

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Nikola Klinská

**Redcord – diagnostika a terapie z pohledu
EVIDENCE BASED MEDICINE studií**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2016

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Diagnostika a terapie v závěsném systému Redcord na základě EVIDENCE BASED MEDICINE studií

Název práce: Redcord – diagnostika a terapie z pohledu EVIDENCE BASED MEDICINE studií

Název práce v anglickém jazyce: Redcord – diagnostics and therapy from the perspective of EVIDENCE BASED MEDICINE

Datum zadání: 2016-01-31

Datum odevzdání: 2016-04-29

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Nikola Klinská

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Oponent práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Tato bakalářská práce se zabývá výhodami a možnostmi uplatnění terapie v závěsu, zejména pak norským aparátem Redcord. První část je věnovaná kontrole a regulaci pohybu, druhá část představuje koncept Redcord s hlavním zaměřením na léčebnou metodu Neurac. Práce uvádí studii podložené informace o diagnostice a terapii pomocí této metody.

Abstrakt v AJ:

This Bachelor Thesis aims to summarize the advantages and possibilities of using the Sling Exercise Therapy, particularly norwegian Redcord system.

First part is about motion control, second part introduces the concept of Redcord, with main focus on Neurac treatment. The paper presents evidence - based studies about diagnostics and therapy using this method.

Klíčová slova v ČJ: Terapie v závěsu, Redcord, Neurac

Klíčová slova v AJ: Sling Exercise Therapy, Redcord, Neurac

Rozsah: 55 stran/ 1 příloha

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Jany Tomsové a použila jen zdroje uvedené v referenčním seznamu.

V Olomouci dne:

Podpis:

Poděkování

Zde bych ráda poděkovala vedoucí své bakalářské práce Mgr. Janě Tomsové za cenné rady a připomínky, které mi svým odborným vedením poskytla, a vstřícný přístup během psaní celé práce.

Obsah

Úvod	8
1 Kontrola pohybu	9
<i>1.1</i> <i>Motorické funkce</i>	9
<i>1.2</i> <i>Význam senzoričkých informací</i>	11
1.2.1 Zrak.....	12
1.2.2 Vestibulární systém.....	13
1.2.3 Somatosenzoričký systém.....	14
<i>1.3</i> <i>Řízení a regulace motoriky – oblasti CNS</i>	15
<i>1.4</i> <i>Regulační mechanizmy</i>	17
2 Redcord	20
2.1 <i>Historie</i>	20
2.2 <i>Redcord programy</i>	21
2.3 <i>Typy Redcord aparátů</i>	22
2.4 <i>Princip metody Neurac</i>	24
2.5 <i>Diagnostika (Neurac Testing)</i>	27
2.6 <i>Léčba (Neurac Treatment)</i>	29
3 Diskuze	31
3.1 <i>Bederní páteř</i>	31
3.2 <i>Krční páteř</i>	32
3.3 <i>Horní končetiny</i>	34
3.4 <i>Dolní končetiny</i>	36
3.5 <i>Využití v neurologii</i>	37
Závěr	40
Referenční seznam	41
Seznam zkratk	53

Seznam obrázků	54
Seznam tabulek	55
Příloha.....	56

Úvod

Pohyb je jedním ze základních aspektů života. Lidská motorika je souhrnem pohybových předpokladů a projevů. Zahrnuje počátek pohybu, jeho průběh a výsledek pohybové činnosti. Motorická činnost je složitý proces řízený centrální nervovou soustavou a uskutečňovaný pohybovou soustavou ve vzájemné interakci mezi člověkem a okolním prostředím.

V první části této bakalářské práce jsem se proto zabývala kontrolou pohybu, jež je nezbytností pro zajištění optimálních podmínek pro vykonání cíleného pohybu. Druhou část jsem věnovala seznámení se závěsným aparátem Redcord a jeho využitím v terapii ve spojitosti právě s obnovou neuromuskulární kontroly. Redcord je součástí konceptu Sling Exercise Therapy, jehož základem je cvičení prováděné na lanech, která jsou opatřena různě velkými úchopy a smyčkami. To zajišťuje celkovou nestabilitu a snadné zapojení svalů celého těla. V této práci jsem se soustředila na vysvětlení základního principu S-E-T konceptu, zaměřila jsem se na jeho hlavní výhody, možnosti a indikace, při kterých je vhodné začít s aktivní terapií pomocí Redcord systému.

Při hledání informací jsem využívala především internetové databáze PubMed, Google Scholar a ProQuest. Vhodné zdroje jsem vyhledávala od září 2015 do dubna 2016. Po zadání klíčových slov jako Sling Exercise Therapy, Redcord a Neurac bylo nalezeno více jak 13000 odkazů, bylo proto nutné zadání blíže specifikovat. Pro svou práci jsem použila nakonec 79 zdrojů, z nichž je převážná většina studií, psaná v anglickém jazyce.

1 Kontrola pohybu

Aktivní účelný pohyb, který je cíleně řízen nervovou soustavou patří mezi základní znaky života (Véle, 2006, p. 17). Posturální a lokomoční funkce zajišťují jakožto hlavní funkce pohybové soustavy hrubou motoriku člověka. To znamená zajištění stability klidové výchozí polohy pohybové soustavy a umožnění změny polohy jednotlivých segmentů i celého těla v prostoru tak, aby bylo dosaženo základních životních potřeb (Véle, 1997, p. 43, 81).

1.1 Motorické funkce

Posturální funkce je automatická, řízená multisenzorickou aferencí, ale je i vůli přístupná. Svalová aktivita vyvíjená za tímto účelem vyvolává jen minimální pohyb tak, že dochází ke korekci odchylek držení, proto je její význam zejména oporného rázu. Její funkcí je sice brzdit změnu polohy, ale zároveň zajistit stabilitu probíhajícímu pohybu (Véle, 1997, p. 81). Oprava orientace segmentů je významným aspektem posturální kontroly z hlediska proprioceptivního vnímání, a následných aktivit, které vznikají jako odpovědi na zaznamenané měnící se podmínky vnějšího prostředí (Massion, 1994, p. 877). Rozmanitost pohybové funkce je určena dle typů používaných svalů. Posturální motorika využívá více tonických svalů, které vyvíjí menší sílu, ale po delší dobu. V situaci, kdy dojde k náhlé změně podmínek nebo vyčerpání schopnosti posturálních svalů, je nutností zapojit fázičké svaly, aby bylo zabráněno destabilizaci s rizikem pádu (Véle, 2006, pp. 98-99). Lokomoční systém zajišťuje změnu polohy organismu v prostoru. Inhibuje svaly posturální a aktivuje lokomoční, aby bylo dosaženo optimální koordinace (Véle, 1997, p. 83).

Posturální systém je soubor několika složek, které jsou zodpovědné za udržování stálosti výchozí polohy organismu. Do posturálního systému spadá systém axiální, ale i oblast pánve a dolních končetin, které se podílejí na lokomoci (Véle, 1995, p. 16). Základem veškeré motoriky je svalový tonus. Jedná se o lehkou stálou kontrakci kosterních svalů. Na tomto základu se následně uskutečňují dvě vlastnosti svalové činnosti – postojová a pohybová komponenta (Králiček, 2011, p. 91).

Posturální tonus je tvořen primárně v oblasti končetin, zádočných a krčních extenzorů a v oblasti čelisti pak masseterovým svalem. Při udržování a stabilizaci

vertikální polohy ve vzpřímeném stoji musí centrální nervový systém plnit dva úkoly, související s gravitačními silami (Bronstein et al., 1996, p. 2). Za prvé je nutné aktivovat extenzory, což ukazuje na zvýšený nárok na svaly extendující páteř, kyčelní a kolenní kloub (Véle, 1995, p. 73), dále je potřeba stabilizovat těžiště těla vůči zemi. Hlavní vektor síly těchto svalů působí proti vlivu gravitace ve stoji na povrchu s pevnou podložkou (Bronstein et al., 1996, p. 2).

Řízení svalového tonu se uskutečňuje ze supraspinálních oblastí CNS, které působí na alfa-motoneurony prostřednictvím motorických drah (Králíček, 2011, p. 97). Na regulaci a kontrole se podílejí reflexní oblouky myotatického a obráceného myotatického reflexu, které svými regulačními obvody kompenzují zjištěné nežádoucí změny v úrovni svalového tonu (Králíček, 2011, p. 102).

„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002, p. 116).

Lidské tělo je připodobňováno obrácenému kyvadlu, které je třeba optimálně vyvážit. Tato situace je mnohem složitější díky volnosti kloubů, které se nachází podél osy kyvadla (Latash, 2008, p. 210). Ve vzpřímeném stoji leží těžiště vysoko nad opornou bází, jejíž plocha je malá. V tomto případě stačí malé úsilí k porušení rovnováhy, proto tuto polohu označujeme jako stav nestabilní (Véle, 1995, p. 76). Stoj je považován za jednu z nejjednodušších pozic pro kontrolu balance, ale i v případě, že se stoj zdá být naprosto klidný, neustále je třeba čelit zevním výchylkám a změnám působících sil vzhledem ke gravitaci. Výsledkem těchto nepředpokládaných pochodů, které nastávají v důsledku měnících se podmínek vnějšího prostředí, jsou jemné pohyby, které se snaží stoj neustále vyrovnávat. CNS musí doladit vzájemnou interakci a souhru pohybů v jednotlivých kloubech tak, aby byla optimálně zajištěna posturální stabilita (Latash, 2008, pp. 210-211). Aruin et al. se zabýval rozdílnou rolí svalů trupu a dolních končetin při tvorbě posturálního nastavení během očekávaných změn. Při testování využili různé typy perturbací. V této studii došli k závěru, svaly hlezenního kloubu hrají důležitou roli při kompenzaci poruch, ale díky hojnosti svalů účastnících se na udržení vzpřímeného držení může CNS využívat rozmanité strategie posturálních úprav (Aruin et al., 2001, p. 39).

1.2 Význam senzoričkých informací

Jeden ze způsobů kontroly pohybu je využití senzoričkých informací. Aferentní vstupy informují o stavu okolního prostředí, těla, a také o vztahu mezi vnějším prostředím a tělesnými segmenty (Schmidt, Lee, 2011, p. 126). Význam senzoričké aference vystihuje pojem senzomotorika, kdy pojem sensoria je dáván na první místo, aby se zdůraznil význam vstupní senzoričké informace z vnějšího i vnitřního prostředí na vznik a průběh pohybu (Véle, 1997, p. 13).

Kontrola pohybu a následná adaptace je založena na posturálním tonu a posturálních reflexech a reakcích, které považujeme za výsledek přicházejících podnětů ze zrakového, vestibulárního a somatosenzoričkého systému (Bronstein et al., 1996, p. 2). Mezi těmito třemi systémy funguje při udržování posturální stability velmi úzká spolupráce, která je variabilní a závislá na stavu jednotlivých systémů, na typu dostupných informací, a na poměrech panujících v okolním prostředí (Redfern et al., 2001, p. 84).

Komplexita a provázanost jednotlivých složek posturální kontroly obvykle značně ztěžuje identifikovat a izolovaně určit zdroj problémů spojených s udržováním rovnováhy (Lephart, Fu, 2000, p. 42). Zejména jedná-li se o vyšetření posturální stability v klidném stoji, kdy má systém vzpřímeného držení velké kompenzační i substituční možnosti. Případné poruchy se většinou projeví až ve zvýšené zátěži, kdy se vyskytnou značné dekompenzace (Vařeka, 2002, p. 116).

Senzoričká aference má velký vliv na posturální motoriku, tudíž má velký význam na průběh a řízení motoriky jako takové (Véle, 1997, p. 13). Využití senzoričkých informací z více zdrojů je klíčovou vlastností neurální kontroly, zejména ve vertikále, kdy je zapotřebí stabilizace proti vnějším perturbacím. Mohlo by se zdát, že na organismus působí nadbytek rozmanitých senzoričkých informací, ale využití zdánlivě „přebytečných“ informací je důležité, protože rozdílné typy vnějších stimulů nemusí působit vždy na celý soubor sensorů, a navíc aktivační práh jednotlivých kategorií čidel je rozdílný. Senzoričkový input, který je výsledkem zaznamenaného podnětu je ostatním vstupům předán. Například sama zraková informace může způsobit změnu postury, aniž by ostatní senzory zaznamenaly změnu. Pokud bude ve vertikále vizuální úhel pohledu nakloněn, bude orientace těla ovlivněna i přes to,

že vestibulární a propioceptivní vstupy zůstanou beze změny. Takové zpracování aferentních vstupů je označeno jako aditivní efekt.

Dalším typem je selektivní způsob integrace aferencí. Pokud nastane konflikt mezi přijímanými informacemi, je schopností CNS vybrat jednu, který se stane dominantní. V případě vibrace Achillovy šlachy dojde se zavřenýma očima k vychýlení těla směrem vzad, protože somatosenzorický systém zaznamenal protažení m. gastrocnemius a m. soleus. Nicméně pokud bude zraková kontrola intaktní, vibrace šlachy zůstane bez změny v postuře. Retinální vstup byl vyhodnocen jako dominantní, a proto ostatní aference nebyly dále považovány za stěžejní (Bronstein et al., 1996, p. 6).

Nezbytnou součástí posturální kontroly je kognitivní zpracování. Čím náročnější posturální úkol, tím je zapotřebí více kognitivních funkcí. To znamená, že pokud je kognice zhoršená – dojde k prodloužení reakční doby nebo zhoršení kvality poznávání, významně se naruší posturální kontrola. Neurologičtí pacienti se zhoršenou kognicí obvykle využijí veškeré kognitivní schopnosti buď k udržení stabilní pozice a dále nejsou schopni vykonávat složitější pohybové úkony, nebo se soustředí na náročnější pohybový výkon a nejsou schopni kontrolovat stabilitu (Horak, 2006, p. ii10).

1.2.1 Zrak

Zrak je považován pro člověka za nejdůležitější smysl, jehož prostřednictvím získáváme z okolí až 90% veškerých informací. Vidění je složitý proces, který je zprostředkován zrakovým systémem.

Zjednodušeně můžeme zrakový systém rozdělit na čtyři funkční části. Optický systém oka zaznamenává a tvoří na sítnici obraz dle podnětů v okolí. Fotoreceptory sítnice jsou zodpovědné za transformaci elektromagnetického vlnění do akčních potenciálů, které jsou následně přeneseny optickou dráhou jako vizuální informace do korové projekční oblasti. Poslední složkou je korová zraková oblast, kde dojde ke zpracování přijaté informace a umožnění jejího vnímání (Králiček, 2011, p. 5). Zrakový systém je úzce spojen se systémem vestibulárním prostřednictvím vestibulárních jader (Vrabec et al., 2002, p. 25).

Sleeuwenkoek et al. uvádí, že chůze dětí se zrakovou poruchou je rigidní, nerozhodná a vykazuje obtíže s udržením stability (Sleeuwenkoek et al. in Ray et al., 2008, p. 58). Pogrund et Rosen dokonce ukazují na posturální anomálie, zejména záklon trupu u dětí, které se slepé již narodily. Ve vyšším věku může zhoršení zraku způsobit poruchu rovnováhy, mobility a tím způsobit strach z pádu s následnou ztrátou samostatnosti (Pogrund, Rosen in Ray et al., 2008, p. 58). Výsledky studie, kterou provedl Ray et al. prokazují, že individua se ztrátou zrakové kontroly mají skutečně sníženou posturální stabilitu a tudíž nejsou schopni plně kompenzovat roli zraku v udržování posturální stability. Při měření, kdy se jedincům s neporušeným zrakem zamezilo využívat zrakovou kontrolu, byly výsledky hodnotící balanční schopnosti v porovnání se slepými velice podobné. Somatosenzorický a vestibulární systém tedy pracoval v obou skupinách podobně. Nicméně jakmile bylo zdravým jedincům umožněno využívat zrakové kontroly, jejich posturální stabilita se oproti nevidomým prokazatelně zlepšila (Ray et al., 2008, p. 58).

1.2.2 Vestibulární systém

Vestibulární systém zaznamenává polohu a pohyb v hlavy v prostoru, ale za běžných okolností si informaci přijatou vestibulárním čidlem oproti jiným senzoričným orgánům tolik neuvědomujeme. Význam informací přijímaných z vestibulárních čidel z hlediska postury má smysl zejména ve zprostředkování posturálních reakcí, které udržují trup a hlavu ve vzpřímené a vyvážené poloze (Králiček, 2011, p. 49).

Funkci vestibulárního systému můžeme rozdělit do dvou částí – na statickou a dynamickou. Statická funkce je zprostředkována vláskovými buňkami v utrikulu a sakulu vnitřního ucha a umožňuje člověku zaznamenávat polohu hlavy v prostoru a reagovat na lineární zrychlení v určitém směru, čímž se významně podílí na posturální kontrole. Dynamická složka je zprostředkována receptory v polokruhovitých kanálcích vnitřního ucha. To dovoluje člověku vnímat rotace hlavy v prostoru, reagovat na úhlové zrychlení v různých směrech, ale velmi důležitou roli hraje jako reflexní kontrola při pohybu očí (Latash, 2008, p. 213).

V rámci řízení rovnováhy hrají vestibulární vstupy dvě důležité role. Společně s propioceptivními a zrakovými inputy podněcují aktivitu posturálních svalů.

Na hierarchicky vyšší úrovni stojí fakt, že je vestibulární aparát schopen urychleně stanovit orientační rovnovážný plán v případě, že se propioceptivní a zrakové informace dostanou do konfliktu (Nashner et al., 1982, p. 542). V rámci terapie za cílem zlepšení balance je nezbytné přizpůsobit cvičení každému individuálně. Jedinci, který plně nevyužívá informace z vestibulárního systému, je výhodné omezit zrakovou kontrolu. Významně tak dojde k zvýšení využití vestibulárních vstupů (Horak, 2006, p.ii7).

1.2.3 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém je tvořen velkým množstvím proprioceptorů umístěných ve svalech, šlachách, kloubních pouzdech a fasciích (Vrabec et al., 2002, pp. 24-25). Zahrnuje kožní cití a propiocepci. Kožní cití vnímá podněty mechanické, tepelné a bolestivé, které působí na povrch těla, propiocepcí se rozumí vnímání polohy a pohybu jednotlivých tělních segmentů (Králíček, 2011, p. 71).

Malá část impulsů vstupuje přes spinocerebelární trakt do mozečku pro další zpracování. Většina informací poskytovaná těmito receptory bývá zpracována už na úrovni periferní, pomocí zpětných vazeb a servomechanismů. Tyto bazální reflexy jsou základem volních a statických antigravitačních reflexů. Skupina informací putuje cestou zadních provazců do oblasti korových center, kde tyto impulsy poskytují informace o poloze končetin, kvalitě povrchu zkoumaného předmětu a vibračním cití (Vrabec et al., 2002, p. 24).

Jednu z nejvýznamnějších rolí pro posturální stabilitu a kontrolu pohybu hrají propioceptivní inputy vedené z dolních končetin a trupu (Kim, 2013, p. 1015). Experimentálně bylo ověřeno, že v klidném stoji a přímé plynulé chůzi má propiocepcie na udržení posturální stability rozhodující podíl (Vařeka, 2002, p. 122). Hlavním zdrojem informací o roli proprioceptorů v posturální kontrole je pozorování posturálních poruch, které se vyskytnou v případě zkreslení propioceptivních signálů. Kvalita posturální kontroly může být hodnocena sledováním efektu svalové vibrace, protože ta vyvolá neobvykle vysokou aktivitu svalového vřetenka. Svalová vibrace aplikovaná na svalovou šlachu ovlivňuje v podstatě všechna svalová vřetenka svalu, což může CNS přijmout poněkud chaoticky, a tuto informaci interpretovat jako signalizaci nárůstu délky svalu. Při vibraci aplikované na posturální sval je zdánlivé

zvětšení délky svalu interpretováno jako změna v posturální aktivitě. Následně je tato odchylka kompenzována změnou pozice těla nebo segmentu (Latash, 2008, p. 215).

Rovnováha ve vzpřímeném stoji je významně ovlivněná propioceptivními informacemi z hlezenních kloubů a chodidel. Pokud je dostupná informace adekvátní, je stabilita zdokonalena. Jedinci se sníženým propioceptivním vnímáním, například v případě periferní neuropatie, jsou více odkázáni na využívání zrakových a vestibulárních informací (Redfern et al., 2001, p. 83).

1.3 Řízení a regulace motoriky – oblasti CNS

Řízení motoriky probíhá na několika úrovních CNS a participuje na něm mnoho struktur CNS, včetně senzitivního systému. Nejjednodušší etáží kontroly a regulace je spinální mícha, následuje mozkový kmen a nejvyšší úroveň představuje kortex (Ambler, 2011 p. 17). Mezi významné subkortikální složky regulace patří mozeček a bazální ganglia (Lephart, Fu, 2000, pp. 18-24).

Šedá hmota míšní je integrační oblastí pro míšní reflexy a další motorické funkce. Aferentní impulsy z mechanoreceptorů jsou vedeny senzitivními kořeny míšními, odkud pak každý ze signálů putuje do rozdílných oblastí. Některé větve senzoryckých nervů končí v šedé hmotě míšní, kde vyvolávají lokální segmentální reflexy, jiné větve převádí signály do vyšších etáží (Lephart, Fu, 2000, p. 24).

Na spinální úrovni jsou zajištěny alternující pohyby končetin. Při lokomoci je aktivace svalu na jedné straně těla spojena s relaxací odpovídajícího svalu druhé strany. Ve vztahu mezi horními a dolními končetinami je zajištěna tzv. zkřížená alternace, to znamená, že na míšní úrovni je zajištěna základní koordinace při kvadrupedální lokomoci (Véle, 1997, p. 63). Mícha savců generuje lokomoční výstup i bez přítomnosti inputů z mozku díky centrálním generátorům lokomoce. Harkema et al. ve své studii potvrzuje, že zdroje smyslových vjemů jako je například extenze kyčelního kloubu nebo stimulace kůže štípáním může vyvolat rytmickou aktivitu svalů trupu a končetin u pacientů s kompletním přerušením míchy (Harkema et al., 2011, p. 1946).

V mozkovém kmeni jsou uložena motorická i smyslová jádra, skrz kmen vedou také všechny smyslové a motorické dráhy. Specializovaný soubor neuronů participuje

na zlepšení koordinace kosterního svalstva. Mozkový kmen je mezistanicí pro řídicí signály z vyšších etáží, v případě nutnosti upravit konkrétní kontrolní funkci. Mozkový kmen hraje důležitou roli v kontrole pohybu a rovnováhy, nejvíce důležitá jsou pro tento účel retikulární a vestibulární jádra a celý vestibulární aparát, který vysílá většinu rovnovážných kontrolních signálů (Lephart, Fu, 2000, p. 26).

Bazální ganglia jsou uložena hluboko v bílé hmotě kůry mozkové. Tvoří spojení mezi míchou a mozkovou kůrou pro většinu motorických a smyslových drah (Lephart, Fu, 2000, p. 27). Dysfunkce těchto spojení je důsledkem nedostatečné schopnosti vykonávat volní pohyby, což je ilustrováno zejména u Parkinsonovy a Huntingtonovy choroby (Graybiel et al., 2004, p. 1826). Bazální ganglia pracují podobně jako mozeček, v úzké spolupráci s mozkovou kůrou a kortikospinální dráhou. Jednou z hlavních funkcí je kontrola komplexních pohybových vzorů. Dále pak zahajují pohyby, které mají dlouhodobější a opakující se charakter, jako je například chůze nebo běh, proto se také podílí na udržování postury a svalového tonu. Hypotézu, že jsou bazální ganglia specifickým způsobem zapojena do plánování amplitudy pohybu potvrzuje Desmurget et al. ve své studii porovnávající zdravé jedince s jedinci trpícími Parkinsonovou chorobou (Desmurget et al. 2003, p. 207). Nucleus caudatus přijímá signály z asociační oblasti mozkové kůry, proto se podílí na tzv. kognitivní kontrole, kdy plánujeme vykonat zamyšlený pohyb (Lephart, Fu, 2000, p. 27).

Motorický kortex je rozdělen do tří rozdílných oblastí, z nichž má každá svoji topografickou reprezentaci a specifické motorické funkce. Primární motorická oblast kontroluje jemné volní pohyby. Neurony této oblasti tzv. pyramidové buňky jsou zodpovědné za vědomě kontrolované pohyby kosterních svalů. Premotorická area řídí pohyby se specifickým úkolem a cílem. Společně s primární oblastí, bazálními ganglii, thalamem tvoří celkový komplex pro koordinaci svalové aktivity. Tato oblast se významně podílí na rozvoji motoriky. Suplementární oblast pracuje společně s premotorickou a zajišťuje výchozí polohu v rámci konkrétně zaměřených pohybů. Hlavní slovo přejímá zejména u bilaterálních synergistických pohybů (Lephart, Fu, 2000, p. 27).

Během Humphreyho výzkumů byly v mozkové kůře objeveny dvě populace neuronů, které se rozdílně podílejí na regulaci motoriky. Jedna subpopulace zajišťuje reciproční aktivitu při pohybech v opačném směru, druhý typ buněk vykazuje svou činnost při kokontrakci antagonistických svalů, které regulují stabilitu kloubu, aniž by došlo k pohybu (Humphrey 1983, p. 348).

Mozeček je pravděpodobně hlavní strukturou při řízení hybnosti. Skládá se ze dvou hemisfér, vnější šedé kůry a vnitřní bílé hmoty se třemi páry hlubokých jader, které jsou uloženy symetricky k vermis, neboli střední čáře mezi hemisférami. Existuje mnoho teorií o funkcích mozečku při úmyslném pohybu. Popisován je jeho význam v optimálním načasování a správném pořadí aktivace jednotlivých svalů při určitém pohybu. Důležitý je při osvojování a zapamatování nových motorických dovedností. Smysl má i v rámci koordinace, zajišťuje složitější pohyby více kloubů i končetin najednou, a v neposlední řadě funguje jako kontrola chyb a odchylek, které mohou vzniknout oproti plánu zamýšleného pohybu (Latash, 2008, p. 152). Pokud by došlo k odstranění mozečku, svaly neochrnou, protože mozeček nemá přímou kontrolu nad kosterním svalstvem. Významně bude však porušena koordinace svalové činnosti, zejména rychlých pohybů (Králíček, 2011, p. 111).

1.4 Regulační mechanismy

Existuje několik specifíků, pomocí kterých je organismus schopen čelit neočekávaným nebo nekompenzovaným posturálním výkyvům. První možností je elasticita svalů, šlach a ostatních tkání. Každý posun v kloubu vytváří elastické síly, které znemožňují neadekvátní nadměrný posun. Vzhledem k tomu, že elastické vlastnosti svalu závisí na jeho aktivační úrovni, CNS je zodpovědný za řízení a regulaci. Ta je zajištěna pomocí kokontrakce posturálních svalů, které mají v kloubu neopomenutelnou úlohu (Latash, 2008, pp. 217-218). Druhým obranným specifíkem jsou napínací reflexy. Protážením svalu a podrážděním svalových vřetének vzroste dráždivost motoneuronů a pohotovost k činnosti. V situaci, kdy překročí rychlost protažení určitou hranici, nastane reflexní svalová aktivita namířená proti protahování (Véle, 1997, p. 63). Stretch reflex napomáhá tlumit externí rušivé vlivy, ačkoliv reflexní odpověď bývá opožděná. Je ale třeba podotknout, že tkáňová elasticita a

stretch reflexy nestačí k tomu, aby byla plně zajištěna rovnováha v souhrě s gravitačním polem (Latash, 2008, p. 217-218).

Další obranné mechanismy spadají do skupiny předem programovaných reakcí (feed-forward mechanism). Ačkoliv jsou typické opět delší prodlevou, jsou mnohem flexibilnější a výkonnější než předchozí dva mechanismy. Jsou patrné zejména ve svalech, jejichž délka zůstala navzdory zevním výchylkám beze změny, nebo se dokonce snížila. V kineziologických laboratořích, kde byly tyto reakce zkoumány, byla použita jako zdroj posturálních externích výchylek rotační plošina. Bylo zjištěno, že na specifický typ výchylky reagují svaly specifickými vzorci svalové aktivace. Některé z reakcí se zdály být spíše obecné, podobné koaktivitě agonistů a antagonistů stabilizujících posturální kloub, bez ohledu na směr výchylky. Některé reakce byly naopak velmi specifické s důrazem na směr a typ výchylky. Důležité ale je, že se první z těchto reakcí se dostavila v latenci méně než 80 ms, což potvrzuje právě to, že jsou tyto reakce opravdu předem naprogramovány. Předpokládá se, že jsou spuštěny na základě multisenzorických vstupů s největším přispěním proprioceptivních, zrakových a vestibulárních receptorů (Latash, 2008, pp. 217-218).

Dochází-li ve stoji například k rychlým volným pohybům horních končetin, nastávají změny v aktivitě posturálních svalů. Většina těchto změn nastane ještě dříve, než započne samotný pohyb, proto se toto nastavení nazývá jako anticipační, tedy předvídaté (Klous et al., 2011, p. 2275). Hlavním úkolem posturálního přednastavení je zajistit mobilnímu segmentu fixní základ a tím minimalizovat odchylky vertikálního nastavení, které by jinak byly vyvolány pohybem (Baldissera, 2008, p. 63). Předpokládá se, že toto nastavení vytváří mechanické vlivy, které čelí domnělým výchylkám, jako jsou zamýšlené pohyby nebo třeba zvedání těžkých břemen (Latash, 2008, pp. 215-216). Anticipační kontrolní strategie jsou většinou získané prostřednictvím učení na základě získávání dosavadních zkušeností (Massion, 1992, p. 42).

Předpokládá se, že anticipační mechanismy jsou přenášeny kontralaterálně descendentní dráhou z primární motorické oblasti mozkové kůry. Tyto reakce jsou sníženy nebo úplně vymizí na postižené končetině u pacientů s hemiparézou. Důkazy naznačují, že velmi významnou oblastí z hlediska anticipačních posturálních

mechanismů je také suplementární motorická oblast. Zejména u horních končetin dochází nejvíce k zapojení suplementární oblasti ve chvíli, kdy využíváme postupně obou končetin při předávání předmětu z jedné ruky do druhé (Petersen, 2008, p. 161-162).

Předem programované reakce jsou velice modifikovány u pacientů s neurologickým či jiným muskuloskeletálním deficitem. Kanekar et Aruin se zabývali výzkumem, zda je možné tyto reakce znovu optimalizovat a jaký typ tréninku je pro to nejvhodnější. Nejlepších výsledků dosáhly aktivity, které byly prováděny na funkčním základě, tedy trénink konkrétních dovedností, jako je chytání míče apod. V rámci nácviku posturální připravenosti dochází výrazně ke zlepšení posturální stability (Kanekar, Aruin, 2014, p. 404).

Nikolai Bernstein zavedl pojem posturální synergie. Posturální synergii vysvětluje jako kombinaci kontrolních signálů zaslaných do mnohých svalů tak, aby byla zajištěna stabilita končetiny nebo celého těla, buď v očekávání předvídané výchylky, nebo jako odpověď na právě probíhající vychýlení (Latash, 2008, p. 218). Tresch et Jarc ve své studii shrnují výsledky několika výzkumů, kde jsou svalové synergie základem motorické kontroly. Výsledkem kombinací svalových synergií je efektivní a ekonomické komplexní motorické chování (Tresch, Jarc, 2009, p. 603).

2 Redcord

Sling Exercise Therapy (S-E-T) je koncept pro aktivní vyšetření a terapii, který je zaměřen na léčbu muskuloskeletálních poruch. Základním kamenem tohoto modelu je terapie s prvky aktivního tréninku, jež se stala trendem dnešní doby. Koncept, který se vyvíjel v Norsku více než osm let, je využíván v mnoha směrech. V oblasti neurologie má význam nejen v léčbě stavů po cévní mozkové příhodě, ale i dalších neurologických deficitů. V dětské rehabilitaci se využívá stimulace, ale své uplatnění nachází i ve sportovním fitness tréninku (Kirkesola, 2001, p. 88).

V západním světě jsou muskuloskeletální poruchy problémem, kterým trpí ve srovnání s ostatními světem mnoho obyvatel. Psychické změny úzce souvisí s chronickou bolestí lokomočního aparátu. Nastává útlum senzomotorické kontroly, snížení svalové síly a vytrvalosti posturálního i fázického svalstva, dochází ke svalovým atrofiím a negativnímu ovlivnění kardiovaskulárních funkcí. Přestože není s úplnou jistotou zcela známo, zda mají tyto změny přímou spojitost s chronickými chorobnými procesy, je tu důvod věřit, že hrají významnou roli v neustálém udržování nemoci. S-E-T koncept si klade za cíl obnovení senzomotorické kontroly, síly, vytrvalosti a zlepšení kardiovaskulárních funkcí v zájmu zvýšení fyzické odolnosti těla na stres a námahu (Kirkesola, 2001, s. 90-91).

Systém S-E-T konceptu se skládá z vyšetření i terapeutické intervence. Diagnostika zahrnuje testování silové tolerance svalů prostřednictvím vzrůstajícího zatížení v otevřených a uzavřených kinematických řetězcích, což je využíváno v diagnostice společně s obvyklým testováním. Systém samotné léčby obsahuje prvky jako je uvolnění svalu, zvětšování rozsahu pohybu, trakci, posílení stabilizační muskulatury, senzomotorická cvičení, dynamický trénink fázického svalstva. Cvičení může probíhat v rámci skupinového fitness tréninku, ale i jako individuální dlouhodobá domácí terapie (Kirkesola, 2001, p. 88).

2.1 Historie

Popruhy jsou ke cvičení pacientů využívány již delší dobu. Předchůdcem byl německý „Schlingentisch,“ který byl vynalezen profesorem Thomsenem v Bad Homburgu. Během druhé světové války se závěsné stoly využívaly jako zařízení k šetrnému zacházení se zraněnými vojáky. Vlna poliomyelitidy, která zasáhla Evropu

po válce, přivedla Angličana Guthrie-Smithe na konstrukci stolu s popruhy, který sloužil k funkčnímu vyšetření a aktivnímu cvičení pacientů s celkovým ochrnutím. Na konci čtyřicátých let vyvinul Ludwig Halter formu terapie pro pacienty postižené obrnou. Využíval kombinace závěsného systému a cvičení v bazénu, a je tedy považován za jednoho z klíčových průkopníků této formy terapie. Základní myšlenka pro výrobu norského prototypu pro cvičení v závěsu pochází od Kare Mosberga z Grinstadu, který si sestrojil vybavení potřebné k posílení a stretchingu svalů jeho vlastních zad. Patentová práva byla k dalšímu vývoji, výrobě a marketingu předána Petter, Grete a Tore Planke, kteří v roce 1991 založili společně s fyzioterapeuty Rolfem B. Johansenem, Janem Hildenem a Arvidem Holstem firmu Nordisk Terapi AS v Kilsundu. Brzy na to započala úzká spolupráce norských fyzioterapeutů a lékařů, kteří se podíleli na následném vývoji vybavení a příslušenství, ale i metodice léčby a cvičení spadající do celého konceptu. V roce 1999 byl tento koncept zaměřen na pohybový aparát zahájen. Přístroj byl zpočátku nazýván TrimMaster, později pak TerapiMaster a následně byl přejmenován na Redcord Trainer. Po několika letech vývoje cvičení a léčebných režimů bylo v roce 2000 toto zařízení systematizováno a popsáno jako S-E-T (Sling Exercise Therapy), (Kirkesola, 2001, pp. 88-89).

2.2 Redcord programy

Redcord je dokonalý fyzioterapeutický systém spadající do metodiky cvičení v závěsu. Slouží k diagnostice, aktivní terapii i tréninku. Do České republiky se dováží od roku 1997, jeho dnešní využití se ale od té doby významně změnilo. V počátcích sloužil Redcord primárně k odlehčení pacienta a tím ulehčení práce fyzioterapeuta. Od roku 2000 se systematicky využívá v rámci metody Neurac v oblasti medicíny, a též v oblasti sportu a wellness fitness (Anonymus 1).

Redcord Active využívá klíčové biomechanické principy k optimalizaci svalové práce. Tento program je zaměřen na zdravé segmenty, cvičení probíhá ve vysoké intenzitě, ale bez nutnosti nadměrného mechanického zatížení. Cílem je zlepšení integrace jednotlivých svalů a svalových skupin, zlepšení core kontroly, zlepšení balance, flexibility a funkční síly (Redcord, 2013, p. 3).

Redcord Sport je zaměřen na zlepšení celkové sportovní výkonnosti. Cvičení jsou náročná, probíhají ve třech dimenzích, a jsou sestavena nejen s ohledem

na zlepšení výkonu, ale také jako prevence zranění. Opět je cílem zvýšení funkční síly a core stability, zlepšení koordinace a kontroly pohybu a rotační síly (Redcord AS, 2013, p. 3).

Neurac neboli „neuromuskulární aktivace“ je léčebná metoda využívaná k terapii muskuloskeletálních a neuromuskulárních poruch. Neurac terapie si klade za cíl zmírnit bolest, zlepšit neuromuskulární kontrolu a svalovou koordinaci, a v neposlední řadě také obnovit plný rozsah pohybu a optimalizovat funkční pohybové vzory. Tato metoda je závislá na nejsložitějším aparátu, tzv. Redcord Workstation Professional, díky kterému jsou využívány techniky a cvičení, která jsou plně přizpůsobena pacientovým potřebám (Redcord AS, 2013, p. 3).

2.3 Typy Redcord aparátů

Dnešní systém lan a závěsných popruhů Redcord obsahuje různé modely. Díky vysoké variabilitě může být s pomocí tohoto zařízení procvičováno komplexně celé tělo nebo jeho jednotlivé části. Léčebný proces i tréninková cvičení jsou prováděny přirozeně pomocí gravitace. Systém je možné velice snadno přizpůsobit pro dosažení co největší efektivity (Kirkesola, 2009, pp. 3-7).

Redcord Trainer

Redcord Trainer je využíván pro každodenní nebo velmi časté cvičení zejména v tělocvičnách a tréninkových centrech (Anonymus 1). Je jednoduše nastavitelný a uzamknutelný jednoduchým pohybem zápěstí (Kirkesola, 2001, p. 89).

Redcord Mini

Redcord Mini je nejjednodušší verzí. Může být napevno instalován do stropu, ale co je výhodnější je jeho skladnost a snadné instalace v podstatě kdekoliv. Redcord Mini může být přehozen přes větev či hrazdu nebo jednoduše zabouchnutý do dveří (Anonymus 1). Popruhy různých druhů jsou snadno připevnitelné k lanům, máme možnost vybírat z velkého množství typů popruhů a dalších pomůcek (Kirkesola, 2001, p. 89).

Redcord Workstation Professional

V programu Neurac je využíván nejsložitější aparát – Redcord Workstation Professional (viz obr. 1.), který obsahuje systém tří pojízdných traverz, díky nimž je terapeut schopen nastavit nepřeberné množství poloh v rámci diagnostiky i terapie včetně možnosti úplného zavěšení pacienta (Redcord AS, 2011, p. 4). Bezpečné zavěšení je nutností pro pohodlnou a efektivní léčbu bolesti (Anonymus 3). Kromě závěsného zařízení se třemi nosíky obsahuje tento model velké množství lan, popruhů a úchytnů jako jsou pánevní, terapeutické a krční popruhy, elastická lana a akrální úchyty (viz obr. 1.) (Redcord AS, 2011, p. 4).



Obr. 1. Redcord Workstation Professional, typy popruhů (Redcord AS, 2010, p. 6)

Stimula

Od roku 2007 je plně využíváno zařízení Redcord Stimula, které se připevňuje na lana Redcord Trainer a slouží k tvorbě vibrací. Vývoj probíhal od roku 2005, protože bylo zjištěno, že svalová vřetenka lépe reagují na vyšší frekvence, kterých není možné dosáhnout pouze ruční vibrací, která byla doposud využívána. Toto zařízení reguluje frekvenci vibrací i dobu trvání, výhodou je i přesné nastavení z předchozí úspěšné terapie (Kirkesola, 2009, p. 3). Stimula je aplikována skrz lana Redcord Trainer na vybrané části těla s cílem ještě více zkvalitnit terapii. Kromě toho, že Redcord využívá biomechanických principů ke zlepšení svalové funkce, řízené vibrace navíc zvyšují proprioceptivní input, svalovou sílu, zlepšují svalovou aktivaci a flexibilitu a také významně redukuje bolest (Redcord Stimula, 2011, pp. 4 - 6).

Aplikace vibrací je novou neuromuskulární metodou, která je v rehabilitaci využívána již několik let. Přenos mechanických kmitů na tělo stimuluje několik orgánových systémů, což vede k fyziologickým změnám na mnoha úrovních. Kromě propriocepce mají vibrace vliv i na kožní receptory a vestibulární systém (Moezy, 2008, p. 373). Van den Tillar ve své studii potvrzuje, že vibrace mají velký vliv na svalovou sílu a pružnost měkkých tkání, čímž dochází ke zlepšení balance i parametrů chůze (Van den Tillar, 2006, p. 195). Dokonce byly zaznamenány změny v mozkové aktivitě a koncentracích neurotransmiterů a hormonů (Moezy, 2008, p. 373). Muceli et al. popisuje aplikace vibrací jako velmi účinnou pro posílení hlubokých svalů a zvýšení svalové stabilizace u pacientů s chronickými bolestmi (Muceli, 2011, p. 288).

Axis

Poslední novinkou je tzv. Redcord Axis. Toto zařízení posouvá cvičení v závěsu na zcela novou úroveň. Zavádí totiž rotační pohyby, které zvyšují stupeň nestability a stávají se tak potenciálem pro velký počet nových funkčních, mnohem náročnějších cviků a jejich variací. Zvýšená nestabilita klade velké nároky na dobrou kontrolu pohybu. Ve sportovním a fitness programu je Axis ideálním nástrojem pro napodobení specifických pohybů a následné stimulaci řízení pohybu. Rotace byly zařazeny i do programu Neurac. V rámci tohoto programu poskytuje Axis rovnoměrné rozložení zátěže mezi zdravou a postiženou stranou pacienta (Anonymus 2).

2.4 Princip metody Neurac

Neurac je metoda, která byla vyvinuta jako terapeutické cvičení v kombinaci s terapií v závěsu. Rozvíjena byla na základě neuromuskulární reedukace se zaměřením na pacienty s dlouhodobými poruchami pohybového aparátu. Své využití nachází i u pacientů s rozmanitými neurologickými diagnózami. Hlavním cílem této metody je obnovit skrz nervosvalovou stimulaci funkční pohybové vzory, čehož bývá dosaženo díky několika principům (Redcord AS, 2010, p. 7).

Uzavřený kinematický řetězec

Norský Redcord (dříve TerapiMaster) umožňuje trénink v otevřeném i uzavřeném kinematickém řetězci (Kirkesola, 2009, pp. 3-7). Uzavřený řetězec využívá jako závaží hmotnost těla, navíc pohyby probíhají ve více segmentech, což

klade důraz na aktivaci kontroly řízení pohybu (Redcord AS, 2010, p. 5). Současný pohyb více segmentů způsobí zapojení agonistů, synergistů i antagonistů, to znamená, že dojde ke zvýšení svalové kokontrakce, která je nutná pro dynamickou stabilizaci a kontrolu pohybu jednotlivých kloubů (Ellenbecker, Todd, 2001, p. 3). Vzhledem k tomu, že v uzavřeném kinematickém řetězci dochází k většímu tlaku kloubních ploch, vykazuje lepší výsledky v oslovení kloubních receptorů a lepší facilitaci propriocepce (Tsauo, 2008, p. 449). Uzavřený kinematický řetězec je považován za funkčnější, specifitější a v neposlední řadě bezpečnější formu terapie (Snyder-Mackler, 1996, p. 2).

Nestabilní prostředí

Dalším faktorem, který metoda Neurac využívá je nestabilita, kterou nastavujeme a regulujeme lany a popruhy, popřípadě dalšími balančními pomůckami (Redcord AS, 2010, p. 5). Úroveň nestability přispívá velkým dílem ke cvičení a postupuje od velmi snadné úrovně po velmi obtížnou. Proto může být cvičení v závěsu doporučeno pacientům se špatným funkčním stavem, ale i vrcholovým sportovcům nejvyšší výkonnostní úrovně (Kirkesola, 2010, s. 3-4). Terapie na nestabilním povrchu vede ke zdokonalení stabilizace, snadno ale dochází ke svalové únavě, snížení svalové síly a rychlosti provedení pohybu (Anderson, Behm, 2005, p. 50). Svalová aktivace zůstává většinou nezměněna, pokud zvolíme nepřiměřenou instabilitu, hrozí riziko, že se sníží i aktivace (Behm, Sanchez, 2013, p. 500).

Kornecki et al. prokázal, že ve chvíli, kdy bylo držadlo vyměněno ze stabilního na nestabilní, vzrostla aktivita stabilizačních svalů při kliku až o 40%. Proces svalové stabilizace zkoumaného kloubu způsobil v průměru o 30% pokles síly, rychlosti a výkonu provedeného pohybu (Kornecki et al. in Anderson, Behm, 2005, p. 49). Anderson a Behm zjistili výrazný rozdíl v EMG aktivitě mm. pectorales, m. triceps brachi, m. latissimus dorsi a m. rectus abdominis při provádění cviku „chest press“ za stabilních a nestabilních podmínek. Maximální izometrická síla byla při provedení na nestabilním základě o 60% snížena. Je proto nutné, aby byl stupeň nestability korigován a vhodně doplněn silovým tréninkem, což je dalším krokem ke zlepšení kloubní stability (Anderson, Behm, 2005, p. 50).

Výhodným a efektivním typem balančního cvičení je unilaterální trénink. Jednostranné kontrakce stimulují neurální aktivitu i v kontralaterální neaktivní končetině, dokonce je zde pocíťována únava. Zatímco jsou stimulovány obě končetiny, dochází k výrazné aktivaci i hlubokého stabilizačního systému. Rozsáhlý přehled uvádí, že pokud se cvičení provádí za nestabilních podmínek aktivita trupového svalstva vzroste o více jak 47% (Behm, Sanchez, 2013, p. 500). Správné zapojení hlubokého stabilizačního systému se stalo neopomenutelnou součástí rehabilitace. Funkci hlubokého stabilizačního systému můžeme označit jako svalovou kontrolu kolem bederní páteře, která je nutná pro udržení funkční stability (Akuthoa, 2004, p. 86).

Pohyby ve třech rovinách

Nestabilní prostředí a aktivace 3D pohybových vzorců pomocí lan a popruhů stimuluje reakci neuromuskulárního systému a motorických vzorců (Redcord AS, 2010, p. 5). Pro úspěšné zvládnutí velké variability pohybů zejména ve sportu, je nutné dostatečně silné trupové a pánevní svalstvo, které zajišťuje stabilitu pohybů ve všech třech rovinách (Leetund et al., 2004, p. 926).

Přesné a postupné dávkování zátěže

Cviky v základních pozicích jsou obohaceny o standardizované prvky progresu, tak abychom u každého cviku byli schopni nastavit správnou úroveň a zátěž. Mezi tyto prvky patří (Redcord AS, 2010, p. 5):

1. Změna ramena páky,
2. změna pozice těla vzhledem k místu zavěšení (tzv. suspenční bod),
3. změna nastavení výšky popruhu či úchyty,
4. změna stupně instability,
5. provedení přídatných pohybů,
6. navýšení nesené hmotnosti přidáním závaží.

Provedení pohybu bez bolesti

Úspěšná léčba vyžaduje, aby nebyla provokována bolest, pokud má pacient chronické bolesti, nemělo by dojít k jejich zhoršení. Bolest a nepohodlí se této metodě vyhýbají, pokud je prováděna správně (Kirkesola, 2010, pp. 3-7). Změny ve svalové aktivitě (zvýšené napětí, spasmus) způsobující bolest mohou omezit pohyb nebo zapříčinit adaptační postavení segmentu. Následkem toho je pak pozměněna motorická kontrola a celková funkce svalů. Jde především o změny ve svalové aktivitaci, snížení svalové síly a vytrvalosti, zejména tedy stavy hyperaktivity a hypoaktivity. Farfan a Panjabi naopak naznačují, že deficit v motorické kontrole vede k špatné kontrole pohybu v kloubu. Neustálým opakováním pak vzniká mikrotraumatizace, která vede k bolesti. Proto není zcela jisté, zda změna motorické kontroly způsobí bolest, nebo zda následkem bolesti bude zhoršená motorická kontrola (Farfan, Panjabi in Hodges, 2003, p. 361 - 363).

Při cvičení se můžeme setkat s vedlejšími účinky, jako je nevolnost, závrať nebo jinými vegetativními reakcemi. Mohou mít různé příčiny, nejčastěji se ale objevují u pacientů s dlouhodobou bolestí krční páteře (Kirkesola, 2010, p. 8).

2.5 Diagnostika (Neurac Testing)

Diagnostická část metody Neurac je rozdělena na dvě části. Skládá se z hodnocení výdrže v neutrální pozici a testování slabých článků neboli Weak Links.

Test izometrické výdrže v neutrální pozici vyšetřuje funkci hlubokých lokálních stabilizačních svalů bederní páteře a krku. Kromě celkového času výdrže zaznamenává terapeut i nástup únavy, a zda byla přítomna bolest. Pozorujeme také napětí ve svalech a schopnost pacienta správně udržet požadovanou pozici (viz příloha, testovací protokol), (Kirkesola, 2010, pp. 4 - 5).

V rámci diagnostiky „Weak Link“ hodnotíme kvalitu a funkci myofasciálních řetězců. Každý test má pět úrovní obtížnosti. Testování začínáme na úrovni číslo 1, splnění úrovně č. 3 očekáváme u jedinců bez muskuloskeletálních problémů. Obě strany těla testujeme zvlášť a následně porovnáváme. Končetina, která nese váhu, je ta, na kterou se zaměřujeme. Hodnocení zvládnuté úrovně zaznamenáváme do protokolu (viz příloha, testovací protokol).

Úroveň 1: Vážný slabý článek. Nelze provést správně ani při podpoře elastickým lanem.

Úroveň 2: Mírný slabý článek. Pro správné provedení je potřeba dopomoc elastického lana.

Úroveň 3: Průměrná úroveň. Je možné provést správně bez pomoci elastických lan.

Úroveň 4: Pokročilá úroveň. Je možné provést s rukama křížem na hrudi nebo umístit popruh distálně.

Úroveň 5: Sportovní úroveň. Je možné provedení s rukama křížem na hrudi a balanční podložkou, případně distálním umístěním popruhu (Redcord AS, 2010, pp. 54., 60).

Protože většina kosterních svalů lidského těla je přímo spojena s pojivovou tkání, pro základní testování pánve a zad platí polohy zaměřené na určité myofasciální řetězce (viz obr. 2.). Tento přístup vychází z předpokladu, že svaly v lidském těle nefungují jako samostatné jednotky, ale jsou součástí tělesné sítě, ve které je neustále udržováno napětí. Zkoumání funkčního významu těchto řetězců je nejnaléhavějším úkolem budoucího výzkumu, protože fascie vzhledem ke schopnosti přenosu napětí mohou být odpovědné za poruchy a bolesti vyzařující do vzdálených anatomických struktur. Přenos napětí podle řetězců otevírá novou hranici pro pochopení bolesti a poskytuje cenné poznatky pro rozvoj celostní terapie (Wilke et al., 2016, p. 454).



Obr. 2. Myofasciální řetězce (Wilke et al., 2016, p. 455)

Testované tělesné segmenty mají své standardizované pozice, testujeme především neuromuskulární kontrolu a funkční stabilitu dané oblasti (viz tab. 1.) (Redcord AS, 2010, pp. 9-18).

Tab. 1. Testované řetězce, pozice a zapojení svalů (vlastní tvorba)

<i>Pozice</i>	<i>Myofasciální řetězce</i>	<i>Primární svaly</i>	<i>Sekundární svaly</i>
Supine Pelvic Lift	dorzální bez účasti hamstringů	m. gluteus max.	m. transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abd., m. erector spinae
Supine Bridging	dorzální s účastí hamstringů	hamstringy, m. gluteus max.	m. transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abd., m. erector spinae
Prone Bridging	ventrální	m. rectus abdominis, m. iliopsoas	m. transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abd., m. erector spinae, mm. multifidi, m. quadriceps femoris
Side-lying Hip Abduction	laterální	m. gluteus medius	m. transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abd., mm. multifidi, m. quadratus lumborum, m. erector spinae, m. tensor fascia latae
Side-lying Hip Adduction	ventrální	adduktory	transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abd., mm. multifidi, m. quadratus lumborum, m. erector spinae

2.6 Léčba (Neurac Treatment)

Léčebná část je založena na výsledcích, které jsme zaznamenali během testování (viz příloha, testovací protokol).

V případě nedostatečné izometrické výdrže, vycházíme v terapii ze stejné nebo podobné pozice, ve které jsou prováděny výdrže tak dlouho, než je cvičení provedeno správně, není provokována bolest, nebo dokud se nezvýší čas výdrže.

Pacient je během léčby často kontrolován, zda došlo ke zlepšení funkce a kvality pohybu nebo alespoň ke snížení bolesti (Kirkesola, 2010, p. 5).

Léčbu na základě Weak Links začínáme na úrovni, kde již pacient nebyl schopen pohyb správně provést. Tuto úroveň odlehčíme pomocí elastických lan a pánevního popruhu. Pokud ani odlehčení nestačí k tomu, aby pacient provedl pohyb korektně, volíme takové výchozí pozice, které jsou vhodnou alternativou pro daného pacienta (Redcord AS, 2010, p. 19). Cviky jsou spíše dynamického rázu a začínají na takové úrovni a odlehčení, kde je pacient schopen vykonat cvik koordinovaně a bezbolestně (Kirkesola, 2010, p. 5). Svalová bolest nejen redukuje maximální volní kontrakci, zkracuje dobu vytrvalosti kontrakce, ale hlavně výrazně mění koordinaci během dynamických aktivit (Graven-Nielsen, 1997, p. 162). Protože se zaměřujeme na optimalizaci neuromuskulární kontroly, nejúčinněji se jeví poměrně velké úsilí s malým počtem opakování. Cvičíme tedy ve 2- 4 sériích. V sérii provádíme 3 – 6 opakování, mezi sériemi je minimálně 30 s pauza. Pokud je to možné, zvyšujeme po každé sérii obtížnost cvičení (Redcord AS, 2010, p. 19).

Léčebná metoda neuromuskulární aktivace pomocí Redcord aparátu je efektivní u muskuloskeletálních onemocnění jako jsou low back pain, bolesti pánve a kyčlí, bolesti krční páteře – Whiplash syndrom, bolesti hlavy; dále pak bolesti ramene a paže – zmrzlé rameno, tenisový loket. Další oblastí jsou dolní končetiny, obtíže spojené například s patelofemorálním syndromem, skokanským kolenem a další (Anonymus 1).

3 Diskuze

3.1 Bederní páteř

U jedinců trpících chronickou bolestí zad – low back pain, zjišťujeme jisté posturální změny. Hluboké svalstvo trupu je oslabené, jeho aktivita je snížena a naopak povrchové svaly bývají přetíženy (Moseley, 2005, p. 323). Tato posturální kompenzace znamená narušení optimální posturální kontroly, protože proprioceptivní informace, které jsou přiváděny z dolních končetin a trupu jsou zkreslené (Kim et al., 2013, p. 1015). Proprioceptivní poruchy vyvolávají omezení v rozsahu pohybu a posturálním nastavení, což společně s bolestí způsobí zafixování chybných alternativních kompenzací (Moseley, 2005, p. 323, Kim et al., 2013, p. 1015).

Cholewicki ve svém výzkumu poukazuje, že přínos různých svalových skupin na stabilizaci bederní páteře závisí na směru a velikosti trupového zatížení (Cholewicki in Leetund, 2004, p. 926-927). Břišní svaly kontrolují zevní síly, které vedou páteř do extenze, flexe nebo rotací a jsou také nutné pro zvýšení stability páteře pomocí kokontrakce s bederními extenzory (Leetund, 2004, p. 927).

Cvičení v závěsu je pro stabilizaci páteře, zejména pak v terapii low back pain hojně využíváno, protože proprioceptivní trénink a cvičení na nestabilním povrchu obnovuje neuromuskulární kontrolu a posiluje hluboké svaly, které se zapojují do posturální stability a jsou nutné k obnově optimálních pohybových vzorů. To potvrzuje studie Kima et al., kde bylo hodnoceno 16 probandů. Polovina probandů absolvovala fyzikální terapii a 40 min Neurac terapie 4x za týden, druhá část byla kontrolní skupinou, zařazena byla pouze fyzikální terapie. Ač jisté zlepšení dle posturografu i visual analogue scale proběhlo u obou skupin, skupina participující v Neurac terapii měla dle VAS výrazně lepší výsledky (Kim et al., 2013, p. 1015).

Neurac metoda s využitím „body - weight - bearing exercise“ je zaměřena na aktivaci lokálních a globálních svalů, a tím optimalizuje koordinaci mezi nimi (Kirkesola, 2009, p. 8). Efektivitou cvičení v závěsu u low back pain se zabýval Lee et al., konkrétně se zaměřil na svalovou sílu, aktivaci, bolest a disabilitu. Hodnocené studie ukazují, že při konečné kontrole po finální terapii nebyla terapie v závěsu z hlediska svalové síly shledána efektivnější, než obecné cvičení nebo cvičení motorické kontroly. Nicméně mnohem vyšší efekt byl zaznamenán ve vzrůstu trupové

aktivace, kdy bylo cvičení v závěsu účinnější než obecné cvičení, klasické aktivity v mostu (bridging) nebo bridging na velkém míči. Tento poznatek zaznamenává i Guthrie et al., ve studii, kde bylo porovnáváno tradiční provedení mostu a provedení v závěsu v Redcord aparátu na 51 dospělých probandech. Uvádí, že díky progresi cvičení v závěsu dochází snáze ke zvýšení aktivace m. transversus abdominis, ačkoliv lepší aktivace nebo změna velikosti průměru šikmých břišních svalů nebyla prokázána. Proto není zcela zřejmé, zda je terapie v závěsu oproti tradičnímu mostu výhodnější. Připouští, že markantnější rozdíly by mohly být evidentní po dlouhodobějším komplexním progresivním terapeutickém přístupu (Guthrie et al., 2012, p. 157-158).

Yoo et Lee ve své studii porovnává posilování hlubokého stabilizačního systému pomocí Redcord zařízení s klasickým cvičením na podložce se zaměřením na léčbu bolesti. Studie se účastnilo 30 jedinců trpících low back pain, kteří byli rozděleni na dvě skupiny, jedna podstoupila čtyři týdny trvající terapii v Redcord systému, druhá skupina cvičila pouze na podložce. Výsledky této studie neprokázaly signifikantní rozdíl ve zmírnění bolesti po intervenci v porovnávání těchto dvou skupin (Yoo et Lee, 2014, p. 673). Podobné výsledky potvrzuje i Unsgaard-Tøndel, která nezaznamenává rozdíly ve zlepšení bolesti mezi generalizovaným cvičením, závěsným systémem a tradiční aktivací m. transversus abdominis (probíhající s kontrolou pomocí ultrazvuku) u pacientů s nespecifickými bolestmi bederní páteře (Unsgaard-Tøndel et al., 2010, pp. 1428, 1429-1435).

3.2 Krční páteř

Krční páteře je jedním z nejproblémovějších segmentů. Odhadem až 67% populace se během života potýká s bolestmi krční páteře. Většina lidí si stěžuje na obtíže spojené s bolestí během běžných aktivit, ale jen málo z nich se rozhodne pro cílenou účinnou léčbu. Jedna z příčin chronické bolesti krku je svalová únava vznikající na podkladě neustálé svalové kontrakce se snahou staticky držet hlavu v určitých polohách. Oslabené svaly krční páteře pozmění roli senzoričkových receptorů, proto dochází ke změně vnímání postavení v kloubech (Yun et al. 2015, p. 1303). Bolest způsobuje i špatné posturální nastavení těla, což může vyústit až k deformitám a poruchám krční páteře včetně měkkých tkání (Seo et al., 2012, pp. 46).

Metoda Neurac využívá statické i dynamické kontrakce vysoké intezity se zaměřením na tonizaci stabilizačních svalů, které se nachází v blízkosti intervertebrálních kloubů a mají rozhodující vliv na feed-forward kontrolní mechanismus a reintegraci motorických jednotek. Velmi vhodné je využití ručních či mechanických vibrací, protože vibrace stimulují svalová vřeténka a snáze tak dochází ke kontrakci (Yun et al. 2015, p. 1303). Bylo prokázáno, že vibrace vyvolají aktivaci svalového vřeténka nejen ve svalu, kde byla aplikována, ale i v sousedních svalech. Mechanická vibrace aplikovaná na šlachy či svalové břicho vyvolává reflexní kontrakci. Výsledky studie, kterou provedl Bosco et al., ukazují statisticky významné zvýšení svalové funkce v ramenním kloubu při použití vibrací. Výzkum probíhal na skupině 12 vrcholových boxerů, cílem bylo zhodnotit vliv vibrací na mechanických vlastnostech flexorů ramene. Došlo k nárůstu mechanické síly, která byla použita jako index pro hodnocení neuromuskulární účinnosti. Závěrem bylo shrnuto, že léčba za použití vibrací je ideální pro stimulaci neuromuskulárního systému (Bosco et al., 1999, p. 306).

Yun se zaměřil na testování účinku metody Neurac na bolest, funkci, rovnováhu a celkově kvalitu života u pacientů s chronickou bolestí krční páteře. Testováno bylo 20 osob náhodně rozdělených do dvou skupin, obě skupiny podstoupily fyzikální terapii, 10 jedinců cvičilo navíc v Redcord systému. Terapie probíhala 3 dny v týdnu, 30 min po dobu jednoho měsíce. Studie potvrdila, že v experimentální skupině došlo ke zmírnění bolesti, zlepšení funkce a rovnováhy, což bylo ve výsledku hodnoceno jako zlepšení kvality života (Yun et al. 2015, p. 1303).

Seo et al., se zabýval porovnáváním metody McKenzie a metody terapie v závěsu při léčbě chronické bolesti krční páteře. Tato studie hodnotila svalovou sílu a rozsah pohybu u 18 probandů po cvičení v závěsu a po cvičení dle McKenzieho a následnou redukci bolesti. Cvičení bylo zaměřeno na izometrické aktivity a stretching s cílem obnovit optimální koordinaci hlubokých krčních svalů. Bylo zjištěno, že mezi těmito metodami není významný rozdíl, obě metody pomáhají redukovat bolest, zvyšují rozsah pohybu a svalovou sílu, proto mohou být obě terapeuticky využívány při chronické bolesti krční páteře (Seo et al., 2012, pp. 41, 48).

Park et Kim se zabývali účinností terapie v závěsu u pacientů s posttraumatickou stresovou poruchou, kteří si současně stěžovali právě na bolesti krční páteře. Polovina z 30 probandů absolvovala terapii v závěsu, zbylých 15 pouze konvenční fyzikální terapii. Cvičení v závěsu bylo složeno z relaxace svalů okolo krční páteře a stabilizace lokálních i globálních svalů. Skupina zařazena do cvičení vykazovala ve srovnání s druhou skupinou zlepšení indexu ve spojitosti s bolestí, disabilitou i depresemi (Park, 2015, pp. 1369, 1371). Přestože mnoho studií potvrzuje S-E-T terapii jako vhodnou pro chronické bolesti krční páteře, Ma provedl výzkum multimodální terapie u pacientů s krční radikulopatií, kde byl jedním z prvků terapie zvolen Redcord aparát. Indikovaná stabilizační cvičení s cílem obnovy kokontrakce hlubokých krčních svalů s následnou mobilizací poškozených krčních segmentů vykazovala zvýšení bolesti a indexu disability. Ma neoznačuje tuto terapii jako nevhodnou, pouze apeluje na vhodně zvolenou intenzitu a frekvenci této intervence (Ma et al., 2011, pp. 3-6).

3.3 Horní končetiny

Na ramenní pletenec připadá značná část úrazů, kterými trpí nejen vrcholoví sportovci, ale i sportující populace. Zjištěné svalové dysbalance jsou následně zapojeny v etiologii poruch jako je impingement syndrom nebo dyskineze lopatky. Bylo zjištěno, že stabilizační svaly lopatky byly značně utlumeny nebo narušeny vzhledem ke svalům zajišťujícím pohyb lopatky a glenohumerálního kloubu, protože jsou tréninky nebo cvičení zaměřeny na získávání síly za účelem až hypertofie, stabilizační svaly nebývají optimálně aktivovány. Za účelem nastolení rovnováhy mezi stabilizačními a fázickými svaly ramenního pletence bývá hojně využívána právě terapie pomocí Redcord systému (De Mey et al., 2013, p. 1626).

V rámci terapie impingement syndromu je při volbě léčby metodou Neurac zaznamenán úspěch. V terapii ramenního kloubu se Neurac techniky zaměřují na posílení m. serratus anterior, spodní část m. trapezius a svaly rotátorové manžety. Rotátorová manžeta udržuje hlavici humeru v jamce a zajišťuje inferiorní skluz hlavice při elevaci paže, čímž ovlivňujeme bolest. Studie Kima et al. zjišťovala efekt Neurac terapie na bolest, a rozsah pohybu u pacientů s ramenním impingementem. Testováno bylo 13 osob, absolvovaly čtyři intervence v Redcord aparátu. Při finálním měření bylo

zaznamenáno snížení bolesti, zlepšení funkce a rozsahu pohybu, což je další důvod k využití Neurac techniky jako intervence pro zvyšování rozsahu pohybu. Výraznou limitací této studie byla velmi krátká doba testování, vhodnější by bylo hodnotit výsledky Neurac terapie v delším časovém horizontu (Kim et al., 2015, p. 1408).

Lee et al., se zaměřili na testování aktivity několika svalů během kliku. Hodnotili efektivitu kliků provedených v neutrální, zevní i vnitřní rotaci paže a také na stabilním a nestabilním povrchu. Vyšší elektromyografická aktivita m. serratus anterior byla zaznamenána při provedení kliku na nestabilním povrchu a v zevní rotaci. M. biceps brachii a m. triceps brachii lépe podporují pohyb ramene do flexe a extenze při provedení na nestabilním povrchu, horní a dolní porce m. trapezius a m. pectoralis major svou koaktivací stabilizují ramenní kloub v pohybu do protrakce a retrakce (Lee, 2013, p. 983). Tyto výsledky potvrdil Cho et al., který se zabýval efektivitou kliku ve spojitosti s úhlem rotace v ramenním kloubu. Studie prokázala, že nejvyšší efektivita cvičení se zaměřením na stabilizaci ramene je při provedení v zevní rotaci, protože aktivita v m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. serratus anterior je zdatně vyšší než v ostatních pozicích. Provedení cviku ve vnitřní rotaci bylo shledáno jako ideální pro selektivní posílení m. supraspinatu, m. infraspinatu a dolní části m. trapezius, zatímco inhibujeme m. pectoralis major a m. levator scapulae. Proto výběr rozdílných úhlů rotace pro rozdílný typ cvičení a cíl terapie bývá efektivním řešením (Cho et al., 2014, p. 1739).

Lee et al., se zaměřili také na hodnocení vlivu flexe v ramenním kloubu na zapojení m. serratus anterior, m. pectoralis major a spodní porce m. trapezius. Testování probíhalo ve 110°, 90° a 70° flexe v ramenním kloubu v zevní rotaci při provedení kliku na nestabilním povrchu opět pomocí Redcord zařízení. Testováno bylo 15 mužů. Nejvyšší aktivita m. serratus anterior byla zaznamenána ve flexi 110°, což je vysvětleno výhodnou délkou svalu právě v tomto úhlu. Nakonec shrnuje, že nejvýhodnější pro stabilizaci ramenního kloubu je provedení kliků na nestabilním povrchu, v zevní rotaci a flexi 110° (Lee et al., 2014, p. 1590).

Efektivitu cvičení prováděných na nestabilním podkladu potvrzuje i Saeterbakken et al. Studii zaměřil na využití závěsného systému v zlepšení core stability a tím zlepšení rychlosti hodů v házené. Výsledky potvrdily u 24 testovaných

hráček házené, že skutečně pomocí uzavřených kinematických řetězců v nestabilním systému došlo ke zvýšení maximální rychlosti hodů. Tento výsledek přisuzují zlepšení v komplexu hlubokého stabilizačního systému. Snížení výskytu zranění přisuzují podpoře efektivních neuromuskulárních vzorů, které jsou důsledkem vystavení kloubů destabilizačním silám navozeným právě pomocí nestability (Saeterbakken, 2011, pp. 717-718). Podobné výsledky uvádí i Prokopy, který hodnotí trénink v závěsu jako výhodnější z hlediska funkce svalů než klasický odporový trénink. Svou studii prováděl na 14 hráčcích softbalu, zaměřil se na funkci ramenního pletence, schopnost, sílu a rychlost hodů (Prokopy et al., 2008, p. 1790).

3.4 Dolní končetiny

Hewett et al. se zabýval studiem vlivu neuromuskulárního tréninku na incidenci zranění kolen u atletek. Důvodem náchylnosti ke zranění je pravděpodobně nerovnováha mezi hamstringy a silou m. quadriceps femoris v kombinaci se silami působícími při doskoku. Výsledky ukazují, že neuromuskulární trénink snížil výskyt zranění u testované skupiny, pravděpodobně díky zlepšení dynamické stability kolenního kloubu (Hewett, 1999, p. 703).

Chang et al. provedl výzkum efektu otevřených a uzavřených kinematických řetězců v závěsu v závislosti na aktivaci m. vastus medialis obliquus a m. vastus lateralis. Autor této studie se domnívá, že kombinace uzavřeného kinematického řetězce v kombinaci s weight-bearing exercise často způsobuje nárůst tažné síly a zvýšení intraartikulárního tlaku, což způsobí zhoršení symptomů zejména u patelofemorálního syndromu. Využití S-E-T systému zajistí aktivaci m. vastus medialis obliquus, výrazně redukuje vliv tělesné hmotnosti na intraartikulární tlak, a je vhodný k tréninku extenze v kolenním kloubu pomocí non-weight bearing zejména u pacientů s patelofemorálním syndromem. Nicméně otevřený kinematický řetězec v kombinaci se cvičením v závěsu vyšel z hlediska aktivace m. vastus medialis obliquus jako mnohem efektivnější, přestože mnoho studií tvrdí, že v terapii patelofemorálního syndromu má velmi malý význam. Autoři studie tvrdí, že závěs kolene v kombinaci s uzavřeným kinematickým řetězcem vede ke snížení posturální stability, proto jsou kladeny velké nároky na trupové svalstvo, což zapříčiní facilitaci kontraktury kolenních extenzorů (Chang et al., 2014, p. 1356).

Anterior knee pain (bolest přední strany kolene) je častý muskuloskeletální problém u široké škály populace. Symptomy zahrnují bolest při delším sezení, při patelofemorálních kompresních silách a při pohybu po schodech. Jedinci trpící touto bolestí uvádějí slabost až inhibici m. quadriceps femoris, která nastává zejména při omezení pohybové aktivity a způsobuje tak riziko vzniku osteoartrózy. Park zmiňuje, že vhodnou terapií je S-E-T koncept, zejména pak weight-bearing exercise, protože dochází k redukci bolesti a zlepšení funkce. Cílem studie, kterou následně provedl, bylo stanovit okamžité účinky weight- a non-weight bearing cvičení při provedení extenze kolenního kloubu na zapojení m. quadriceps femoris. Výsledky ukázaly, že ani jeden typ provedení jednorázově nezvyšuje maximální aktivaci m. quadricepsu femoris. Je proto nutné zaměřit se na dlouhodobější opakování, případně využít další prvky jako je kryoterapie, elektrostimulace nebo kloubní mobilizace (Park et al., 2012, pp. 119-123).

Shah porovnával efektivitu otevřených a uzavřených řetězců u pacientů s gonartrózou. Na rozdíl od Changa uvádí, že oba typy provedení signifikantně zlepšují bolest a pohybové funkce u pacientů s osteoartrózou kolenního kloubu. Hodnocení bylo provedeno na 30 probandech s diagnózou osteoartrózy, polovina cvičila otevřené kinematické řetězce, polovina pak uzavřené. Cvičení probíhalo 8 týdnů. Pouze v případě akutní bolesti bylo cvičení v uzavřeném řetězci během weight-bearing shledáno jako bolestivé, proto je doporučeno zpočátku cvičení v otevřeném řetězci, následně došlo u probandů ke zlepšení, a do terapie byl opět zařazen i uzavřený kinematický řetězec (Shah, 2014, p. 200). Dobré výsledky má terapie v závěsu po totální endoprotéze kolenního kloubu. Bylo zjištěno, že pohybová mobilizace v závěsu zvyšuje aktivaci svalů, kromě toho nestabilní podpora při zvýšeném rozsahu klade vyšší nároky na svalovou koordinaci a sílu. Studie byla provedena v Německu, testováno bylo 39 pacientů po totální endoprotéze kolenního kloubu, primárně bylo zaměřeno na rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu. Výsledky potvrdily, že terapií v závěsu se flexe signifikantně zvýšila (Mau-Moeller et al., 2014, pp. 1, 6).

3.5 Využití v neurologii

Hemiplegie je spojena se zhoršenou schopností optimálního trupového nastavení. Způsobuje zejména pokles činnosti laterálních svalů trupu a zvýraznění

asymetrie mezi pravou a levou stranou. V důsledku oslabení trupového svalstva u pacientů po cévní mozkové příhodě dochází k narušení funkčních schopností, optimální balance a tím bezpečnosti chůze. Z tohoto důvodu je cvičení pro navrácení posturálního nastavení doporučovanou intervencí (Park, Hwangbo, 2014, p. 219). Pedersen prokazuje, že stabilizací trupu pomocí S-E-T systému, došlo u elitních fotbalistů ke zlepšení postury, balance, funkční síly pánve i celé dolní končetiny, a tím došel k závěru, že zlepšování funkční svalové síly pomocí terapie v závěsu je ideální terapií (Stray-Pedersen et al., 2006).

Park et Hwangbo využili ve své studii pro hodnocení posturální stability a balance rozsah a velikost výchyly ve stoji vzhledem k centru tlaku. Stoj byl porovnáván u 40 pacientů s hemiplegií po cvičení v závěsu a klasických cvičích na podložce. U obou skupin došlo ke snížení hodnocených parametrů, ale výrazně lepší výsledky zaznamenala terapie v závěsu. Cvičení na nestabilním povrchu více stimuluje proprioceptory a motorické orgány mozku, což maximalizuje pocit balance a schopnost udržet posturální stabilitu. Výsledky proto prokazují účinnost cvičení na nestabilním povrchu, včetně cvičení v závěsu, které je ideální intervencí pro zlepšení balančních schopností u pacientů s hemiplegií (Park, Hwangbo, 2014, p. 220-221). Stejným tématem se zabýval Jung et al. Cílem studie bylo rozebrat efekt stabilizace trupu a pánve v S-E-T na aktivaci trupového svalstva a schopnosti udržet rovnováhu. Měření se účastnilo 20 hemiplegických pacientů rozdělených do dvou skupin. Experimentální skupina cvičila 30 minut 5x týdně po dobu čtyř týdnů. Významné rozdíly byly zpozorovány v měření před terapií a bezprostředně po skončení, ale i mezi oběma skupinami. Proto hodnotí terapii v závěsu s myšlenkou stabilizace trupového svalstva s cílem zlepšení v udržování rovnováhy jako adekvátní (Jung et al., 2011, p. 1244).

Cílem studie, kterou zrealizoval Lee et Lee, bylo zjistit, zda cvičení v S-E-T systému v uzavřených kinematických řetězcích optimálně aktivuje trupové svalstvo, a dojde tak ke zlepšení rovnováhy. Proměřováno bylo 20 pacientů s hemiplegií, terapie probíhala 3x týdně 30 min po dobu čtyř týdnů. Přestože v porovnání cvičící a kontrolní skupiny nezaznamenala cvičící skupina významné zlepšení stability trupu a rovnováhy oproti kontrolní skupině, markantní rozdíly nastaly v parametrech naměřených bezprostředně před a po cvičení. Proto je ve výsledku S-E-T terapie doporučována

jako vhodná pro aktivaci trupového svalstva u stavů po mozkové mrtvici. Limitací v této studii byl krátký časový úsek, protože se ukázalo, že pouhé čtyři týdny nemají z hlediska svalové aktivace a balance významnější benefit (Lee, Lee, 2014, p. 658). Vassejlen, který porovnával sílu kontrakce a funkci břišních svalů po terapii pomocí závěsu a klasickém cvičení nezjistil významný rozdíl v tloušťce svalů u probandů, kteří podstoupili cvičení v Redcord aparátu oproti cvičícím klasicky, ačkoliv strukturální změny nejsou vždy nutné pro zvýšení svalové síly (Vasseljen, 2010, p. 486).

Johansen se ve své studii zabýval účinkem osmitýdenní terapie v S-E-T systému u chlapců od 8 do 12 let s motorickými koordinačními potížemi. Terapie byla sestavena pro optimální posílení hlubokého stabilizačního systému, cílem bylo zjistit, zda posílení hluboké muskulatury v Redcord aparátu zlepší distální kontrolu. Výsledky ukázaly, že tato terapie zlepšuje hrubou i jemnou motoriku u dětí a velmi dobrý vliv byl zaznamenán i na kontrolu rovnováhy (Johansen, 2012, pp. 2, 22-24).

Kim et al., se ve své studii zaměřil na efektivitu snížení závažnosti subluxací ramen u hemiplegických pacientů pomocí Redcord systému. Subluxace zhoršuje obnovení funkce horní končetiny, zpomaluje průběh terapie, což pacienta omezuje v každodenním životě. Na stabilitě glenohumerálního kloubu se podílí svaly rotátorové manžety a m. deltoideus, proto byly zvoleny cviky do abdukce/addukce a zevní/vnitřní rotace, které s využitím izometrické kontrakce posílí a zlepší koordinaci rotátorové manžety a deltového svalu, a dojde tak ke zlepšení stability pletence horní končetiny. Hodnoceno bylo této studii 34 pacientů po cévní mozkové příhodě se subluxací. Výsledky ukázaly, že díky stimulaci neuromuskulárního systému v závěsu byly oslabené svaly opět aktivovány, proto je tato terapie doporučována nejen pro pacienty se subluxací, ale i jako prevence (Kim et al., 2012, pp. 1100-1101).

Závěr

Primárním záměrem této bakalářské práce bylo seznámit se základním principem konceptu Sling Exercise Therapy, zejména pak s aparátem Redcord. První část této práce byla cílena na kontrolu pohybu a jeho řízení. Zaměřila jsem se na význam jednotlivých senzorických informací a jejich vliv na posturální kontrolu. Dále jsem popisovala centrální mechanismy řízení, čímž jsem se snažila nastínit propojení a důležitost jednotlivých etází CNS a důsledky, které mohou vzniknout, pokud je nějaká ze složek poškozena.

Druhou část jsem zaměřila právě na norský systém Redcord. Představila jsem hlavní princip této metody, typy aparátů a možnosti použití. Popisuji zde léčebný koncept Neurac, neboli neuromuskulární aktivaci, jež je díky svému aktivnímu přístupu bez provokace bolesti oblíbenou terapeutickou volbou. Tento koncept neskýtá možnosti využití pouze v medicíně a rehabilitaci, své uplatnění nachází i ve vrcholovém sportu a wellness fitness.

Diskuze je členěna na oddíly dle segmentů. Použity byly studie, které testují efektivitu cvičení u daných indikací a následně pak ve většině případů potvrzují úspěšnost léčby pomocí tohoto konceptu, velké množství těchto studií bylo provedeno v krátkém časovém horizontu, proto se efekt nemusel bezprostředně projevit. Důležitým faktorem této terapie je dlouhodobá cílená intervence se zaměřením na konkrétní „slabý článek“. Redcord nabízí individuální bezbolestný přístup s jasným cílem zlepšit neuromuskulární kontrolu a obnovit tak optimální pohybové vzory.

Referenční seznam

1. AKUTHOTA, V., NADLER, S. F., 2004. Core strengthening. In *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, no. 1, pp. 86-92, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15034861>.
2. AMBLER, Z. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. Vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-707-3.
3. ANDERSON, K., BEHM, D. G., 2005. The Impact of Instability Resistance Training on Balance and Stability. In *Sports Medicine* [online]. 2005, vol. 35, no. 1, pp. 43-53, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15651912>.
4. ANONYMUS 1. [online]. [cit. 2016-02-12]. Dostupné z: <http://www.redcord.cz>.
5. ANONYMUS 2. 2011. [online]. [cit. 2016-02-12]. Dostupné z: <http://www.redcord.com/Portal.aspx?m=546>.
6. ARUIN, A. S., OTA, T. and LATASH, M. L., 2001. Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2001, vol. 11, no. 1, pp. 39-51 [cit. 2015-12-08]. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641100000341>.
7. BALDISSERA, F., ROTA, V., ESPOSTI, R., 2007. Anticipatory postural adjustments in arm muscles associated with movements of the contralateral limb and their possible role in interlimb coordination. In *Experimental Brain Research* [online]. 2007, vol. 185, pp. 63-74, [cit. 2016-03-04]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-007-1131-9>.
8. BEHM, D. G., COLADO SANCHEZ, J. C., 2013. Instability Resistance Training Across the Exercise Continuum. In *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2013, vol. 5, no. 6, pp. 500-503 [cit. 2016-03-01]. ISSN 1941-7381. Dostupné z: <http://sph.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/1941738113477815>.

9. BOSCO, C., CARDINALE, M., and TSARPELA, O., 1999. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. In *European journal of applied physiology and occupational physiology* [online]. 1999, vol. 79, no. 4, pp. 306-311 [cit. 2016-04-15]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.621.9301&rep=rep1&type=pdf>.
10. BRONSTEIN, A. M., BRANDT T., and WOOLLACOTT M. H. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold, 1996. ISBN 0340601450.
11. DE MEY, K., et al., 2014. Shoulder Muscle Activation Levels During Four Closed Kinetic Chain Exercises With and Without Redcord Slings. In *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2014, vol. 28, no. 6, pp. 1626-1635 [cit. 2016-03-16]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-201406000-00017>.
12. DESMURGET, M., et al., 2003. Basal ganglia network mediates the control of movement amplitude. In *Experimental Brain Research* [online]. 2003, vol. 153, no. 2, pp. 197-209, [cit. 2016-03-04]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-003-1593-3>.
13. ELLENBECKER, T. S., DAVIES, G. J. *Closed kinetic chain exercise: a comprehensive guide to multiple joint exercise*. 1. ed. Champaign: Human Kinetics, 2001. ISBN 0736001700.
14. GRAVEN-NIELSEN, T., SVENSSON, P., ARENDT-NIELSEN, L., 1997. Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. In *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 1997, vol. 105, no. 2, pp. 156-164 [cit. 2016-04-16]. ISSN 0924980x. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Peter_Svensson3/publication/14066770_Effects_of_experimental_muscle_pain_on_muscle_activity_and_co-ordination_during_static_and_dynamic_motor_function/links/548835e70cf289302e2f954a.pdf.

15. GRAYBIEL, A. M., KIMURA, M., 1994. The basal ganglia and adaptative motor control. In *Science* [online]. 1994, vol. 265, no. 5180, pp. 1826-1831, [cit. 2016-01-18]. Dostupné z: <http://science.sciencemag.org/content/265/5180/1826>.
16. GUTHRIE, R. J., et al., 2012. The Effect of Traditional Bridging or Suspension-Exercise Bridging on Lateral Abdominal Thickness in Individuals With Low Back Pain. In *Journal of Sport Rehabilitation*, [online]. 2012, vol. 21, no. 2, pp. 151-160 [cit. 2016-03-12]. Dostupné z: http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/09%20Guthrie%20JSR_20100074%20151-160.pdf.
17. HARKEMA, S., et al., 2011. Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: a case study. In *The Lancet* [online]. 2011, vol. 377, no. 9781, pp. 1938-1947, June 2011, [cit. 2016-03-06]. ISSN 01406736. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673611605473>.
18. HEWETT, T. E., 1999. The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes. In *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1999, vol. 27, no. 6, pp. 699-706, [cit. 2016-03-15]. Dostupné z: http://www.bioenv.gu.se/digitalAssets/1366/1366724_neuromuscular-training.pdf.
19. HODGES, P. W., MOSELEY, G. L., 2003. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, no. 4, pp. 361-370 [cit. 2015-03-03]. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641103000427>.
20. HORAK, F. B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? In *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35, no. 2, pp. ii7-ii11, [cit. 2016-03-03]. ISSN 0002-0729. Dostupné z: <http://www.ageing.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/ageing/afl077>.

21. HUMPHREY, D. R., REED, D. J., 1983. Separate cortical systems for control of joint movement and joint stiffness: reciprocal activation and coactivation of antagonist muscles. In *Advances in neurology*. 1983, vol. 39, pp. 347-372.
22. CHANG, W. D., et al., 2014. Effects of Open and Closed Kinetic Chains of Sling Exercise Therapy on the Muscle Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2014, vol. 26, no. 9, pp. 1363-1366, [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25276016>.
23. CHO, S. H., et al., 2014. Effect of the Push-up Plus (PUP) Exercise at Different Shoulder Rotation Angles on Shoulder Muscle Activities. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 11, pp. 1737-1740 [cit. 2016-04-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpts/26.1737?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>.
24. JANG, K. H., KIM, K. Y., 2011. Effect of Intensive Trunk-Pelvic Stabilization Training Using Sling on Muscle Activity and Balance in Hemiplegia. In *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society* [online]. 2011, vol. 12, no. 3, pp. 1244-1252 [cit. 2016-04-16]. ISSN 1975-4701. Dostupné z: <http://koreascience.or.kr/journal/view.jsp?kj=SHGSCZ&py=2011&vnc=v12n3&sp=1244>.
25. JOHANSEN, G. T., 2012. Sling Exercise Therapy (S-E-T) for children with impaired motor coordination - achieving distal control through proximal stability - a pilot study. *Master's thesis in Sport Science*. 2012. University of Agder, 2012, Faculty of Health- and Sport Sciences. Dostupné z: <http://brage.bibsys.no/xmlui/bitstream/id/90919/Geir>.
26. KANEKAR, N., ARUIN, A. S., 2015. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2015, vol. 25, no. 2, pp. 400-405, [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641114002387>.

27. KIM, J. H., et al., 2013. The Effect of the Neurac Sling Exercise on Postural Balance Adjustment and Muscular Response Patterns in Chronic Low Back Pain Patients. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2013, vol. 25, no. 8, pp. 1015-1019, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24259906>.
28. KIM, M. K., et al., 2012. Radiographic Imaging Analysis after Sling Exercises for Hemiplegic Shoulder Subluxation. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2012, vol. 24, no. 11, pp. 1099-1101 [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/24/11/24_1099/_pdf.
29. KIM, S. Y., et al., 2015. Effects of the Neurac® technique in patients with acute-phase subacromial impingement syndrome. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, vol. 27, no. 5, pp. 1407-1409, [cit. 2016-03-13]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4483408/>.
30. KIRKESOLA, G., 2009. Neurac – a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Fysioterapeuten* [online]. 2009, vol. 76, no. 12, pp. 1-12. [cit. 2016-01-30].
31. KIRKESOLA, G., 2001. Sling Exercise Therapy (S-E-T): A total concept for exercise and active treatment of musculoskeletal disorders. In *The Journal of Korean Academy of Orthopaedic Manual Therapy* [online]. 2001, vol. 7, no. 1, pp. 87-106. [cit. 2016-01-30].
32. KLOUS, M., MIKULIC, P., LATASH, M. L., 2011. Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. In *Journal of Neurophysiology* [online]. 2011, vol. 105, no. 5, pp. 2275-2288, [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/105/5/2275.long>.
33. KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-618-2.
34. LATASH, M. L. *Neuropsychological basis of movement*. 2. ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-6367-8.

35. LEE, J. S., et al., 2014. Effectiveness of Sling Exercise for Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 8, pp. 1301-1306 [cit. 2016-04-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpts/26.1301?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>.
36. LEE, S., LEE, D., PARK, J., 2014. Effect of the Shoulder Flexion Angle in the Sagittal Plane on the Muscle Activities of the Upper Extremities when Performing Push-up plus Exercises on an Unstable Surface. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2014, vol. 26, no. 10, pp. 1589-1591, [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4210405/>.
37. LEE, S., LEE, D., PARK, J., 2013. The Effect of Hand Position Changes on Electromyographic Activity of Shoulder Stabilizers during Push-up Plus Exercise on Stable and Unstable Surfaces. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2013, vol. 25, no. 8, pp. 981-984, [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3820220/>.
38. LEETUN, D. T., et al., 2004. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. In *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2004, vol. 36, no. 6, pp. 926-934 [cit. 2016-04-16]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200406000-00003>.
39. LEPHART, S. M., FU, F. H. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2000. ISBN 0880118644.
40. MA, S. Y., JE, H. D. and KIM, H. D., 2011. A Multimodal Treatment Approach using Spinal Decompression via SpineMED, Flexion - Distraction Mobilization of the Cervical Spine, and Cervical Stabilization Exercises for the Treatment of Cervical Radiculopathy. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2011, vol. 23, no. 1, pp. 1-6 [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/23/1/23_1_1/_pdf.

41. MASSION, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. In *Progress in Neurobiology* [online]. 1992, vol. 38, no. 1, pp. 35-56, [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/030100829290034C>.
42. MASSION, J., 1994. Postural control system. In *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1994, vol. 4, no. 6, pp. 877-887, [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/15310001_Postural_control_system.
43. MAU- MOELLER, A., et al., 2014. The effect of continuous passive motion and sling exercise training on clinical and functional outcomes following total knee arthroplasty: a randomized active-controlled clinical study. In *Health and Quality of Life Outcomes* [online]. 2014, vol. 12, no. 68, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <https://hqlo.biomedcentral.com/articles/10.1186/1477-7525-12-68>.
44. MOEZY, A., OLYAEI, G., HADIAN, M., 2008. A comparative study of whole body vibration training and convetional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. In *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2008, vol. 42, no. 5, pp. 373-378, [cit. 2016-03-01]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsm.2007.038554>.
45. MOSELEY, L. G., HODGES, P. W., 2005. Are the Changes in Postural Control Associated With Low Back Pain Caused by Pain Interference? In *The Clinical journal of pain* [online]. 2005, vol. 21, no. 4, pp. 323-329 [cit. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://www.bodyinmind.org/wp-content/uploads/Moseley-Hodges-2005-CLIN-J-PAIN-postural-control-changes-interference.pdf>.
46. MUCELI, S., et al., 2011. Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 21, no. 2, pp. 283-290, [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641110001847>.
47. NASHNER, L. M., BLACK, O. F., WALL, C., 1982. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: Patients with vestibular deficits. In *The Journal*

of Neuroscience [online]. 1982, vol. 2, no. 5, pp. 536-544, May 1982, [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/2/5/536.short>.

- 48.** PARK, J. H., HWANGBO, G., 2014. The Effect of Trunk Stabilization Exercises Using a Sling on the Balance of Patients with Hemiplegia. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 2, pp. 219-221 [cit. 2016-03-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpts/26.219?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>.
- 49.** PARK, J., et al., 2012. Knee-Extension Exercise's Lack of Immediate Effect on Maximal Voluntary Quadriceps Torque and Activation in Individuals With Anterior Knee Pain. In *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 21, no. 2, pp. 119-126 [cit. 2016-04-06]. Dostupné z: http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/05%20Park%20JSR_20100071%20119-126.pdf.
- 50.** PETERSEN, T. H., et al., 2008. Cortical involvement in anticipatory postural reactions in man. In *Experimental Brain Research* [online]. 2008, vol. 193, no. 2, pp. 161-171, [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00221-008-1603-6#/page-1>.
- 51.** PROKOPY, M. P., et al., 2008. Closed-Kinetic Chain Upper-Body Training Improves Throwing Performance of NCAA Division I Softball Players. In *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2008, vol. 22, no. 6, pp. 1790-1798 [cit. 2016-04-02]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-200811000-00011>.
- 52.** RAY, C. T., et al., 2008. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. In *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 28, no. 1, pp. 58-61 [cit. 2015-11-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207002548>.
- 53.** REDCORD AS, 2010. Příručka ke kurzu Neurac 1.

54. REDCORD AS, 2010. Příručka ke kurzu Neurac 2 Back and Pelvis.
55. REDCORD AS, 2010. Příručka ke kurzu Neurac 2 Stimula.
56. Redcord AS, 2011. Redcord Workstation Professional. [online]. [cit. 2016-01-15].
Dostupné z: http://www.redcord.com/Excercises_2011.aspx?m=281.
57. Redcord AS, 2013. Redcord Medical Active Sport. [online]. [cit. 2016-01-15].
Dostupné z: http://www.redcord.com/ArticleFull_2011.aspx?m=2058&amid=20330.
58. REDFERN, M. S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A. M., 2001. Visual influences on balance. In *Journal of Anxiety Disorders* [online]. 2001, vol. 15, no 1-2, pp. 81-94 [cit. 2016-04-16]. ISSN 08876185. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0887618500000438>.
59. SAETERBAKKEN, A. H., VAN DEN TILLAAR, R., SEILER, S., 2011. Effect of Core Stability Training on Throwing Velocity in Female Handball Players. In *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2011, vol. 25, no. 3, pp. 712-718 [cit. 2016-03-14]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-201103000-00019>.
60. SEO, S. C., 2012. Effects of sling exercise and McKenzie exercise program on neck disability, pain, muscle strength and range of motion in chronic neck pain. In *Physical Therapy Rehabilitation Science* [online]. 2012, vol. 1, no. 1, pp.40-48, July 2012, [cit. 2016-03-14]. Dostupné z: <http://www.jpjtr.org/journal/view.html?volume=1&number=1&page=40>.
61. SHAH, C., 2014. A Study to Compare effectiveness of Closed Kinetic Chain Exercises Verus Open Kinetic Chain Exercises in Patients with Osteoarthritic Knee Joints. In *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy - An International Journal* [online]. 2014, vol. 8, no. 3, pp. 195- 201 [cit. 2016-03-16]. ISSN 0973-5666. Dostupné z: <http://www.indianjournals.com/ijor.aspx?target=ijor:ijpot&volume=8&issue=3&article=038>.

62. SCHMIDT, R. A., LEE, T. D. *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. 5th ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 2011, ix, 581 s. ISBN 978-0-7360-7961-7.
63. SNYDER-MACKLER, L., 1996. Scientific Rationale and Physiological Basis for the Use of Closed Kinetic Chain Exercise in the Lower Extremity. In *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 1996, vol 5., no. 1, pp. 2-12, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/8315.pdf>.
64. STRAY-PEDERSEN, J. I., et al., 2006. Sling Exercise Training Improves Balance, Kicking Velocity, and Torso Stabilisation Strength in Elite Soccer Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2006, vol. 38, no. 5, p. 243 [cit. 2016-04-16]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200605001-01072>.
65. TRESCH, M. C., JARC, A., 2009. The case for and against muscle synergies. In *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2009, vol. 19, no. 6, pp. 1-11, [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2818278/pdf/nihms152118.pdf>.
66. TSAUO, J. Y., CHENG, P. F., YANG, R. S., 2008. The effects of sensorimotor training on knee proprioception and function for patients with knee osteoarthritis: a preliminary report. In *Clinical Rehabilitation* [online]. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 448-457, [cit. 2016-03-01]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/026921550708459>.
67. UNSGAARD-TØNDEL, M., et al., 2010. Motor Control Exercises, Sling Exercises, and General Exercises for Patients With Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial With 1-Year Follow-up. In *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 10, pp. 1426-1440, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20671099>.

- 68.** VAN DEN TILLAAR, R., 2006. Will Whole-Body Vibration Training Help Increase the Range of Motion of the Hamstrings? In *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2006, vol. 20, no. 1, pp. 192-196 [cit. 2016-03-03]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://nsca.allenpress.com/nscaonline/?request=get-abstract&doi=10.1519%2FR-17064.1>.
- 69.** VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, pp. 115-121. ISSN 12112658.
- 70.** VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002. roč. 9, č. 4, pp. 122-129. ISSN 12112658
- 71.** VASSELJEN, O., FLADMARK, A. M., 2010. Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: A randomized controlled trial in chronic low back pain patients. In *Manual Therapy* [online]. 2010, vol. 15, no. 5, pp. 482-489, [cit. 2016-03-19]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X10000755>.
- 72.** VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 8071841005.
- 73.** VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- 74.** VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 75.** VIKNE, J., et al., 2007. A randomized study of new sling exercise treatment vs traditional physiotherapy for patients with chronic whiplash-associated disorders with unsettled compensation claims. In *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2007, vol. 39, no. 3, pp. 252-259, [cit. 2016-03-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17468795> ISSN 1650-1977.
- 76.** VRABEC, P., et al. *Rovnovážný systém I: obecná část: klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. 1. Vyd. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-307-5.

- 77.** WILKE, J., et al., 2016 What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2016, vol. 97, no. 3, pp. 454-461 [cit. 2016-04-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999315010643>.
- 78.** YOO, Y. D., LEE, Y. S., 2012. The Effect of Core Stabilization Exercises Using a Sling on Pain and Muscle Strength of Patients with Chronic Low Back Pain. In *Journal of physical therapy science* [online]. 2012, vol. 24, no. 8, pp. 671-674 [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/24/8/24_JPTS-2011-078/_pdf.
- 79.** YUN, S., KIM, Y. L., LEE, S. M., 2015. The effect of neurac training in patients with chronic neck pain. In *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, vol. 27, no. 5, pp. 1303-1307, [cit. 2016-03-13]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26157206>.

Seznam zkratek

abd.	abdominis
apod.	a podobně
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
et al.	a kolektiv
gluteus max.	gluteus maximus
m.	musculus
min	minuta
mm.	musculi
ms	milisekunda
obr.	obrázek
p.	page
pp.	pages
S-E-T	Sling Exercise Therapy
tab.	tabulka
tzv.	tak zvaný
VAS	visual analogue scale

Seznam obrázků

Obr. 1. Redcord Workstation Professional, typy popruhů (Redcord AS, 2010, p. 6)	22
Obr. 2. Myofasciální řetězce (Wilke et al., 2016, p. 455)	27

Seznam tabulek

Tab. 1. Testované řetězce, pozice a zapojení svalů (vlastní tvorba).....	28
---	-----------

Příloha

Neurac Test Protocol Back and Pelvis (Redcord AS, 2010. Materiály ke kurzu Neurac 2 Back and Pelvis).



Date: _____

Neurac Test Protocol Back and Pelvis

Name _____			Sex <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> F
Age _____	Height _____ cm	Weight _____ kg	Dominance <input type="checkbox"/> L <input type="checkbox"/> R

Myofascial Chain Tests				
Tests	Right side	Left side	Comments	Total
Supine Pelvic Lift	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5		
Supine Bridging	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5		
Prone Bridging	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5		
Side-lying Hip Abduction	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5		
Side-lying Hip Adduction	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5		
Total Scores	/25	/25	Overall Score	/50

Lumbar Settings						
Tests	Global Muscles	Position	Pain	Fatigue Occurs	Total Hold Time	Comments
Supine Lumbar Setting	0 1	0 1	0 1			
Prone Lumbar Setting	0 1	0 1	0 1			
Kneeling Lumbar Setting	0 1	0 1	0 1			
Left Side-lying Lumbar Setting	0 1	0 1	0 1			
Right Side-lying Lumbar Setting	0 1	0 1	0 1			

0 = not satisfactory 1 = satisfactory