajích zužuje a spolu s uncus corporis vytváří tzv. unkovertebrální skloubení. Tato vyvýšená zahrocení fungují jako koleje pro anteflexi a retroflexi a zároveň zajišťují, aby při úklonech krční páteře obratel neskouzl do strany. Trnové výběžky (processi spinosi) krčních obratlů jsou poměrně krátké a na konci často rozdvojené. Postranní výběžky (processi transversi) obratlů C1-C6 mají uprostřed otvor, jímž prostupuje a. vertebralis. Na jejich horní ploše je rýha (sulcus nervi spinalis) ohraničená vpředu a vzadu dvěma hrbolky (tuberculum anterius et posterius), do níž se klade n. spinalis. Kloubní výběžky (processus articulares) mají kloubní plošky ploché a šikmo probíhající, takže se sklánějí ze strany ventrokraniální dorzokaudálně. Sklon kloubních plošek se udává od 40 do 70°, ale je velmi variabilní. Sklon kloubních plošek umožňuje pohyby do anteflexe, retroflexe a lateroflexe. S lateroflexí krční páteře je sdružen pohyb do rotace (Šihák, 2001; Rychlíková, 2009).

2.1.3 Kineziologie kr ní páte e

2.1.3.1 Pohyby v horní kr ní páte i

Prvním kloubním spojením v kr ní úseku páte e je atlantookcipitální skloubení. Jedná se o párové skloubení kondyl kosti týlní s kloubními plo-kami na massae laterales atlasu. Horní kloubní plo-ky atlasu jsou oválného tvaru. Jejich osa probíhá -íkmo, takže ob osy sm rem ventrálním konvergují (Kapandji, 2008). Hlavním pohybem v atlantookcipitálním skloubení je anteflexe a retroflexe (kyv hlavy) o rozsahu 15-20° (Swartz, Floyd, & Cendoma, 2005). P i anteflexi kloufou kondyly týlní kosti dozadu a b hem retroflexe dop edu (Lewit, 2003). Flexe je omezována kloubním pouzdem, ligamenty (membrana atlantooccipitalis, lig. nuchae) a subokcipitálními svaly. Lateroflexe (kyv hlavy na stranu) v tomto kloubu je kv li hloubce kloubní jamky mofná pouze v rozsahu 3° (Swartz et al., 2005; Véle, 1995). P i lateroflexi se kondyly pohybují proti massae laterales ke stran opa né úklonu (Rychlíková, 2009). V tomto kloubu je mofná i nepatrná rotace, která je popisována jako synkinéza p i lateroflexi hlavy (Lewit, 2003). Lateroflexe v oblasti hlavových kloub je tedy dána jen malým sklouznutím v atlantookcipitálním skloubení a pohyb v rozsahu 5° je realizován mezi C2 a C3 (Véle, 1995).

Atlantoaxiální kloub je nejpohybliv j-ím kloubem osového systému. Skládá se ze t í kloub , a to mediálního atlantoaxiálního kloubu, spojujícího dens axis s p edním obloukem atlasu, a dvou laterálních atlantoaxiálních kloub mezi konvexními spodními kloubními plochami C1 a horními kloubními plochami C2, které jsou taktéž konvexní. P ední oblouk atlasu k zubu epovce p idrfluje lig. transversum atlantis. Tento vaz p i pohybech zaji- uje sklouznutí atlasu dop edu a zároveň zabra uje vpá ení dens axis proti medulla oblongata (íhák, 2001; Rychlíková, 2009). V-echny t i klouby se podílí na rotaci, což je hlavní pohyb odehrávající se v tomto skloubení. Zub epovce se zde chová jako ep, kolem n hofl se nosí otá í. Massa lateralis atlasu p itom kloufne na povrchu axisu na jedné stran dop edu a zvedá se, a na druhé stran kloufne nazad a klesá. Rotaci omezují kloubní pouzdra a mohutná ligg. allaria upínající se na okrajích foramen occipitale magnum. Rotace mezi atlasem a axisem dosahuje v pr m ru 25° ke každé stran (Kapandji, 2003; Lewit, 2003). Flexe a extenze je relativn malého rozsahu, a to 15° (Véle, 1995). Bikonvexní povaha atlantoaxiálního kloubu zp sobuje, fle p i flexi i extenzi kr ní páte e provádí atlas opa ný pohyb. P i flexi kr ní páte e tak

dochází k extenzi atlasu a naopak při extenzi páteře jde atlas do flexe (Swartz et al., 2005). Lateroflexe je velmi nepatrná (Véle, 1995).

2.1.3.2 Pohyby v dolní krční páteři

Celá krční páteř umožňuje pohyby do anteflexe, retroflexe, lateroflexe a rotace. V anteflexi (předklonu) vytváří při symetrických poměrech plynulou kyfózu. Přední okraje obratlových těl se přibližují, zároveň se zadní část meziobratlového prostoru, rozevírá se zadní část kloubní dutiny, trny se od sebe oddalují a dochází k ventrálnímu posunu horního obratle. Při maximální anteflexi se napínají ligg. interspinalia, lig. supraspinale a lig. nuchae (Rychlíková, 2009).

Při retroflexi krční páteře se přední okraje obratlových těl oddalují, zadní okraje se přibližují, zmenšuje se foramen intervertebrale, kloubní pločky i trny se k sobě přibližují a napíná se lig. longitudinale anterior (Rychlíková, 2009).

Rotace dolní krční páteře je zahájena rotací hlavy. Malé rotace do 25° na každou stranu se odehrávají pouze v kraniocervikálním spojení. Zároveň pohyb hlavy se rotace krční páteře přenáší od C3 po C7. Pokud je cervikothorakální přechod v kyfotickém drnění, přenáší se rotace postupně do oblasti C7. Je-li však cervikothorakální přechod napřímený, tak se rotace přenáší až do oblasti Th3. Rozsah rotace se směrem kaudálním stejným způsobem mění. Vzhledem k úhlovému sklonu kloubních plošek dochází při rotaci k úklonu k téže straně (Lewit, 2003; Rychlíková, 2009).

Stejná lateroflexe je méně často prováděný pohyb. Úklon podobně jako rotace vychází z kraniocervikálního spojení. Při lateroflexi dochází k rotaci C2 a těl obratlů ve směru lateroflexe. Při jiné rotaci C2 je na základě úhlového postavení kloubních ploch a v dalších fázích pohybu působí tah cervikokraniálních svalů. Rotace C2 se přenáší vazivovým spojením trnových výběžků na kaudální segmenty (Rychlíková, 2009). Tato rotace končí při úklonu doprava v dolní krční oblasti, ale při úklonu doleva končí rotace až v horní hrudní oblasti. Tento jev je vysvětlován silným tahem svalů ramenního pletence, upínající se na trnech v oblasti cervikothorakálního přechodu k pravé straně (Lewit, 2003). Převážná část populace je pravoruká, a proto je u většiny jedinců tah svalů ramenního pletence k pravé straně, zatímco tah svalů nedominantní horní končetiny k levé straně (Vaška, 2001).

Pohyb v oblasti krční páteře je komplexní. Pohyb v jedné rovině je doplněn pohybem v jiných rovinách. Rozsah pohybu není pouze jednoduchým součtem rozsahů pohybů v jednotlivých kloubech (Swartz et al., 2005). Rozsah pohybu je kromě tvaru kloubních plošek a výšky obratlových těl a meziobratlových plotének ovlivněn vlastnostmi kloubního pouzdra, přilehlých ligamentů a svalů. Rozsah pohybu je tedy velmi variabilní a číselně těžko hodnotitelný (Rychlíková, 2009). Autoři se v číselném vyjádření rozsahu pohybu krční páteře liší. Udávané rozsahy pohybů jsou uvedeny v tabulce 1. Rozdíly v hodnotách rozsahů pohybů mohou být dány tím, že rozsahy pohybů nebyly měřeny za stejných podmínek (poloha měřeného probanda, pohyb aktivní versus pohyb pasivní). Například Véle (1995) udává, že rozsah pasivní rotace hlavy závisí na poloze těla vůči gravitaci. Je v ní v poloze vleže než v poloze ve stoje, proto vleže odpadá nutnost fixovat vertikální polohu hlavy a tonus šíjového svalstva je nižší. Při hodnocení rozsahů pohybů je tedy nutno vycházet z individuálního pohybového chování. Normu lze chápat pouze jako statistický průměr, který nemusí platit absolutně.

Tabulka 1. Rozsahy pohybů krční páteře

	anteflexe	retroflexe	lateroflexe	rotace
Ihák (2001)	90°	90°	30°	60-70°
Véle (1997)	35-45°	35-45°	45°	60-80°
Kolář (2009)	30-35°	80-90°	35-40°	45-50°
Kapandži (2008)	130°		45°	80-90°

2.1.4 Svalstvo krku

2.1.4.1 Svaly v oblasti kraniocervikálního přechodu

Pohyb v oblasti atlantookcipitálního a atlantoaxiálního spojení je prováděn krátkými intersegmentálními subokcipitálními svaly a podporován dalšími intersegmentálními šíjovými svaly. Krátké subokcipitální svaly lze rozdělit na přední a zadní část. K oběma přístupným předním částem patří tyto svaly: m. rectus capitis lateralis, m. rectus capitis anterior. Zadní část je palpována přístupná a zahrnuje m. rectus capitis posterior minor et major, m. obliquus capitis superior et inferior (Véle, 1997).

Tyto svaly nastavují polohu hlavy vzhledem k horní krční páteři. Pohyby hlavy proti horní krční páteři působené těmito svaly nazýváme kyvy (Véle, 1997).

Kyv hlavy dozadu (retrokyv) vzniká při oboustranné aktivaci zadních krátkých hlubokých svalů za spolupráce ostatních hlubokých svalů. Retrokyv v atlantookcipitálním skloubení zajišťují m. rectus capitis posterior minor a m. obliquus capitis superior. V atlantoaxiálním spojení pohyb provádí m. rectus capitis posterior major a m. obliquus capitis inferior (Kapandji, 2008; Véle, 1997).

Kyv hlavy dopředu (antekyv) je jen nepatrný, protože zde působí jenom m. rectus capitis anterior a m. longus capitis (Kapandji, 2008; Véle, 1997).

Kyv hlavy do strany (laterokyv) vzniká při jednostranné asymetrické aktivaci hlubokých zadních svalů. Tento pohyb nejčastěji provádí m. obliquus capitis superior a pomáhá mu m. rectus capitis lateralis (Véle, 1997).

Rotace hlavy v atlantookcipitálním skloubení je zajištěna jednostrannou kontrakcí kontralaterálního m. obliquus capitis superior. V atlantoaxiálním skloubení provádí rotaci hlavy stejnostranný m. obliquus capitis inferior. V obou těchto skloubeních provádí rotaci m. rectus capitis posterior major. Při rotaci hlavy jsou stejné druhostranné svaly pasivně protaženy, což jim napomáhá nastavit hlavu zpět do neutrální polohy (Kapandji, 2008).

2.1.4.2 Svaly v oblasti dolního krčního sektoru

Svaly ovlivňující pohyb v dolní krční páteři můžeme rozdělit na tři skupiny: přední, zadní a postranní. Svaly přední a zadní skupiny můžeme dále rozdělit do tří vrstev: hluboké, střední a povrchové (Véle, 1997).

Nejpovrchověji uloženým svalem na přední straně krku je m. platysma. Pod ním jsou uloženy svaly střední vrstvy, a to mm. suprahyoidei (m. digastricus, m. stylohyoideus, m. mylohyoideus) a mm. infrahyoidei (m. sternohyoideus, m. thyrohyoideus, m. omohyoideus, m. sternothyroideus). Ještě hlouběji jsou pak uloženy prevertebrální svaly (m. longus capitis, m. longus colli) (Véle, 1997).

Mnohem mohutnější svaly na přední straně jsou zadní hluboké svaly. V povrchové vrstvě leží m. trapezius a m. sternocleidomastoideus. Střední vrstva zadních hlubokých svalů je tvořena m. semispinalis cervicis, m. splenius capitis et cervicis, m. longissimus capitis et cervicis, m. iliocostalis cervicis. Přítomností (2001) patří ke svalům střední vrstvy také m. levator scapulae. Ke krátkým hluboko umístěným svalům

spojujícím pouze sousední segmenty patří mm. interspinales, mm. intertransversarii, mm. transversospinales a mm. multifidi. V těchto svalech je silně zastoupena vazivová složka a jsou proto nazývány jako šdynamická ligamenta (Véle, 1997).

Skupinu postranních krkňových svalů tvoří paravertebrálně uložené svaly spojující krkň páteř se dvěma horními flebry, a to m. scalenus anterior, m. scalenus medius a m. scalenus posterior (Véle, 1997).

Předklon (anteflexi) krkň páteře provádí: m. longus capitis, m. longus colli a mm. scaleni. Pomocnými svaly jsou mm. sternocleidomastoidei. Pohyb stabilizuje m. pectoralis major a svaly extendující dolní krkň a horní hrudní páteř (Dylevský & Jefek, n. d.). Kapandji (2008) uvádí, že pokud je mandibula fixována simultánní kontrakcí m. masseter a m. temporalis, působí jako flexory hlavy a krkň páteře také suprahyoidní a infrahyoidní svaly.

Záklon (retroflexi) krkň páteře provádí m. trapezius, m. erector spinae a hluboké krkňové (subokcipitální) svaly. Pomocnými svaly jsou zdvihače hlavy. Pohyb stabilizují dolní snopce trapézového svalu, rombické svaly a svaly napínající krkň a bederní páteř (Dylevský & Jefek, n. d.).

Úklon (lateroflexi) krkň páteře provádí jednostranně se kontrahující svaly, které jinak zabezpečují předklon a záklon krkň páteře: m. longus capitis et colli, mm. scaleni, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus, m. trapezius a všechny systémy hlubokých zádoových svalů. Stabilizačními svaly jsou rombické svaly na rozhraní krkň a hrudní páteře (Dylevský & Jefek, n. d.).

Otáčení (rotaci) krkň páteře provádí m. sternocleidomastoideus (opačné strany), svaly spinotransverzálního systému (stejně strany) a svaly transverzospinálního systému (opačné strany). Pomocnými svaly jsou mm. scaleni (stejně strany) a m. trapezius (stejně strany). Pohyb stabilizují: mm. rhomboidei a svaly na přechodu hrudní a bederní páteře (Dylevský & Jefek, n. d.).

2.1.4.3 Proprioceptivní funkce krkňových svalů

Hluboké svaly krkňe (tj. m. longus colli et capitis, hyoidální svaly, m. rectus capitis posterior major et minor, m. obliquus capitis superior et inferior, m. semispinalis capitis et cervicis, m. splenius capitis et cervicis) spolu s okohybnými svaly iniciují tělesný pohyb a jsou bohatě zásobeny proprioceptory (Čemusová, 2006).

Liu, Thornell a Pedrosa a Domellöf (2003) udávají, že nejvyšší hustotu svalových v etének mají subokcipitální svaly. Subokcipitální svaly mají hustotu svalových v etének přibližně třikrát vyšší než svaly m. splenius capitis a téměř čtyřikrát vyšší než svaly m. semispinalis capitis. V rámci subokcipitálních svalů lze nalézt rozdíly v hustotě svalových v etének. Nejvíce svalových v etének bylo nalezeno v m. obliquus capitis inferior. Toto rozdílení svalových v etének je dáno tím, že m. obliquus capitis inferior je na rozdíl od ostatních svalů protažen téměř celou rotací v atlantoaxiálním kloubu. Zvláštností je, že v subokcipitálních svalech se vyskytuje velmi málo Golgiho vláknitých tělísek (Kulkarni, Chandy, & Babu, 2001).

Přítomnost tak velkého množství svalových v etének spolu s nedostatkem Golgiho vláknitých tělísek naznačuje, že tyto svaly nejsou tolik určité pro pohyb, ale spíše pro vnímání polohy a pohybu v těchto kloubech. Informace z oblasti krčních proprioreceptorů hraje spolu s informacemi z vestibulárního a zrakového aparátu důležitou roli při **udržování šrovněho postavení hlavy** a při vyhodnocení polohy hlavy v prostoru ve vztahu k trupu. Cofl dokazuje i studie, kterou provedli Strupp et al. (1999). Vibrace (f = 100 Hz, A = 1 mm) aplikovaná jednostranně v oblasti dorzálních svalů krku vyvolávala změnu v šrovněm postavení hlavy ke straně stimulace. Propriocepce z krátkých subokcipitálních svalů je také důležitá pro koordinaci hlava-oko. Porucha v aferentní informaci z horního krčního regionu může mít za následek poruchy chůze, závrať, ataxii, ztrátu rovnováhy (Bove et al., 2001; Kulkarni et al., 2001).

Informace z krčních proprioreceptorů jsou klíčové pro orientaci těla při lokomoci. Na tento fakt poukázali ve své studii Bove et al. (2001) tím, že probandům aplikovali před a během chůze vibrace na jednu polovinu krčních svalů. Vibrace vedla ke změně proprioceptivní informace z krční oblasti. Vibrace aplikované při chůzi vedly k odchylce od trajektorie na nevíbrovanou stranu. Také pro udržení rovnováhy jsou informace z krčních proprioreceptorů důležité (Strimpakos et al., 2006).

Existuje také vztah mezi pohyby hlavy, spojenými s pohyby krční páteře a ramen, a polohocitem v oblasti lokte. Reálné pasivní pohyby hlavy nebo vibrací vyvolané iluzorní změny polohy hlavy jsou spojené se sníženým polohocitem v oblasti lokte. Jedním z možných vysvětlení je, že CNS k tomu, aby interpretovala polohu horní končetiny, potřebuje přesné senzorické informace o poloze hlavy. Spekuluje se také, že změny polohocitu v oblasti lokte jsou následkem biomechanického vlivu pohybu hlavy na pozici horní končetiny, nebo jsou následkem reflexní svalové aktivity (Knox et al., 2006).

etnost proprioceptor zaji–uje velmi úzkou spolupráci svalové tkán a CNS a proto také tyto svaly velmi rychle reagují na stres i jinou psychickou zát fl(emusová, 2006).

2.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém zahrnuje dva základní druhy citlivosti, a to povrchovou a hlubokou citlivost. Do kategorie povrchové citlivosti patří vnímání mechanických podn t (taktilní ití), tepelných podn t (termocepce), bolestivých podn t (nocicepce) p sobících na povrch t la. Pojem hluboké ití zahrnuje polohocit, pohybovit a vnímání vibrace (Ambler, 2011; Králík, 2011).

2.2.1 Propriocepce

Sherrington v roce 1906 poprvé použil termín propriocepce a ozna il jím vnímání polohy a pohyb t la a orientaci jeho jednotlivých segment v prostoru (Rossi-Durand, 2006).

Lephart a Fu (2000) popisují proprioepci jako aferentní informace z proprioceptor pot ebné pro vnímání polohy a pohybu a také pro udržování posturální a segmentální (kloubní) stability.

Pojem proprioepce zahrnuje statestézii (polohocit) a kinestézii (pohybovit). Statestézie informuje o vzájemné poloze ástí t la a postavení kloub . Kinestézie kóduje vzájemný pohyb ástí t la a rozsah a rychlost pohybu v kloubech (Johnson, Babis, Soultanis, & Soucacos, 2008; Kuthan, 2003).

Trojan a Druga (2005) uvádí jako synonymum proprioepce termín hluboké ití, ke kterému krom statestézie a kinestézie adí také silový smysl, umofl ující odhad svalové síly a odporu b hem konaného pohybu.

Proprioepce je vnímána jak v dom , tak i nev dom . V domá proprioepce sloufí k facilitaci motorické aktivity, zatímco nev domá proprioepce je d leflitá pro koordinaci postury b hem sezení, stání a ch ze (Johnson et al., 2008).

2.2.2 Proprioceptory

Somatosenzorický systém p ijímá podn ty z vn j–ího i vnit ního prost edí prost ednictvím receptor . Receptory transformují podn ty na nervové vzruchy, které

podávají CNS prostřednictvím aferentních drah informace o současném stavu pohybové soustavy (Ambler, 2011; Nevěmalová, Růžička, & Tichý, 2002).

Mechanoreceptory umožňují vnímání vzájemné polohy (statistézie) a pohybu (kinestézie) jednotlivých částí těla jsou označovány jako propioceptory (Králíček, 2011). Jsou primárně uloženy ve svalech, šlachách, vazech a kloubních pouzdrech. Jako doplňkový zdroj propioceptivní informace slouží také kožní mechanoreceptory (Riemann & Lephart, 2002).

Nejvýznamnější propioceptory jsou svalová vřeténka a šlachová tělíska. **Svalové vřeténko** se skládá z intrafuzálních vláken. Intrafuzální vlákno je modifikované vlákno kosterního svalu, jehož centrální část (receptorová oblast) postrádá kontraktilní aparát. Intrafuzální vlákna jsou svými kufelovitými konci vzájemně propojena z boku k pochvám pracovních (extrafuzálních) vláken kosterního svalu. Intrafuzální vlákna jsou tedy umístěna v podélné ose svalu (paralelní zapojení) a mohou tak registrovat změny délky svalu (Králíček, 2011; Kuthan, 2003; Trojan & Druga, 2005).

Existují dva druhy intrafuzálních vláken – šnuclear bag fibres a šnuclear chain fibres. Typ šnuclear bag se vyznačuje hroznovitým seskupením buněčných jader v receptorové oblasti, kdežto vlákna typu šnuclear chain mají buněčná jádra seskupena do axiálně orientovaného řetězce v receptorové oblasti. Kontrakce prvního typu vláken je pomalá, u druhého typu velmi rychlá. Signály ze svalových vřetének jsou do míšního segmentu vedeny dvěma typy vláken. Tzv. primární zakončení je tvořeno silnými vlákny s rychlým vedením impulzů (typu Ia) končí anulošpirálním zakončením v centrální části obou typů svalového vřeténka. Tenká vlákna (typu II) končí na rozhraní centrální (senzitivní) a periferní (kontraktilní) části vřeténka ke které zakončením jsou označována jako sekundární zakončení. Sekundární zakončení inervuje pouze typ šnuclear chain intrafuzálních vláken. Oba typy vláken jsou dráždivé při natažení svalových vláken vřeténka. Čím více je sval protažen, tím více jsou svalová vřeténka podrážděna. Vlákna Ia registrují rychlé (fázické) změny délky svalu při pohybu a rychlost změny délky svalu. Vlákna typu II přináší CNS informace o dlouhodobých (statických) změnách při udržování určité polohy (Králíček, 2011; Kuthan, 2003; Trojan & Druga, 2005).

Z míšních -, popř. motoneuronů vedou k vřeténkům fuzimotorická vlákna těchto označení. Aktivita těchto motoneuronů vede k izolovanému stahu koncových částí intrafuzálních vláken a tím ovládá citlivost svalových vřetének (Králíček, 2011).

Golgiho –lachová t líska jsou umístěny na rozhraní –lache a svalu. Jsou to tenké v etenovité útvary tvořené kolagenními vlákny zapojenými v sérii na extrafuzální svalová vlákna. V ekvatoriální rovině proniká do t líska senzoričké vlákno typu Ib. T líska se aktivuje při napnutí –lache (Kuthan, 2003). Práh dráždivosti t líska je vyšší než u v eténka, a tudíž i napětí –lache potřebné k podráždění t líska musí být podstatně vyšší, než je nutné k podráždění svalového v eténka (Véle, 2006). Golgiho –lachové t líska reaguje jak na pasivní protažení, tak i, a to daleko citlivěji, na protažení vzniklé svalovou kontrakcí. Informace ze –lachových t lísek působí útlum –motoneuron svého svalu, a tím chrání sval i –lachu před protažením (Trojan & Druga, 2005).

Prostednictvím svalových v etének a Golgiho –lachových t lísek jsou nadřazené oblasti CNS dokonale informovány o aktuálním stavu jednotlivých svalů. Tok informací ze svalů je trvalý, protože svalové v eténko typu šnuclear bagō a Golgiho –lachové t líska patří k trvalým receptorům, které se prakticky neadaptují na působení konstantního podnětu. Receptory Golgiho –lachového t líska podávají informaci o změně svalového napětí. Receptory svalového v eténka zakódovávají stupeň, směr a rychlost změny svalového napětí (Petek, 1995).

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

Ve vazech a kloubních pouzdrech jsou rozptýleny 4 typy receptorů: Ruffiniho t líska, Paciniho t líska, zakonění podobná Golgiho –lachovým t lískám, volná nervová zakonění. Ruffiniho t líska mají nízký práh dráždivosti a pomalu se adaptují, působí tak jako statické receptory. Paciniho t líska mají také nízký práh dráždivosti, ale oproti Ruffiniho t lískám se adaptují velmi rychle a jsou tak dynamickými receptory (Lephart & Fu, 2002). Zakonění podobná Golgiho –lachovým t lískám se nachází především ve vazech a registrují napětí vazů. Volná nervová zakonění registrují extrémní mechanickou deformaci a zánět (Schaffer & Harrison, 2007).

V tělně pomalu se adaptujících kloubních receptorů je primárně aktivována jen při extrémní flexi a extenzi v kloubu, zatímco v mezipolohách je jejich aktivita minimální a vůbec neodpovídají. Nadřazeným nervovým strukturám tak neposkytují

dostatek informací o momentální poloze daného kloubu popř. o velikosti a směru pohybu v něm. Informace z kloubních receptorů tedy nemají rozhodující úlohu v uvědomování si vzájemné polohy tělních segmentů a při uvědomování si směru, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubu (Petek, 1995). Dokladem tohoto tvrzení je i fakt, že totální endoprotéza kyčelního kloubu s odstraněním kloubního pouzdra má minimální vliv na změnu propiocepce v kyčelním kloubu (Karanjia & Ferguson, 1983). Shaffer a Harrison (2007) pak uvádí, že kloubní receptory mají vliv na propiocepci prostřednictvím interneuronálního spojení s motoneurony, kdy ovlivují senzitivitu svalového vřeténka.

Mezi **kofní mechanoceptory** patří rychle se adaptující Meissnerova tělíska, Paciniho tělíska a pomalu se adaptující Merkelovy disky a Ruffiniho tělíska (Shaffer & Harrison, 2007). Na propiocepci se podílí zejména Ruffiniho tělíska, nebo tyto receptory optimálně registrují napínání kůže způsobené pohybem v kloubech (Králík, 2011).

Přestože nejsou kofní receptory běžně považovány za propioceptory, prokázal Collins, Refshauge, Todd a Gandevia (2005), že kofní receptory přispívají k vnímání pohybu v kloubu. U 14 probandů byla vibrací aktivována svalová vřeténka a protažením kůže byly aktivovány kofní receptory v oblasti ukazováku, lokte a kolena, a tím došlo u probandů k iluzornímu vnímání pohybu v daných kloubech. K iluzornímu vnímání pohybu v kloubech došlo jak při samostatné aplikaci vibrací, tak při samostatném protažení kůže. Pro funkci kofních receptorů jako propioceptorů svědčí také snížená schopnost vnímání pohybu při odstranění aferentní informace z kůže anestezií.

Všechny údaje z propioceptorů jsou součástí zpětnovazebních informací (feedback) podávajících prostřednictvím zprávu CNS o stavu pohybového segmentu. Součástí jsou i přednastavení dráždivosti (feedforward) (Véle, 2006).

2.2.2.1 Přenos propioceptivních informací v lemniskálním systému

Přenos propioceptivních informací do mozkové kůry se uskutečňuje pomocí drah, které jsou rozdílné pro horní a dolní polovinu těla (Králík, 2011).

Poáteční úsek dráhy pro přenos propiocepce z horních končetin tvoří centrální oddíl axonů pseudounipolárních buněk spinálních ganglií. Neurity po vstupu do míchy obtáčí zadní rohy míšního, pronikají do ipsilaterálních zadních míšních provazců a synaptickými kontakty končí na buňkách nucleus cuneatus lateralis. Část axonů buněk

tohoto jádra sm uje jakofto tractus cuneocerebellaris do k ry spinálního moze ku. Zbylá ást k íffí st ední rovinu a jako lemniscus medialis pokra uje do posterolaterálních jader thalamu. Po p epojení v thalamu pokra uje trakt do gyrus postcentralis parietálního laloku (Brodmanovy arey 1, 2, 3) (Králí ek, 2011; Nev-ímalová et al., 2002).

Po áte ní úsek dráhy pro p enos propiocepce z dolních kon etin je také tvo en centrálním úsekem axon pseudounipolárních bun k spinálních ganglií. Neurity se po vstupu do míchy stá í do -edé hmoty ipsilaterálních mí-ních roh a kon í na neuronech ncl. Stilling-Clarki. Následující p enos zprost edkovávají tractus spinocerebellaris dorsalis a tractus spinocerebellaris ventralis leffící v laterálních provazcích mí-ních. Po dosažení prodloužené míchy proniká ást vláken do k ry spinálního moze ku, zbylá ást axon vstupuje do nucleus šZõ. Po p epojení na neurony tohoto jádra vlákna k íffí st ední rovinu a jako lemniscus medialis pokra uje do thalamu a odtud po p epojení do somatosenzorického kortexu (Králí ek, 2011).

2.2.2.2 Význam propiocepce

Propriocepce jako významná slofka sensorické aference má velký vliv na pr b h a ízení motoriky. D leffitost sensorické informace vystihuje pojem šsenzomotorikaõ. Pojem sensoria je dáván na prvé místo, aby zd raznil význam vstupní sensorické informace na vznik a pr b h pohybu (Pavl & Novosádová, 2001).

Riemann a Lephart (2002a) pouffívají termín senzomotorický systém. Tímto termínem popisují sensorickou, motorickou a centrální integraci a zpracování komponent ú astnících se na udržování funk ní kloubní stability. **Udrflování funk ní kloubní stability** je zaji-t no vzájemn se dopl ujícím vztahem statických a dynamických komponent. Pasivní komponenty tvo í vazy, kloubní pouzdra, chrupavky, ale také kloubní geometrie a kongruence kloubních ploch. Dynamické komponenty zahrnují mechanismy p edvídání (feedforward) a detekce (feedback) prost ednictvím kosterních sval , které probíhají p es kloubní spojení. Základní dynamická omezení zaji- ují biomechanické a fyzikální charakteristiky kloubu jako rozsah pohybu, svalová síla a výdrfl.

Pro p esnou **motorickou kontrolu** je rozhodující p esná sensorická informace týkající se jak vn j-ích, tak vnit ních podmínek prost edí t la. B hem ú elového chování, jako nap . zvedání p edm tu p i ch zi, musí být motorický program pro ch zi

přizpůsobením nám vnějšího (nerovný terén) i vnitřního prostředí (změny tlaku, kvilování, zatížení). Tato opatření jsou podpořena senzory spouštěnými pohyby, zpětnou kontrolou (mechanoreceptorová detekce změny terénu) a dopřednou kontrolou (anticipace změny tlaku na základě předchozí zkušenosti) (Riemann & Lehart, 2002b).

Role proprioceptivní informace v motorické kontrole může být rozdělena do 2 kategorií. První kategorie zahrnuje roli propriocepce ve vztahu k vnějšímu prostředí. Motorické programy se často musí přizpůsobovat nečekaným výhybkám a změnám ve vnějším prostředí. Proto jsou zdrojem informací především zrakové vjemy, je mnoho situací, ve kterých je proprioceptivní aferentace rychlejší nebo přesnější. Během plánování pohybu jsou zrakové vjemy využity k vytvoření modelu prostředí, ve kterém bude pohyb probíhat. Propriocepce je během pohybu nezbytná k aktualizaci dopředně nastavených příkazů, které byly vytvořeny na základě zrakových vjemů (Riemann & Lehart, 2002b).

Druhou rolí proprioceptivní informace v motorické kontrole je plánování a úprava vnitřně generovaných motorických příkazů. Před a během příkazu k motorické aktivitě musí systém motorické kontroly posoudit aktuální a změnit se pozice kloubů podílejících se na pohybu. Potřebné informace o pozici kloubu a segmentálním pohybu poskytuje proprioceptivní systém (Riemann & Lehart, 2002b).

Pro **zajištění posturální stability** mají význam 3 složky: zraková, vestibulární a proprioceptivní (Václavka, 2002). Výsledky studie Simoneau, Ulbrecht, Derr a Cavanagh (1995) poukazují na to, že snížená propriocepce u diabetické neuropatie vede k nápadnému snížení schopnosti udržet stabilní stoj. Tato studie upozorňuje na to, že propriocepce je pro udržení posturální stability v klidném postoji stejně důležitá jako informace ze zrakového i vestibulárního aparátu. Zrakový a vestibulární systém nejsou schopny plně kompenzovat sníženou proprioceptivní aferenci.

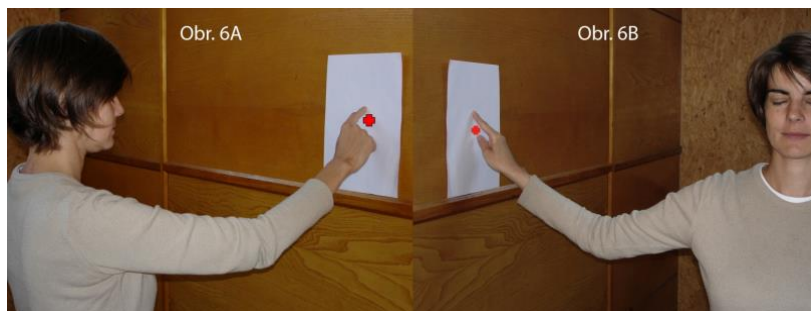
2.2.2.3 Vyšetření hlubokého citu a propriocepce

Senzitivní a motorické funkce jsou velmi úzce propojeny. Předpokladem dobré kvality jakéhokoli cíleného pohybu i operativní motoriky je správný cit. Proto by vyšetření senzitivních funkcí mělo být součástí komplexního vyšetření pacienta v rehabilitaci (Kobesová, 2009). V této diplomové práci dále popíšu pouze vyšetření hlubokého citu.

Při vyšetření **státestézie** (polohocitu) vyšetřovaná osoba se zavězíma oima uře, do jaké polohy byla jeho končetina i její část pasivně nastavena. Nebo pasivně nastavíme vyšetřovaný segment do nějaké polohy a vyzvěme pacienta, aby si tuto polohu zapamatoval. Poté polohu segmentu změníme a pacienta poňádáme, aby segment uvedl do pvodní polohy. P ípadn jej m fleme poňádat, aby uvedl druhostrannou končetinu do symetrické polohy (Kobesová, 2009).

Vyšetření **kinestézie** se provádí tak, že vyšetřované osobě se zavězíma oima malým tlakem na vyšetřovaný segment velmi pomalu (úhlová rychlost 30 stup /10 s) změníme polohu segmentu v určitém smru. Pacient s neporuěným hlubokým ítím by tuto změnu m l zaznamenat a p ípadn určit sm r pohybu. Kinestézii nejast ji vyšetřujeme na prstech končetin. P i vyšetřování klademe draz na to, abychom se vlastními b íky prst dotýkali vech prst a pouze u jednoho m nili polohu. Vyhneme se tak zám n taktilního podn tu za schopnost rozliění kinestézie (Opavský, 2003).

Dle Kolá e a Lep íkové (Obrázek 1) lze propriocepci vyšetřit i tak, že vyšetřovanému se zavězíma oima, stojícímu bokem nebo elem k testovací ploě, pasivně nastavíme horní končetinu do vymezené polohy (ukazová ek na st ed ter e) a po vyšetřovaném chceme, aby si tuto polohu zapamatoval. Poté změníme postavení jeho končetiny a vyzvěme jej, aby zaujal p vodní pozici. Hodnotíme rozdíl v nastavení.



Obrázek 1. Testování propriocepci zacílením na st ed ter e bez zrakové kontroly (Kolá & Lep íková, 2009)

Testem, který slouží k posouzení, jak vyšetřovaný hodnotí standardní senzorické podn ty, je test podle Petrie (Obrázek 2). Vyšetřovaný sedí se zavázanýma oima vedle stolu se dv ma d ev nými bloky. Testovací blok má tvar hranolu se stejnou íkou 63 mm po celé délce. Vyhodnocovací blok má rovn fl tvar hranolu, ale jeho íka se postupn se íkmuje jako u jehlanu. Vyšetřovaný se zavězíma oima si po dobu 30 sekund jednou rukou mezi palcem a ukazová kem ohmatá íku hranolu a poté se snaží

na vyhodnocovacím bloku nalézt řídku odpovídající řídku testovacího bloku. Na vyhodnocovacím bloku je vyznačeno toleranční pole 57-69 milimetrů vymezené rozsah normálního hodnocení. Pokus se opakuje minimálně třikrát. Pokud pacient opakovaně udává rozměr spadající do tolerančního pole,adí se do skupiny normálních hodnotících. Vyšetřovaný udávající řídku v třídě seadí do skupiny nadhodnocujících. Menší rozměr pak udávají vyšetřovaní ze skupiny podhodnocujících. Tento test lze využít i k hodnocení propriocepce, nebo i p i tomto testu si vyšetřovaný musí uv domit polohu v jednotlivých kloubech (Kolář & Lepáková, 2009; Věle, 2006).



Obrázek 2. Vyšetření podle Petrie (Kolář & Lepáková, 2009)

K vyšetření **vibračního** (palestézie) se nejčastěji používá graduovaná ladička 128 Hz. Na jezdcí ladičky je na bílém podkladě černě zakreslený trojúhelník se základnou dole a vzdálenost od základny k vrcholu je rozdělena na stupně 0-8. Vyšetřovaný má p i vyšetření zavěšené o i. Rozvibrovaná ladička se přikládá na kostní výstupek a vyšetřující sleduje zrakovou interferencí bílé a černé vznikající nastávající trojúhelník. Ve chvíli, kdy pacient hlásí, že pocit vibrací vymizel, vímá si vyšetřující, k jakému stupni dosahuje vrchol vzniklého trojúhelníku. Ode tenou hodnotu zapisujeme jako poměr například 6/8 (ideální je 8/8). Za abnormální se považují hodnoty pod 3,5/8. Schopnost vnímání vibrací se fyziologicky s věkem snižuje (Kobesová, 2009; Opavský, 2003).

Součástí vyšetření hlubokého citu je i vyšetření **stereognózie**. Při vyšetřování stereognózie má vyšetřovaná osoba se zavěšenými ořechy rozpoznat předmět, který jí je vložen do ruky (Opavský, 2003). Jedním ze standardizovaných testů pro posouzení stereognózie je Nottinghamské sensorické hodnocení citu. Bylo vyvinuto pro hodnocení smyslových funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě. Hodnocení obsahuje testy pro

jednotlivé smysly, a to lehký dotyk, termický, tlakový a bolestivý podnět, taktilní lokalizaci, bilaterální simultánní dotek, dvoubodovou diskriminaci, kinestézii, stereostézii a stereognózi. Při testování stereognózie je pacient vyzván, aby identifikoval tyto předměty: dvě mince o hodnotě 10 penic a 2 penice, pero, tužka, hřebík, nůžky, mycí houba, flíka, sklenice, hrnek. Podnos obsahující tyto předměty je zakrytý látkou, tak aby testovaná osoba neviděla jednotlivé předměty před začátkem zkoušky. Testovaná osoba se zavěšenýma očima má na identifikaci předmětu čas 15 sekund. Postižená strana se testuje nejdelší. Bodování je následující: 2 body obdrží proband, pokud správně pojmenuje předmět, 1 bod získá proband, pokud předmět i jeho charakteristiku popíše, žádný bod nedostane proband, který není schopný určit objekt jakýmkoliv způsobem (Gaubert & Mockett, 2000).

Stereognózie úzce koreluje s představou o vlastním těle (**somatognozií**). Při vyšetřování somatognozie dostane pacient za úkol, aby při zavěšených očích rozptýlením svých paří ukázal například bitrochanterickou špičku, špičku ramene, hloubku hrudníku apod., a to jak v horizontální tak vertikální rovině (Kolář & Lepáková, 2009).

2.3 Vibrace

Termínem vibrace je označován rytmický kmitavý pohyb hmotných těles, jehož jednotlivé body oscilují kolem rovnovážné pozice. Vibrace jsou charakterizovány frekvencí (f) udávanou v Hz, amplitudou (A) udávanou v mm a zrychlením (a) udávanou jako násobek g , přičemž g je gravitační zrychlení na povrchu Země tj. $9,81 \text{ m/s}^2$ (Cardinale & Wakeling, 2005; Pavl & Strachotová, 2011).

Lidské tělo je neustále vystavováno vibračním zprostředkovaným, jako například při jízdě dopravními prostředky, při stavebních pracích a při práci s vibrujícími nástroji (Pavl & Strachotová, 2011). Také během všech sportovních aktivit je naše tělo vystaveno zevním silám, které vyvolávají vibrace a oscilace tkání. Vibrace vznikají například při sportovním vybavení s jinými objekty. Příkladem může být chůze nebo běh, kdy dochází k nárazu paty na zem. Pronace nohy a pokrvení kolen tento náraz částečně absorbují a část reakční síly je přeměněna na vibrace a oscilace tkání těla. Vibrace vznikají také při úderu tenisovou raketou do tenisového míčku, při jízdě na kole i při sjezdovém lyžování (Albasini, Krause, & Rembitzki, 2010; Cardinale & Wakeling, 2005). Kromě toho se s působením vibrací na organismus v současné době setkáváme

také v různých sportovních a rehabilitačních zařízeních, kde jsou vibrace aplikovány záměrně s ohledem na jejich účinky (viz dále).

2.3.1 Receptory a dráha zprostředkovávající vnímání vibrace

Vnímání vibrací naším organismem je komplexní pojem, zprostředkovávány receptory, které jsou aktivovány sinusoidálními oscilacemi působícími na křídla (Gilman, 2002; Pavl & Strachotová, 2011).

Percepci vibrací zajišťují nejenom primární zakončení svalového vřeténka, ale také kofní a kloubní receptory a sekundární nervová zakončení (Albasini et al., 2010). Citlivost svalových vřetének na vibraci je zvýšena drážděním aferentních vláken, což se shoduje s představou o vlivu vláken na funkci vřeténka. Ia aferentní vlákna v relaxovaném svalu jsou nejvíce senzitivní na vibrace o frekvenci 100-200 Hz (Pfeiffer et al., 1976). Avšak Fallon a Macefield (2007) uvádí, že je to frekvence 80 Hz, na kterou jsou Ia vlákna nejvíce citlivá. Golgiho hřachová tělíska se podílí na vnímání vibrací v případě, že sval je alespoň lehce aktivní. Odpověď primárního i sekundárního zakončení a Golgiho hřachového tělíska na vibraci může být zvýšena volní kontrakcí svalu (Fallon & Macefield, 2007).

Mechanoreceptory uložené v křídle zprostředkovávající vnímání vibrací tvoří 2 systémy. První systém lokalizovaný v povrchných vrstvách křídle je tvořen Merkelovými disky a Meissnerovými tělísky. Merkelovy disky nejlépe reagují na nízké frekvence vibrací (5-15 Hz) a Meissnerova tělíska na střední frekvence (20-50 Hz). Druhý systém je uložený v hlubších vrstvách křídle. Tento systém zahrnuje Paciniho tělíska, která jsou maximálně aktivována v pásmu od 60 do 400 Hz (Gilman, 2002; Petek, 1995).

Mechanoreceptory v křídle odpovídají na oscilace tvorbou akčního potenciálu, přičemž 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).

Dráha zajišťující vnímání vibrací je téměř identická jako dráha vedoucí propriocepci (viz kapitola 2.2.2.1 Přenos proprioceptivních informací v lemniskálním systému). Rozdílné jsou neurony, na které dráha terminuje v thalamu a mozkové kůře (Gilman, 2002).

2.3.2 P enos vibrací tkán ěmi

Krom ě toho, ě jsou vibrace stimulem mnoha receptor ě, jsou také p ená-eny t ělem. P enos vibrací tkán ěmi je ovlivn ěn pozicí t ěla p ě aplikaci vibrací, a také tím, zda nedochází k rezonanci s frekvencemi ostatních ěstí t ěla. P enos náraz ě a vibrací t ělem regulují kosti, chrupavky, synoviální tekutina, m ěkké tkán ě, kinematika kloub ě a svalová aktivita. T ělo má strategii jak vyladit svalovou aktivitu tak, aby do-ělo ke sníěení vibrací m ěkkých tkán ěí a tím ěi ke sníěení ěkodlivých vliv ě. Úrove ņ svalové aktivity záleěí na interakci mezi t ělem a zevn ě aplikovanými vibracemi. P ěíkladem m ě ěe být stoj na vibrující plo-ěin ě, kdy se aktivují svaly dolních kon ětin, aby utlumily vibraci ěí ěící se z vibra ění plo-ěiny (Albasini et al., 2010; Cardinale & Wakeling, 2005; Fontana, Richardson, & Stanton, 2005).

Aktivní svalovou práci vykonávají ěi svaly horních kon ětin p ěi p enosu místních vibrací p ěi práci s r zným ná adím (pneumatická kladiva, vrta ky, sbíje ky, brusky, motorové pily). Díky zvý-ěnému svalovému nap ět ěí v-ak nedochází k útlumu vibrací a vibrace se ěí ěí rukou a p ědloktím aěl do celé paěe. Dlouhodobým p sobením nadm ěrných vibrací vznikají nemoci z povolání, jako nap ě. vazoneuróza, postifení nerv ě, kostí, kloub ě, ělach a sval ě (Pavl ě & Strachotová, 2011).

Prodlouěené p sobení vibrací m ěe mít ěkodlivý vliv na m ěkké tkán ě, coě zahrnuje svalovou únavu, sníěené pálení motorických jednotek, sníěenou sílu kontrakce, sníěení rychlosti vedení nervem a oslabené vnímání (Cardinale & Wakeling, 2005).

2.3.3 Neurofyziologické podklady p sobení vibrací na lidský organismus

Vibrace krátkce aplikované na sval vyvolávají krátkce rychlé zm ěny délky svalu a ělachy. Stimulují tak primární zakon ění svalového v ěténka (Ia aferentní vlákna) a tím facilitují aktivaci motoneuron ě, coě zp sobuje zvý-ění nábory motorických jednotek a reflexní kontrakci svalu. M ěe se jednat o tzv. **tonický vibra ění reflex** (TVR), kdy pokud se ělov k na sval dívá, dochází ke kontrakci vibrovaného svalu. Pokud má ělov k p ěi aplikaci vibrací zav ěné o ěi, dochází ke vzniku iluzorního pohybu, který je u 70 % lidí doprovázen kontrakcí antagonisty vibrovaného svalu tzv. **antagonistickou vibra ění odpov ědí** (Albasini et al., 2010; Ribot-Ciscar, Butler, & Thomas, 2003).

P ěi TVR se postupn ě zvy-ěje nap ět ěí svalu aěl do maxima, kterého dosáhne po 15-30 s. Maximální kontrakce p ětrvává, dokud vibrace p sobí. Reflexní kontrakce svalu má za úkol utlumit vibraci tkán ěí (Cardinale & Wakeling, 2005; Pfeiffer et al., 1976).

Vyvolání TVR je závislé na tom, jestli je sval relaxovaný nebo kontrahovaný, na frekvenci vibrace, na stavu svalu před kontrakcí, na statické poloze těla nebo pohybu těla (Albasini et al., 2010).

K vyvolání TVR se v těle využívá lokální aplikace vibrací o frekvenci 10-200 Hz a amplitud 1-2 mm. Pro vyvolání TVR při celotělové vibraci se využívají frekvence 1-30 Hz. TVR je tím větší, čím je vyšší frekvence vibrace. Největší účinek má vibrace aplikovaná na lůžku svalu v kolmém směru k její délce. Při sobení na svalové bříčko má menší účinek (Capaday & Cooke, 1983; Pfeiffer et al., 1976; Torvinen et al., 2002).

Neurální okruh pro tento reflex je na míšní úrovni stejný jako okruh pro monosynaptický vstředkový reflex. TVR však kromě toho zahrnuje i polysynaptické dráhy a supraspinální procesy (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Ribot-Ciscar et al., 2003).

Elektromyografický záznam (EMG) z vibrovaného svalu se podobá náboru motorických jednotek jako během volní kontrakce. Motorické jednotky se aktivují synchronně s kmity vibračního stimulu. TVR lze zrušit vlivem navozenou relaxací vibrovaného svalu (Paráková et al., 2008; Pfeiffer et al., 1976).

Krátkodobá vibrace vyvolá vzestup excitace motoroneuronů. Tento vzestup však není lineární. Pokud vibrace trvá déle jak 10-20 sekund dochází ke snížení excitace motorické jednotky a nastává tzv. **postvibrační útlum**. Po 30 sekundách při sobení vibrace (80 Hz) je již utlumena klidová aktivita v těle primárních zakončení. Je to dáno především zvýšením prahu dráždivosti Ia vláken, presynaptickou inhibicí Ia vláken a vyerpáním transmitterů v synapsích Ia vláken (Shinohara, 2005). Dlouhotrvající vibrace vede ke svalové únavě, snížení EMG aktivity, snížení pálení motorických jednotek a snížení síly kontrakce (Torvinen et al., 2002).

2.3.4 Vliv lokální aplikace vibrací

V rehabilitaci využíváme zejména lokální aplikaci vibrací, a to na svalové bříčko lůžku kosterního svalu. V praxi se nejčastěji využívá lokální vibrace k opakovanému vyvolání TVR s cílem **zlepšit motorické funkce** hypofunkčního svalu (Paráková et al., 2008). Krátkodobá vibrace do 20 sekund vede k facilitaci vibrovaného svalu a jeho volní kontrakce je při vibraci snazší. Na antagonistu vibrovaného svalu má vibrace inhibiční vliv, takže volní stah antagonisty je obtížnější než před začátkem

vibrace (Pfeiffer et al., 1976; Shinohara, 2005). Pozitivní efekt zlepšení šmotorické výkonnosti v souvislosti s vibrací daného svalu rozhodně není přímo arý a lineární proces. Vibrace aplikované lokálně na sval a svalovou řadu déle jak 20 sekund vedou k inhibici volní aktivace svalu a klinicky tedy ke snížení svalové výkonnosti v důsledku postvibračního útlumu (Shinohara, 2005; Paráková et al., 2008).

Zlepšení motorických funkcí resp. svalové vytrvalosti po aplikovaných vibracích ($f = 50$ Hz, 20 s, 40 s, 60 s, 120 s) u pacientů s bolestí krční páteře popisují ve své studii i Muceli, Farina, Kirkesola, Katch a Falla (2011).

Lokálně aplikované vibrace lze využít ke **zvýšení rozsahu pohybu**. Sands, McNeal, Stone, Russel a Jemni (2006) testovali na 10 trénovaných gymnastech efekt lokální vibrace v kombinaci se statickým streinkem. Prokázali, že vibrace ($f = 30$ Hz, $A = 2$ mm, 4 x 60 sekund) významně zvyšuje rozsah pohybu i provazu oproti klasickému statickému streinku bez aplikovaných vibrací. Efektivní je i dlouhodobá aplikace (5 x týden, celkem 4 týdny) lokálních vibrací o stejných parametrech kombinovaná se statickým streinkem. Ke stejným závěrům došli i Issurin a Tenenbaum (1999). Ti vysvětlují zvýšení flexibility 3 způsoby: zvýšením průtoku krve, snížením prahu bolesti a vibrací indukovanou relaxací svalu. Kombinace protažení a vibračního stimulu vede k aktivaci především Golgiho řadových tělísek, což vede k inhibici vibrovaného svalu.

Lokální aplikace vibrace se používá také k **terapii spasticity** u pacientů s hemiparézou a u pacientů s hemiparetickou i diparetickou formou detské mozkové obrny. Využívá principu reciproční inhibice, kdy vibrací antagonisty hypertonického svalu dochází k inhibici hypertonického svalu. Antagonista spastického svalu bývá často oslabený a vibrace aplikovaná na tento sval jeho volní aktivaci facilituje. Facilitace antagonisty spastického svalu přetrvává ještě 5-10 minut po skonění vibrace. Doba zlepšené hybnosti je delší, pokud pacient po skonění vibraci pokračuje v aktivním cvičení. Mnozí pacienti udávají snížení spasticity až na 30 minut i déle po skonění vibrací (Paráková et al., 2008; Pfeiffer et al., 1976).

Ribot-Ciscar, Rossi-Durand a Roll (1998) naznačují využití principu postvibračního útlumu, který nastává po 30 sekundách vibrace, ke snížení spasticity. Po vyvolání TVR ve svalu dochází ke snížení pálení Ia aferentních vláken a k poklesu svalového napětí. Doba postvibračního útlumu trvá cca 40 sekund a mohla by být využita k nácviku volných pohybů i protažení zkrácených spastických svalů.

Vibrace působí nejen na tkáň v bezprostřední blízkosti vibračního stimulu, ale má vliv i na tkáň vzdálené. Dosud však není možné tyto vzdálené úinky adekvátně vyhodnotit a kvantifikovat (Paráková et al., 2008).

2.3.5 Vliv celotělové aplikace vibrací

Při celotělové vibraci (whole-body vibration, WBV) jsou prostřednictvím vibrační plošiny (např. Galileo, PowerPlate, FitVibe) přenášeny vibrace, které prochází celým tělem. Mechanické oscilace přenášené na tělo stimulují svalová vřeténka, kofní receptory, kloubní receptory a vestibulární systém. Také mají mozkovou aktivitu, koncentraci hormonů a neurotransmiterů (Albasini et al., 2010; Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008).

Vibrační plošiny generují vibrace o frekvencích v rozsahu 15-60 Hz s amplitudou < 1 mm až 10 mm. Akcelerace produkovaná plošinami dosahuje až 15 g (Cardinale & Wakeling, 2005). Při průchodu vibrací tělem dojde ke změně těchto parametrů vibrací, která je jen obtížně hodnotitelná (Albasini et al., 2010).

Vibrace byly rozsáhle studovány spíše kvůli jejich negativním vřivům. Na druhou stranu se dnes předpokládá, že vibrace o nízkých amplitudách a nízkých frekvencích jsou bezpečné a lze je využít k úinnému zvýšení svalové síly, rovnováhy a mechanické odolnosti kostí (Torvinen et al., 2002).

Torvinen et al. (2002) udává, že lehké krátkodobé cvičení na vibrační plošině ($f = 15-30$ Hz, $A = 10$ mm, 4 x 60 sekund) přechodně **zvyšuje svalovou sílu dolních končetin a rovnováhu** u zdravých jedinců, a to více než stejné cvičení bez vibrací. Tyto výsledky byly naměřeny 2 minuty po aplikaci celotělových vibrací. Tento efekt však do 1 hodiny od aplikace vibrací vymizel. Dále také zjistili po 4 minutách WBV na EMG záznamu známky únavy, přestože probandi únavu neudávali. Také Bosco et al. (1999) uvádí, že jednorázová aplikace celotělových vibrací ($f = 26$ Hz, $A = 10$ mm, 10 x 60 sekund) dočasně signifikantně zvyšuje svalovou sílu u hráčů volejbalu.

Paráková et al. (2008) naopak uvádí, že celotělová vibrace vede k menší schopnosti volní i reflexní aktivace svalu a ke zhoršení koaktivace kolemjdoucích agonistů a antagonistů. vysvětlují to reciproční inhibicí, nebo setaferentních vřivků ze svalového vřeténka agonisty excituje homonymní motoneurony stejného svalu, ale jsou časně interneurony inhibují motoneurony antagonistických svalů.

Přestože se názory na vliv WBV na svalovou sílu různí, doporučuje se WBV jako vhodný doplněk ve sportovní přípravě vrcholových sportovců a aktivní flující populace i v rámci rehabilitačních programů (Pavla & Strachotová, 2011).

V praxi využíváme aplikaci WBV o frekvenci < 20 Hz ke svalové relaxaci, kdežto celotlové vibrace o frekvenci 26-44 Hz slouží ke zlepšení svalové síly. Frekvence celotlových vibrací nad 50 Hz pravděpodobně způsobuje poškození svalů, a proto se nepoužívá (Albasini et al., 2010, 77).

Amplituda aplikovaných vibrací není pro jednotlivé úkony přesně definována, nicméně se používá amplituda 1-10 mm. Zdá se, že platí vztah, čím větší amplituda vibrací, tím větší je svalová únava. Doba trvání celotlového vibračního tréninku je 1-10 minut s pauzami, přičemž záleží na trénovanosti dané osoby (Albasini et al., 2010).

Moezy et al. (2008) zjistili, že celotlový vibrační trénink (WBVT) **zlepšuje** všechny ukazatele mediolaterální i posterolaterální **stability kolene** u atletů s jednostrannou plastikou předního křížového vazů (LCA) více než běžný konvenční trénink po těchto operacích. Podílí se na tom pravděpodobně zvýšená svalová síla, synchronizace pálení motorických jednotek a lepší kokontrakce synergistů, což vede k zajištění lepších posturálních strategií. Na zlepšení stability se může podílet i vibrací zvýšená aference z dané oblasti, nebo instabilita po poranění vazů je provázána ztrátou aference z poškozených receptorů.

Možné efekty WBV na stavbu kostí jsou patrně zprostředkovány vibracemi indukovanou svalovou aktivitou. Rubin, Xu a Judex (2001) zjistili při experimentech s laboratorními potkany, že vibrace o nízké amplitudě a vysoké frekvenci jsou dobrým stimulem pro výstavbu kostí a tím i nápravu úbytku kostní tkáně. Na laboratorní testy se zřejmě navázaly dlouhodobé klinické studie zejména s postmenopauzálními ženami ohroženými osteoporózou. Příkladem může být studie, kterou prováděli Gusi, Raimundo a Leal (2006), kteří zkoumali vliv WBV na hustotu kostní tkáně v oblasti kyčle a páteře u 28 postmenopauzálních žen. Prokázali **zvýšení hustoty kostní tkáně** po aplikaci WBV (f = 12,6 Hz, A = 3 mm, 6 x 60 sekund, 3 x týden po dobu 8 měsíců) v oblasti krčku femuru o 4,3 % oproti skupině, která pravidelně chodila. Hustota kostní tkáně v oblasti bederní páteře se ani u jedné ze skupin nezmenšila.

Vliv WBV na kostní tkáň je vysvětlován tím, že i krátká vibrace způsobuje svalovou únavu a část oscilací je přenesena na kosti, místo aby byly absorbovány svalovou tkání (Torvinen et al., 2002).

Celotlová vibrace ($f = 6$ Hz, $A = 3$ mm, 5 x 60 sekund) přispívá ke zlepšení jednoho i více symptomů Parkinsonovy choroby (tremoru, rigidity, drfění tlach a bradykineze), které přetrvávají 2-48 hodin po aplikaci vibrací. Tento efekt nastal s největší pravděpodobností v důsledku svalové relaxace (Haas, Turbanski, Kessler, & Schmidtbleicher, 2006).

Navzdory vdeckým důkazům prospšnosti vibračního tréninku, je potřeba výsledky interpretovat opatrně s přihlédnutím k tomu, že v rámci různých studií byly parametry vibrací a tréninkové protokoly rozdílné. Při porovnání studií dospějeme často k protichůdným výsledkům, a proto je obtížné z těchto studií stanovit jednotné závěry.

2.3.6 Vliv vibrací na propriocepci

2.3.6.1 Vliv lokální aplikace vibrací na propriocepci

Vibrace zkreslují aferentní výstup ze svalového vřeténka. Vibrace o vyšších frekvencích vedou k iluzi prodloužení vibrovaného svalu a tím i k iluzornímu pohybu končetiny. Při nižších frekvencích vibrace je vnímána statická poloha končetiny (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000; Proske, Wise, & Gregory, 2000).

Brumagne, Lysens, Swinnen a Verschueren (1999) dokázali, že vibrace ($f = 70$ Hz, $A = 0,5$ mm) aplikovaná do oblasti mm. multifidi vede ke zlepšení statestézie u pacientů s chronickou bolestí v dolní části zad, u nichž je aference ze svalových vřetének zmněná. U zdravé kontrolní skupiny vibrace se stejnými parametry statestézii zhoršila. Bylo to dáno tím, že proband vnímal iluzi prodloužení svalu a myslel si, že sval je více protažený, než ve skutečnosti byl, a pohyb tak nedotáhl do správné pozice.

Polohocit v oblasti lokte zkoumali Tripp, Faust a Jacobs (2009). Pozorovali zlepšení statestézie v lokti u zdravých jedinců po neuromuskulárním tréninku s vibrující inkou ($f = 5$ a 15 Hz, $A = 2$ mm, 3 x 15 sekund).

Goodwin, McCloskey a Matthew (1972) pozorovali při aplikaci vibrací ($f = 100$ Hz, $A = 0,5$ mm) na lachy m. triceps brachii i m. biceps brachii narušení statestézie. Například pokud byly vibrace aplikovány na m. biceps brachii tak byl vyvolán TVR a proband prováděl flexi v lokti. Na druhé nevibrované horní končetině proband udržoval stejnou pozici jako na vibrované straně. Ke konci se však poloha vibrované a nevibrované strany od sebe lišily o 40° .

Capaday a Cooke (1983) ve své studii nejprve naučili probandy zaujímat 2 cílové polohy loketního kloubu a mezi těmito polohami prováděl proband flexi/extenzi v lokti. Následně toto probandovi při pohybu v lokti aplikovali vibrace ($f = 120 \text{ Hz}$) na svaly m. biceps brachii a m. triceps brachii. Proband prováděl pohyb po dobu 60 sekund. Aplikace vibrací na antagonistu vedla k nedotažení pohybu do konečné pořadované pozice o 20-30% rozsahu pohybu a ke zvýšení EMG aktivity antagonisty pohybu. Čím větší byla EMG aktivita antagonisty, tím větší bylo nedotažení pohybu do cílové pozice. Vibrace prodlouženého antagonisty zvyšuje pálení ze svalových vláken tohoto svalu. CNS tak dostává nesprávné informace o pozici končetiny. Například vibrace aplikovaná v průběhu pohybu do flexe aplikovaná na sval m. triceps brachii, vede ke zvýšenému pálení ze svalového vlákna m. triceps brachii a tím i k tomu, že CNS interpretuje polohu předloktí ve více flektované pozici, než ve skutečnosti je. Výsledkem je již zmíněvané nedotažení pohybu do cílové pozice do flexe v lokti. Vibrace agonisty pohybu však nevede ke zmeškaní dosažení konečné pořadované pozice, protože zkrácování svalu má za následek snížení aktivity svalového vlákna.

Z výše uvedených studií vyplývá, že vibrace aplikovaná na svalovou šlachu vede ke zvýšení aference z Ia vláken a ovlivňuje přesnost určení pozice a pohybu končetiny, tj. propriocepce. U zdravých lidí vede lokálně aplikovaná vibrace ke zhoršení statestézie, naopak u pacientů se zhoršenou statestézií dochází k její úpravě. Tohoto poznatku lze v praxi využít například v terapii pacientů s LBP, u pacientů po plastice LCA a i při terapii jiných porážkových stavů. Pro zlepšení statestézie je vhodné volit spíše nižší frekvence vibrací a kombinovat je s izometrickým cvičením a tréninkem.

V experimentech s aplikací vibrace na Achillovu šlachu subjektivní iluze změny délky m. triceps surae vedla k pádu probandů směrem dozadu. Iluzorní změna délky svalu po aplikaci vibrací je mnohem větší, pokud se vibrace aplikuje na protažený sval (Paráková et al., 2008).

Subjektivní vnímání pohybu vibrovaného segmentu jako by šlo o skutečný pohyb je důkazem toho, že to, co informuje mozek o protažení svalu je excitace aferentních vláken. Směr a rychlost pohybu mozek vyvodí na základě změny se frekvencí výbojů v Ia aferentních vláknech, která nastává během protahování svalu (Paráková et al., 2008).

Vzniku iluzorního pohybu lze v praxi využít u imobilizovaných pacientů, u kterých dochází v důsledku snížené aktivace proprioceptorů k funkční deaferentaci, což má vliv na centrální stav mozkové aktivity. Během vibrace kosterních svalů ($f = 70 \text{ Hz}$,

A = 0,5 mm) je generována vzruchová aktivita v Ia aferentních vláknech, která vede k šdokonalé iluziõ pohybu a tím i aktivaci oblastí v parietálním a temporálním laloku jako p i volním pohybu. Vibrace tak terapeuticky p ispívají k ťuchování funkcíõ periferního a senzoričkého nervového systému u pacient s dlouhodob sníženou schopností pohybu (Brumagne et al., 2000; Paráková et al., 2008).

Také u pacient s hemiplegií lze vyuffít vibraci k obnov normálního vnímání pohybu zejména na postižené polovin t la. P sobením vibrace na postižené svaly se vytvá í silný proud aferentních impulz , který p ispívá k obnov správných p edstav o jednotlivých svalech, jejich kontrakci a t lesném schématu (Pfeiffer et al., 1976).

2.3.6.2 Vliv celot lové aplikace vibračí na propiocepci

Jednorázová aplikace celot lových vibračí (f = 18 Hz, 5 minut) kombinovaná se statickým cvi ením v uzav eném kinematickém et zci zlep-uje propiocepci lumbosakrální oblasti o 39 % u zdravých jedinc bez bolestí bederní páte e. Propriocepce byla m ena jako odchylka polohy pánve od testované polohy pánve (Fontana et al., 2005).

Celot lová vibrace (frekvence 30-50 Hz, 12 cvi ebních jednotek) zlep-uje propiocepci v oblasti kolenního kloubu u atlet s plastikou p edního zk ířeného vazy (LCA). P i testování statestézie byla odchylka od cílové pozice p ed za átkem WBV 6° a po WBV byla odchylka 2,53°. V oblasti kolene bez plastiky LCA nedo-lo po WBV k fládné zm n statestézie (Moezy et al., 2008).

Pollock, Provan, Martin a Newham (2011) aplikovali celot lov jednorázov vibraci (f = 30 Hz, A = 4 mm a 8 mm, 5 x 60 sekund) u zdravých jedinc , p i emfl tato vibrace nem la fládný vliv na polohocit v oblasti kolene a kotníku.

Názor, fl WBV naru-uje propiocepci zastávají Li, Lamis a Wilson (2008), kte í ve své studii aplikovali celot lovou vibraci (f = 5 Hz, 20 minut) v poloze vsed zdravým proband m. WBV vedla ke zvý-ení chyby návratu trupu do testované polohy o 1,58 ° a tím i ke zhor-ení propiocepce v oblasti trupu oproti kontrolní skupin . Zhor-ená propiocepce chvíli p etrvávala i po skon ení aplikace vibračí. Zhor-ení propiocepce je zp sobeno tím, fl frekvence vibračí udává i frekvenci pálení ze svalového v eténka a to pak zamaskuje správné informace o délce svalu (Pollock et al., 2011).

2.4 Systém Redcord

Redcord (dříve TerapiMaster) je jednoduchý mechanický závěsný systém pocházející z Norska. V České republice se využívá v nemocnicích i ambulantních zařízeních od roku 1997. Aparát Redcord je tvořen sadou popruhů, pevných lan, pružných lan a stropní posuvnou konstrukcí (Obrázek 3). Výhodou tohoto zařízení je možnost individuálně dávkovat zátěž dle kondice daného jedince (Hamáková, Tomisová, & Tomis, 2009).

Ucelený diagnostický a terapeutický systém, pro aktivní léčbu a cvičení s cílem zajistit trvalé zlepšení neuromuskulárních obtíží, aplikovaný pomocí aparátu Redcord se nazývá Sling exercise therapy (S-E-T). V rámci diagnostiky se tento systém zaměřuje na určení slabého článku (weak link). Slabý článek je deficit v biomechanickém et zci, v jehož sledku vznikla dysfunkce v muskuloskeletálním systému. Může se jednat o sníženou neuromuskulární kontrolu, porušenou stabilitu, sníženou svalovou sílu i obavy z provedení pohybu (Hamáková et al., 2009).

Při terapii je zátěž dávkována několika způsoby, a to: délkou páky, pozicí pacienta vzhledem k suspenčnímu bodu, délkou lan, použitím elastických i pevných lan, nestabilními podložkami, délkou cvičení (Hamáková et al., 2009).

Systém Redcord má v rehabilitaci široké uplatnění. V praxi je často využíván princip tzv. pomocné ruky, kdy si pomocí závěsní části těla do popruhů fyzioterapeut odlehčuje práci s hmotností pacienta, a tím si usnadňuje provádění streinku, mobilizace, trakce, postizometrické relaxace. Systém lze využít k nácviku aktivace lokálních i globálních stabilizátorů, k nácviku dynamických motorických stereotypů a ke cvičení v otevřených i uzavřených kinematických et zcích (Kirkesola, 2001).

Klinicky se S-E-T koncept využívá v terapii nespecifických bolestí dolní části zad, bolestí krční páteře a whiplash injury, pooperační rehabilitaci, rehabilitaci neurologických pacientů, rehabilitaci dětí i seniorů. Svě místo nachází také v oblasti fitness a kondičního tréninku sportovců (Kirkesola, 2001; Hamáková et al., 2009).

V současné době se více uplatňuje terapeutická technika Neurac (**Neuromuskulární Aktivace**). Tato technika vychází ze S-E-T konceptu a využívá facilitativní úinek kontrolované vibrace a nestabilního závěsu k neuromuskulární aktivaci (Hamáková et al., 2009).

Neurac metoda zahrnuje 4 klíčové prvky:

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



Obrázek 3. Součásti Redcord systému (Kirkesola, 2009).

2.4.1 Pístroj Redcord Stimula

Vibrační pístroj, Redcord Stimula (Obrázek 4), byl uveden do výroby v roce 2007 po 2 letech vývoje, testování a sledování zdravotního stavu 800 pacientů s dlouhodobou bolestí krční páteře, bederní páteře, pánve, ramene a kyčle (Kirkesola, 2009).

Redcord Stimula je zařízení určené k cílené aplikaci vibrací během Neurac terapie. Pístroj je připevněn k závěsným lanům, skrze které jsou vibrace aplikovány na vybrané části těla. Pístroj umožňuje regulovat parametry vibrací (frekvenci, energetickou úroveň, čas) aplikovaných v uzavřeném kinematickém setu (Kirkesola, 2009; Neurac 2 Stimula, n. d.)

Pístroj 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 (Neurac 2 Stimula, n. d.). V praxi se při neuromuskulárním tréninku, jakým je i Neurac terapie, využívají frekvence nižší, a to 20-45 Hz (Rittweger, 2010).

Výrobce uvádí, že vibrace způsobuje proprioceptivní vstup, zvyšuje svalovou aktivaci a svalovou sílu, zlepšuje flexibilitu a snižuje bolest (Neurac 2 Stimula, n. d.).



Obrázek 4. Redcord Stimula (Neurac 2 Stimula, n. d.)

2.5 Diagnostický systém DTP-2

Diagnostický přístroj DTP-2 byl vytvořen na Fakultě lesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Přístroj byl určen pro neinvazivní diagnostiku drfění těla, případně deformit páteře. Základním principem tohoto systému je prostorové snímání bodů pomocí polohového snímače, který se skládá z pantografického mechanismu a inkrementálních snímačů. Na povrchu těla probanda se označí body, které jsou dotykem hrotu polohového snímače postupně snímány a pomocí elektronické vyhodnocovací jednotky přeneseny do počítače. Program WinPat3 přijímá a dekoduje přijímaná data a provádí výpočet polohy bodů v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic. Naměřená data pak zobrazuje v numerické i grafické podobě (Krejčí, Salinger, Kolisko, Třančík, & Novotný, 2004).

Systém také umožňuje měřit vzdálenosti segmentů lidského těla, jejich velikosti a úhlové parametry. Díky této funkci lze využít systém DTP-2 také jako goniometr (Krejčí et al., 2004).

Opakovaným měřením mnoha kalibračních bodů rozmístěných na kalibrační desce byla ověřena přesnost systému. Po statistickém zpracování výsledků byla zjištěna hodnota přesnosti $SD = 1,5$ mm pro každou souřadnicovou osu (Krejčí et al., 2004; Kolisko, Salinger, Krejčí, Novotný, & Szotkowská, 2005).

Součástí diagnostického systému (Obrázek 5):

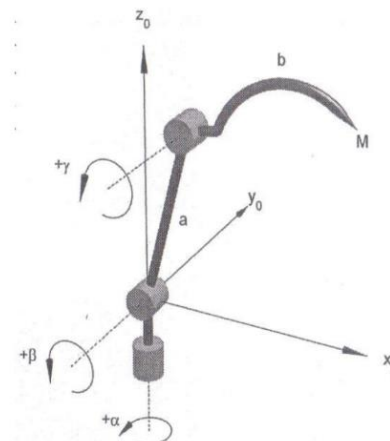
1. Polohový snímač (Obrázek 6) tvořený pantografickým mechanismem se dvěma rameny a třemi úhlovými inkrementálními snímači. Obě ramena mají 550 mm. První rameno je prostřednictvím kardanova kloubu se dvěma rotačními stupni volnosti připevněno k upevovacímu tělu polohového snímače. Na konci prvního ramene je pomocí jednoduchého kloubu, který má jeden rotační stupeň volnosti, připevněno druhé

rameno. Polohový snímač má tedy celkem tři rotační stupně volnosti. Na konci tohoto ramene je hrot tvořený idlem polohového snímače.

2. Základní deska se třemi nastavovacími body slouží k upevnění snímače polohy ke stolu a k určení polohy tří nastavovacích bodů (Z_1, Z_2, Z_3). Tyto body je před začátkem měření nutné nastavit do vodorovné polohy libelou.
3. Elektronická vyhodnocovací jednotka předpracovává pomocí mikroprocesorových obvodů signály z inkrementálních snímačů a posílá údaje o poloze snímače po sériové lince RS 232 (COM) do osobního počítače.
4. Síťový adaptér slouží k napájení ovládací jednotky a snímače polohy.
5. Ruční spínač slouží k zadání příkazu ovládací jednotce k vyslání okamžité polohy hrotu polohového snímače.
6. Kabelová redukce je určena k propojení ovládací jednotky s polohovým snímačem a také s osobním počítačem.
7. Libela slouží k vyvážení tří nastavitelných bodů na základní desce do vodorovné polohy.
8. Softwarové vybavení zahrnuje program WinPat3 pro operační systémy Windows 95, 98, Me, 2000 a XP. Program přijímá a dekoduje data z elektronické vyhodnocovací jednotky, numericky i graficky zobrazuje naměřené body a ukládá je do databáze (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).



Obrázek 5. Součásti DTP-2: polohový snímač, základní deska, elektronická vyhodnocovací jednotka, osobní počítač (fotoarchiv autorky, 2014)



Obrázek 6. Geometrický model polohového snímače. Úhly natožení α , β , γ jsou měřeny rotačními inkrementálními snímači (Krejčí et al., 2004)

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíl diplomové práce

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit, jak jednorázová aplikace vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře ovlivní u zdravých jedinců rozsah pohybů krční páteře a propriocepci v oblasti krční páteře a horních končetin.

3.2 Hypotézy

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

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

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

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

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

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

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

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

H₀ 9: Po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na střed terče.

H₀ 10: Po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testovaném pomocí testu zacílení na střed terče.

3.3 Výzkumné otázky

1. Jak se u zdravých jedinců po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře změní rozsah pohybů krční páteře?
2. Jak se u zdravých jedinců po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře změní polohocita v oblasti krční páteře?
3. Jak se u zdravých jedinců po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře změní polohocita v oblasti horních končetin?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Testovaný soubor experimentální části diplomové práce byl tvořen 50 zdravými osobami (11 mužů, 39 žen). Jednalo se převážně o studenty Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk probandů byl $23,64 \pm 1,90$ let. Z testovaného souboru byly anamnesticky vyloučeny tyto osoby: hotné ženy, jedinci po operaci páteře s neextrahovanými kovovými materiály, osoby s poraněním horní končetiny, které vzniklo méně než před 1 rokem, jedinci s onemocněním srdce, jedinci trpící epilepsií. Dále byli pomocí Rombergovy zkoušky III ze studie vyloučeni jedinci s poruchou hlubokého citu.

4.2 Informování probanda

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (viz Příloha 1). Vědeckí pracovníci byli předem seznámeni s cílem a metodikou měření, vyplnili informovaný souhlas (viz Příloha 2), jehož podpisem souhlasili s účastí na měření k diplomové práci a s použitím naměřených dat pro vědecké účely.

4.3 Postup měření

Měření probíhalo v prostorách RRR centra - Centra pro léčbu bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Výzkum byl prováděn dvěma studentkami. V této diplomové práci byl zkoumán vliv jednorázové aplikace vibrací v oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula. Vliv opakované aplikace vibrací v oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula byl zkoumán u 10 probandů v rámci jiné diplomové práce. Měření probíhalo v tomto pořadí: vstupní vyšetření, aplikace vibrací v oblasti krční páteře přístrojem Redcord Stimula, výstupní vyšetření. Vstupní i výstupní vyšetření bylo totožné a bylo provedeno tentýž den jako aplikace vibrací. Vstupní i výstupní vyšetření zahrnovalo měření rozsahu pohybu krční páteře do anteflexe, retroflexe, lateroflexí a rotací pomocí přístroje DTP-2, hodnocení statické stability v oblasti krční páteře a lokte přístrojem DTP-2, modifikovaný test podle Petrie, zacílení na střed terénu bez zrakové kontroly a hodnocení vibračního citu.

4.3.1 Měření rozsahu pohybu krční páteře pístrojem DTP-2

Před začátkem měření vyšetující zkalibroval systém DTP-2 tak, že hrot polohového snímače postupně přiložil do nastavovacích bodů (Z1, Z2, Z3) a pomocí ručního spínače uložil aktuální pozici nastavovacích bodů. Následně na tole probanda označil body potěbně pro měření rozsahu pohybu krční páteře, a to processus spinosus C7, vertex a přičku nosu. Jako vertex bylo označeno nejvyšší místo na hlavě. Processus spinosus C7 byl u probanda palpován tak, že proband překlátil hlavu a vyšetující položil prst na nejvíce prominující trn předpokládaného obratle C7 a na trn obratle nad ním. Proband byl následně vyzván, aby zakláněl hlavu. Processus spinosus C6 je při kraniokaudálním postupu první trn, který při záklonu neuniká dopředu pod hmatajícím prstem. Vyšetující tedy nejprve určil processus spinosus C6 a následně palpoval processus spinosus C7 pod ním.

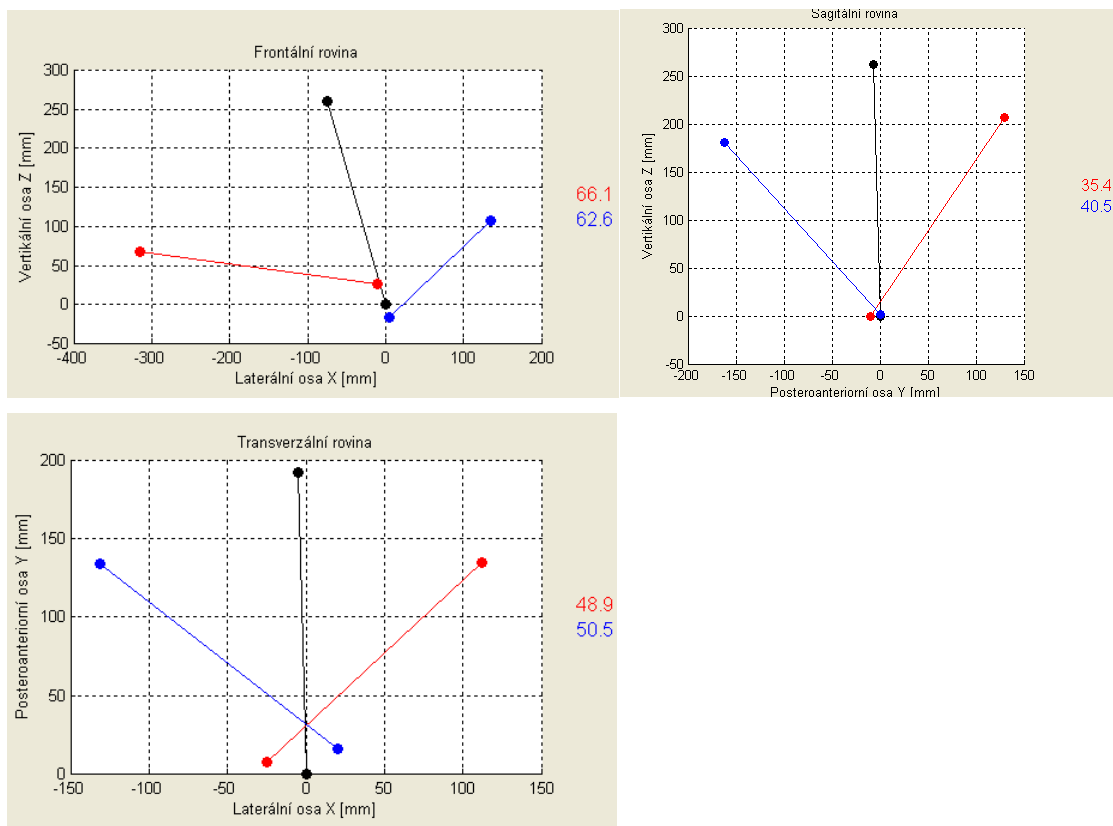
Pro měření rozsahu pohybu byla v nastavení systému DTP-2 zvolena funkce šgoniometr, 2 krajní polohy. Body byly snímány v tomto pořadí: processus spinosus C7 a vertex (přička nosu) v napřímeném postavení krční páteře, poté processus spinosus C7 a vertex (přička nosu) v anteflexi (přička rotaci nebo lateroflexi vpravo) a na závěr processus spinosus C7 a vertex (přička nosu) v retroflexi (přička rotaci nebo lateroflexi vlevo). Takto bylo zajištěno přesné snímání bodu otáčení (processus spinosus C7), který se při pohybech krční páteře posouvá. Při měření bylo rameno polohového snímače drženo těsně u přičky z důvodu přesného zacílení snímaného bodu. Proband byl měřen vsedě na židli s napřímenou páteří a s horními končetinami volně podél těla.

Při měření rozsahu pohybu krční páteře do anteflexe a retroflexe seděl pacient otočený levým bokem k základní desce pístroje DTP-2. V napřímeném postavení krční páteře byl nejprve snímán střed processus spinosus C7 a následně vertex. Poté proband provedl maximální anteflexi a retroflexi krční páteře, a v těchto krajních polohách několik sekund setrval, než vyšetující zaznamenal pomocí pístroje DTP-2 novou polohu snímaných bodů.

Ve stejné pozici tj. vsedě na židli s natočeným levým bokem k základní desce byla měřena také lateroflexe krční páteře. V napřímeném postavení krční páteře byl snímán střed processus spinosus C7 a následně vertex. Poté proband provedl maximální lateroflexi vpravo a vlevo. V těchto krajních polohách několik sekund setrval a

vyšetřující zaznamenal pomocí hrotu polohového snímání a novou polohu snímávacích bodů.

Při měření rotace krční páteře vpravo a vlevo sedl proband zády k základní desce přístroje DTP-2. V napínacím postavení krční páteře byl snímán střed processus spinosus C7 a epifýza nosu. Poté proband provedl maximální rotaci krční páteře vpravo i vlevo. Poloha měřených bodů v těchto pozicích byla zaznamenána pomocí hrotu polohového snímání. Změně rozsahy pohybů byly zobrazeny v numerické i grafické podobě (Obrázek 7).



Obrázek 7. 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)

4.3.2 Hodnocení statestézie přístrojem DTP-2

Statestézie byla vyšetřována v loketních kloubech a v oblasti krční páteře. V případě měření statestézie přístrojem DTP-2 byla použita funkce šgoniometr, 1 krajní poloha. Snímání bodů při hodnocení statestézie v oblasti krční páteře probíhalo

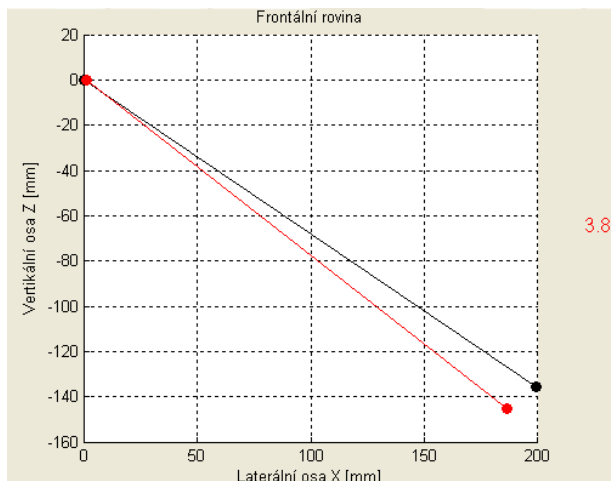
v tomto po adí: processus spinosus C7 a vertex (pop . -pi ka nosu) v poloze nastavené vy-et ujícím a poté processus spinosus C7 a vertex (pop . -pi ka nosu) v poloze, kterou zaujal proband. Body p i hodnocení statestézie v oblasti loketních kloub byly snímány v tomto po adí: epicondylus lateralis humeri a processus styloideus radii v poloze, kterou nastavil vy-et ující a následn epicondylus lateralis a processus styloideus radii v poloze, kterou zaujal proband.

Pro hodnocení statestézie v oblasti kr ní páte e byly vyuffity jifl ozna ené body, a to processus spinosus C7, vertex a -pi ka nosu. Poloha pacienta byla vsed na fídlí levým bokem k základní desce (anteflexe/retroflexe) nebo zády k základní desce (rotace) s nap ímenou páte í, horními kon etinami podél t la. Kr ní páte byla probandovi se zav enýma o ima pasivn nastavena do ur ité polohy ó postupn 20° anteflexe, 20° retroflexe, 30° rotace vpravo a 30° rotace vlevo. Proband byl vyzván, aby si tuto polohu b hem 5 sekund zapamatoval a hrotem polohového sníma e byla tato poloha zaznamenána. Poté, co proband vrátil kr ní páte do nap ímeného postavení, byl pofládán, aby kr ní páte uvedl do polohy, kterou si m l zapamatovat. Po navrácení kr ní páte e do této polohy byla poloha zaznamenána pomocí p ístroje DTP-2. Takto byla statestézie pro kafdý pohyb kr ní páte e vy-et ena t íkrát.

P i vy-et ení statestézie v loketním kloubu dominantní i nedominantní horní kon etiny byly jako body pro m ení ozna eny epicondylus lateralis humeri a processus styloideus radii. Proband byl vy-et en v nap ímeném stojí s postavením nohou na -í ku pánve a horními kon etinami v addukci u t la, extenzí v lokti a p edloktím v neutrálním postavení.

Loketní kloub byl pasivn uveden p íbifln do 50• flexe a p edloktí bylo nastaveno do supinace. B hem vy-et ování z stávala pafl e u t la. Pacient byl vyzván, aby si tuto polohu loketního kloubu zapamatoval. Poté proband vrátil horní kon etinu voln podél t la ó addukce ramenního kloubu, extenze v lokti, neutrální postavení p edloktí. Následn byl vyzván, aby uvedl loket do polohy, kterou si m l zapamatovat. Statestézie byla m ena t íkrát, a to jak na dominantní, tak i na nedominantní horní kon etin .

Získané záznamy graficky i numericky zobrazují odchylku probandem nastavené polohy od polohy nastavené vy-et ujícím tj. odchylku od testované polohy (Obrázek 8).



Obrázek 8. Grafické a numerické znázornění odchylky znovu nastavené polohy (erven) od pasivně nastavené polohy (ern) v oblasti pravého lokte (snímek obrazovky z počítačového programu k DTP-2)

4.3.3 Modifikovaný test podle Petrie

Proband byl testován vsed se zavřenými očima. Dva devné bloky byly umístěny na stran vyšetřované konetiny. Proband ohmatával testovací blok rukou mezi palcem a ukazováčkem po dobu cca 30 sekund a snažil se zapamatovat si jeho šířku. Poté byl vyzván, aby se pokusil na vyhodnocovacím bloku nalézt šířku, kterou si zapamatoval. Na vyhodnocovacím bloku byla vyznačena stupnice, na které byla jako 0 vyznačena hodnota šířky bloku 63 mm, což odpovídá šířce testovacího bloku. Od hodnoty 0 byly dále vyznačeny co 1 centimetr značky. V záznamech byla šesti v centimetrech hodnocena kladná i záporná odchylka od nulové hodnoty. Test byl proveden třikrát na obou horních konetinách.

4.3.4 Vyšetření vibračního

Palestézie byla vyšetřena kalibrovanou ladičkou 128 Hz. Rozvibrovaná ladička byla položená na pravý i levý processus styloideus radii a processus spinosus C7. Proband byl vyšetřen vsed na fidli s horními konetinami položenými na svých stehnech, jeho předloktí bylo ve středním postavení. Proband měl při vyšetření zavřená oči a hlásil vyšetřujícímu moment, kdy přestal vibraci cítit. Vyšetřující v tuto chvíli odečetl hodnotu na osmistupňové stupnici a následně ji vyjádřil poměrem (ideální poměr je 8/8). Tímto vyšetřením byly vyloučeny poruchy vnímání vibrací.

4.3.5 Zacílení na střed teré bez zrakové kontroly

Při tomto testu stál vyšetřovaný proband 65 cm od teréne umístěného na zdi. Střed teréne byl umístěn ve výšce 145 cm nad podlahou. Kruhnicemi byly v centimetrech označeny vzdálenosti od středu teréne. Střed teréne byl hodnocen jako 0. Vyšetřovanému se zavěnyma očima stojícímu nejprve předem a později bokem k testovacímu terénu byla pasivně nastavena horní končetina tak, aby její ukazováček mířil na střed teréne. Vyšetřovaný měl za úkol si tuto polohu zapamatovat, poté připevnil horní končetinu a byl vyzván, aby zaujal předvedenou pozici na terénu. Pomocí kruhnic byl v centimetrech hodnocen rozdíl v nastavení. Tento test byl proveden v poloze bokem předem třikrát na obou horních končetinách.

4.3.6 Aplikace vibrací přístrojem Redcord Stimula

Vibrace byly probandovi aplikovány v oblasti krční páteře pomocí přístroje Redcord Stimula v poloze vleže na zádech (Obrázek 9). Hlava probanda byla umístěna v rozdvojeném popruhu, který byl pomocí pevných lan připevněn k systému Redcord nacházejícím se přímo nad hlavou probanda. Jedna z částí rozdvojeného popruhu byla umístěna v oblasti záhlaví a druhá část rozdvojeného popruhu blízko vrcholu hlavy. Hlava probanda byla umístěna mimo lehátko tak, aby byla držena pouze rozdvojeným popruhem. Krční páteř byla nastavena do neutrální pozice s fyziologickou lordózou. Toto nastavení krční páteře by měl proband udržet s minimální námahou po celou dobu aplikace vibrací. Proband byl poučen o tom, že by v této pozici neměl pociťovat žádné bolesti, závrať nebo nevolnost. Přístroj Redcord Stimula byl připevněn na závěsná lana ve 2/3 délky lan. Vibrace nastavené v zeleném pásmu energie a o frekvenci 20 Hz byly aplikovány 5 x 20 sekund. Vždy po aplikaci vibrací následovala 40 sekund pauza.



Obrázek 9. Poloha probanda při aplikaci vibrací (fotoarchiv autorky, 2014)

4.4 Statistická analýza dat

Naměřená data byla statisticky zpracována pomocí programu STATISTICA ver.12. U všech sledovaných parametrů byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr (M), medián (MED), směrodatná odchylka (SD), minimální (MIN) a maximální hodnota (MAX).

K testování 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 jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e u zdravých jedinc není statisticky významný rozdíl v polohocitu kr ní páte e do anteflexe m eném p ístrojem DTP-2.

Tabulka 2. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti kr ní páte e do anteflexe (ve stupních odchyly od testované polohy) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
FLX1 p	3,17	2,39	0,09	8,33	2,33
FLX2 p	2,39	2,06	0,05	8,38	1,92
FLX3 p	1,82	1,34	0,01	5,71	1,44
FLX pr m p	2,46	2,33	0,49	6,86	1,35
FLX1 po	2,51	1,92	0,09	7,92	1,81
FLX2 po	2,84	2,4	0,28	8,28	1,83
FLX3 po	2,59	1,63	0,01	10,75	2,64
FLX pr m po	2,64	2,33	0,61	7,16	1,49

Vysv tlivky k tabulce 2.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylyka

FLX1 p - polohocit do anteflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

FLX2 p - polohocit do anteflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

FLX3 p - polohocit do anteflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

FLX pr m p - polohocit do anteflexe Cp p ed aplikací vibrací ó pr m r

FLX1 po - polohocit do anteflexe Cp po aplikaci vibrací ó 1. pokus

FLX2 po - polohocit do anteflexe Cp po aplikaci vibrací ó 2. pokus

FLX 3 po - polohocit do anteflexe Cp po aplikaci vibrací ó 3. pokus

FLX pr m po - polohocit do anteflexe Cp po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 3. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 1

Dvojice proměnných	Počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
FLX 1 p & FLX 1 po	50	1,9354	0,0529
FLX 2 p & FLX 2 po	50	1,2694	0,2042
FLX 3 p & FLX 3 po	50	1,1921	0,2331
FLX pr m p & FLX pr m po	50	0,6419	0,5209

Vysvětlivky k tabulce 3.: viz Vysvětlivky k tabulce 2.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit anteflexe C_p , vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený pístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 2.

Z tabulky 3. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do anteflexe C_p naměřenými pístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací **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 jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e u zdravých jedinc není statisticky významný rozdíl v polohocitu kr ní páte e do retroflexe m eném pístrojem DTP-2.

Tabulka 4. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti kr ní páte e do retroflexe (ve stupních odchylky od testované polohy) m ený pístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací pístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
EXT1 p	2,26	1,98	0,02	10,82	2,19
EXT2 p	2,05	1,59	0,01	7,17	1,62
EXT3 p	2,53	2,42	0,12	7,29	1,75
EXT pr m p	2,28	2,18	0,19	5,92	1,25
EXT1 po	2,09	1,89	0,06	7,5	1,67
EXT2 po	2,39	1,95	0,09	7,71	1,45
EXT3 po	2,12	1,94	0,18	10,88	1,66
EXT pr m po	2,2	1,98	0,58	7,51	1,14

Vysv tlivky k tabulce 4.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

EXT1 p - polohocit do retroflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

EXT2 p - polohocit do retroflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

EXT3 p - polohocit do retroflexe Cp p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

EXT pr m p - polohocit do retroflexe Cp p ed aplikací vibrací ó pr m r

EXT1 po - polohocit do retroflexe Cp po aplikaci vibrací ó 1. pokus

EXT2 po - polohocit do retroflexe Cp po aplikaci vibrací ó 2. pokus

EXT3 po - polohocit do retroflexe Cp po aplikaci vibrací ó 3. pokus

EXT pr m po - polohocit do retroflexe Cp po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 5. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy $H_0 2$

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
EXT1 p & EXT1 po	50	0,3040	0,7610
EXT2 p & EXT2 po	50	1,5879	0,1122
EXT3 p & EXT3 po	50	1,1342	0,2566
EXT pr m p & EXT pr m po	50	0,2751	0,7832

Vysvětlivky k tabulce 5.: viz Vysvětlivky k tabulce 4.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit retroflexe Cp, vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 4.

Z tabulky 5. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do retroflexe Cp naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza $H_0 2$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.3 Výsledky testování hypotézy $H_0 3$

$H_0 3$: Po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e u zdravých jedinc není statisticky významný rozdíl v polohocitu kr ní páte e do rotace vpravo m eném p ístrojem DTP-2.

Tabulka 6. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti kr ní páte e do rotace vpravo (ve stupních odchylky od testované polohy) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT P1 p	3,05	2,36	0,4	7,64	2,15
ROT P2 p	2,73	2,09	0,07	9,99	2,35
ROT P3 p	2,28	1,79	0,19	7,32	1,75
ROT P pr m p	2,69	2,55	0,34	7,59	1,43
ROT P1 po	2,46	2,15	0,14	8,59	2,04
ROT P2 po	2,08	1,86	0,01	6,64	1,48
ROT P3 po	2,04	1,69	0,07	5,13	1,44
ROT P pr m po	2,19	1,92	0,35	4,75	1,08

Vysv tlivky k tabulce 6.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

ROT P1 p - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

ROT P2 p - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

ROT P3 p - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

ROT P pr m p - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo p ed aplikací vibrací ó pr m r

ROT P1 po - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo po aplikaci vibrací ó 1. pokus

ROT P2 po - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo po aplikaci vibrací ó 2. pokus

ROT P3 po - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo po aplikaci vibrací ó 3. pokus

ROT P pr m po - polohocit do rotace kr ní páte e vpravo po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 7. 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 p & ROT P 1 po	50	1,5783	0,1144
ROT P 2 p & ROT P 2 po	50	1,4721	0,1409
ROT P 3 p & ROT P 3 po	50	1,2501	0,2112
ROT P pr m p & ROT P pr m po	50	2,2347	0,0254

Vysvětlivky k tabulce 7.: viz Vysvětlivky k tabulce 6.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit rotace C_p vpravo, vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 6.

Z tabulky 7. vyplývá, že rozdíl mezi průměrnými hodnotami odchylek polohocitu do rotace C_p vpravo naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací je dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný**. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza $H_0 3$ zamítnuta** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.4 Výsledky testování hypotézy $H_0 4$

$H_0 4$: Po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e u zdravých jedinc není statisticky významný rozdíl v polohocitu kr ní páte e do rotace vlevo m eném p ístrojem DTP-2.

Tabulka 8. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti kr ní páte e do rotace vlevo (ve stupních odchylky od testované polohy) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT L1 p	2,27	1,68	0,04	7,46	1,89
ROT L2 p	1,99	1,69	0,15	5,15	1,54
ROT L3 p	2,13	1,72	0,02	7,2	1,73
ROT L pr m p	2,13	1,78	0,39	4,64	1,14
ROT L1 po	2,11	1,54	0,01	7,64	2
ROT L2 po	2,69	2,2	0,02	9,75	2
ROT L3 po	2,3	2,19	0,16	6,1	1,47
ROT L pr m po	2,37	2,23	0,65	5,35	1,23

Vysv tlivky k tabulce 8.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

ROT L1 p - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

ROT L2 p - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

ROT L3 p - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

ROT L pr m p - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo p ed aplikací vibrací ó pr m r

ROT L1 po - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo po aplikaci vibrací ó 1. pokus

ROT L2 po - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo po aplikaci vibrací ó 2. pokus

ROT L3 po - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo po aplikaci vibrací ó 3. pokus

ROT L pr m po - polohocit do rotace kr ní páte e vlevo po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 9. 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 p & ROT L 1 po	50	0,6033	0,5462
ROT L 2 p & ROT L 2 po	50	1,9547	0,0506
ROT L 3 p & ROT L 3 po	50	1,0377	0,2993
ROT L pr m p & ROT L pr m po	50	1,1535	0,2486

Vysvětlivky k tabulce 9.: viz Vysvětlivky k tabulce 8.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit rotace C_p vlevo, vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený pístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 8.

Z tabulky 9. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu do rotace C_p vlevo naměřenými pístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza H_0 4 přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.5 Výsledky testování hypotézy $H_0 5$

$H_0 5$: Po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravého loketního kloubu m eném p ístrojem DTP-2.

Tabulka 10. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravého loketního kloubu (ve stupních odchylky od testované polohy) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
LOK P1 p	6,29	5,27	0,03	21,48	4,73
LOK P2 p	4,36	3,98	0,05	15,52	3,3
LOK P3 p	5,23	4,37	0,02	23,54	4,71
LOK P pr m p	5,3	4,56	0,8	15,63	3,2
LOK P1 po	5,64	5,24	0,06	16,95	3,97
LOK P2 po	5,2	5,33	0,1	14,88	3,13
LOK P3 po	4,87	4,66	0,04	13,71	3,22
LOK P pr m po	5,24	5,11	0,41	12,82	2,63

Vysv tlivky k tabulce 10.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

LOK P1 p - polohocit pravého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

LOK P2 p - polohocit pravého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

LOK P3 p - polohocit pravého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

LOK P pr m p - polohocit pravého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó pr m r

LOK P1 po - polohocit pravého loketního kloubu vlevo po aplikaci vibrací ó 1. pokus

LOK P2 po - polohocit pravého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó 2. pokus

LOK P3 po - polohocit pravého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó 3. pokus

LOK P pr m po - polohocit pravého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 11. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 5

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
LOK P1 p & LOK P1 po	50	0,5936	0,5527
LOK P2 p & LOK P2 po	50	1,5976	0,1101
LOK P3 p & LOK P3 po	50	0,1303	0,8963
LOK P pr m p & LOK P pr m po	50	0,0627	0,9499

Vysvětlivky k tabulce 11.: viz Vysvětlivky k tabulce 10.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravého loketního kloubu, vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 10.

Z tabulky 11. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu pravého loketního kloubu naměřenými přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. Statistickým zpracováním výsledků 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 jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e není statisticky významný rozdíl v polohocitu levého loketního kloubu m eném p ístrojem DTP-2.

Tabulka 12. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti levého loketního kloubu (ve stupních odchylky od nastavené polohy) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
LOK L1 p	6,78	5,92	0,05	20,52	4,95
LOK L2 p	6,12	5,62	0,36	18,77	4,53
LOK L3 p	5,34	4,22	0,16	17,43	4,37
LOK L pr m p	6,08	5,35	1,14	16,58	3,84
LOK L1 po	6,14	5,06	0,25	20,95	4,86
LOK L2 po	4,87	4,08	0,05	13,61	3,88
LOK L3 po	5,16	4,96	0,02	14,95	3,33
LOK L pr m po	5,39	5,33	0,85	16,11	3,18

Vysv tlivky k tabulce 12.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

LOK L1 p - polohocit levého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

LOK L2 p - polohocit levého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

LOK L3 p - polohocit levého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

LOK L pr m p - polohocit levého loketního kloubu p ed aplikací vibrací ó pr m r

LOK L1 po - polohocit levého loketního kloubu vlevo po aplikaci vibrací ó 1. pokus

LOK L2 po - polohocit levého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó 2. pokus

LOK L3 po - polohocit levého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó 3. pokus

LOK L pr m po - polohocit levého loketního kloubu po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 13. 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 p & LOK L 1 po	50	0,8929	0,3718
LOK L 2 p & LOK L 2 po	50	1,7713	0,0764
LOK L 3 p & LOK L 3 po	50	0,1399	0,8886
LOK L pr m p & LOK L pr m po	47	1,0687	0,2851

Vysvětlivky k tabulce 13.: viz Vysvětlivky k tabulce 12.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti levého loketního kloubu, vyjádřený odchylkou od testované polohy, měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 12.

Z tabulky 13. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu levého loketního kloubu naměřené přístrojem DTP-2 před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. Statistickým zpracováním výsledků byla **hypotéza $H_0 6$ přijata** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.7 Výsledky testování hypotézy H_07

H_07 : Po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní kon etiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

Tabulka 14. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravé horní kon etiny (v centimetrech odchylky od nulové hodnoty) testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
P1 p	2,68	2,00	0,00	15,00	2,74
P2 p	2,78	2,00	0,00	13,00	2,78
P3 p	2,60	2,00	0,00	9,00	2,29
P pr m p	2,69	2,00	0,33	12,33	2,23
P1 po	2,52	2,00	0,00	6,00	1,81
P2 po	2,66	2,00	0,00	8,00	2,05
P3 po	2,36	2,00	0,00	7,00	2,04
P pr m po	2,51	2,17	0,00	6,33	1,65

Vysv tlivky k tabulce 14.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

P1 p - polohocit pravé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

P2 p - polohocit pravé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

P3 p - polohocit pravé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

P pr m p - polohocit pravé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó pr m r

P1 po - polohocit pravé horní kon etiny vlevo po aplikaci vibrací ó 1. pokus

P2 po - polohocit pravé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó 2. pokus

P3 po - polohocit pravé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó 3. pokus

P pr m po - polohocit pravé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 15. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 7

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P1 p & P1 po	47	0,0952	0,9241
P2 p & P2 po	42	0,0437	0,9650
P3 p & P3 po	41	0,8358	0,4032
P pr m p & P pr m po	46	0,1638	0,8698

Vysvětlivky k tabulce 15.: viz Vysvětlivky k tabulce 14.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravé horní končetiny, vyjádřený odchylkou (v centimetrech) od nulové hodnoty, testovaný modifikovaným testem dle Petrie, před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 14.

Z tabulky 15. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu pravé horní končetiny testované pomocí modifikovaného testu dle Petrie před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** ani pro jeden z pokusů. Statistickým zpracováním výsledků 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 jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní kon etiny testovaném pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

Tabulka 16. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti levé horní kon etiny (v centimetrech odchylky od nulové hodnoty) testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
L 1 p	2,90	3,00	0,00	9,00	2,10
L2 p	2,66	2,00	0,00	9,00	2,19
L3 p	2,66	2,50	0,00	9,00	2,07
L pr m p	2,74	2,33	0,33	7,00	1,66
L1 po	2,02	2,00	0,00	6,00	1,78
L2 po	2,14	1,50	0,00	8,00	1,82
L3 po	1,90	1,00	0,00	8,00	1,84
L pr m po	2,02	1,67	0,33	6,00	1,46

Vysv tlivky k tabulce 16.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

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

SD - sm rodatná odchylka

L1 p - polohocit levé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

L2 p - polohocit levé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

L3 p - polohocit levé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

L pr m p - polohocit levé horní kon etiny p ed aplikací vibrací ó pr m r

L1 po - polohocit levé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó 1. pokus

L2 po - polohocit levé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó 2. pokus

L3 po - polohocit levé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó 3. pokus

L pr m po - polohocit levé horní kon etiny po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 17. 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	41	2,4491	0,0143
L2 p & L2 po	39	1,2699	0,2041
L3 p & L3 po	44	2,1239	0,0336
L pr m p & L pr m po	47	3,1005	0,0019

Vysvětlivky k tabulce 17.: viz Vysvětlivky k tabulce 16.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti levé horní končetiny, vyjádřený odchylkou od nulové hodnoty (v centimetrech), testovaný modifikovaným testem dle Petrie před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 16.

Z tabulky 17. vyplývá, že rozdíl mezi prvními, třetími a prvnými hodnotami odchylek polohocitu levé horní končetiny testované pomocí modifikovaného testu dle Petrie před a po aplikaci vibrací **je** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný**. Statistickým zpracováním výsledků se **hypotéza H_0 8 zamítá** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.9 Výsledky testování hypotézy H_09

H_09 : Po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e není statisticky významný rozdíl v polohocitu pravé horní kon etiny testovaném pomocí testu zacílení na st ed ter e.

Tabulka 18. Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravé horní kon etiny (v centimetrech odchylky od st edu ter e) testovaný pomocí testu zacílení na ter zep edu i zboku p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
P P1 p	2,30	2,00	0,00	8,00	1,81
P P2 p	1,80	1,00	0,00	7,00	1,59
P P3 p	1,46	1,00	0,00	6,00	1,27
P P pr m p	1,85	1,67	0,33	6,00	1,20
P P1 po	1,90	1,00	0,00	6,00	1,46
P P2 po	1,50	1,00	0,00	6,00	1,30
P P3 po	1,48	1,00	0,00	4,00	1,13
P P pr m po	1,63	1,33	0,33	5,00	1,05
B P1 p	2,10	2,00	0,00	7,00	1,78
B P2 p	1,84	2,00	0,00	6,00	1,31
B P3 p	1,70	1,00	0,00	9,00	1,47
B P pr m p	1,88	1,67	0,33	7,00	1,15
B P1 po	1,92	1,50	0,00	7,00	1,55
B P2 po	1,78	1,00	0,00	6,00	1,59
B P3 po	1,74	1,00	0,00	6,00	1,65
B P pr m po	1,81	1,33	0,33	5,33	1,27

Vysv tlivky k tabulce 18.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od st edu ter e

SD - sm rodatná odchylka

P P1 p - polohocit pravé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

P P2 p - polohocit pravé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 2. pokus
P P3 p - polohocit pravé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 3. pokus
P P pr m p - polohocit pravé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó pr m r
P P1 po - polohocit pravé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 1. pokus
P P2 po - polohocit pravé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 2. pokus
P P3 po - polohocit pravé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 3. pokus
P P pr m po - polohocit pravé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó pr m r
B P1 p - polohocit pravé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 1. pokus
B P2 p - polohocit pravé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 2. pokus
B P3 p - polohocit pravé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 3. pokus
B P pr m p - polohocit pravé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó pr m r
B P1 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 1. pokus
B P2 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 2. pokus
B P3 po - polohocit pravé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 3. pokus
B P pr m po - polohocit pravé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 19. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ověření hypotézy H_0 9

Dvojice proměnných	počet platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P P1 p & P P1 po	40	1,1357	0,2560
P P2 p & P P2 po	33	1,2328	0,2176
P P3 p & P P3 po	33	0,3484	0,7275
P P pr m p & P P pr m po	41	1,1468	0,2514
B P1 p & B P1 po	37	0,4148	0,6782
B P2 p & B P2 po	33	0,1965	0,8441
B P3 p & B P3 po	33	0,0178	0,9857
B P pr m p & B P pr m po	43	0,8875	0,3748

Vysvětlivky k tabulce 19.: viz Vysvětlivky k tabulce 18.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti pravé horní končetiny, vyjádřený odchylkou od střední hodnoty (v centimetrech), testovaný zacílením na střední hodnotu před a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti krční páteře, jsou uvedeny v tabulce 18.

Z tabulky 19. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu pravé horní končetiny testované pomocí testu zacílení na střed před a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** pro všechny pokusy. Statistickým zpracováním výsledků se **hypotéza $H_0 9$ přijímá** na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5.10 Výsledky testování hypotézy $H_0 10$

$H_0 10$: Po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře není statisticky významný rozdíl v polohocitu levé horní končetiny testované pomocí testu zacílení na střed terénu.

Tabulka 20. Základní statistické charakteristiky pro polohocitu v oblasti levé horní končetiny (v centimetrech odchylky od středu terénu) testovaný pomocí testu zacílení na střed terénu zepedu i z boku před a po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
P L1 p	2,38	2,00	1,00	8,00	1,87
P L2 p	1,70	1,00	0,00	5,00	1,15
P L3 p	1,58	1,00	0,00	7,00	1,50
P L pr m p	1,89	1,83	0,33	4,67	1,06
P L1 po	2,54	2,00	0,00	6,00	1,61
P L2 po	1,46	1,00	0,00	4,00	1,05
P L3 po	1,68	1,00	0,00	7,00	1,53
P L pr m po	1,89	1,67	0,33	5,67	1,10
B L1 p	2,64	2,00	0,00	7,00	1,75
B L2 p	2,36	2,00	0,00	8,00	1,57
B L3 p	1,76	2,00	0,00	5,00	1,25
B L pr m p	2,25	2,33	0,33	4,33	0,96
B L1 po	2,34	2,00	0,00	7,00	1,76
B L2 po	1,92	1,50	0,00	5,00	1,41
B L3 po	1,78	2,00	0,00	5,00	1,30
B L pr m po	2,01	1,83	0,33	4,67	1,08

Vysv tlivky k tabulce 20.:

M - aritmetický pr m r

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota odchylky od st edu ter e

SD - sm rodatná odchylka

P L1 p - polohocit levé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

P L2 p - polohocit levé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

P L3 p - polohocit levé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

P L pr m p - polohocit levé HK testovaný zep edu p ed aplikací vibrací ó pr m r

P L1 po - polohocit levé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 1. pokus

P L2 po - polohocit levé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 2. pokus

P L3 po - polohocit levé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó 3. pokus

P L pr m po - polohocit levé HK testovaný zep edu po aplikaci vibrací ó pr m r

B L1 p - polohocit levé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 1. pokus

B L2 p - polohocit levé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 2. pokus

B L3 p - polohocit levé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó 3. pokus

B L pr m p - polohocit levé HK testovaný zboku p ed aplikací vibrací ó pr m r

B L1 po - polohocit levé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 1. pokus

B L2 po - polohocit levé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 2. pokus

B L3 po - polohocit levé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó 3. pokus

B L pr m po - polohocit levé HK testovaný zboku po aplikaci vibrací ó pr m r

Tabulka 21. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro ov ení hypotézy H_0 10

Dvojice prom nných	po et platných	Hodnota testového kritéria Z	Hladina statistické významnosti p
P L1 p & P L1 po	37	0,3922	0,6948
P L2 p & P L2 po	33	1,2150	0,2243
P L3 p & P L3 po	35	0,4504	0,6524
P L pr m p & P L pr m po	44	0,2917	0,7704
B L1 p & B L1 po	39	0,7605	0,4469
B L2 p & B L2 po	35	1,4659	0,1426
B L3 p & B L3 po	33	0,3930	0,6942
B L pr m p & B L pr m po	48	1,4102	0,1584

Vysv tlivky k tabulce 21.: viz Vysv tlivky k tabulce 20.

Základní statistické charakteristiky pro polohocit v oblasti levé horní kon etiny, vyjád ený odchylkou od st edu ter e (v centimetrech), testovaný zacílením na st ed ter e p ed a po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti kr ní páte e, jsou uvedeny v tabulce 20.

Z tabulky 21. vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami odchylek polohocitu levé horní kon etiny testované pomocí testu zacílení na st ed p ed a po aplikaci vibrací **není** dle Wilcoxonova párového testu **statisticky významný** pro všechny pokusy. Statistickým zpracováním výsledk se **hypotéza H_0 10 p íjímá** na hladin statistické významnosti $p < 0,05$.

5.11 Výsledky k výzkumné otázce 1

Jak se u zdravých jedinc po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula v oblasti kr ní páte e zm ní rozsah pohyb kr ní páte e?

Anteflexe kr ní páte e

Tabulka 22. Základní statistické charakteristiky pro rozsah anteflexe (p edklonu) kr ní páte e (ve stupních) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
FLX p	50,85	51,42	28,36	68,48	10,59
FLX po	49,56	49,92	24,69	69,69	8,70

Vysv tlivky k tabulce 22:

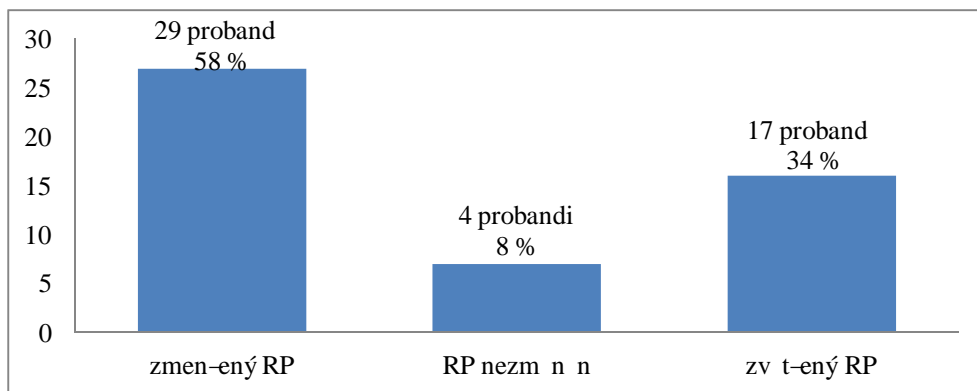
M - aritmetický pr m r

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota anteflexe

FLX p - anteflexe Cp p ed aplikací vibrací

FLX po - anteflexe Cp po aplikaci vibrací



Obrázek 10. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu anteflexe Cp po aplikovaných vibracích

Průměrné hodnoty rozsahu předklonu Cp jsou uvedeny v tabulce 22. Před aplikací vibrací byl průměrný rozsah anteflexe Cp 50,85°. Po aplikovaných vibracích byl průměrný rozsah anteflexe Cp 49,56°. Při porovnání průměrných hodnot rozsahu anteflexe Cp před a po aplikaci vibrací je po aplikaci vibrací patrné průměrné snížení rozsahu anteflexe Cp o 1,29° (2,53 %).

Počet probandů, u kterých došlo ke změně i zvětšení rozsahu anteflexe Cp a také probandů, u kterých nedošlo ke změně rozsahu anteflexe je znázorněno na obrázku 10. Do skupiny probandů s nezměněným rozsahem pohybu byli zařazeni jedinci s rozdílem v rozsahu anteflexe před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 10 je patrné, že u 58 % jedinců došlo ke změně rozsahu anteflexe Cp po aplikovaných vibracích, u 8 % nenastala žádná změna v rozsahu anteflexe po aplikovaných vibracích, a u 34 % jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu anteflexe.

Při použití Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu anteflexe Cp na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,1941$).

Retroflexe krční páteře

Tabulka 23. Základní statistické charakteristiky pro rozsah retroflexe krční páteře (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
EXT p	56,98	57,32	26,93	86,74	12,37
EXT po	55,23	55,52	32,73	79,84	12,02

Vysvětlivky k tabulce 23:

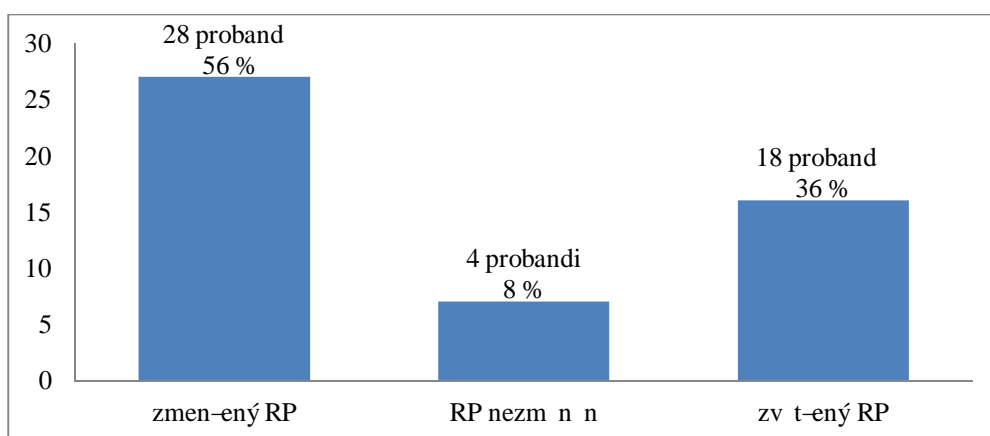
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota extenze

EXT p - extenze Cp před aplikací vibrací

EXT po - extenze Cp po aplikaci vibrací



Obrázek 11. Počet a procentuální zastoupení změny rozsahu extenze Cp po aplikovaných vibracích

Průměrné hodnoty rozsahu extenze Cp jsou uvedeny v tabulce 23. Před aplikací vibrací byl průměrný rozsah extenze Cp 56,98°. Po aplikovaných vibracích byl průměrný rozsah extenze Cp 55,23°. Při porovnání průměrných hodnot rozsahu retroflexe Cp před a po aplikaci vibrací je po aplikaci vibrací patrné snížení rozsahu extenze Cp průměrně o 1,75° (3,07 %).

Počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení i zvětšení rozsahu extenze Cp a také probandů, u kterých nedošlo ke změně rozsahu extenze je znázorněno na obrázku 11. Do skupiny probandů s nezměněným rozsahem pohybu byli zařazeni jedinci s rozdílem v rozsahu extenze před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 11. je patrné, že u 56 % jedinců došlo ke zmenšení rozsahu extenze Cp po aplikovaných vibracích, u 8 % nenastala žádná změna v rozsahu extenze po aplikovaných vibracích, a u 36 % jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu extenze.

Z hlediska statistické významnosti nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu extenze Cp na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,1908$).

Lateroflexe kr ní páte e vpravo

Tabulka 24. Základní statistické charakteristiky pro rozsah lateroflexe kr ní páte e vpravo (ve stupních) m ený p ístrojem DTP-2 p ed a po jednorázové aplikaci vibrací p ístrojem Redcord Stimula

Prom nné	M	MED	MIN	MAX	SD
LAT P p	33,06	31,67	22,78	48,80	5,74
LAT P po	30,93	29,76	22,47	48,86	5,57

Vysv tlivky k tabulce 24:

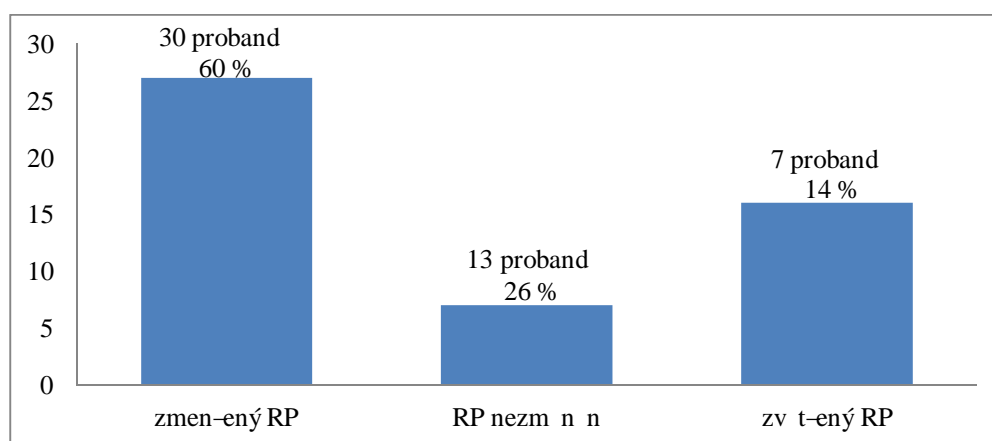
M - aritmetický pr m r

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota lateroflexe Cp vpravo

LAT P p - lateroflexe Cp vpravo p ed aplikací vibrací

LAT P po - lateroflexe Cp vpravo po aplikací vibrací



Obrázek 12. Po et a procentuální zastoupení zm n rozsahu lateroflexe Cp vpravo po aplikovaných vibracích

Pr m rné hodnoty rozsahu lateroflexe Cp vpravo jsou uvedeny v tabulce 24. P ed aplikací vibrací byl pr m rný rozsah úklonu Cp vpravo 33,06°. Po aplikovaných vibracích byl pr m rný rozsah úklonu Cp vpravo 30,93°. P i porovnání pr m rných hodnot rozsahu lateroflexe Cp vpravo p ed a po aplikaci vibrací je po aplikaci vibrací patrné pr m rné snížení rozsahu lateroflexe Cp vpravo o 2,13° (6,44 %).

Po et proband , u kterých do-lo ke zmen-ení i zv t-ení rozsahu lateroflexe Cp vpravo a také proband , u kterých nedo-lo ke zm n rozsahu lateroflexe Cp vpravo je znázorn n na obrázku 12. Do skupiny proband s nezm n ným rozsahem pohybu byli

za azeni jedinci s rozdílem v rozsahu úklonu vpravo před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 12. je patrné, že u 60 % jedinců došlo ke změně rozsahu úklonu Cp vpravo po aplikovaných vibracích, u 26 % nenastala žádná změna v rozsahu úklonu Cp vpravo po aplikovaných vibracích, a u 14 % jedinců bylo zaznamenáno zvýšení rozsahu úklonu Cp vpravo.

Z hlediska statistické významnosti je patrný statisticky významný rozdíl v rozsahu úklonu Cp vpravo na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,0002$).

Lateroflexe krční páteře vlevo

Tabulka 25. Základní statistické charakteristiky pro rozsah lateroflexe krční páteře vlevo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
LAT L p	32,81	32,20	19,13	48,77	6,27
LAT L po	32,32	30,92	22,28	52,60	6,00

Vysvětlivky k tabulce 25:

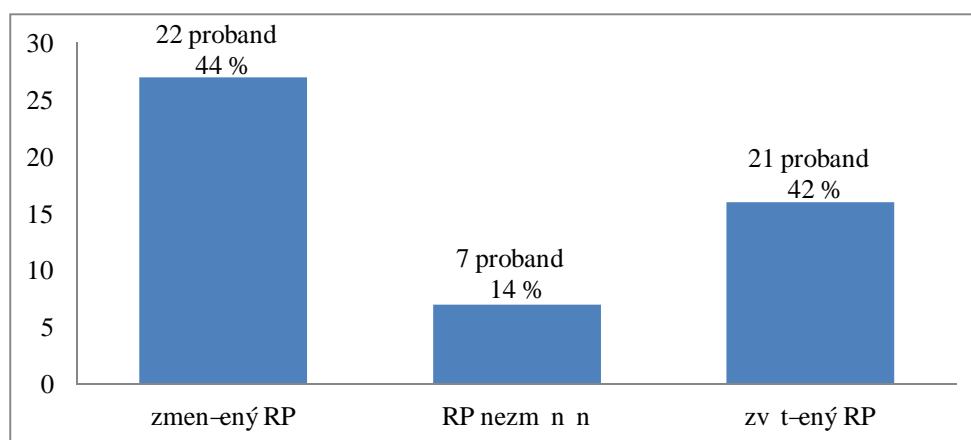
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota lateroflexe Cp vlevo

LAT L p - lateroflexe Cp vlevo před aplikací vibrací

LAT L po - lateroflexe Cp vlevo po aplikaci vibrací



Obrázek 13. Počet a procentuální zastoupení změn v rozsahu lateroflexe Cp vlevo po aplikovaných vibracích

Průměrné hodnoty rozsahu lateroflexe Cp vlevo jsou uvedeny v tabulce 25. Před aplikací vibrací byl průměrný rozsah úklonu Cp vlevo 32,81°. Po aplikovaných vibracích byl průměrný rozsah úklonu Cp vlevo 32,32°. Při porovnání průměrných hodnot rozsahu lateroflexe Cp vlevo před a po aplikaci vibrací lze po aplikaci vibrací vidět průměrné snížení rozsahu lateroflexe Cp vlevo o 0,49° (1,49%).

Počet probandů, u kterých došlo ke změně i zvýšení rozsahu lateroflexe Cp vlevo a také probandů, u kterých nedošlo ke změně rozsahu lateroflexe Cp vlevo je znázorněno na obrázku 13. Do skupiny probandů s nezměněným rozsahem pohybu byli zařazeni jedinci s rozdílem v rozsahu úklonu vlevo před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 13. je patrné, že u 44% jedinců došlo ke změně rozsahu úklonu Cp vlevo po aplikovaných vibracích, u 14% nenastala žádná změna v rozsahu úklonu Cp vlevo po aplikovaných vibracích, a u 42% jedinců bylo zaznamenáno zvýšení rozsahu úklonu Cp vlevo.

Z hlediska statistické významnosti nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu lateroflexe Cp vlevo na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,5022$).

Rotace krční páteře vpravo

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

Průměrné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT P p	48,54	46,92	33,00	70,97	8,09
ROT P po	48,07	48,35	28,50	85,74	9,73

Vysvětlivky k tabulce 26:

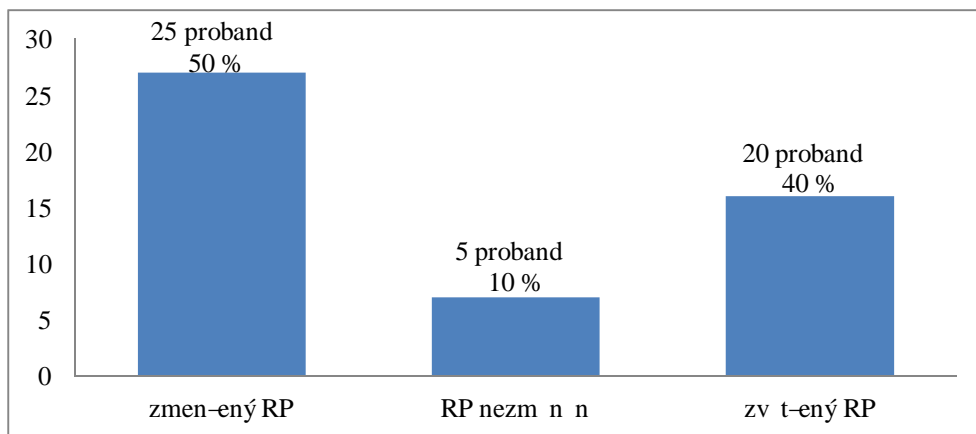
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota rotace Cp vpravo

ROT P p - rotace Cp vpravo před aplikací vibrací

ROT P po - rotace Cp vpravo po aplikaci vibrací



Obrázek 14. Počet a procentuální zastoupení změn rozsahu rotace Cp vpravo po aplikovaných vibracích

Průměrné hodnoty rozsahu rotace Cp vpravo jsou uvedeny v tabulce 26. Před aplikací vibrací byl průměrný rozsah rotace Cp vpravo 48,54°. Po aplikovaných vibracích byl průměrný rozsah rotace Cp vpravo 48,07°. Při porovnání průměrných hodnot rozsahu rotace Cp vpravo před a po aplikaci vibrací lze po aplikaci vibrací vidět průměrné snížení rozsahu rotace Cp vpravo o 0,47° (0,97 %).

Počet probandů, u kterých došlo ke změně i zvětšení rozsahu rotace Cp vpravo a také probandů, u kterých nedošlo ke změně rozsahu rotace Cp vpravo je znázorněno na obrázku 14. Do skupiny probandů s nezměněným rozsahem pohybu byli zařazeni jedinci s rozdílem v rozsahu rotace vpravo před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 14. je patrné, že u 50 % jedinců došlo ke změně rozsahu rotace Cp vpravo po aplikovaných vibracích, u 10 % nenastala žádná změna v rozsahu rotace Cp vpravo po aplikovaných vibracích, a u 40 % jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu rotace Cp vpravo.

Při použití Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace Cp vpravo na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,4202$).

Rotace krční páteře vlevo

Tabulka 27. Základní statistické charakteristiky pro rozsah rotace krční páteře vlevo (ve stupních) měřený přístrojem DTP-2 před a po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula

Proměnné	M	MED	MIN	MAX	SD
ROT L p	53,88	52,65	38,87	74,22	8,59
ROT L po	51,80	51,10	31,62	68,66	7,62

Vysvětlivky k tabulce 27:

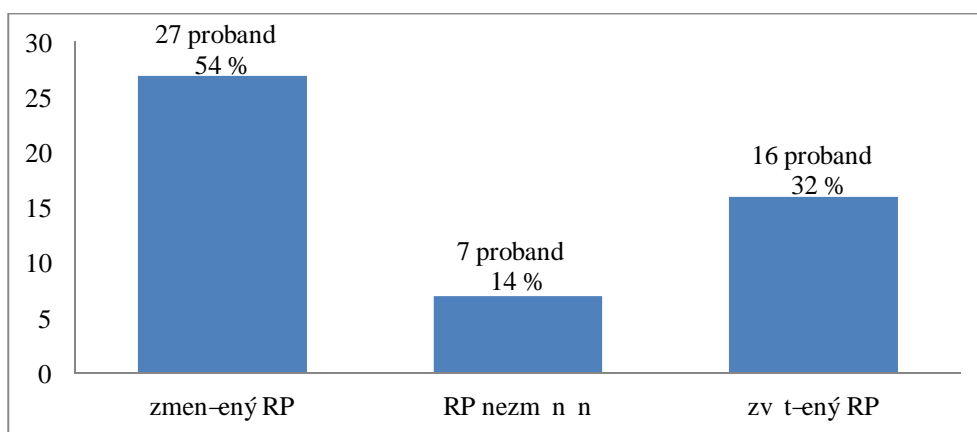
M - aritmetický průměr

MED - medián

MIN/MAX - minimální/maximální hodnota rotace Cp vlevo

ROT L p - rotace Cp vlevo před aplikací vibrací

ROT L po - rotace Cp vlevo po aplikaci vibrací



Obrázek 15. Počet a procentuální zastoupení změny rozsahu rotace Cp vlevo po aplikovaných vibracích

Průměrné hodnoty rozsahu rotace Cp vlevo jsou uvedeny v tabulce 27. Před aplikací vibrací byl průměrný rozsah úklonu Cp vlevo 53,88°. Po aplikovaných vibracích byl průměrný rozsah úklonu Cp vlevo 51,80°. Při porovnání průměrných hodnot rozsahu rotace Cp vlevo před a po aplikaci vibrací je po aplikaci vibrací patrné průměrné snížení rozsahu rotace Cp vlevo o 2,08° (3,86 %).

Počet probandů, u kterých došlo ke zmenšení i zvětšení rozsahu rotace Cp vlevo a také probandů, u kterých nedošlo ke změně rozsahu rotace Cp vlevo je znázorněna na obrázku 15. Do skupiny probandů s nezměněným rozsahem pohybu byli zařazeni jedinci s rozdílem v rozsahu rotace Cp vlevo před a po aplikaci vibrací menším než 1°. Z obrázku 15. je patrné, že u 54 % jedinců došlo ke zmenšení rozsahu rotace Cp vlevo po aplikovaných vibracích, u 14 % probandů nenastala žádná změna v rozsahu rotace Cp vlevo po aplikovaných vibracích, a u 32 % jedinců bylo zaznamenáno zvětšení rozsahu rotace Cp vlevo.

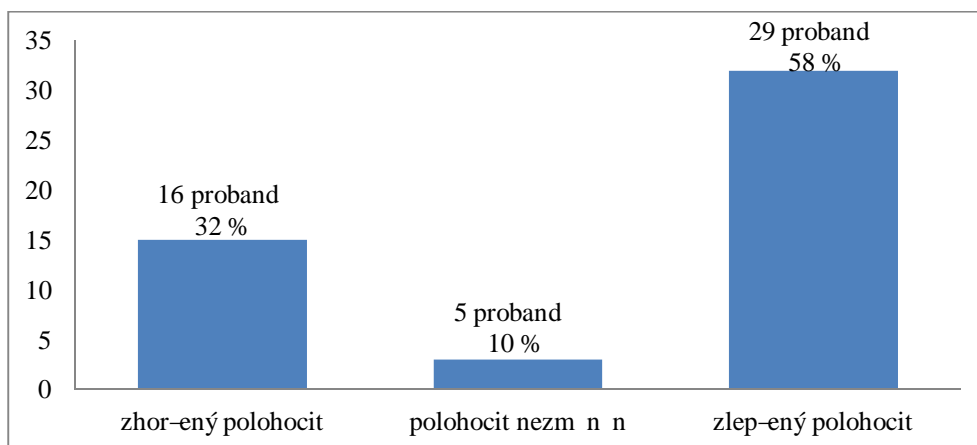
Z hlediska statistické významnosti je patrný statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace Cp vlevo na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi vstupním a výstupním vyšetřením ($p = 0,0462$).

Závěr

Po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti Cp se statisticky významně změnil rozsah pohybu do lateroflexe Cp vpravo a rotace Cp vlevo. Změna na rozsahu anteflexe Cp, retroflexe Cp, lateroflexe Cp vlevo a rotace Cp vpravo nebyla statisticky významná, avšak nelze opomenout tendence ke změně rozsahů pohybů do všech směrů po aplikaci vibrací.

5.12 Výsledky k výzkumné otázce 2

Jak se u zdravých jedinců po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře změnila polohocita v oblasti krční páteře?



Obrázek 16. Počet a procentuální zastoupení změny polohocity do rotace Cp vpravo po aplikovaných vibracích

Statistickým zpracováním odchylek od testované polohy měřených přístrojem DTP-2 v oblasti krční páteře byly přijaty hypotézy $H_0 1$, $H_0 2$ a $H_0 4$, tj. po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře se polohocita krční páteře do anteflexe, retroflexe a rotace vlevo nezměnila. Průměrná odchylka od testované pozice do anteflexe Cp se po aplikovaných vibracích změnila o $0,18^\circ$ tj. o 7,31 %, do rotace Cp vlevo se změnila o $0,24^\circ$ tj. o 11,27 %, do retroflexe Cp se změnila o $0,08^\circ$ tj. o 3,50 %.

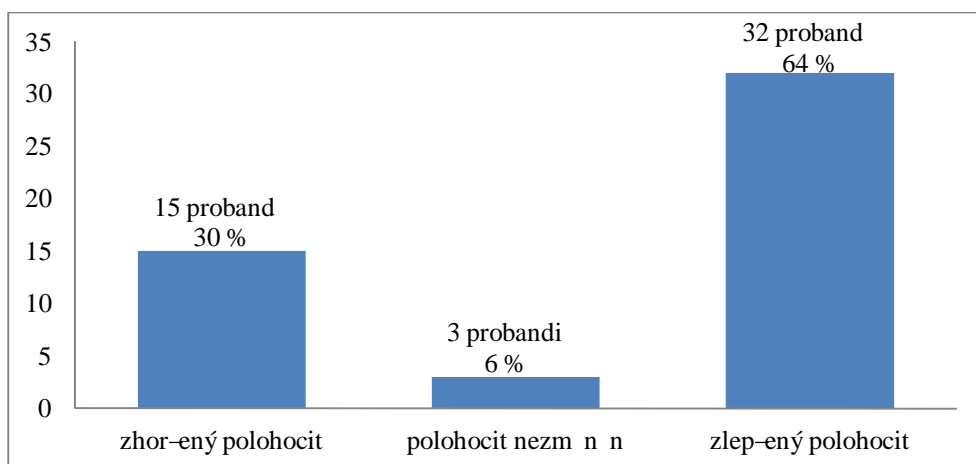
Hypotéza H_0 3 byla zamítnuta na hladině statistické významnosti $p = 0,0254$. Po aplikovaných vibracích tedy došlo ke změně polohocitu v oblasti krční páteře do rotace vpravo. Odchylka od testované pozice do rotace Cp vpravo se po aplikaci vibrací průměrně snížila o $0,5^\circ$ tj. o 18,58 %. Zhoršení i zlepšení polohocitu bylo vyhodnoceno pomocí rozdílů mezi odchylkami od testované polohy před a po aplikaci vibrací. Do skupiny probandů s nezměněným polohocitem byli zařazeni jedinci s rozdílem odchylek od testované polohy $\leq 0,1^\circ$. Počet probandů, u kterých došlo ke zlepšení i zhoršení polohocitu v oblasti Cp do rotace Cp vpravo a také probandů, u kterých nedošlo ke změně polohocitu Cp do rotace Cp vpravo je znázorněno na obrázku 16. Z obrázku 16. je patrné, že u 32 % jedinců došlo ke zhoršení polohocitu v oblasti Cp do rotace vpravo, u 10 % probandů po aplikovaných vibracích nenastala žádná změna v polohocitu Cp do rotace vpravo a u 58 % jedinců bylo zaznamenáno zlepšení polohocitu Cp do rotace vpravo.

Závěr:

Po aplikaci vibrací do oblasti Cp přístrojem Redcord Stimula nedošlo ke změně polohocitu Cp do anteflexe, retroflexe a rotace vlevo. Polohocit Cp do rotace vpravo se po aplikovaných vibracích zlepšil u 58 % jedinců.

5.13 Výsledky k výzkumné otázce 3

Jak se u zdravých jedinců po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře změnil polohocit v oblasti horních končetin?



Obrázek 17. Počet a procentuální zastoupení změny polohocitu levé HK testovaným pomocí testu dle Petrie po aplikovaných vibracích

Statistickým zpracováním odchylek od testované polohy měřených přístrojem DTP-2 v oblasti loketních kloubů byly přijaty hypotézy $H_0 5$ a $H_0 6$, tj. po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře se polohocit pravého a levého loketního kloubu měřených přístrojem DTP-2 nezmění. Průměrná odchylka od testované polohy pravého loketního kloubu se po aplikovaných vibracích změnila o $0,06^\circ$ tj. o 1,15 %. U levého loketního kloubu se odchylka od testované polohy změnila o $0,69^\circ$ tj. o 11,35 %.

Statistickým zpracováním odchylek od testované polohy hodnocených pomocí modifikovaného testu dle Petrie udávajícím polohocit v oblasti horních končetin (resp. nejvíce oblasti prstů a zápěstí) byla přijata hypotéza $H_0 7$, tj. po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře se polohocit pravé horní končetiny hodnocený modifikovaným testem dle Petrie nezmění. Průměrná odchylka od nulové hodnoty na pravé horní končetině po aplikovaných vibracích změnila o $0,18^\circ$ tj. o 6,69 %.

Hypotéza $H_0 8$ byla zamítnuta na hladině statistické významnosti $p = 0,0019$ (průměrný polohocit levé HK). Po aplikovaných vibracích tedy došlo ke změně polohocitu v oblasti levé horní končetiny testovaným pomocí modifikovaného testu dle Petrie. Odchylka od nulové hodnoty se při tomto testu průměrně změnila o $0,72^\circ$ tj. o 26,28 %. Zhoršení i zlepšení polohocitu bylo vyhodnoceno pomocí rozdílu mezi průměrnými odchylkami od testované polohy před a po aplikaci vibrací. Do skupiny probandů s nezměněným polohocitem byli zařazeni jedinci s rozdílem odchylek od testované polohy $\leq 0,1^\circ$. Počet probandů, u kterých došlo ke zlepšení i zhoršení polohocitu v oblasti levé HK do a také probandů, u kterých nedošlo ke změně polohocitu levé HK je znázorněn na obrázku 17. Z obrázku 17. je patrné, že u 30 % jedinců došlo ke zhoršení polohocitu v oblasti levé HK, u 6 % probandů po aplikovaných vibracích nastala žádná změna v polohocitu levé HK a u 64 % jedinců bylo zaznamenáno zlepšení polohocitu levé HK.

Statistickým zpracováním odchylek od testované polohy hodnocených testem zacílení na terč byly přijaty hypotézy $H_0 9$ a $H_0 10$, tj. po jednorázové aplikaci vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře se polohocit pravé a levé HK testovaný zacílením na terč nezmění. Průměrná odchylka od testované polohy po aplikaci vibrací na pravé horní končetině snížila o $0,22^\circ$ tj. o 11,89 % při testování zepedu a o $0,07^\circ$ tj. o 3,72 % při testování z boku. Průměrná odchylka od testované

polohy na levé horní končetině byla po aplikovaných vibracích při testování z boku o 0,24° tj. o 10,66 % a při testování zepředu se nezměnila.

Závěr:

Po aplikaci vibrací do oblasti Cp přístrojem Redcord Stimula nedošlo ke statisticky významné změně polohocitu v oblasti pravého a levého loketního kloubu testovaných přístrojem DTP-2, polohocitu pravé a levé HK testované pomocí testu zacílení na střed teréna a polohocitu pravé HK testované pomocí modifikovaného testu dle Petrie. Polohocit levé HK testovaný modifikovaným testem podle Petrie se zlepšil u 64 % probandů.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k teoretické části práce

Vibrace zvyšuje pálení ze svalových vřetének, přičemž vzniklý aferentní výstup ze svalového vřeténka vede k iluzi prodloužení vibrovaného svalu. CNS tak dostává nesprávné informace o pozici končetiny a může vnímat odlišnou statickou pozici nebo iluzi pohybu končetiny (Brumagne et al., 2000; Capaday & Cooke, 1983).

V teoretické části práce jsem poukázala na nejednotnost názorů na vliv vibrací na propriocepci. Zhoršení statické i kinestézie u zdravých jedinců pozorovali po aplikaci vibrací na svalovou řadu Capaday a Cooke (1983), Brumagne et al. (1999), Goodwin et al. (1972), a po celotělové aplikaci vibrací Li et al. (2008). V kombinaci se statickým cvičením lokálně i celotělově aplikovaná vibrace zlepšuje statické u zdravých jedinců (Fontana et al., 2005; Tripp et al., 2009). U pacientů s propriocepcí narušenou již před začátkem testování (např. LBP, plastika LCA) dochází po lokálně i celotělově aplikovaných vibracích ke zlepšení propriocepce (Brumagne et al., 1999; Moezy et al., 2008). Moezy et al. (2008) a Pollock et al. (2011) se shodují na tom, že celotělově aplikované vibrace neovlivní polohocit u zdravých jedinců.

Moezy et al. (2008) také uvádí, že celotělové vibrační tréninky (WBVT) zlepšuje stabilitu kolene u atletů s plastikou LCA. Pro udržení kloubní stability je důležitá proprioceptivní informace (Riemann & Lephart, 2002b). Při poškození struktur podílejících se na zajištění propriocepce vzniká nestabilita (Jerosch & Prymka, 1996). Instabilita páteře se projevuje ztrátou kloubní tuhosti a zvýšením pohyblivosti páteře spojenou s bolestí (Panjabi, 1992).

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

6.2 Diskuze k metodické části práce

Pro hodnocení rozsahu pohybů krční páteře jsme využili přístroj DTP-2. Tento přístroj byl převodně určen pro neinvazivní diagnostiku drfění těla, případně deformit páteře. Se správným softwarovým vybavením může plnit funkci goniometru. Přesnost měření přístroje je 1,5 mm pro každou souřadnicovou osu (Krejčí et al., 2004). Bohužel

není známa přesnost měření v úhlových stupních. I přes to jsme neznáme odchylku měření rozsahu pohybu přístrojem DTP-2, lze se domnívat, že tato metoda bude přesnější než měření rozsahu pohybu dvouramenným ručním goniometrem, kde je stupnice čtená na po dvou stupních a naměřená data se zaokrouhlují na počet úhlových stupňů. Pro hodnocení rozsahu pohybu byla v softwarovém vybavení zvolena funkce šgoniometr, 2 krajní polohy. Výhodou této funkce je přesnější snímání středové otáčení (processus spinosus C7), který se při pohybu posouvá. Zároveň však tato metoda může vést k nepřesnosti měření v důsledku možnosti vzniku chyby při snímání středové otáčení samotným vyšetřovatelem. Dalším faktorem ovlivňujícím přesnost měření polohocitu přístrojem DTP-2 je přesnost palpací snímaných bodů vyšetřujícím a pohyb probanda při měření. Také jsme při vyhodnocování odchylky od testované pozice z časových záznamů nezhodnotili, zda jde o nedotažení či pletažení pohybu.

Polohocit se během vyšetření tak, že vyšetřované osobě se zavřenými oči pasivně nastavíme vyšetřovaný segment do nějaké polohy a vyzveme pacienta, aby si tuto polohu zapamatoval. Poté polohu segmentu změníme a pacienta poohlédáme, aby segment uvedl do předvolané polohy (Kobesová, 2009). Polohocit poté můžeme vyjádřit odchylkou probandem nastavené pozice od pozice testované. Tuto odchylku nám umožnil změnit přístroj DTP-2. Pro testování polohocitu v oblasti C₇ jsme zvolily polohy přibližně 20° anteflexe, 20° retroflexe, 30° rotace vpravo a 30° rotace vlevo, tak aby nemohlo dojít k vyerpání možného rozsahu pohybu a neaktivovaly se kloubní receptory aktivující se na konci rozsahu pohybu (Karanjia & Ferguson, 1983; Petek, 1995). Loketní kloub byl při vyšetřování polohocitu pasivně uveden přibližně do 50° flexe. Tato poloha byla zvolena na základě studie, kde Hyler, Harding a Karduna (2010) testovali statestézii v pozicích 50°, 70°, 90° flexe v loketním a ramenním kloubu. Z výsledků této studie vyplynulo, že statestézie se v těchto kloubech zlepšuje s tím, čím více se zvětšuje flexe až do 90°. Abychom omezili předvídatelnost úkolu, měřili jsme při každém testovaném pokusu úhel nastavení o pár stupňů.

Podobný princip jsme využili i při hodnocení statestézie pomocí testu zacílení na střed teréna a modifikovaného testu dle Petrie. Vizuálně na stupnici okolo středové teréna i stupnici na vyhodnocovacím bloku jsme hodnotili odchylku probandem nastavené polohy od testované polohy. Tento způsob testování však není tak přesný jako testování polohocitu pomocí přístroje DTP-2, nebo stupnice má větší rozdíly v nastavení po centimetrech. Také mohlo dojít ke zkreslení výsledků samotným vyšetřujícím při vizuálním odečítání odchylky ze stupnice. Výhodou testování propriocepce

modifikovaným testem dle Petrie a testem zacílení na střed teré je jejich snadná dostupnost a vyuffitelnost těchto testů v běžné praxi.

Při testu zacílení na střed teré není v literatuře popsána výška umístění střed teré od podlahy. Průměrná výška probandů byla $171,12 \pm 8,57$ cm. V této práci byl proveden všechny probandy střed teré umístěn ve výšce 145 cm nad podlahou, tak aby při testování většina probandů nezvedala testovanou horní končetinu nad horizontální linii. Výška teré nebyla přizpůsobena výšce probanda a pro probandy s různou tělesnou výškou nebyla obtížnost úkolu stejná. Proto mohlo dojít ke zkreslení výsledků tohoto testu.

Každý test propriocepce jsme provedli celkem třikrát, tak abychom mohli stanovit průměrnou odchylku od testované polohy. Jelikož byla při každém pokusu poloha jiná, nemohlo se uplatnit motorické učení.

Vibrace byly probandovi aplikovány v oblasti krční páteře pomocí přístroje Redcord Stimula v poloze vleže na zádech, přilehlá, popruhy a přístroj Redcord Stimula byly umístěny dle návodu v příručce ke kurzu šNeurac 2 Stimula. Po celou dobu aplikace vibrací proband udržoval krční páteř nastavenou do neutrální polohy s fyziologickou lordózou. Vibrace nastavené v zeleném pásmu energie a o frekvenci 20 Hz byly aplikovány 5 x 20 sekund. Vždy po aplikaci vibrací následovala 40 sekund pauza. Frekvence 20 Hz je nejnižší úinná frekvence pro neuromuskulární trénink (Rittweger, 2010). Nejnižší frekvenci jsme zvolili proto, aby aplikované vibrace bez potíží snesli všichni probandi. Jednotná frekvence vibrací nám umožnila zajistit stejné podmínky pro všechny probandy. Doba aplikace 20 sekund byla zvolena, tak aby vibrace měla facilitativní vliv na vibrované svaly a nedošlo ke snížení excitabilního vlivu vibrace na motorickou jednotku (Shinohara, 2005). Aplikaci vibrací u zdravých jedinců tak, jak jsme ji zde popsali, nelze považovat za Neurac terapii, nebo při Neurac terapii by byla zvolena nejvyšší jedincem tolerovaná frekvence a postupně v ní kolika sezeních by byly zvyšovány nároky na probanda (zvyšování frekvence vibrací, prodloužení času působení) (Neurac 2 Stimula, n. d.).

Vibrace aplikované přístrojem Redcord Stimula do oblasti C_p jsou specifické. Vibrace se z oblasti krční páteře dále přenáší do oblasti horních končetin a trupu. V tomto případě se nedá tento způsob aplikace vibrací považovat za pouze lokální aplikaci.

6.3 Diskuze k výsledkům práce

6.3.1 Vliv vibrací na rozsah pohyb krční páteře

Při hodnocení výsledků vztahujících se k výzkumné otázce 1 jsme po aplikaci vibrací předpokládali změnění rozsahů pohybů v oblasti Cp. Vycházeli jsme ze studie, ve které Moezy et al. (2008) zjistili, že WBVT zlepšuje stabilitu kolene u atletů po plastice LCA. Domnívali jsme se, že vibrace aplikovaná do oblasti Cp bude prostřednictvím facilitace lokálních stabilizátorů zlepšovat stabilitu Cp. U zdravých jedinců s neomezeným i lehce zvýšeným rozsahem pohybů krční páteře by zvýšení stability Cp mohlo vést k změnění rozsahů pohybů krční páteře. U pacientů s porušenou stabilitou Cp a omezeným rozsahem pohybů Cp by po aplikaci vibrací mohlo dojít ke zvýšení povodní nestabilitou omezených rozsahů pohybů.

Průměrné rozsahy pohybů krční páteře naměřené přístrojem DTP-2 v této práci jsou uvedeny v tabulkách 22-27. Průměrný rozsah anteflexe před aplikací vibrací byl 50,85° a po aplikaci 49,55°. Tyto rozsahy anteflexe nejvíce odpovídají hodnotě rozsahu anteflexe 45°, kterou uvádí Véle (1997). Průměrný rozsah retroflexe Cp byl před aplikací vibrací 56,98° a po aplikaci vibrací 55,23°, což jsou hodnoty v blízkosti 45° (Véle, 1997) a zároveň menší než 80° (Kolář, 2009). Průměrný rozsah lateroflexe byl 33,06-30,92°. Tyto průměry nejvíce odpovídají hodnotám 30-35°, jež jsou obsaženy v publikacích Šiháka (2001) a Koláře (2009). Průměrné hodnoty rozsahu rotace Cp byly 48,07-53,88°. Podobný rozsah rotace Cp zmiňuje Kolář (2009), a sice 45-50°.

Při porovnání průměrných rozsahů pohybů před a po aplikaci vibrací došlo u všech směrů pohybů Cp po vibracích ke změnění rozsahů pohybů. Statistickým zpracováním hodnot rozsahů pohybů před a po aplikaci vibrací jsme dospěli k závěru, že po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti Cp se významně změnil rozsah pohybu do lateroflexe Cp vpravo a rotace Cp vlevo. Rozsah anteflexe Cp, retroflexe Cp, lateroflexe Cp vlevo a rotace Cp vpravo se statisticky významně nezměnil. Změnění rozsahů pohybů Cp lze vysvětlit zvýšením stability Cp v důsledku facilitace lokálních stabilizátorů krční páteře vibracemi. Krauspe et al. (in Jerosch & Prymka, 1996) zdrazují důležitost propriocepce pro udržování kloubní stability. Nabízí se tedy možnost vysvětlit zlepšení stability Cp a změnění rozsahů pohybů Cp tím, že došlo ke zlepšení propriocepce z této oblasti.

Vibrace aplikované do oblasti Cp by se daly terapeuticky využít ke zlepšení stability krční páteře u pacientů s instabilitou Cp, a to u pacientů s chronickým přetřepáním a bolestí krční páteře, s degenerativními změnami meziobratlových kloubů (Panjabi, 1992), s konstitutivní hypermobilitou (Lewit, 2003), po úrazech Cp (Kirkesola, 2001) a se svalovou dysbalancí mezi povrchovými a hlubokými svaly (Suchomel, 2006).

6.3.2 Vliv vibrací na polohocit

Při ověření hypotéz H_{0 1}-H_{0 4} jsme předpokládali, že tyto hypotézy zamítneme a po aplikovaných vibracích kombinovaných s lehkou izometrickou výdrží v nastavené poloze dojde ke zlepšení polohocitu v oblasti krční páteře. Vycházeli jsme jednak z toho, že výrobce přístroje Redcord Stimula uvádí, že vibrace aplikované v rámci Neurac terapie zlepšují polohocit a jednak také ze studií, které prováděli Fontana et al. (2005) a Tripp et al. (2009). Po jednorázové aplikaci celotělových (Fontana et al., 2005) a lokálních (Tripp et al., 2009) vibrací o nízkých frekvencích v kombinaci s izometrickým cvičením pozorovali zlepšení statostézie u zdravých jedinců.

Průměrné odchylky od testované pozice se v oblasti krční páteře pohybovaly v rozsahu 1,82-3,17°. Tyto průměrné hodnoty odchylky od testované pozice jsou v souladu s běžnými odchylkami pro krční páteř (2-5°) u lidí bez jakékoliv patologie (Armstrong, McNair, & Taylor, 2008).

Statistickým zpracováním odchylek od testované pozice před a po aplikaci vibrací oblasti Cp přístrojem Redcord Stimula jsme dospěli k závěru, že nedošlo ke změně polohocitu Cp do anteflexe, retroflexe a rotace vlevo. Polohocit Cp do rotace vpravo se po aplikovaných vibracích zlepšil u 58 % probandů.

Při ověření hypotéz H_{0 5}-H_{0 10} jsme očekávali, že tyto hypotézy zamítneme a po vibracích aplikovaných do oblasti Cp dojde ke zlepšení polohocitu v oblasti horních končetin. Z výsledků studie, kterou realizovali Knox a Hodges (2005) vyplývá, že poloha hlavy a krku ovlivňuje polohocit v oblasti lokte, protože CNS využívá polohu hlavy a krku k výpočtu polohy horní končetiny. Pokud by tedy v důsledku aplikovaných vibrací na oblast krční páteře došlo ke zlepšení polohocitu v oblasti Cp, měla by CNS přesněji informovat o poloze hlavy a mohlo by tak dojít k přesnějšímu vnímání polohy horní končetiny.

Průměrné odchylky od testované pozice byly v oblasti lokte 4,87-6,78° (měřené přístrojem DTP-2) a v oblasti HK 1,90-2,90° (test dle Petrie) a 1,46-2,38° (test zacílení na střed terče). U těchto odchylek není přesně stanovený rozsah, který by byl fyziologický. Nicméně při srovnání průměrné absolutní odchylky 1,89-3,27° v polohocitu lokte ve studii, kterou uskutečnili Knox & Hodges (2005) a odchylky od testované polohy v lokti měřené přístrojem DTP-2 (4,87-6,78°) si můžeme všimnout, že námi naměřené odchylky jsou vyšší. Tyto rozdíly v polohocitu mezi jednotlivými studiemi mohou být dány odlišným stavem vestibulárního aparátu a kognitivních procesů (úsuděk, rozhodování, soustředění) (Fontana et al., 2005).

Po aplikaci vibrací do oblasti Cp přístrojem Redcord Stimula nedošlo ke změně polohocitu v oblasti pravého a levého loketního kloubu testovaného přístrojem DTP-2, polohocitu pravé a levé HK testovaného pomocí testu zacílení na střed terče a polohocitu pravé HK testovaného pomocí testu dle Petrie. Polohocit levé HK testovaný testem podle Petrie se zlepšil u 64 % jedinců.

Hyer et al. (2010) dospěli při srovnávání dominantní a nedominantní horní končetiny k názoru, že na dominantní horní končetině je statestézie přesnější. Zjistili také, že čím distálnější kloub na horních i dolních končetinách je testován, tím jsou chyby v zaujmutí stejné polohy vyšší. To je také pravděpodobně vysvětlení pro se zlepšení statestézie projevilo při Petrie testu na levé (nedominantní) horní končetině, nebo u tohoto testu byl nejvyšší potenciál, že se polohocit může změnit. Pouze u 3 probandů byla levá horní končetina dominantní.

Námi naměřené výsledky nepřednesly jednoznačné závěry. Jenom částečně potvrdily naši domněnku, nebo polohocit v oblasti Cp se po aplikovaných vibracích statisticky významně zlepšil pouze u 1 ze 4 testovaných poloh a v oblasti horních končetin došlo ke zlepšení polohocitu pouze u 1 z 6 testů.

Polohocit v oblasti periferních kloubů (Armstrong et al., 2008) i v oblasti krční páteře (Wong et al., 2006) může být negativně ovlivněn únavou. Dle Wellse et al. (in Strimpakos, 2011) vede ke snížení přesnosti provedení testované polohy i ztráta pozornosti. Vyšetření polohocitu bylo časově náročné a probandů se přestávali soustřeďovat na provedení úkolu. Proto únava a ztráta pozornosti mohla negativně ovlivnit výsledky měření.

Výsledky měření mohly být ovlivněny také celkovým fyzickým i psychickým stavem a trénovaností (Albasini et al., 2010; Fontana et al., 2005). Ribeiro a Oliviera (2010) zjistili, že pravidelné cvičení zlepšuje propriocepci u mladých i starších osob. U

starších pravidelně cvičících osob je pak polohocit na stejné úrovni jako u mladších nesportujících osob. V rámci této práce všichni probandi uvedli, že sportují. V této proband sportovala 2-3 x týdn. Tyto probandi sportovali na vrcholové úrovni a trénovali minimálně 5 x týdn. Deset proband sportovalo pouze příležitostně 1 x týdn. Nejčastěji uváděnými sporty byly: běh, plavání, cyklistika a volejbal. Úroveň trénovanosti proband byla poměrně vysoká, což je dáno tím, že v této proband studovala na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého. Polohocit těchto jedinců byl velmi dobrý již na začátku měření a proto je možné, že po aplikovaných vibracích již nebyla možnost signifikantně zlepšit polohocit.

Poloha, ve které byly probandovi aplikovány vibrace (vleže na zádech) je odlišná než poloha, ve které byl polohocit testován (vsed, vestoje), což také může ovlivnit výsledek studie (Albasini et al., 2010).

Brumagne et al. (1999) dokázali, že vibrace dokáží zlepšit narušenou propriocepci. Do budoucna by bylo vhodné realizovat tuto studii také s probandy s poruchou propriocepce v oblasti krční páteře, kterou nalézáme například u akutního i chronického whiplash syndromu, u pacientů s bolestí krční páteře netraumatického původu (Swait, Rushton, Miall, & Newell, 2007) a u cervikobrachiálních syndromů. Polohocit v oblasti krční páteře má vliv na polohocit v oblasti horních končetin a vibrace aplikované do oblasti C₇ by tak bylo možné využít ke zlepšení porušeného polohocitu po úrazech horních končetin. U pacientů s narušenou propriocepcí a stabilitou by se dal očekávat pozitivní vliv vibrací na propriocepci i stabilitu.

7 ZÁVĚR

Rozsah pohyb kr ní páte e

- Statistickým zpracováním získaných dat bylo po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti kr ní páte e p ístrojem Redcord Stimula zaznamenáno signifikantní zmenění rozsahu lateroflexe Cp vpravo ($p = 0,0002$) a rozsahu rotace Cp vlevo ($p = 0,0462$). Rozsah lateroflexe Cp vpravo se pr m rn zmenil o $2,13^\circ$ tj. o 6,44 %. Rozsah rotace Cp vlevo se pr m rn zmenil o $2,08^\circ$ tj. o 3,86 %.
- Po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti Cp se rozsah anteflexe Cp, retroflexe Cp, lateroflexe Cp vlevo a rotace Cp vpravo statisticky významn nezmnil.

Propriocepce v oblasti kr ní páte e

- Statistickým zpracováním získaných dat bylo po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti kr ní páte e p ístrojem Redcord Stimula zji-t no statisticky významné zlepění polohocitu kr ní páte e do rotace Cp vpravo ($p = 0,0254$). Odchylka od testované polohy rotace Cp vpravo pr m rn zmenila o $0,5^\circ$ (18,58 %).
- Po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti Cp se polohocit v oblasti kr ní páte e do anteflexe, retroflexe a rotace vlevo statisticky významn nezmnil.

Propriocepce v oblasti horních kon etin

- Statistickým zpracováním získaných dat bylo po jednorázové aplikaci vibrací do oblasti kr ní páte e p ístrojem Redcord Stimula zji-t no statisticky významné zlepění polohocitu levé horní kon etiny ($p = 0,0254$) testovaném modifikovaným testem dle Petrie. Odchylka od nulové hodnoty testovaná modifikovaným testem dle Petrie se na levé horní kon etin po aplikaci vibrací pr m rn zmenila o $0,72^\circ$ tj. o 26,28 %.
- Po aplikaci vibrací do oblasti Cp p ístrojem Redcord Stimula nedo-lo ke zm n polohocitu v oblasti pravého a levého loketního kloubu testovaných p ístrojem DTP-2, polohocitu pravé a levé HK testované pomocí testu zacílení na st ed ter e a polohocitu pravé HK testované pomocí modifikovaného testu dle Petrie.

8 SOUHRN

Cílem této práce bylo zjistit, jak jednorázová aplikace vibrací přístrojem Redcord Stimula v oblasti krční páteře u zdravých jedinců ovlivní rozsah pohybů krční páteře a propriocepci v oblasti krční páteře a horních končetin.

V teoretické části práce je rozebrána anatomie a kineziologie krční páteře, propriocepce a její význam, vliv lokálních i celkově aplikovaných vibrací, zejména vliv vibrací na propriocepci. Dále byly shrnuty poznatky o systému závěsných lan Redcord, včetně přístroje Redcord Stimula a uvedeny informace o přístroji DTP-2.

Testovaný soubor byl tvořen 50 zdravými jedinci (11 mužů, 39 žen) v průměrném věku 23 let. Pomocí přístroje DTP-2 byl hodnocen rozsah pohybů krční páteře a odchylka od testované polohy vyjadřující polohocit v oblasti krční páteře a loketních kloubů. Hodnocení propriocepce horních končetin bylo doplněno o modifikovaný test dle Petrie a test zacílení na střed terče. Výsledky byly statisticky zpracovány pomocí programu STATISTICA ver. 12. K dalšímu zpracování výsledků jsme použili program Microsoft Excel 2007.

Z výsledků této práce vyplývá, že po aplikaci vibrací do oblasti krční páteře se statisticky významně změnil rozsah lateroflexe Cp vpravo ($p = 0,0002$) a rozsah rotace Cp vlevo ($p = 0,0462$). Rozsah lateroflexe Cp vpravo se průměrně změnil o $2,13^\circ$ tj. o 6,44 %. Rozsah rotace Cp vlevo se průměrně změnil o $2,08^\circ$ tj. o 3,86 %. Rozsah anteflexe Cp, retroflexe Cp, lateroflexe Cp vlevo a rotace Cp vpravo statisticky významně nezměnil.

V oblasti krční páteře se po aplikovaných vibracích statisticky významně zlepšil polohocit Cp do rotace vpravo ($p = 0,0254$). Odchylka od testované polohy rotace Cp vpravo průměrně změnila o $0,5^\circ$ (18,58 %). Polohocit Cp do anteflexe, retroflexe a rotace vlevo se po aplikovaných vibracích nezměnil. Po jednorázově aplikovaných vibracích se statisticky významně zlepšil polohocit levé horní končetiny ($p = 0,0254$) testovaný modifikovaným testem dle Petrie. Odchylka od nulové hodnoty testovaná modifikovaným testem dle Petrie se na levé horní končetině po aplikaci vibrací průměrně změnila o $0,72^\circ$ tj. o 26,28 %. Polohocit v oblasti pravého a levého loketního kloubu testovaný přístrojem DTP-2, polohocit pravé a levé HK testovaný pomocí testu zacílení na střed terče a polohocit pravé HK testovaný pomocí modifikovaného testu dle Petrie se nezměnily.

9 SUMMARY

The aim of this thesis was to find out how a single application of vibrations by means of the Redcord Stimula device in the cervical region influences the cervical range of motion and the proprioception in the cervical region and the upper limbs in healthy individuals.

The theoretical section of the thesis deals with the anatomy and kinesiology of the cervical spine, proprioception and its significance, and the influence of locally and overall applied vibrations, particularly the influence of vibrations on proprioception. Furthermore, the theoretical section summarizes the scientific knowledge on the Redcord suspension system, including the Redcord Stimula device and the information about the DTP-2 device.

The tested sample consisted of 50 healthy individuals (11 men, 39 women) whose average age was 23. The cervical range of motion and joint position sense error expressing the proprioception in the cervical regions and elbow joints were evaluated by means of the DTP-2 device. The evaluation of the proprioception of the upper limbs included the modified Petrie test and target repositioning test. The results were statistically processed by the STATISTICA programme, ver. 12. Further processing of the results was carried out through Microsoft Excel 2007.

The results of this thesis show that after applying the vibrations to the cervical region there was a statistically significant decrease in the range of cervical lateroflexion to the right ($p = 0.0002$) and the range of cervical rotation to the left ($p = 0.0462$). The range of cervical lateroflexion to the right decreased on average by 2.13° , i.e. by 6.44 %. The range of cervical rotation to the left decreased on average by 2.08° , i.e. by 3.86 %. On the other hand, there were no statistically significant changes in the range of cervical anteflexion, cervical retroflexion, cervical lateroflexion to the left and cervical rotation to the right.

After applying the vibrations to the cervical region there was a statistically significant improvement in the proprioception in cervical rotation to the right ($p = 0.0254$). The joint position sense error of cervical rotation to the right decreased on average by 0.5° (18.58 %). The proprioception in cervical anteflexion, cervical retroflexion and cervical rotation to the left did not change after applying the vibrations. After single applications of vibrations the proprioception of the left upper limb, tested

by the modified Petrie test, showed a statistically significant improvement ($p = 0.0254$). The error of the zero value tested by the modified Petrie test, after applying the vibrations, decreased on the left upper limb, on average, by 0.72° , i.e. by 26.28 %. There were no changes with respect to the proprioception in the regions of right and left elbow joints tested by the DTP-2 device, the proprioception of the right and left upper limbs tested by the target repositioning test, and the proprioception of the right upper limb tested by the modified Petrie test.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Albasini, A., Krause, M., & Rembitzki, I. (2010). *Using whole body vibration in physical therapy and sport*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie*. Praha: Galén.

Armstrong, B., McNair, P., & Taylor, D. (2008). Head and neck position sense. *Sports Medicine*, 38(2), 101-117.

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.

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

Collins, D. F., Refshauge, K. M., Todd, G., & Gandevia, S. C. (2005). Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow and knee. *Journal of Neurophysiology*, 94(3), 1699-1706.

emusová, J. (2006). Svalová dysbalance kr ního regionu. *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, 13(4), 194-196.

ihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.

Dylevský, I., & Jefek, P. (n. d.). Kineziologie osového orgánu. *Základy kineziologie*. Retrieved 28. 4. 2014 from World Wide Web: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/4a3.htm>

Fallon, J. B., & Macefield, V. G. (2007). Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. *Muscle and Nerve*, 36(1), 21-29.

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.

Gaubert, C. S., & Mockett, S. P. (2000). Inter-rater reliability of the Nottingham method of stereognosis assessment. *Clinical Rehabilitation*, 14(2), 153-159.

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

Goodwin, G. M., McCloskey, I., & Matthews, C. B. (1972). Proprioceptive ilusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception? *Science*, 175(4028), 1382-1384.

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.

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

Hylar, 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.

- Issurin, V., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports Sciences, 17*(3), 177-182.
- Jerosch, J., & Prymka, M. (1996). Proprioception and joint stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 4*(3), 171-179.
- Johnson, E. O., Babis, G. C., Soultanis, K. C., & Soucacos, P. N. (2008). Functional neuroanatomy of proprioception. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances, 17*(3), 159-164.
- Kapandji, A. I. (2008). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. 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
- Kirkesola, G. (2009). Neurac-a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Fysioterapeuten, 76*(12), 16-25.
- Knox, J., Cordo, P., Skoss, R., Durrant, S., & Hodges, P. (2006). Illusory changes in head position induced by neck muscle vibration can alter the perception of elbow position. *Behavioral Neuroscience, 120*(6), 1211-1217.
- 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). Vy-et ení senzitivních funkcí. In P. Kolá et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 66-69). Praha: Galén.
- Kolá, P., & Lep-íková, M. (2009). Vy-et ení motorických funkcí z pohledu korové plasticity. In P. Kolá et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 91-93). 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., Salinger, J., Krejčí, J., Novotný, J., & Szotkowská, J. (2005). *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1, 2* [Učební texty]. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén.
- Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Těpaník, P., & Novotný, J. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii. *Tělesná kultura*, 29(1), 98-106.
- Kulkarni, V., Chandy, M. J., & Babu, K. S. (2001). Quantitative study of muscle spindles in suboccipital muscles of human fetuses. *Neurology India*, 49(4), 355-359.
- Kuthan, V. (2003). Senzorické funkce. In S. Trojan et al., *Lékařská fyziologie* (pp. 555-608). Praha: Grada.
- Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba*. Praha: Sdlovací technika, česká lékařská společnost J. E. Purkyně.
- 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.
- Liu, J. X., Thornell, L. E., & Pedrosa-Domellöf, F. (2003). Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, 51(2), 175-186.
- 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.

Muceli, S., Farina, D., Kirkesola, G., Katch, F., & Falla, D. (2011). Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2), 283-290.

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

Nev-ímalová, S., Tichý, J., & R fi ka, E. (2002). *Neurologie*. Praha: Galén.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vy-et ení v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta t lesné kultury.

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 mofnosti klinického vyuffití. *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, 15(1), 11-17.

Pavl , D., & Novosádová, K. (2001). P ísp vek k objektivizaci ú inku šMetodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrově se z etelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, 8(4), 178-181.

Pavl , D., & Strachotová, H. (2011). Terapie a trénink s vyuffitím vibrací: sou asný trend nebo ú inný prost edek? *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, 18(3), 138-144.

Pet ek, J. (1995). *Základy neurofyziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Pfeiffer, J. et al. (1976). *Facilita ní metody v lé ebné rehabilitaci*. Praha: Avicenum.

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., Wise, A. K., & Gregory, J. E. (2000). The role of muscle receptors in the detection of movements. *Progress in Neurobiology*, 60(1), 85-96.

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.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84.
- 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.
- Rossi-Durand, C. (2006). Proprioception and myoclonus. *Neurophysiologie Clinique*, 36(5-6), 299-308.
- Rubin, C., Xu, G., & Judex, S. (2001) The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli. *The FASEB Journal*, 15(12), 2225-2229.
- Rychlíková, E. (2009). *Manuální medicína*. Praha: Maxdorf.
- 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.
- Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Physical Therapy*, 87(2), 193-206.
- 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.

- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture*, 3(3), 115-122.
- Strimpakos, N. (2011). The assesment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(1), 114-124.
- Strimapkaos, N., Sakellari, V., Gioftsos, 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.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabiliza ní systém ó podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, 13(3), 112-124.
- Swait, G., Rushton, A. B., Miall, R. Ch., & Newell, D. (2007). Evaluation of cervical proprioceptive function. *Spine*, 32(24), 692-701.
- Swartz, E. E., Floyd, R. T., & Cendoma, M. (2005). Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading. *Journal of Athletic Training*, 40(3), 155-161.
- 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 hanheld vibration. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 617-623.
- Trojan, S., & Druga, R. (2005). Centrální mechanismy ízení motoriky. In S. Trojan, R. Druga, J. Pfeiffer, & J. Votava, *Fyziologie a lé ebná rehabilitace motoriky lov ka* (pp. 29-100). Praha: Grada.

- Va eka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kinesiologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(3), 92-98.
- Va eka, I. (2002). Posturální stabilita (2. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: pohled 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 P ÍLOHY

P íloha 1. Vyjád ení 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.

razítko fakulty

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

Příloha 2. Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI – FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Informovaný souhlas

Ovlivnění rozsahu pohybu krční páteře a propriocepce jednorázovou aplikací vibrací pomocí Redcord Stimula u zdravých jedinců.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zapuštěn 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. Porozuml(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit a odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zapuštění do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana dle platných zákonů 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. Porozuml(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: