

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV TERAPIE S VYUŽITÍM REDCORD STIMULA NA FUNKČNÍ STAV DOLNÍ
KONČETINY A ROZSAH POHYBU U PACIENTŮ PO ARTROSKOPICKÉ
OPERACI KOLENNÍHO KLOUBU

Diplomová práce

Autor: Radoslav Pala, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Radoslav Pala

Název diplomové práce: Vliv terapie s využitím Redcord stimula na funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu u pacientů po artroskopické operaci kolenního kloubu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt: Závěsný terapeutický systém Redcord je v současné době hojně využíván v mnoha fyzioterapeutických ambulancích. S tím se pojí i možnost využít přístroj Redcord Stimula, pomocí kterého se aplikují vibrace na vybrané části těla. Mechanické vibrace aplikované na svalové břicho nebo šlachy se ukázaly jako schopné vyvolat reflexní svalové kontrakce. Zároveň se často využívá artroskopická technika při léčbě poranění kolenního kloubu. Cílem diplomové práce tedy bylo posoudit, zda je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula. Do studie byli zařazeni 4 pacienti, kteří byli rozděleni do dvou skupin: skupina A absolvující terapii s Redcord Stimula, skupina B absolvující standardní terapii bez využití Redcord Stimula. Skupiny tvořili ambulantní pacienti v RRR centru v Olomouci o průměrném věku 51,5 let. Každá skupina obsahuje dva pacienty. K hodnocení funkčního stavu dolní končetiny byl využit Lysholmův skórovací dotazník, Vizuální analogová stupnice bolesti a byl měřen rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu. Měření probíhalo před zahájením a po ukončení terapie, která obsahovala deset třicetiminutových individuálních cvičebních jednotek. U všech účastníků došlo k celkovému zlepšení funkčního stavu dolní končetiny, snížení bolesti a zvýšení rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu. Pacienti absolvující terapii s Redcord Stimula měli větší rozdíl hodnot Lysholmova skórovacího dotazníku, tzn. že u této skupinky pacientů měla terapie s Redcord Stimula větší vliv na zlepšení funkčního stavu operované dolní končetiny než fyzioterapie bez použití Redcord Stimula. Rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu byl při výstupním měření ve skupině s Redcord Stimula větší nebo roven jako ve skupině bez vibrační stimulace.

Klíčová slova: Redcord Stimula, vibrační terapie, kolenní kloub

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Radoslav Pala

Title of the master thesis: Effect of Redcord Stimulation therapy on functional state of lower limb and range of movement in patients after arthroscopic knee joint operations

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2020

Abstract: The Redcord suspension-based therapeutic system is currently widely used in many physiotherapeutic clinics. That is accompanied by the option of using the Redcord Stimula device, which applies vibrations to selected parts of the body. Mechanical vibrations applied to muscles or tendons have demonstrated their ability to induce reflexive muscle contractions. At the same time, arthroscopic techniques are often used in the treatment of knee injuries. The aim of this diploma thesis was to determine whether the functional state of a lower-limb and the range of motion are greater after physiotherapy with the additional application of Redcord Stimula than standard physiotherapy without Redcord Stimula use. The study included four patients, who were divided into two groups: group A undergoing therapy with Redcord Stimula, group B group undergoing standard therapy without Redcord Stimula use. The groups comprised outpatients at the RRR centre in Olomouc with the average age of 51.5 years. Each group contained two patients. The Lysholm knee scoring scale and Visual analogue pain scale were used to evaluate the functional state of the lower limb and the range of motion of the operated knee joint. The measurements were performed before the start and after the end of therapy, which included 10 thirty-minute individual exercise units. All participants showed an overall improvement of the functional condition of the lower limb, a reduction in pain and greater range of motion in the operated knee joint. The patients undergoing Redcord Stimula therapy had a larger difference between Lysholm scale values, i.e., that this group of patients with Redcord Stimula therapy had a greater influence on improving the functional condition of the operated lower limb than those in therapy without Redcord Stimula. During the output measurement, the range of motion of the operated knee joint was equal or greater in the group with Redcord Stimula than in the group without the vibrational stimulation.

Keywords: Redcord Stimula, vibration therapy, knee joint

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 7. 2020

.....

Děkuji PhDr. Davidovi Smékalovi, Ph.D. za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce za výbornou a podněcující spolupráci při realizaci tohoto výzkumu.

OBSAH

1	Úvod.....	9
2	Přehled poznatků.....	11
2.1	Motorické řízení	11
2.1.1	Periferní senzorické dráhy	12
2.1.1.1	Senzomotorický systém	12
2.1.1.2	Propriocepce a neuromuskulární řízení.....	12
2.1.1.3	Zdroje proprioceptivního vstupu.....	13
2.1.1.4	Senzorická integrace na úrovni míchy	13
2.1.1.5	Proprioceptivní kódování do vyšších center CNS	14
2.1.1.6	Ascendentní spinální trakty zprostředkovávají proprioceptivní informace	15
2.1.2	Tři stupně motorického řízení.....	15
2.1.2.1	Pátevní mícha (medulla spinalis).....	16
2.1.2.2	Mozkový kmen (truncus cerebri).....	16
2.1.2.3	Mozková kůra (cortex cerebri).....	17
2.1.2.4	Přidružené oblasti: cerebellum a bazální ganglia.....	18
2.1.2.5	Teorie systémů	19
2.2	Neurofyzologie kolenního kloubu a vibrace	19
2.2.1	Ruffiniho receptorová zakončení v kolenním kloubu.....	20
2.2.2	Paciniho tělíska	20
2.2.3	Golgiho šlachová zakončení	21
2.2.4	Gama systém svalového vřeténka.....	21
2.2.5	Volná nervová zakončení.....	24
2.2.6	Segmentální reflexy z aferentů kolenních kloubů: Účinky na α -motoneurony	24
2.2.7	Segmentální reflexy z aferentů kolenních kloubů: Účinky na γ -motoneurony	25

2.2.8	Integrace do γ -systému.....	27
2.2.9	Propriocepce a motorická regulace: propioceptivní kódování v souborech aferentů.....	28
2.2.10	Tonický vibrační reflex	30
2.3	Fyziologické účinky vibrací	32
2.3.1	Mechanika svalů a šlach	32
2.3.2	Neurofyziologické odpovědi při aplikaci vibrací.....	33
2.3.3	EMG odpovědi.....	35
2.4	Vibrace.....	35
2.4.1	Celotělová vibrace	37
2.4.2	Lokální vibrace	40
2.4.3	Vibrační terapie.....	40
2.5	Neurac – Redcord Stimula.....	41
3	Cíle a výzkumné otázky	45
3.1	Cíl diplomové práce.....	45
3.2	Výzkumné otázky	45
4	Metodika	46
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	46
4.1.1	Informovanost účastníků výzkumu.....	46
4.2	Metodika vyšetření	47
4.2.1	Lysholmův skórovací dotazník a vizuální analogová stupnice bolesti	47
4.3	Metodika terapie	47
4.3.1	Metodika terapie – skupina A	48
4.3.2	Metodika terapie – skupina B	49
5	Výsledky	51
5.1	Popisná statistika	51
5.2	Výsledky k výzkumné otázce 1	54

5.3	Výsledky k výzkumné otázce 2	57
6	Diskuze	59
7	Závěr	65
8	Souhrn	66
9	Summary	68
10	Referenční seznam	70
11	Přílohy	74

1 ÚVOD

Paradigma: Propriocepce souvisí se smysly polohy a pohybu končetin, jak je poprvé popsal Sherrington. Tyto smysly jsou zprostředkovány periferními mechanoreceptory umístěnými v kloubu, svalech a kůži. Proprioceptivní cit závisí na současné aktivitě řady typů aferentních receptorů, které převádějí mechanické podněty na nervové signály, které jsou přenášeny podél aferentních drah na více úrovní v centrálním nervovém systému (CNS). Funkce CNS integruje tyto aferentní signály a v konečném důsledku reguluje motorické příkazy regulující dobrovolnou aktivaci svalů pro výkon složitých motorických dovedností spolu s nechtěnými motorickými odezvami, které přispívají ke stabilitě kloubů (Lephart, 2000).

Poranění kloubní tkáně je doprovázené narušením mechanoreceptorů, které způsobuje částečnou deaferentaci kloubu. Ukázalo se, že poranění kloubní tkáně inhibuje normální neuromuskulární řízení, což má za následek sníženou stabilizaci kloubů, změněné vzorce lokomoce, a nakonec přispívají k opakujícím se poraněním a progresivnímu podklesávání kloubu. Základní chápání tohoto paradigmatu vedlo vědce k vývoji měřících technik zaměřených na kvantifikaci přínosu proprioceptivních a neuromuskulárních mechanismů k normální stabilitě kloubů a účinkům patologie na jejich funkci (Lephart, 2000).

Dřívější přístrojová technika však bývala hrubá s omezenou citlivostí, takže většina ortopedické komunity byla skeptická vůči vykazovaným výsledkům a pochybovala o skutečném funkčním významu dat. Vývoj vylepšené instrumentace, která se zabývá fyziologickými hypotézami nejen proto, aby zvýšila důvěryhodnost údajů, ale také aby ukázala skutečný význam, který mají proprioceptivní a neuromuskulární řízení pro funkční stabilitu kloubů. Nedostatek spolehlivých výzkumných schopností spolu s nepochopením fyziologických mechanismů systému omezil schopnost určit roli chirurgie a rehabilitace při obnově těchto mechanismů (Lephart, 2000).

Doposud zůstává úloha chirurgie vzhledem k proprioceptivnímu mechanismu nejasná. Několik studií naznačuje, že chirurgický zásah může ovlivnit kloubní propriocepci a nakonec funkci, ale tyto studie postrádají úplnou akceptaci kvůli výše uvedenému omezení ve výzkumném prostředí. Mezi hlavní úvahy chirurgů ve vztahu k tomuto systému patří uchování aferentů (senzoričtých zakončení), podpora regenerace mechanoreceptorů a modifikace ochranných reflexních oblouků u pooperačního pacienta. Předpokládá se, že napínání měkkých tkání je důležité pro účinnost propriocepce a zdá se, že má mechanický a fyziologický základ, který by tuto hypotézu podporoval (Lephart, 2000).

Role rehabilitace je s ohledem na obnovení propriocepce a neuromuskulárního řízení obdobně nepochopena. Úsilí o zlepšení funkční stability při absenci vazivové stability bylo relativně neúspěšné v případech, kdy se pacient pokouší vrátit k činnostem před poraněním, které vyžadují významnou stabilitu kloubů. Pokusy kvantifikovat insuficienci dynamického omezení naznačují, že po poranění vazů je změna reflexu ovlivněná svalovou aktivací, přesto však existuje jen málo přesvědčivých údajů prokazujících, že rehabilitace může vyvolat adekvátní přizpůsobení tohoto mechanismu k zajištění funkční stability (Lephart, 2000).

Vibrační cvičení ukládá hypergravitační aktivitu kvůli vysokým akceleracím. Mechanické působení vibrací má vést k rychlým a krátkým změnám délky svalo-šlachového komplexu. Tato porucha je detekována sensorickými receptory, které modulují ztuhlost svalů prostřednictvím reflexní svalové aktivity a pokoušejí se tlumit vibrační vlny (Cardinale & Bosco, 2003).

Pro práci s Redcord Stimula jsem se rozhodl pro její relativní dostupnost. Osobně jsem se setkal se spoustou závěsných systémů Redcord v různých rehabilitačních zařízeních. V databázích studií a článků jsem nenašel články, které porovnávají terapie pracující s Redcord Stimula po operacích kolenního kloubu (KOK). Vzhledem k četnosti úrazů kolenních kloubů (KOKK), jejich operačnímu řešení a absenci studií zabývajících se touto konkrétní problematikou jsem se rozhodl pro práci s tímto spektrem pacientů a touto metodou.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

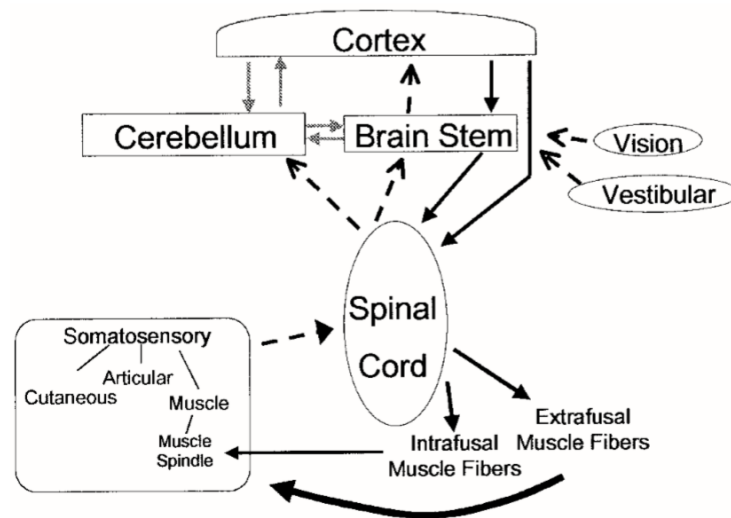
2.1 Motorické řízení

Motorického řízení ve skutečnosti zahrnuje dva problémy. První je kontrola těla s ohledem na stabilitu (držení těla a rovnováhu). Druhý se zabývá pohybem těla prostorem. Pro kompletnější pochopení motorického řízení musíme pochopit intimní vztah akce (řízení muskuloskeletálních pohybů), vnímání (informace o interakci těla s prostředím) a poznání (např. pozornost, motivace, emoce). Uvědomujeme si, že je nemožné oddělit jednotlivce od úkolu a prostředí. Tyto teoretické struktury nás povedou při vývoji paradigmatu pro interpretaci chování, povedou nás, jak přistupujeme k rehabilitaci na klinice, slouží jako základ pro nové myšlenky a pomohou nám vyvinout hypotézy zaměřené na léčbu (Garrett & Kirkendall, 2000).

Organismus dostává smyslové informace o svém prostředí prostřednictvím řady různých sensorických kanálů. Informace vznikají působením jak periferních mechanoreceptorů, tak vizuálních a vestibulárních receptorů. Vizuální a vestibulární informace jsou analyzovány centrálním nervovým systémem (CNS) a hrají důležitou roli v poloze a rovnováze těla. Sensorické receptory pro propiocepci jsou umístěny v kůži, kloubech, vazech, šlachách a svalech. Jsou aktivovány změnami tlaku a pohybu struktur měkkých tkání. Jejich následné vstupy jsou integrovány na všech úrovních CNS a vytvářejí vhodné motorické odezvy. Motorické systémy nám umožňují pohybovat tělem a končetinami a udržovat naši polohu. Celý repertoár chování je tvořen pohyby a posturálními úpravami prováděnými k dosažení určitých cílů. Sensorické motorické systémy musí iniciovat a koordinovat všechny specifické pohyby, aby tyto cíle splnily. Řízení pohybu a držení těla závisí na nepřetržitém toku sensorických informací o událostech v prostředí. Motorické odezvy obecně spadají pod tři úrovně motorického řízení: (a) mícha pro jednoduché reflexy (b) dolní oblasti mozku pro komplikovanější reakce a (c) mozková kůra pro kontrolu nejsložitějších odpovědí (Biedert, 2000).

2.1.1 Periferní senzory dráhy

2.1.1.1 Senzomotorický systém



Obrázek č. 1 Schéma senzomotorického systému (Riemann & Lephart, 2002a)

Senzomotorický systém zahrnuje všechny aferentní, eferentní a centrální komponenty integrace a zpracování zapojené do udržování funkční stability kloubů. Přestože vizuální a vestibulární vstup přispívá, z klinického ortopedického hlediska jsou nejdůležitější periferní mechanoreceptory. Periferní mechanoreceptory (na obr. č. 1 vlevo dole) se nacházejí v kožních, svalových, kloubních a vazových tkáních. Aferentní dráhy (tečkované čáry) zprostředkovávají vstup do 3 úrovní motorického řízení a přidružených oblastí, jako je mozeček. K aktivaci motorických neuronů může dojít v přímé reakci na periferní senzory vstup (reflexy) nebo na sestupné motorické příkazy, přičemž oba mohou být modulovány nebo regulovány přidruženými oblastmi (šedé čáry jdoucí z kortexu do cerebella, z cerebella do mozkového kmene a zpět). Eferentní dráhy z každé z motorických regulačních úrovní (plné čáry) konvergují na α a γ motoneurony umístěné ve ventrálních stranách míchy. Kontrakce extrafuzálních a intrafuzálních svalových vláken vyvolávají pro periferní mechanoreceptory nové podněty (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.1.2 Propriocepce a neuromuskulární řízení

Z pohledu stability kloubu definujeme neuromuskulární řízení zejména jako nevědomou aktivaci dynamických omezení, která nastávají při přípravě a reakci na pohyb kloubu a zatížení, za účelem udržení a obnovení funkční stability kloubu. Přestože je neuromuskulární řízení podloženo všemi motorickými činnostmi, není snadno oddělena od nervových příkazů kontrolujících celkový motorický program. Například při házení míče dochází ve svalech rotátorové manžety ke zvláštním sekvencím aktivace svalů, aby bylo zajištěno optimální

postavení glenohumerálního kloubu a stlačení požadované pro stabilitu kloubu. Tyto svalové aktivace probíhají nevědomě a synonymně s volnými svalovými aktivacemi přímo spojenými s podrobnostmi úkolu (tj. zaměřením, rychlostí, vzdáleností). Pro neuromuskulární řízení jsou nezbytné propioceptivní informace týkající se stavu kloubů a souvisejících struktur (Riemann & Lephart, 2002a).

Propriocepce je přenášena na všechny úrovně centrálního nervového systému, kde poskytuje jedinečnou senzoryckou složku pro optimalizaci motorického řízení. Pro neuromuskulární kontrolu dynamických omezení jsou navíc nezbytné propioceptivní informace. Kloubní receptory, které jsou do určité míry často poškozeny během kloubního poškození, se zdají být důležitou součástí propiocepce. Zatímco jejich úloha při vyvolání přímých svalových reflexů zůstává kontroverzní, jejich role při ovlivňování γ motoneuronů a supraspinálních motorických programů se zdá být podstatnější. Supraspinální řízení nad dynamickými omezeními může být oblastí, která má největší význam pro rozvoj preventivních a rehabilitačních strategií. Na rozdíl od diskutabilní reaktivní perspektivy, z přípravného pohledu může být zásah na supraspinální úrovni klíčem k podpoře zvýšené dynamické stability (Riemann & Lephart, 2002b).

2.1.1.3 Zdroje propioceptivního vstupu

Mechanoreceptory odpovědné za propioceptivní informace jsou primárně nalezeny ve svalech, šlachách, vazech a kloubních pouzdrech. Teoretickými doplňkovými zdroji jsou mechanoreceptory umístěné v hlubokých vrstvách kůže a fasciálních vrstvách tradičně spojenými s hmatovými pocity. Obecně jsou mechanoreceptory specializovanými smyslovými receptory odpovědnými za kvantitativní převod mechanických událostí vyskytujících se v jejich hostitelských tkáních na nervové signály. Ačkoli se proces obecně vyskytuje podobným způsobem napříč různými mechanoreceptory, každý morfologický typ má určitý stupeň specifity pro smyslovou modalitu, na kterou reaguje (lehký dotyk versus prodlužování tkání), jakož i rozsah podnětů uvnitř smyslové modality (Riemann & Lephart, 2002a). Jedná se o Ruffiniho zakončení, Paciniho tělíska, Golgiho šlachový orgán, volná nervová zakončení. Jednotlivé receptory jsou podrobněji popsány níže.

2.1.1.4 Senzorická integrace na úrovni míchy

Za začátek na úrovni míchy je do značné míry považována integrace smyslových vjemů obdržených od všech částí těla. Integrace popisuje sumační, hradlové a modulační mechanismy, ke kterým dochází v důsledku různých kombinací excitačních a inhibičních synapsí s aferentními neurony. Tyto synapse mohou pocházet z několika zdrojů, jako jsou například

jiná aferentní vlákna nebo neurony přenášející descendentní signály z vyšších struktur CNS. Aferentní integrace je nezbytnou součástí koordinovaného plynulého motorického řízení a vyskytuje se na všech úrovních CNS (Riemann & Lephart, 2002a).

Podstata aferentní integrace na úrovni míchy spočívá v interneuronech a neuronech spojujících se s vyššími úrovněmi CNS. Kontrola nad těmito neurony pomocí sestupných příkazů z mozkového kmene a kůry poskytuje těmto centřům schopnost filtrovat senzorický vstup, který bude zprostředkován vzestupnými cestami. Jinými slovy, supraspinální oblasti CNS modulují smyslové informace z periferie, která vstupuje do stoupajících traktů (Riemann & Lephart, 2002a).

Hypotéza konečného společného vstupu spočívá na silném vlivu, který mají aferenty svalů, kůže a kloubů a sestupné dráhy na aktivaci γ -motoneuronů. Periferní oblasti intrafuzálních svalových vláken obsahují kontraktilní elementy inervované γ -motoneurony, přičemž úroveň aktivace přímo řídí citlivost svalového vřeténka. Jakýkoli ze signálů blokujících γ -motoneurony mění jejich úroveň aktivace, a proto ovlivňuje vstup vznikající ze svalových vřetének. Proto se předpokládá, že aferentní signály ze svalových vřetének jsou funkcí změn délky svalů překrývající integrovaný periferní receptor a informace o descendentní dráze. Tímto způsobem lze systém γ -motoneuronu považovat za „premotorický neurální integrační systém“, který vede „polymodální zpětnou vazbu“ do CNS (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.1.5 Proprioceptivní kódování do vyšších center CNS

Způsoby, kterými jsou specifické proprioceptivní zprávy z různých receptorů přenášeny do CNS popisují dvě teorie. První, označená jako „teorie linií“, je založena na předpokladu, že každý jedinečný stimul stimuluje určitý receptor spojený se specifickým nervovým vláknem, které končí v určitém bodě nebo více bodech v CNS. Kritici této teorie naznačují, že tato teorie zanedbává skutečnost, že většina receptorů a neuronů se zdá být citlivá na různé typy podnětů, a nejen na konkrétní podnět. Druhá teorie, nazývaná jako „souborové kódování“, naznačuje, že proprioceptivní informace jsou přenášeny do CNS prostřednictvím kódování napříč nervovou skupinou receptorů spíše než diskrétními jednotkami od jednotlivých receptorů. Tato teorie navrhuje, aby receptory měly jedinečné, ale překrývající se rozmezí citlivosti. Aplikace této teorie na senzomotorický systém je do značné míry výsledkem práce Johanssona a kol. v 90. letech 20. století. Klinicky může tato teorie pomoci vysvětlit zlepšenou vědomou proprioceptivní vnímavost a snížení subjektivních obtíží s nestabilitou spojených s elastickými zábalami a neoprenovou ortézou (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.1.6 Ascendentní spinální trakty zprostředkovávají proprioceptivní informace

Většina proprioceptivních informací putuje k vyšším úrovním CNS buď prostřednictvím dorsálních laterálních traktů nebo spinocerebelárních traktů. Dva dorsální laterální trakty jsou umístěny v zadní oblasti míchy, a nakonec přenášejí signály do somatosenzorické kůry. Přestože většina vjemů, které se pohybují v tomto traktu, jsou hmat, tlak a vibrace, byla tomuto traktu připsána různá množství vědomého poznání polohy a kinestetických pocitů. Spinocerebelární trakty se vyznačují nejrychlejšími přenosovými rychlostmi v CNS. Jak jejich název napovídá, spinocerebelární trakty končí v různých oblastech mozečku, kde mohou být signály zpracovány a integrovány s dalšími aferentními a descendentními informacemi. Na rozdíl od vědomého smyslového vnímání spojeného s dorsálními laterálními trakty se předpokládá, že spinocerebelární trakty jsou zodpovědné za „nevědomou propriocepci“ (tj. polohu končetin, úhly v kloubech, napětí a délku svalu) používané pro zpětné, automatické, a volní činnosti. Kromě předávání periferní aferentní informace, jsou části těchto drah spojeny s vysíláním eferentní kopie motorického neuronu zpět do vyšší úrovně CNS (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2 Tři stupně motorického řízení

Motorické komponenty senzomotorického systému přispívající k dynamické stabilitě kloubu jsou synonymem pro oblasti motorického řízení celého těla. Tyto komponenty se skládají z centrální osy a dvou přidružených oblastí. Centrální osa odpovídá třem úrovním motorického řízení, míchy, mozkového kmene a mozkové kůry, zatímco dvě přidružené oblasti, mozeček a bazální ganglie, jsou zodpovědné za modulaci a regulaci motorických příkazů. Senzorické informace jsou základem plánování veškerého výkonu motoriky a jsou přenášeny na všechny tři úrovně motorického řízení. K aktivaci motoneuronů může dojít v přímé reakci na periferní sensorický vstup (reflex) nebo ze sestupných příkazů iniciovaných v mozkovém kmeni, mozkové kůře, nebo obojí. Nezávisle na iniciačním zdroji dochází k aktivaci kosterního svalu prostřednictvím konvergence signálu na motoneurony umístěné v míšních ventrálních rozích. Tento koncept je to, co Sherrington označil za konečnou společnou cestu. Oba typy motoneuronů, alfa motoneurony regulující extrafuzální svalová vlákna (kosterní) a gama motoneurony regulující intrafuzální svalová vlákna (svalová vřeténka) opouštějí ventrální rohy míchy (Riemann & Lephart, 2002a).

Oblasti centrální osy jsou uspořádány hierarchicky i paralelně. Hierarchická organizace umožňuje nižším motorickým oblastem automaticky řídit podrobnosti o běžných motorických činnostech, zatímco vyšší centra mohou věnovat zdroje na řízení přesnějších a obratnějších

motorických činností. Kromě toho mohou vyšší úrovně regulovat aferentní informace, jejich dosažením prostřednictvím inhibiční a facilitační kontroly nad senzoryckými přenosovými jádry. Prostřednictvím paralelního uspořádání může každé centrum motorického řízení přímo vydávat nezávislé přispívající sestupné motorické příkazy přímo na motoneuronech (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2.1 Páteřní mícha (medulla spinalis)

Mícha je složena ze svazků nervových vláken, která umožňují obousměrné vedení nervových impulsů. Senzorická aferentní vlákna přenášejí různé signály (reflexy) z mechanoreceptorů na vyšší úrovně (vyšší centra) CNS. Motorická eferentní vlákna z mozku sestupují dolů na koncové orgány (svaly). Mícha nese smyslová i motorická vlákna mezi mozkem a periferií (Biedert, 2000).

Reflexy mohou být vyvolány stimulací kožních, svalových a kloubních mechanoreceptorů a mohou zahrnovat excitaci α -motoneuronů, γ -motoneuronů nebo obou. Pro mnoho lékařů je stretch reflex v reakci na rychlé prodlužování svalů nejznámějším příkladem. Tyto reflexy, stejně jako další reflexy připisované neurálnímu obvodu míchy, jsou složitější než jednoduché přímé vstupně-výstupní spojení. Dokonce i nejjednodušší monosynaptické reflexy jsou ovlivněny takovými zdroji, jako jsou jiné aferentní vstupy, sestupné příkazy nebo obojí (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2.2 Mozkový kmen (truncus cerebri)

Mozkový kmen se skládá ze středního mozku (mesencephalon), prodloužené míchy (medulla oblongata) a Varolova mostu (pons Varoli); je to stonek mozku spojující mozek a míchu. Všechny smyslové a motorické nervy procházejí mozkovým kmenem. Obsahuje motorická a smyslová jádra, která vykonávají motorické a smyslové funkce. Specializovaná sbírka neuronů pomáhá koordinovat funkci kosterních svalů. Mozkový kmen slouží jako stanice pro příkazové signály z vyšších nervových úrovní, které příkazují mozkovým kmenům modifikovat specifické řídicí funkce v celém těle. Ale mozkový kmen hraje také důležitou roli v řízení pohybu těla a rovnováhy. Obzvláště důležitá jsou retikulární a vestibulární jádra plus vestibulární aparát, který vysílá většinu vyrovnávacích řídicích signálů. Mozkový kmen obsahuje obvody pro stabilizaci držení těla (Biedert, 2000).

Kromě toho, že jsou dráhy mozkového kmene pod přímým kortikálním řízením a poskytují nepřímou předávací stanici z kůry do míchy, oblasti mozkového kmene přímo

regulují a moduluje motorické činnosti založené na integraci senzoryckých informací z vizuálních, vestibulárních a somatosenzoryckých zdrojů (Riemann & Lephart, 2002a).

Od mozkového kmene k míšním nervovým sítím se rozprostírají dvě hlavní sestupné dráhy, mediální a laterální. Mediální dráhy ovlivňují motorické neurony inervující axiální a proximální svaly, zatímco laterální dráha řídí distální svaly končetin. Některé axony obsahující mediální dráhy kromě řízení posturální kontroly vytvářejí excitační a inhibiční (včetně potlačení míšních reflexů) synapse s interneurony a motorickými neurony zapojenými do pohybu a posturálního řízení. Prostřednictvím působení na γ -motoneurony pomáhají části mediálního i laterálního traktu udržovat a modulovat svalový tonus (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2.3 Mozková kůra (cortex cerebri)

Mozek se skládá ze dvou hemisfér, které jsou navzájem spojeny corpus callosum. Mozková kůra tvoří vnější část mozkových hemisfér; registruje smyslové podněty a umožňuje volní řízení konkrétních pohybů. Mozková kůra řídí složité pohybové vzorce. Veškerá volní motorika zahrnuje vědomou aktivitu v mozkové kůře. Řízení kůry zahrnuje současnou aktivaci různých funkcí v míše, mozkovém kmeni, bazálních gangliích a mozečku. Tato dolní centra vysílají specifické aktivační signály do svalů. Mozková kůra má dvě funkční oblasti: motorickou kůru (před sulcus centralis) a somatickou senzoryckou kůru (za sulcus centralis) (Biedert, 2000).

Primární motorická kůra přijímá periferní aferentní informace několika drahami a je zodpovědná za kódování svalů, které mají být aktivovány, sílu, kterou náborové svaly vytvářejí, a směr pohybu. Premotorická oblast také dostává značný senzorycký vstup, jedná se však hlavně o organizaci a přípravu motorických příkazů. Suplementární motorická oblast, třetí specializovaná oblast motorické kůry, také hraje důležitou roli při programování komplexních pohybových sekvencí, které zahrnují svalové skupiny (Riemann & Lephart, 2002a).

Hlavní přímá descendentní dráha z motorické kůry k α -motoneuronu a γ -motoneuronu je kortikospinální trakt. Ten také kromě přímého ovlivnění motorických funkcí, nepřímo ovlivňuje motorickou aktivitu prostřednictvím descendentních drah mozkového kmene (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2.4 Přidružené oblasti: cerebellum a bazální ganglia

Cerebellum

Ačkoli dvě přidružené oblasti, mozeček a bazální ganglie, nemohou samostatně iniciovat motorickou aktivitu, jsou nezbytné pro provádění koordinovaného motorického řízení. Mozeček, fungující zcela na podvědomé úrovni, hraje hlavní roli jak při plánování, tak i při úpravě motorických aktivit, ačkoli porovnává zamýšlený pohyb s výsledným pohybem (Riemann & Lephart, 2002a).

Mozeček je rozhodující pro kontrolu všech rychlých a složitých svalových aktivit, jako je běh. Hraje hlavní roli v načasování pohybových aktivit a v rychlém postupu z jednoho pohybu do druhého. Pomáhá funkcím jak primární motorické kůry, tak bazálních ganglií. Řídí pohybové vzorce vyhlazením pohybu, který by jinak byl trhaný a nekontrolovaný. Korektivní úpravy se provádějí v pohybových činnostech těla tak, aby odpovídaly signálům směřovaným motorickou kůrou a dalšími úrovněmi. Když srovnává zamýšlený program svalových kontrakcí z konkrétních motorických oblastí s průběžně aktualizovanými smyslovými informacemi z periferních částí těla, působí jako integrační systém. Mozeček přenáší s tímto systémem zpětné vazby odpovídající korekční signály do motorického systému, pokud je to nutné. Všechny přichozí informace o přesném napětí a poloze kloubů, svalů a šlach a poloze těla se zaznamenávají v závislosti na prostředí a poté určí správný plán provedení k dosažení požadovaného pohybu. Motorická kůra činí rozhodnutí provést konkrétní pohyb. Toto rozhodnutí se předává do mozečku. Samotný mozeček sám rozhoduje, na základě vstupu z periferie, jaký je nejlepší plán provedení k dosažení tohoto pohybu. Kromě toho mozeček pomáhá mozkové kůře při plánování dalšího kroku pohybu předem, zatímco aktuální pohyb je stále prováděn, což pomáhá hladce postupovat z jednoho pohybu do dalšího. Mozeček má také schopnost učit se svými chybami. Specifické pohyby jsou po chybě zesíleny nebo zeslabeny, čímž se přizpůsobí excitabilita příslušných mozkových neuronů. Následné svalové kontrakce jsou lépe sladěny s plánovanými pohyby (Biedert, 2000).

Bazální ganglia

Bazální ganglia jsou v mozkové bílé hmotě hluboko v kůře. Skládají se z nukleus caudatus, putamen, globus pallidus, substantia nigra a subthalamického jádra. Téměř všechna motorická a smyslová nervová vlákna spojující mozkovou kůru a míchu procházejí mezi bazálními gangliemi. Stejně jako mozeček fungují jako suplementární motorický systém, který nefunguje sám o sobě, ale v těsném spojení s mozkovou kůrou a kortikospinálním systémem.

Jednou z hlavních funkcí bazálního ganglia je řízení složitých vzorců motorické aktivity. Kromě toho iniciují pohyby trvalé a opakující se povahy (chůze, běh), a proto se podílejí na udržování držení těla a svalového tonu (Biedert, 2000).

Pokud jde o motorické řízení, předpokládá se, že jsou bazální ganglia zapojena do kognitivních aspektů motorického řízení vyššího řádu. Další rozdíl od mozečku je v tom, že bazální ganglia přijímají vstupy z celé mozkové kůry, nejen těch, které jsou spojeny se sensorickou a motorickou funkcí. Rozsáhlá vstupní a výstupní kortikální spojení naznačují, že jsou zapojena do mnoha jiných funkcí než motorického řízení (Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.2.5 Teorie systémů

Možná by se pohyb neměl posuzovat z hlediska jednotlivých kloubů a končetin, ale místo toho by měl být považován za hlavní aspekt celého systému. Nicolai Bernstein viděl tělo jako celek – mechanický systém vystavený vnitřním a vnějším silám. Stejně centrální řízení může vést k různým pohybům (a různá řízení mohou vést k podobným pohybům) založeným na vnitřních a vnějších silách. Nakonec bylo řízení pohybu výsledkem mnoha vzájemně se ovlivňujících systémů. Bernstein zdůvodnil, že vyšší úrovně v nervovém systému zjednodušují (minimalizují nadbytečnost) řízení pohybu (Garrett & Kirkendall, 2000).

2.2 Neurofyziologie kolenního kloubu a vibrace

Přínos kloubních aferentů na motorické řízení a pozici a pohybový cit (propriocepce) byl diskutován mezi neurofyziology po mnoho let a po několik desetiletí bylo známo, že v mnoha kloubních strukturách jsou nervová zakončení. Nedávno se také ukázalo, že reflexy kloubních aferentů mohou být přenášeny jinými cestami než těmi, které se promítají přímo do skeletomotoneuronů (α -motoneurony). Tedy cesty od kloubních aferentů ke svalovým vřeténkům přes γ -motoneurony upoutaly zvýšenou pozornost, zejména proto, že se účinky na γ -motoneurony často zdají být více zastoupeny a vyvolávány při nižších stimulačních prazích. Protože aferenty primárního svalového vřeténka jsou velmi důležité pro regulaci tuhosti svalů a pro polohu a pohybový cit. Zdá se zřejmé, že pro tyto funkce mohou být také významné reflexy z periferních aferentů (např. kloubních aferentů) do γ -systému svalového vřeténka (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Ve strukturách KOK se nachází několik typů sensorických receptorů. Žádný z nich však není pro koleno unikátní nebo specifický, ale nachází se v nejhlubší vrstvě v kloubech a svalech. Patří k nim Ruffiniho receptorová zakončení, Paciniho tělíška, Golgiho šlachová zakončení a volná nervová zakončení (Solomonow & Krogsgaard, 2001).

2.2.1 Ruffiniho receptorová zakončení v kolenním kloubu

Ruffiniho tělísko lze nalézt v několika strukturách kolenního kloubu. Nacházejí se v kloubním pouzdře, kde jsou četnější v povrchových vrstvách, ve zkřížených, meniskofemorálních a kolaterálních vazech a v meniscích. Bylo popsáno několik morfologických typů Ruffiniho zakončení u různých druhů a tkání. Ruffiniho tělísko se obvykle sestává ze shluku dvou až šesti tence zapouzduřených kulovitých tělísek s jedním myelinizovaným rodičovským axonem. Průměr rodičovského nervového vlákna se mění mezi 5 a 9 μm . Pouzdro je někdy úplné, ale častěji neúplné a tvoří kapsulární septum mezi jednotlivými válci nervových zakončení. Velikost tohoto typu receptoru se může také výrazně lišit v rámci jedné společné struktury (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000). Ruffiniho zakončení jsou citlivá na nízký práh mechanického namáhání a jsou to pomalu se adaptující tělíska. To znamená, že mohou zaznamenávat změny v tkáňovém napětí a namáhání. Navíc mohou po delší dobu podávat informace o novém, právě změněném ustáleném stavu. Tento receptor registruje jak statické, tak dynamické faktory, jako je úhel kloubu, rychlost rotace kloubu, intraartikulární tlak a namáhání (Solomonow & Krogsgaard, 2001).

Receptory, které jsou tonicky aktivní ve středních úhlech kloubů, byly nalezeny v několika kloubech, například v kolenním kloubu. Bylo navrženo, že tyto „střední“ aferenty poskytují informace týkající se kloubních úhlů a pohybů končetin a je pravděpodobné, že mnoho z nich pochází z Ruffiniho zakončení (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

2.2.2 Paciniho tělíska

Paciniho tělíska se nacházejí v hlubších vrstvách kloubního pouzdra; zkřížených, meniskofemorálních a kolaterálních vazech; extraartikulárních a intraartikulárních tukových polštářích kolenního kloubu a mediálním menisku (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Paciniho tělíska jsou v kloubních tkáních zapouzduřená kuželová tělíska, která jsou o něco menší (20-40 μm široké, 150-250 μm dlouhé) než ty, která se nacházejí v extraartikulárních tkáních. Jejich rodičovské axony mají průměr 8-12 μm (Lephart, 2000). Jsou mimořádně citlivá na malé změny deformace jejich kloubního pouzdra, které jsou způsobené mechanickým tlakem. Intenzivní výboje elektrických potenciálů spouštějí pouze během trvání a odstranění podnětu, nebo během zrychlení nebo zpomalení jejich kloubního spojení. Mohou signalizovat zahájení a ukončení pohybu kloubu, deformaci kloubu a další. Paciniho tělíska jsou rychle se

adaptující mechanoreceptory, které signalizují pouze dynamické změny deformace tkání, ve kterých se nacházejí. Tato tělíska jsou zcela inaktivní při konstantních a ustálených stavech (Solomonow & Krogsgaard, 2001).

2.2.3 Golgiho šlachová zakončení

Golgiho zakončení, spolu s Ruffiniho zakončeními patří do skupiny zvané „spray ending“, která tvoří více či méně souvislé morfologické spektrum receptorů. Největší z kloubních mechanoreceptorů jsou však obvykle tence zapouzdřená, vřetenovitá tělíska, která se zdají být artikulárním homologem Golgiho šlachových zakončení. Průměr rodičovského nervového vlákna se mění mezi 13 a 17 μm (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Golgiho receptory jsou řídky zapouzdřená, velká tělíska, která se nacházejí ve svalových šlachách, meniscích, kolaterálních a zkřížených vazech. Je známo, že Golgiho receptory mají vysoký práh podráždění pro mechanické podněty (tlak a komprese) a mohou se i nadále přizpůsobovat mechanickým změnám po relativně dlouhou dobu, než se přizpůsobí novému ustálenému stavu tkáně, ve které se nacházejí. I když Golgiho receptory v různých tkáních vypadají podobně, liší se ve své funkci. Je známo, že Golgiho receptory, které sídlí v kloubu, signalizují úhel kloubu, zatímco Golgiho receptory zabudované do svalové šlachy signalizují sílu vyvíjenou svalem a aktivní svalové napětí (napětí vyvíjené během kontrakce) (Solomonow & Krogsgaard, 2001). Uspořádání do série spojené s velmi nízkým prahem a vysokou dynamickou citlivostí vykazovanou smyslovými zakončeními, umožňuje Golgiho šlachovému orgánu poskytovat CNS zpětnou vazbu týkající se svalového napětí (Riemann & Lephart, 2002).

2.2.4 Gama systém svalového vřeténka

Svalové vřeténko se skládá z krátkého svalového vlákna připojeného v sérii s normálním svalovým vláknem. Centrální část vřeténka obsahuje receptory spirálního nebo vakového typu, které jsou vysoce citlivé na protažení a iniciaci silných akčních potenciálů v aferentním axonu, který z něj vychází. Kromě toho axony typu gama inervují laterální stranu vlákna a mohou způsobit, že se smrští a zkrátí a tím vyvolá aktivaci receptorové složky bez skutečného prodloužení celého svalu. Kromě citlivosti na protažení (prodloužení) ke svalů, ve kterém se nachází, může svalové vřeténko také monitorovat a přenášet rychlost a zrychlení prodloužení. Každý sval obsahuje mnoho takových receptorů, ale nenacházejí se v žádném z ostatních orgánů kloubu. Projekce ze svalového vřeténka vystoupá přes míchu a končí výhradně v mozečku. Žádná z informací vycházejících z vřeténka není vnímána smyslovou kůrou, což

ukazuje na význam tohoto receptoru v podvědomé regulaci a řízení pohybu (Solomonow & Krogsgaard, 2001).

Bylo pevně stanoveno, že aferenty svalových vřetének mají zásadní roli ve vnímání polohy a pohybu. To se ukázalo z řady pozorování, z nichž nejdůležitější jsou: 1. aferentní svalové vřeténko má silné projekce na několik supraspinálních struktur, včetně kortikálních oblastí; 2. aktivace aferentních svalových vřetének vyvolaných vibracemi ve stacionární končetině vyvolává iluze kloubních pohybů; 3. odstranění vstupních dat z kloubu a kůže kolem kloubu, ponechání svalových aferentů bez ovlivnění, snižuje propioceptivní ostrost jen nepatrně; 4. mikrostimulace aferentů jednotlivých svalových vřetének může vyvolat zřetelné pocity pohybu (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

Na základě těchto zjištění se široce přijímalo, že aferenty svalových vřetének jsou hlavním přispěvatelem propioceptivních pocitů, ačkoli maximální přesnost vyžaduje informace také od aferentních kloubních a kožních receptorů (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

U různých metod, jak u zvířat, tak u lidí, bylo prokázáno, že normální koordinace svalové aktivity a svalové tuhosti do značné míry závisí na vstupních datech z aferentů svalových vřetének. Důležitost vstupních dat z aferentů vřetének je zřejmá například ze skutečnosti, že přibližně 50 % svalové tuhosti (tj. změna síly/změna délky), během úrovní aktivity srovnatelných s těmi, které se vyskytují během stání a chůze, je vysvětleno účinky stretch reflexu. Je také známo, že svalová tuhost se mění během ko-kontrakcí, volných dynamických svalových aktivit a rytmických pohybů a že vstup z autogenních a heterogenních aferentních svalových vřetének může zvýšit svalovou tuhost až o 100 %. Protože citlivost aferentních svalových vřetének je řízena γ -motoneurony (fusimotoneurony), lze očekávat, že periferní aferenty, které vyvolávají reflexní účinky na γ -motoneurony, by se měly podílet na utváření informací zprostředkovaných aferentními svalovými vřeténky. Pokud tedy aferenty vazů mají silné reflexní projekce na γ -motoneurony, mohly by mít významný dopad na propiocepci a motorickou kontrolu prostřednictvím γ -systému svalového vřeténka (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

V 80. a 90. letech bylo prokázáno, že elektrická a fyziologická aktivace aferentů z nízkoprahových kloubních mechanoreceptorů u kočky může vyvolat silné excitační a inhibiční reflexní spinální účinky na statické a dynamické γ -motoneurony svalů kolem kloubu. Statické a dynamické γ -motoneurony řídí statickou a dynamickou citlivost svalových

vřetének na různé délky svalů a změny délek a jsou zde nezbytnou generací optimálního výstupu svalového vřeténka v různých polohách a pohybech. Záznamy z aferentních svalových vřetének odhalily, že reflexní účinky na γ -motoneurony, vyvolané z nízkoprahových kloubních receptorů, jsou dostatečně silné, aby významně modulovaly aktivitu aferentních vřetének. Jasně se projeví účinky na gama systém svalového vřeténka na mechanické dráždění kloubního pouzdra kotníku a kolenního kloubu, vazů kolenního kloubu a na chemickou stimulaci (např. bradykinin, serotonin, kyselina mléčná a ionty) kloubního pouzdra kolena a cervikální fazetové klouby. Pozoruhodně vysoká citlivost byla prokázána pro aferentní svalové vřeténko k nízkým úrovním zatížení kolenních vazů (tj. zatížení slučitelná s těmi, které vznikají při běžných činnostech, jako je chůze a běh). Dalším hlavním pozorováním byla vysoká míra heterogenity v reakčních vzorcích zjištěných na jednotlivých vřetěncích aferentů ke stimulaci různých vazů. Přesto za touto složitostí existoval trend směrem k dynamickým fusimotorickým účinkům k zatížení LCA, dynamickým, statickým nebo smíšeným dynamickým a statickým efektům k zatížení ligamentum cruciatum posterius (LCP) a dynamickým nebo smíšeným efektům k zatížení kolaterálních vazů. Tato zjištění svědčí nejen o tom, že synaptická vazba mezi mechanosenzitivními aferenty vazů a gama systémem svalového vřeténka je silná, ale také, že aferenty vazů jsou významně zapojeny do komplexní reflexní kontroly statického a dynamického výstupu ze svalových vřetének (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

Porovnání reflexní kontroly γ -motoneuronů a α -motoneuronů ukazuje, že γ -motoneurony jsou snadněji ovlivňovány z nízkoprahových aferentů. Další rozdíl spočívá v tom, že reflexní kontrola gama systému svalového vřeténka je podstatně složitější než kontrola α -motoneuronů. Je to hlavně důsledek větších a individuálnějších receptivních polí γ -motoneuronů, ale také síťových vlastností gama systému svalového vřeténka. Protože gama systém svalového vřeténka je ovlivňován sestupnými informacemi a reflexními vstupy z aferentů kloubních, svalových a kožních receptorů, funguje jako premotoneurální systém, který integruje sestupný a reflexní vstup (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

Strukturální základ sítě je propojení mezi aferenty sekundárních svalových vřetének a γ -motoneurony. Na rozdíl od primárních aferentů svalových vřetének se sekundární vřeténkové aferenty promítají zpět na γ -motoneurony inervující vřeténka v homonymních i jiných ipsilaterálních a kontralaterálních svalech. To znamená, že každé svalové vřeténko je prostřednictvím sekundárních vřeténkových aferentů a γ -motoneuronů ovlivněno aktivitou v jiných částech sítě. Taková síť by byla schopna kódovat mechanické podněty s velmi vysokou přesností a bylo navrženo, že díky své vnitřní regulaci reflexu by síť γ -vřeténka byla velmi

vhodná pro integraci a zprostředkování smyslové zpětné vazby, která má zvláštní význam pro koordinaci svalů a provádění jemně vyladěných pohybů. Na rozdíl od toho se zdá, že spíše stereotypní reflexní vzorec nalezený na α -motoneuronech je účinnější pro iniciaci automatických motorických odpovědí a pro regulaci hrubých pohybů (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

2.2.5 Volná nervová zakončení

Volná nervová zakončení jsou široce rozložena skrz většinu kloubních struktur. Nalezneme je v kloubním pouzdře, kde jsou rovnoměrně rozprostřeny ve všech směrech, zkřížených vazech a meniscích, kde převyšují ostatní typy receptorů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjöbacka, 2000).

Volná nervová zakončení se skládají z jemného terminálního nervu o průměru 1–2 μm a postrádá pouzdro myelinu. Normálně reagují na podněty přesahující hodnotu, kterou je tkáň normálně vystavena. To naznačuje, že přenášejí informace o bolesti (nocicepci). Představa, že tyto receptory tvoří nociceptivní systém, je posílena jejich citlivostí na různá zánětlivá agens, jako je bradykinin, histamin a serotonin (Solomonow & Krogsgaard, 2001). Bylo také prokázáno, že experimentálně indukovaný zánět vede ke zvýšené aktivitě a ke snížení prahů mechanického sondování a kloubních pohybů těchto chemosenzitivních kloubních receptorů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjöbacka, 2000).

Podle vyšetření ultrastruktury volných nervových zakončení Heppelmannem a dalšími (1990), se zdá, že existují dva různé typy volných nervových zakončení v kloubních tkáních. Tyto dva typy se liší nejméně ve čtyřech aspektech: (I) v délce jejich distálních větví, (II) v počtu přijímajících/receptivních míst na 100 μm délky axonu, (III) v průměru axonů a (IV) v cytoskeletální struktuře.

2.2.6 Segmentální reflexy z aferentů kolenních kloubů: Účinky na α -motoneurony

Dřívější studie týkající se účinků vyvolaných na motoneuronech aktivací senzoričkových zakončení v ligamentech jsou dosti omezené. Některé účinky na skeletomotorickou aktivitu byly pozorovány, když bylo napětí v ligamentum collaterale mediale (LCM) nebo v ligamentum cruciatum anterior (LCA) selektivně zvýšeno. Většina těchto výzkumů však postrádá kvantitativní informace o zatížení ligamenta a novější studie skutečně naznačily, že zatížení ligamenta, alespoň při malém a středním zatížení, nemá přímý vliv na skeletomotorický systém (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjöbacka, 2000).

Namísto toho pozdější experimenty naznačují, že receptor citlivý na tah v (LCA) moduluje EMG reakci spíše prostřednictvím gama kličky, než přímými účinky na motoneurony (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Tyto experimenty jsou v souladu s výsledky Johanssonovi et al. laboratoře, které během aktivace mechanoreceptorů v různých vazech kolenního kloubu nebo LCA ukazují silné a časté účinky na gama kličku, bez doprovázejících přímých účinků na α motoneurony (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

2.2.7 Segmentální reflexy z aferentů kolenních kloubů: Účinky na γ -motoneurony

Již dlouhou dobu je známo, že reflexy ze společných mechanoreceptorů značně přispívají k normální koordinaci svalové aktivity v držení těla a pohybu. Bylo tedy navrženo, že kloubní aferenty ovlivňují svalovou koordinaci prostřednictvím motoneuronů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Od té doby byla v řadě studií prokázána existence reflexních cest od aferentů kolenního kloubu k motoneuronům. Použitím odstupňované elektrické aktivace aferentů kolenního kloubu (většinou v posteriorním artikulárním nervu (PAN)) bylo prokázáno, že jak nízkoprahové, tak vysokoprahové kloubní aferenty evokují časté a silné reflexní účinky na statické a dynamické lumbální motoneurony. Záznamy od aferentů svalového vřeténka odhalily, že excitační reflexní účinky vyvolané na motoneuronech elektrickou aktivací PAN jsou dostatečně silné, aby významně modulovaly aktivitu v primárních i sekundárních aferentech svalového vřeténka ze svalů kolem kolenního kloubu. Ačkoli tato zjištění podporují domněnku, že kloubní senzorká zakončení mohou ovlivnit motorické řízení a koordinaci svalů prostřednictvím systému svalového vřeténka. Použití elektrické aktivace kloubních nervů má několik odlišných omezení, což znamená, že metoda umožňuje pouze hrubé hodnocení specifické tkáně a typů receptorů, ze kterých pocházejí kloubní aferenty (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Johansson et al v devadesátých letech 20. století vyvinuli metodu, pomocí které lze hodnotit fusimotorické reflexy vyvolané natahováním senzitivních zakončení v kloubních vazech kočičích kolen. V různých sériích pokusů byly intaktní vazy (LCP, LCA, LCM a LCL) transversálně zatíženy trakčními silami 5 až 40 N, zatímco současně byly prováděny záznamy z jednotlivých aferentů svalového vřeténka svalů kolem kolene. Tyto svaly byly podrobeny sinusoidálnímu protahování, aby se na základě změn sinusové odezvy vřeténkových faktorů

určila velikost a charakter indukovaných fuzimotorických reflexních účinků (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Jedním z hlavních výsledků těchto studií bylo, že silné fuzimotorické účinky byly pravidelně vyvolávány při nízkých úrovních zatížení vazů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Natažení LCP výrazně zvýšilo střední vypalovací frekvenci primárního aferentního vřetenka. Prahové zatížení pro výskyt fuzimotorických jevů dostatečně silných k ovlivnění aferentního vřetenka, bylo nalezeno mezi 5 a 10 N. Podobně nízké prahové hodnoty byly také prokázány pro LCL, LCP a LCA (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Malé, převážně dynamické fuzimotorické efekty byly vyvolány při nízkém zatížení (5-10 N), zatímco statické fuzimotorické reflexy dominovaly při vyšších zatíženích (20 N). Změny fuzimotorických účinků na zvýšenou zátěž ligamenta jsou pravděpodobně způsobeny naborem natahovacích senzitivních receptorů vazů, které aktivují dříve tiché fuzimotorické neurony nebo zvyšují aktivitu již aktivních neuronů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

U kočky lze zatížení vazů 5-10 N nejpravděpodobněji považovat za nízké úrovně mechanického namáhání, protože zatížení 200-300 N musí být aplikována na vaz kolenního kloubu před jejich prasknutím. Zátěž 5 až 10 N je tedy srovnatelná s přibližně 1,5 až 5 % konečné síly vazů, což znamená značnou „bezpečnostní rezervu“, což ukazuje na nenociceptivní původ účinků zjištěných na gama kličce svalového vřetenka. Za povšimnutí stojí, že při běžných činnostech jsou lidské LCA vystaveny tažným silám, které činí asi 25 % síly potřebné k roztržení vazů. Srovnatelná data pro kočku stále chybí, ale jsou k dispozici pro kozu. Ve studii z roku 1994 provedli Holden a další přímé měření síly LCA během stoje, chůze a klusu. Ukázali, že LCA byl zatížen ve všech třech podmínkách, přičemž napětí vazů pozitivně korelovalo s rychlostí chůze. Nejnižší síly byly pozorovány v klidovém postavení a během stojné fáze krokového cyklu. V těchto podmínkách byla maximální velikost síly LCA srovnatelná s asi 6 % konečné síly LCA. Tyto výsledky tedy naznačují, že zátěž vazů potřebná pro reflexní aktivaci systému svalového vřetenka je dostatečně nízká, aby byla srovnatelná se zátěžemi vyskytujícími se při běžných činnostech, jako je stoj, chůze a klusání (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Kromě nízkého prahu fuzimotorických účinků byla mezi primárními i sekundárními aferenty svalového vřetenka nalezena pozoruhodně vysoká citlivost na protažení různých svalů

kolenních kloubů, od extenzorových i flexorových svalů. Navíc změny v citlivosti svalových vřetének vyvolané zatížením vazů kolenního kloubu byly často značné velikosti (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

Dalším hlavním pozorováním byla značná míra složitosti reakčních vzorců zjištěných ke stimulaci různých vazů kolenního kloubu. Proto různé vazby často vyvolaly fuzimotorické účinky, které se kvalitativně i kvantitativně lišily svalovým vřeténkem. Za těmito heterogenními profily odezvy však existoval trend směřující k dynamickým fuzimotorickým účinkům před zatížením LCA; čistě statický, čistý dynamický a směsí statických a dynamických efektů (s přibližně rovnoměrnou frekvencí) na zatížení LCP; a čistě dynamické smíšené efekty na zatížení kolaterálních vazů (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

2.2.8 Integrace do γ -systému

Γ -motoneurony zadních končetin koček mají velmi komplexní a individualizované receptivní profily s ohledem na vzorec reflexních účinků vyvolaných elektrickou stimulací sestupných cest a ipsilaterálních nervů zadních končetin. Účinné reflexní účinky na aferenty svalů, kůže a kloubů a individualizované receptivní profily γ -motoneuronů se také odrážejí na úrovni aferentů svalového vřeténka. To bylo prokázáno pomocí přirozené stimulace aferentních receptorů svalů, kůže a kloubů v ipsilaterálních i kontralaterálních zadních končetinách. S cílem poskytnout zdůvodnění těchto pozorování byla navržena nová hypotéza o funkci γ -systému svalového vřeténka, tj. hypotéza „konečný společný vstup“. Tato hypotéza obhajuje, že informace zprostředkované aferenty svalového vřeténka jsou formovány nejen kolísáním délky svalu, ale do značné míry také signály ze sestupných drah a z ipsilaterálních a kontralaterálních periferních nervů. Jinými slovy, sestupné zprávy a informace o periferním receptoru jsou integrovány do fusimotorických neuronů a poté přenášeny do svalových vřetének, kde tato integrovaná informace prochází konečnými úpravami podle probíhajících změn délky/napětí rodičovského svalu. Gama-vřetenovitý systém je tedy vnímán jako integrativní systém, který zprostředkovává polymodální zpětnou vazbu do CNS; vzhledem ke své složité reflexní regulaci může být vhodné zabývat se sofistikovanou koordinací mezi různými svaly, a protože existují náznaky, že by svaly mohly být funkčně rozděleny, může dojít i k intramuskulárním oddílům (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjobacka, 2000).

2.2.9 Propriocepcce a motorická regulace: propioceptivní kódování v souborech aferentů

Výzkumu neuronálního kódování periferních vstupů již dlouho dominují studie zaměřené na identifikaci receptorových vlastností a cest, které přenášejí specifické smyslové modalitty nebo vlastnosti. Výsledkem je, že smyslové zakončení v periferních tkáních bylo rozděleno do různých kategorií specifických pro modalitu, jako např. dotek, tlak, vibrace, délka svalu, svalová síla, napětí vazy, teplota a chemosenzitivní receptory. Byly také provedeny pokusy rozdělit vzestupné cesty a kortikální neurony podle podobných modálních principů. Předpoklad, že smyslové informace jsou kódovány způsobem specifickým pro modalitu a že informace o modalitě jsou přenášeny odděleně různými vzestupnými a reflexními cestami (tj. „line concept“), byl v posledních desetiletích vážně zpochybněn. Funkční význam míry specifity založený na adekvátním stimulu je dvojznačný, protože většina sensorických zakončení je citlivá na více než specifickou kvalitu stimulu, a protože citlivost sensorických zakončení může být významně modulována jinými stimuly (např. senzibilizace v důsledku změn chemického prostředí). Hypotéza přenosu v modálních nebo receptorově specifických drahách neodpovídá známým vzorům konvergence a divergence v centrálních drahách a neuronech. Nakonec by systém, který se spoléhá na specifický přenos modalitty v samostatných drahách, byl otevřen dramatickým sensorickým poruchám v důsledku ztráty i malého počtu receptorů, aferentů nebo neuronů (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002). Teorie „označené linie“ spoléhá na pochybnou hypotézu, že v CNS existují dekódovací mechanismy nebo algoritmy, které korelují s postulovanými modalitami. To je pochybné částečně proto, že se zdá, že většina receptorů a neuronů je citlivá na různé typy podnětů, a nejen na konkrétní podnět (Johansson, Pedersen, Bergenheim, & Djupsjöbacka, 2000).

Více přesvědčivým konceptem toho, jak jsou periferní podněty kódovány v aferentních signálech, je teorie kódování souboru nebo populace. V této koncepci se předpokládá, že několik receptorů reaguje na daný podnět nebo soubor podnětů, ale že jejich individuální reakce jsou odlišné. Kódování souboru implikuje několik výhod oproti koncepci označené linky. Předpoklad, že se jednotlivý aferent a neuron účastní kódování několika různých podnětů, je v souladu s polymodálními charakteristikami většiny sensorických nervových zakončení, aferentů a centrálních neuronů. Polymodalita je výhodou, protože počet různých zpráv, které mohou být kódovány v dané populaci, by mohl značně převýšit počet jednotek v populaci. Poměr signál-šum je u populačních odpovědí snížen ve srovnání s odpověďmi na jednotlivé jednotky, což zajišťuje sníženou variabilitu odezvy na stejné podněty. Přesnost sensorického

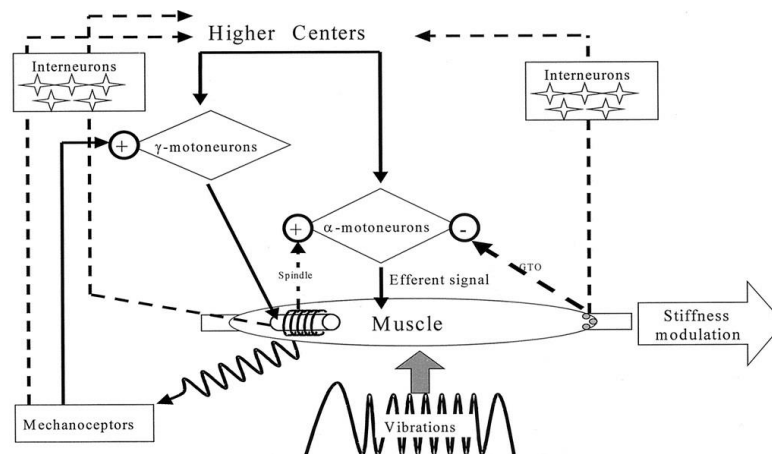
kódování ve vzorcích výboje v populaci jednotek by také byla méně zranitelná vůči nevratným poškozením některých jednotek (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

Kromě teoretických argumentů ve prospěch souborového smyslového kódování existuje experimentální podpora tohoto konceptu. Ve studiích na zvířatech bylo pomocí analýzy hlavních složek simultánně zaznamenaných individuálních aferentních odpovědí prokázáno, že obsah informací v souboru odpovědí je podstatně větší než u jednotlivých aferentů. Zaznamenáváním pomalu se adaptujících aferentních receptorů z kolenního kloubu kočky bylo zjištěno, že populační odpověď, generovaná i poměrně malým počtem aferentů, vykazovala jedinečné vzory odezvy na různé úhly a pohyby kloubů. Podobné nálezy byly hlášeny ze studií komplexních reakčních vlastností aferentů svalových vřetének. Schopnost rozlišovat mezi různými stimuly délky svalů je tedy podstatně větší v souborech aferentních odpovědí primárního svalového vřetenka než v jednotlivých aferentních reakcích. Kromě toho je obsah informací v souborových odpovědích značně snížen po denervaci svalových vřetének, tj. po odstranění inervace fusimotorů, což naznačuje, že reflexní kontrola γ -motoneuronů je kritická pro optimální smyslový přenos v aferentních svazcích vřetének. Tento návrh byl posílen pozorováním, že svalová únava, která mění např. aktivitu γ -motoneuronů, snižuje schopnost populace aferentních svalových vřetének rozlišovat mezi různými délkami svalů. Obsah informací byl významně větší v odpovědích souboru ze smíšených populací, když byla rozlišovací schopnost porovnána mezi populacemi, které obsahovaly pouze primární a sekundární aferenty vřetenka a aferenty Golgiho šlachy (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

V souladu s myšlenkou souboru kódování se zdá být možné, že smyslové informace o pohybech a pozicích kloubů jsou přenášeny do CNS v populačních kódech vytvořených těmi receptory svalů, kloubů a kůže, které jsou v současné době aktivní. Důsledkem toho je, že by nebylo příliš důležité připisovat specifické propioceptivní nebo motorické kontrolní funkce konkrétním třídám periferních receptorů, např. kloubní mechanoreceptory jako senzory uspořádání, svalová vřetenka jako senzory délky svalů, Golgiho šlachy jako receptory síly, mechanoreceptory LCA jako iniciátory ochranných reflexů hamstringů atd. Naopak kódování souboru klade důraz na vzorce odpovědí ve funkčních podmnožinách různých typů aferentních receptorů, spíše než o reakčních vlastnostech a hlavní funkci jednotlivých receptorů (Sjölander, Johansson, & Djupsjöbacka, 2002).

2.2.10 Tonický vibrační reflex

Vibrační cvičení ukládá hypergravitační aktivitu kvůli vysokým akceleracím. Mechanické působení vibrací má vést k rychlým a krátkým změnám délky svalo-šlachového komplexu. Tato porucha je detekována senzory, které modulují tuhost svalů prostřednictvím reflexní svalové aktivity a pokoušejí se tlumit vibrační vlny (obr. 2). Abychom porozuměli mechanismům odpovědným za zvýšení výkonu vyvolané vibracemi, je nutné rozlišovat mezi účinky vibrací na aktivní sval od účinků, ke kterým dochází po aplikaci vibrací (Cardinale & Bosco, 2003).



Obrázek č. 2 Schéma znázorňující regulaci tuhosti během vibrační stimulace. Rychlá změna délky svalů a rotace kloubů způsobená vibracemi způsobují palbu motorických neuronů α a γ , aby modulovaly svalovou tuhost. Vyšší centra se účastní také dlouhé smyčky (Cardinale & Bosco, 2003).

Mechanické vibrace aplikované na svalové břicho nebo šlachy se ukázaly jako schopné vyvolat reflexní svalové kontrakce. Tato neuromuskulární odpověď byla pojmenována jako „tonický vibrační reflex“ (TVR) a bylo prokázáno, že je zprostředkována monosynaptickými a polysynaptickými cestami. Tato zdokonalení byla přičítána zlepšení nervových faktorů určujících neuromuskulární výkon: nábor, synchronizaci, intermuskulární a intramuskulární koordinaci a také reakci proprioceptorů. V této souvislosti je třeba si uvědomit, že vibrace se ukázaly jako účinné při vyvolávání zlepšení schopnosti vertikálního skoku a mechanické síly dolních končetin (DKK) u elitních sportovců (Cardinale & Lim, 2003).

Primární zakončení savčích svalových větének (Ia aferentní vlákna) jsou mimořádně citlivá na malé změny délky jejich svalu. Reakce Ia aferentních vláken na nižší frekvence vibrací má tendenci vést vibrace o 90° , jak by se dalo očekávat od receptoru citlivého na rychlost. To vedlo k obecnému přijetí aferentních vláken typu Ia jako hlavních receptorů

ve svalech savců pro signalizaci relativních změn délky svalů nebo rychlosti natažení svalů. Sekundární zakončení svalových vřetének (II aferentní vlákna) jsou řádově méně citlivé na vysokofrekvenční vibrace a jsou často přiřazovány roli signalizace absolutní délky svalů. Naopak, Golgiho šlachový orgán (Ib aferentní vlákna), i když je schopen reagovat na malé sinusové změny ve svalové délce (zejména během kontrakce), pravděpodobně prostřednictvím změn ve svalovém napětí, má jen zřídka roli v kódování svalové délky a dlouho byl považován pouze za signál svalové kontrakce (Fallon & Macefield, 2007).

Obecně se také připouští, že i když se kožní a kloubní receptory podílejí na kinestézii, hlavní aferentní signály pocházejí ze svalových vřetének. Účinky kontrakce na kinestézii nejsou tak jednoznačné, se zprávami o zvýšení i poklesu prahové hodnoty detekce pohybu při volných kontrakcích, které pravděpodobně souvisejí s fuzimotorickou koaktivací, a tedy s účinky různých úrovní intrafuzální a extrafuzální aktivace. Intervence, jejichž cílem je produkovat iluzorní pohyby kloubů, často využívají vibrace (typicky při 80 Hz) buď svalového břicha nebo častěji šlachy svalu (Fallon & Macefield, 2007).

Takové vibrace jsou často účinné při vytváření iluze protažení cílového svalu, který je obvykle interpretován jako výsledek zvýšení aktivity Ia aferentních vláken. Vibrace mohou také někdy generovat TVR, během kterých dochází k mimovolní kontrakci cílového svalu, který je obvykle interpretován jako výsledek zvýšení aktivity Ia aferentních vláken (Fallon & Macefield, 2007).

Tonický vibrační reflex lze prokázat ve všech kosterních svalech kromě svalů obličeje a jazyka. Tonický vibrační reflex je zpravidla nejučinněji vyvolán ze svalových šlach. Pokud je ale amplituda vibrací vysoká, reflexy se objevují i tehdy, když je vibrace aplikována na svalové břicho. Účinnost vibrací do značné míry závisí na počáteční délce svalových vláken uvnitř svalové tkáně. U zvířat je odpověď vřeténka na vibrace zvýšena gama aktivací a protažením svalu. U člověka byl zjištěn podobný vztah mezi svalovou délkou a dynamickou citlivostí vřeténka intraneurálním záznamem aferentní aktivity. Volní kontrakce je doprovázena zvýšením aktivity gama motoneuronu, který udržuje intrafuzální vlákna napjatá i když je sval zkrácen, a proto mírná volní kontrakce za izometrických podmínek usnadňuje TVR a činí ji méně závislou na počáteční svalové délce. Velmi pomalé zvyšování kontrakce, charakteristické pro TVR při testování za „izotonických“ podmínek, lze vysvětlit za předpokladu, že tato reflexní kontrakce (na rozdíl od volní) nezahrnuje současnou aktivaci γ -motoneuronu. Aktivní zkrácení extrafuzálních vláken má tendenci uvolňovat vřeténka a postupně snižovat jejich

citlivost na vibrace. Rovnováha je dosažena v té svalové délce, když se zastaví pomalý reflexní pohyb (Eklund & Hagbarth, 1966).

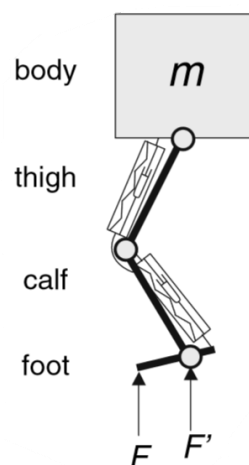
Fallon a Macefield (2007) ve své studii zjistili, že bylo možné stimulovat všechny tři typy svalových receptorů prostřednictvím vibrace šlachy slabě se stahujícího svalu. Odezva od aferentních vláken Ia a II však byla mnohem silnější než reakce od Ib aferentních vláken. Přímou přes přechod ve šlachu, pravděpodobně přes Golgiho šlachový orgán uvnitř distální části šlachy, měla odezva podobnou velikost jako odezvy z Ia a II aferentních vláken.

2.3 Fyziologické účinky vibrací

Ukázalo se, že účinky vibrací závisí na vlastnostech samotného svalu, například na „preferovaném smyslovém směru“ svalu, zda je sval uvolněný nebo stažený, je-li poloha udržována (statická) nebo spojená s pohybem, zda je sval flektovaný nebo extendovaný a kombinovaný účinek všech svalů obklopujících kloub (Fontana, Richardson, & Stanton, 2005).

2.3.1 Mechanika svalů a šlach

Vzhledem k tomu, že úroveň vrcholového zrychlení na hlavě jsou obvykle mnohem menší než na vibrační platformě, je třeba předpokládat, že svaly a šlachy se budou prodlužovat najednou (fáze natažení), po které bude následovat období zkracování (fáze zkracování). Jinými slovy, vibrační cvičení by mělo být charakterizováno cyklickým přechodem mezi excentrickými a koncentrickými svalovými kontrakcemi. Nedávná studie naznačuje, že tomu tak skutečně je a že komplex svalové šlachy m. gastrocnemius je prodloužen o 1 % své celkové délky během 6 Hz vibračních cyklů s vrcholovým zrychlením 0,6 g (Rittweger, 2010).



Obrázek č. 3 Model lidského těla jako rezonátor, složený z více segmentů s pružinovým a tlumícím chováním (Rittweger, 2010)

Lýtkové a stehenní svaly jsou idealizovány jako pružinové systémy, které mohou ukládat a absorbovat energii. Síla F působí na chodidlo a tím zatěžuje lýtkové svaly a případně i stehenní svaly. Naproti tomu síla F' působí na rotační střed kotníku, a proto zatěžuje svaly stehien, ale nikoli lýtkové svaly. Přenesení váhy na přední část chodidla nebo na střední část nohy může tedy změnit přenos vibrací a tím i relativní zatížení lýtkových a stehenních svalů při vibračním cvičení celého těla. Naopak zamknutí kolen sníží absorpci energie ve svalech stehien a povede k většímu přenosu vibrací do trupu. Tento model je zjednodušený. Představuje však základ pro pochopení fyziky vibrací celého těla (Rittweger, 2010).

2.3.2 Neurofyziologické odpovědi při aplikaci vibrací

Ačkoli žádná studie dosud neposoudila vzorce výboje motorické jednotky během vibračního cvičení, neurofyziologické reakce svalu na izolované vibrace jsou velmi dobře studovány. Aplikací vibrace přímo na svalové břicho nebo šlachy vyvolá fázově orientovaný výboj z primárních i sekundárních zakončení vřeténka. Ve srovnání těchto dvou jsou primární zakončení citlivější než sekundární zakončení. Spuštění výboje z vřeténka závisí na předpětí svalu a obvykle se zvyšuje s délkou nebo napínáním svalu. To je také zlepšeno během volní izometrické kontrakce. Kromě vřeténkových aferentů reagují Ib-aferenty z Golgiho šlachových orgánů na vibrace svalů. Stejně jako zakončení vřeténka, aferenty z Golgiho šlachových orgánů se stávají citlivějšími na vibrace, když se sval stahuje. Předpokládá se, že Golgiho orgán měří prodloužení šlachy, a tedy náhradní sílu. Vyvolává inhibiční účinek na motorický výkon prostřednictvím polysynaptických spinálních drah a jeho informace se konvergují s informacemi z kožních receptorů, vřeténkových aferentů, kloubních receptorů a dalších (Rittweger, 2010).

Důležité je, že vřeténkový výboj vyvolá excitační účinek na α -motoneuron, a to buď monosynaptickou (primární nebo Ia aferentní) cestou nebo polysynaptickou (sekundární nebo II-aferentní) cestou, a tak podpoří kontrakce homonymního svalu. Pasivní svalová vibrace tedy způsobuje reflexní kontrakci, známou také jako tonické vibrace. Je charakterizována postupným nástupem a může být volně potlačena. Během tonického vibračního reflexu dochází kromě kontrakce k iluzi pohybu. Během zpětné kontrakce se zdá, že výboj z primárního i sekundárního zakončení vřeténka klesá, zatímco výboj z Golgiho šlachových orgánů je zvýšen. Mikroneurografické důkazy u lidí naznačují, že reflexní kontrakce zásadně závisí na fusimotorických eferentech, což naznačuje, že se na ní podílí supraspinální kontrola. V souvislosti s tím bylo zdůrazněno, že reflexní kontrakce má podobnost s Kohnstammovým fenoménem (Rittweger, 2010). Kohnstammův fenomén se týká pozorování, kdy člověk asi

po dobu 30 sekund tlačí paži proti pevné zdi, poté se od zdi vzdálí a uvolní se, dochází k samovolnému pohybu paže, doprovázeném pocitem lehkosti (De Havas, Gomi, & Haggard, 2017).

Na druhé straně a ve zjevném kontrastu k reflexní kontrakci zprostředkované smyčkou Ia jsou stretch reflex a H-reflex potlačeny, zatímco na sval působí vibrace. U modelu s decerebrovanou kočkou bylo prokázáno, že toto potlačení reflexu je způsobeno presynaptickou inhibicí, která dopadá na aferenty vřeténka, které jsou aktivovány vibracemi. Tato presynaptická inhibice je patrně vyvolána GABAergními interneurony. Jako mechanismy vysvětlující inhibici reflexu bylo kromě presynaptické inhibice aferentů Ia navrženo snížení citlivosti primárních zakončení vřeténka a vyčerpání vysílače. Zdá se tedy, že tonické kontrakce a potlačení fázického reflexu, které jsou způsobeny vibrační stimulací primárních zakončení vřetének, jsou zprostředkovány různými mechanismy (Rittweger, 2010).

Konečně, vibrace aplikované na šlachy pately během volní extenze kolena vedou ke zvýšené ko-kontrakci svalů hamstringů, což naznačuje, že centrálně zprostředkovaný ko-kontrakční příkaz nahrazuje spinální reciproční inhibici antagonisty. Zdánlivá spinální reflexní inhibice kontrastuje s facilitací kortiko-spinálních excitačních drah, jak bylo prokázáno posílením motorických potenciálů vyvolaných transkraniální magnetickou stimulací během pasivní svalové vibrace. Tento efekt se zdá být nejsilnější s vibrací o frekvenci kolem 100 Hz a vypadá, že zahrnuje sníženou vzrušivost antagonistických svalů. Je zajímavé, že tento centrální nervový účinek se zdá být aktivní také na kontralaterální straně (Rittweger, 2010).

Po ukončení vibrací jednotlivých svalů se H-reflex po několik minut dále snižuje. Rozporné výsledky byly zaznamenány pro stretch reflex, některými autory je hlášeno posílení a jinými snížení. Svalová vřeténka se zdají být po skončení vibrace méně citlivá (Rittweger, 2010).

Pokud jde o vibrace jako modalitu cvičení, dosud neexistují žádné studie týkající se H-reflexu nebo stretch reflexu během cvičení. Po ukončení cvičení mnoho studií zjistilo posílení stretch reflexu a zvýšení odezev H-reflexu. Posílení postvibračního reflexu je překvapivé, protože během samotného vibračního cvičení by se dalo očekávat reflexní snížení. To je pravděpodobně způsobeno facilitací vstupů primárního vřeténka, jelikož EMG studie naznačují zvyšující se pouze krátkou zpožděnou složku reflexů. Ani jedna studie nebyla schopna prokázat žádnou změnu v úrovních stretch reflexu. To málo studií dostupných na toto téma jsou docela heterogenní s ohledem na parametry cvičení (doba expozice, další zatížení

atd.) a také v době posuzování. Přestože literatura podporuje názor, že po vystavení vibračním cvikům následuje prudce další vylepšení, přesné podrobnosti a mechanismy tohoto zlepšení nejsou dosud stanoveny (Rittweger, 2010).

2.3.3 EMG odpovědi

Zaznamenávání EMG aktivity na povrchu během vibračního cvičení je obtížné, protože existuje několik způsobů, jak může pohyb vyvolaný vibrací způsobit EMG artefakty. Mezi ně patří elektrická indukce ve vibrujících kabelech a piezoelektrické nebo dvouvrstvé proudy. Na druhé straně existuje jasný důkaz, že pasivní svalová vibrace je fázově spojena s výbojem motorické jednotky a EMG modulací i za podmínek, kdy lze takové artefakty vyloučit. Zajímavé je, že reakce na pasivní vibrace svalů se nevztahuje na svaly, které jsou synergické se svaly podléhajícími vibraci a přiléhají do stejné šlachy (Rittweger, 2010).

V souladu s tím několik studií prokazuje okamžité účinky vibrací na EMG aktivitu. Ukázalo se, že vibrace v sedu s frekvencemi mezi 0,3 a 5 Hz vyvolává synchronní vibraci s EMG aktivitu v m. erector spinae (Rittweger, 2010).

U vibračních frekvencí, které se obvykle používají pro účely cvičení, se zdá, že účinky na EMG amplitudu m. vastus lateralis jsou větší při 30 Hz než při 40 nebo 50 Hz (Cardinale & Lim, 2003). EMG reakce se zdají být obecně výraznější při střídání stran ve srovnání se synchronními vibracemi celého těla. Aby se vyloučily možné artefakty, byl ve Rittwegerově studii použit filtr se stopovým pásem. Toto zpracování dat vylučuje tu část reakce EMG, která je v pevném fázovém vztahu s vibračními stimuly, a tyto výsledky proto odrážejí pouze svalové kontrakce nevyvolávané monosynaptickými reflexy (Rittweger, 2010).

Na rozdíl od jiných studií, které pravděpodobně zahrnovaly pouze mírné svalové kontrakce. Studie, která aplikovala vibrace o frekvenci 65 Hz na šlachy m. biceps během 70% stočení jednorázového maxima, nemohla prokázat žádný účinek na EMG. Možné vysvětlení může být předvídáno tím, že vibrace obvykle zvyšují motorickou aktivitu během submaximálních, ale nikoli při maximálních kontrakcích. Zde může hrát roli několik mechanismů, z nichž jeden je inhibice Golgiho orgánových aferentů v důsledku velké síly (Rittweger, 2010).

2.4 Vibrace

Vibrační podněty mají praktické využití při rehabilitaci a zlepšování výkonu. Podráždění primárních zakončení svalového vřetenka (aferentní vlákna Ia) z opakovaného protažení svalstva vyvolává TVR. Tonický vibrační reflex však odpovídá pouze za změny ve svalové

funkci, ke kterým dochází během vibrací, a nebere v úvahu změny zaznamenané po aplikaci. Pamukoff et al. (2014) prokázali, že elektromyografická (EMG) amplituda musculus (m.) quadriceps femoris (QF) během volní extenze kolena zůstala zvýšena po dobu 5 minut po lokální svalové vibraci. Některé studie dále prokázaly potlačení excitability motorické neurální míchy po vibracích u zdravých jedinců a u pacientů s poraněním míchy. Tato zjištění naznačují, že zvýšení svalové funkce po vibracích není pravděpodobně přičítáno efektům/ziskům ve spinálních mechanismech (Pamukoff et al., 2016).

Účinnost lokální a celotělové vibrační terapie se může lišit v důsledku rozdílových charakteristik tlumení. Během celotělové vibrace je vibrační podnět tlumen svalovou tkání obklopující hlezenní a kolenní klouby, které mohou ovlivnit velikost stimulu dodaného do m. QF a jeho neuromuskulární odezvu. Snížení energie z vibračního signálu může být minimalizováno, pokud je podnět dodáván přímo do svalu prostřednictvím lokální vibrace. Optimální frekvence stimulace se proto může lišit podle způsobu podání (Pamukoff et al., 2014).

Ve srovnání se stimulací jednoho svalu zahrnuje použití celotělové vibrace aplikaci na velké části těla. Vibrace působí spíše na exteroceptory a propioceptory než na vestibulární orgány. Za stálé situace by vibrace měla vliv nejen na mnoho svalů a šlach, ale také na kloubní struktury. To by pravděpodobně znamenalo další silné senzomotorické účinky prostřednictvím propioceptivních kloubních mechanoreceptorů. Kromě toho je úzký vztah mezi aktivací kloubních mechanoreceptorů a stimulací γ eferentů (pro senzibilizaci vřetének), což má za následek zvýšení svalové „tuhosti“ a stability kloubů. To může být také důležitým faktorem při pochopení složitého způsobu, jakým může celotělová vibrace zvýšit propiocepci (Fontana, Richardson, & Stanton, 2005).

U lokální a celotělové vibrace se mohou lišit neurofyziologické účinky. Celotělová vibrace stimuluje více receptorů v celé dolní končetině (DK) a ovlivňuje frekvenci a synchronizaci motorické jednotky, synchronizaci svalů, intramuskulární koordinaci a centrální motorický příkaz. Účinky lokální vibrace jsou však pravděpodobně omezeny na receptory v blízkosti stimulatoru a jsou výsledkem neurogenní potenciace prostřednictvím TVR ze stimulace systému svalového vřeténka (Pamukoff et al., 2014).

Vliv vibrací závisí do značné míry na místě aplikace, orientaci, délce a intenzitě vibrací (Zatsiorsky & Kraemer, 2009). Dvě studie, které provedli Burke et al. (1976 a, b) ukázali, že

citlivost svalových vřetének, o kterých se předpokládalo, že jsou hlavním zdrojem síly TVR, byla vyšší, když byl sval pasivně natažen nebo mírně stahován za izometrických podmínek.

Izometrické cvičení pomocí flexi-baru využívá vibrační stimulaci při 4,6 Hz. Cvičení, která se provádějí během tohoto způsobu tréninku, jsou izometrického typu a oprávněně existují pochybnosti o tom, zda dosažené účinky jsou výsledkem vibračního nebo izometrického tréninku a zda je frekvence 4,6 Hz dostatečná pro dosažení adekvátní stimulace svalu (Živković et al., 2014).

Experimentální program trval 10 týdnů a obsahoval 20 tréninků. Silový trénink byl navržen samotnými výzkumnými pracovníky při respektování všech doporučení výrobců Flexi-baru a doporučení předních autorů zkoumajících toto téma (např. Bompa, 2009). Analýza získaných výsledků ukazuje, že použití vibračního tréninku s flexi-barem a použití izometrického tréninku nemění hodnoty výbušné síly DKK. To znamená, že aplikovaná izometrická cvičení, stejně jako vibrační svalová stimulace při 4,6 Hz, nepředstavují očekávané účinky (Živković et al., 2014). V této studii už není objasněno, jak dosáhli konstantní frekvence v hodnotě 4,6 Hz a zda nedochází ke kolísání frekvence.

Ritzmann et al. (2010) zkoumali vznik EMG signálu v extenzorech nohy během vibrací celého těla. Zjistili, že hlavní část této periodické aktivity EMG se zdá být způsobena TVR, který je podobný reflexu, který je indukován přímým působením vibrací na šlachy svalů

2.4.1 Celotělová vibrace

Příznivé účinky celotělové vibrace na funkci svalů byly do značné míry odvozeny z výzkumu na jednotlivých svalech. Většina vědců naznačuje, že vibrace mohou zlepšit tuhost, sílu a flexibilitu svalů. Shodují se ale, že tyto změny jsou pravděpodobně výsledkem vibrací na propioceptivních receptorech ve svalech. Neurofyziologický výzkum se v této oblasti zaměřil na vliv ručních vibračních zařízení na aktivitu svalového vřeténka v konkrétním svalu. Jak vibrace šlachy stimulují primární konce svalových vřetének, vyvolává reflexní svalové kontrakce, které pomáhají zlepšovat funkci svalů (tj. svaly mohou být oslabeny nebo inhibovány). To může vést také k narušené propriocepci, a když jsou oči zavřené k iluzím pohybu (Fontana, Richardson, & Stanton, 2005).

Vibrace se běžně používají pomocí plošin s vibracemi celého těla a tato zařízení prudce zvyšují svalovou sílu, svalovou schopnost a amplitudu EMG během a po aplikaci. Celotělová vibrace dále zlepšuje funkční úkoly, jako jsou vertikální a protisměrné skoky, kde je rozhodující

rychlost vývoje točivého momentu. Plošiny pro celotělovou vibraci jsou však nákladné a nejsou přenosné ani specifické pro svalovou skupinu (Pamukoff et al., 2016).

Wakeling et al. (2002) uvádějí, že vrcholy ve svalové aktivitě EMG a zvýšené tlumení vibrací ve svalech nohou nastávají, když je frekvence celotělové vibrace blízká přirozené frekvenci měkkých tkání. Vzorce svalové aktivity ve svalech DKK proto odezní jako reakce na změny excitační frekvence vstupního signálu.

Měkké tkáně se chvějí jako celek, který vibruje v odezvě na přímé mechanické dráždění. Svalová aktivita mění vibrační charakteristiky měkkých tkání se zvyšováním svalové síly, která koreluje s nárůstem jejich frekvence a tlumících koeficientů. Přirozené frekvence m. triceps surae, m. QF a m. tibialis anterior jsou v rozmezí od 10 Hz za relaxovaného stavu do 50 Hz pro plně aktivní stav. Pokud je excitační frekvence mechanického stimulu blízká přirozené frekvenci měkkých tkání, pak se očekává, že tyto tkáně rezonují (Wakeling et al., 2002).

Za předpokladu, že neuromuskulární odezva během celotělové vibrace je zprostředkována Ia aferentními neurony, což je případ, kdy je vibrační stimul přímo aplikován na sval, předpokládáme, že EMG odezvy svalů nohou (m. vastus lateralis a m. gastrocnemius lateralis) jsou závislé na frekvenci vibrací a poloze těla na vibrační desce (Di Giminiani et al., 2013).

Podle Cardinale a Lim (2003) by za pozorované zvýšení aktivity EMG mohly odpovídat dva faktory: I) počáteční délka analyzovaných svalů a II) frekvence vibrační stimulace. Ve skutečnosti je již známo, že vibrační stimulace je účinnější v napjatých svalech. Citlivost pro vibrace lidských svalových vřetének byla také prokázána u jednoho lidského aferentního vřeténka. Tato pozorování podporují využití polohy v polodřepu na vibrační platformě jako efektivní pozici pro spouštění stimulace m. vastus lateralis. Dva mm. vasti produkují o 40–50 % více aktivity než m. rectus femoris během polodřepu. Navíc, v porovnání s ostatními, produkují m. vastus medialis a m. vastus lateralis přibližně stejné množství aktivity. Pozice vybraná v experimentu by pak mohla být považována za optimální pro stimulaci m. vastus lateralis z důvodu prodloužené polohy a aktivace vzhledem ke svalům čtyřhlavého svalu.

Cardinale a Lim (2003) provedli studii na 16 profesionálních volejbalistkách, u kterých bylo cílem analyzovat EMG reakce m. vastus lateralis na různé frekvence vibrace celého těla. Vibrace byla aplikována ve stoji na vibrační podložce se 100° flexí v kolenních kloubech. Vibrace byla zaznamenávána po dobu 60 sekund a porovnávali hodnoty při nepravidelné frekvenci 0 Hz, 30 Hz, 40 Hz a 50 Hz. Každé ošetření vibrací trvalo 60 sekund, přičemž mezi

každou frekvencí vibrační terapie byla povolena doba 60 sekund. Elektromyografie byla měřena na dominantní DK pomocí bipolárních povrchových elektrod, které od sebe byly vzdálené 1,2 cm.

Nejvyšší aktivita EMG byla zjištěna při vibraci o frekvenci 30 Hz. Porovnání mezi léčbami ukázala statisticky významné rozdíly mezi frekvencemi 30 Hz a 50 Hz (20 %) a frekvencemi 40 a 50 Hz (10 %). Elektromyografická aktivita mezi vibracemi o frekvenci 30 Hz a 40 Hz nevykazovala statisticky významný rozdíl (Cardinale & Lim, 2003).

Chybějící zesílení EMG s frekvencí vibrací může být způsobeno inhibičními mechanismy zprostředkovanými mechanoreceptory a kožními receptory, u nichž bylo prokázáno, že jsou aktivovány během vibrací celého těla a přispívají k aktivitě EMG. Vibrace jsou silnými poruchami, které jsou vnímány CNS, který moduluje tuhost stimulovaných svalových skupin. Aktivita reflexního svalu by pak mohla být považována za neuromuskulární ladící odpověď k minimalizaci vibrace měkké tkáně. Tyto reakce jsou individuální a pravděpodobně by mohly být pro populaci specifické a mohly by být založeny na mechanických a reflexních faktorech. Přirozené frekvence svalových skupin v nohách sportovců byly uváděny v rozmezí 5 až 65 Hz. Vstupní frekvence použité ve studii provedené Cardinale a Lim (2003) jsou v tomto rozmezí a naznačují, že individuální reakce by mohly souviset s individuálními schopnostmi tlumit vnější poruchy, aby se zabránilo rezonančním efektům (Cardinale & Lim, 2003).

Di Giminiani et al. (2013) uváděli vyšší izometrickou odezvu EMG při vibracích celého těla při 50 Hz než při 30 Hz. Vibrační frekvence 50 Hz stimulovala vyšší svalovou aktivitu v proximálním svalstvu.

Z praktického hlediska a ve vztahu ke kmitočtu vibrací jsou nižší frekvence (od 25 do 35 Hz) vhodnou formální aktivací m. gastrocnemius lateralis, zatímco vyšší frekvence (od 45 do 55 Hz) vyvolávají nejvyšší reflexní odezvy v m. vastus lateralis. Velká variabilita nejvyšších odpovědí na EMG naznačuje, že se tyto reakce liší u jednotlivců. Podle názoru autorů by měla být frekvence vibrací předepsána na individuálním základě, který je podobný cvičebním předpisům pro progresivní cvičení, které byly popsány v předchozích experimentech (Di Giminiani et al., 2009, 2010). Zajímavé je, že poloha s flectovaným kolenním kloubem pod úhlem 90° se zvednutými patami maximalizuje vibrační účinek na oba svaly (Di Giminiani et al., 2013).

2.4.2 Lokální vibrace

Lokální svalová vibrace aplikovaná přímo na šlacho-svalovou jednotku také zvyšuje svalovou funkci a může poskytovat cenově dostupnou alternativu k celotělové vibraci. I když celotělová vibrace a lokální svalová vibrace poskytují podobné podněty, jejich účinnost se může lišit. Během celotělové vibrace je energie z vibrací tlumena hlezenním kloubem, kolenním kloubem a lýtkovým svalstvem, což může ovlivnit velikost vibračního stimulu aplikovaného na proximální struktury (např. m. QF). Tato redukce energie z vibračního signálu by mohla být snížena, pokud by byla aplikována přímo na svalovou hmotu přes lokální svalovou vibraci místo celotělové vibrace (Pamukoff et al., 2016).

Pamukoff et al. (2014) ve své studii ukázal, že léčba lokální vibrační stimulace při frekvenci 30 Hz aplikované na šlachu m. QF prudce zvyšuje EMG amplitudu po dobu 5 minut a může zvýšit maximální točivý moment u zdravých jedinců. Lokální vibrace však neměla žádný vliv na rychlost vývoje točivého momentu. Tato zjištění naznačují, že lokální vibrace může být užitečná jako doplněk k tradičnímu cvičení, aby se dosáhlo zlepšení neuromuskulární funkce. Celkově není jasné, jak dlouho po aplikaci budou účinky celotělové vibrace a lokální svalové stimulace trvat. Tato zjištění naznačují, že 30 Hz lokální vibrační terapie může vyvolat zlepšení aktivace m. QF a mohla by být použita k léčbě dysfunkce m. QF způsobené patologií kolenních kloubů.

Celotělová vibrace i lokální svalová vibrace zvýšily kortikomotorickou excitabilitu m. QF a nezměnily aktivitu spinálních neuronů. Zaznamenali zvýšení volní EMG amplitudy m. QF bezprostředně po celotělové vibraci a lokální svalové stimulaci, ale zvýšení aktivity m. QF bylo doprovázeno zvýšením maximálního točivého momentu a centrálního aktivačního poměru pouze ve skupině, která podstoupila celotělovou vibraci. Nárůsty centrálního aktivačního poměru a maximálního točivého momentu nebyly udrženy po 10 a 20 minutách po aplikaci (Pamukoff et al., 2016).

2.4.3 Vibrační terapie

Zatímco expozice vibracím byla tradičně považována za nebezpečnou, je nyní považována za potenciálně prospěšnou v oblasti sportu, cvičení, rehabilitace a preventivní medicíny. Přestože ne všechna tvrzení výrobců mohou odolat vědeckému přezkumu, existuje profil aplikace vibrací jako uplatnění. Fyziologicky mohou specifické výhody této modality vzniknout (1) z poměrně velkých úrovní zrychlení, které lze stále přiměřeně regulovat, (2) z řízeného přenosu mechanické energie na člověka, (3) z velkého počtu opakujících se cyklů

během krátkých period čas a (4) ze specifických účinků nasazených prostřednictvím svalových vřetének a rychle se přizpůsobujících mechanoreceptorů.

Mechanické vibrace aplikované na sval a šlachu spouští TVR, který aktivuje svalová vřeténka a evokuje reflexní smyčku. Svalová aktivita, která závisí na frekvenci vibrací, vykazuje proměnlivou EMG odezvu. Mechanismus svalového ladění, vyskytující se v lidském těle, přizpůsobuje mechanické vibrace změnám v excitační frekvenci svalové aktivity v rozmezí 10–65 Hz. Když je tedy tělo vystaveno vibraci o stejné frekvenci, je tento mechanismus aktivován pro zvýšení svalové aktivity a minimalizaci rezonance (Kim et al., 2014).

Celotělová vibrace by mohla mít větší účinek, protože stimuluje další senzorické receptory v celé DK, což může ovlivnit excitabilitu cílových svalů. Několik studií však srovnávalo účinky celotělové vibrace s lokální svalovou vibrací na svalovou funkci. Podobné výsledky byly zjištěny při volní aktivaci m. QF a produkci maximálního točivého momentu po celotělové vibraci ve srovnání s lokální svalovou stimulací při frekvenci 30 Hz. V této studii se však použil vzorek s uměle indukovanou inhibicí m. QF a jsou to stejné účinky, které jsou přítomny ve zdravé populaci (Pamukoff et al., 2016).

Pokud se svalová funkce zvýší po vibračním podnětu u zdravých jedinců, může být vhodnou metodou prudkého zvýšení kapacity pro trénink rezistence a zlepšení efektivity tradičních posilovacích protokolů. Jednotlivci s poruchami volní aktivace m. QF, jako jsou pacienti s patologií kolenních kloubů, mohou mít prospěch ze začlenění vibračních podnětů do rehabilitačního programu (Pamukoff et al., 2016).

2.5 Neurac – Redcord Stimula

Nedávno bylo vyvinuto ošetření systémem Neurac (neuromuskulární aktivace), zahrnující závěs Redcord a zařízení pro mechanickou vibraci, s cílem usnadnit neuromuskulární kontrolu trupu a zvýšení tonické kontrakce (Kim et al., 2014).

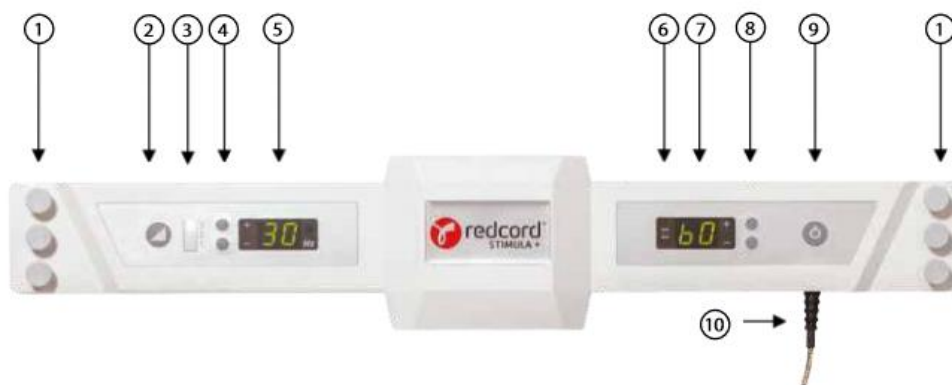
Neurac je léčebná metoda zahrnující vysoké hladiny neuromuskulární stimulace, aby se obnovily normální vzorce funkčního pohybu. Metoda se používá k léčbě dlouhodobých poruch pohybového aparátu, které způsobují bolest a/nebo inaktivitu (Kirkesola, 2009).

Metoda Neurac byla nedávno použita jako bezbolestné cvičení u pacientů s muskuloskeletálními problémy. Tato technika má čtyři hlavní prvky. Zaprvé, metoda Neurac je cvičení s vlastní vahou, které podporuje ko-aktivaci svalů, čímž zajišťuje stabilitu kloubů. Za druhé, intenzitu cvičení lze regulovat, protože tělesná hmotnost je odlehčena pomocí

elastického lana. Zatřetí, metoda Neurac může být použita jako posilovací cvičení, které postupně zvyšuje intenzitu cvičení snížením podpory elastického lana. Protože tato technika poskytuje vibrace pomocí Redcord Stimula, mohou pacienti cvičit bez bolesti (Kirkesola, 2009).

Přístroj Redcord Stimula je řízen mikroprocesorem a umožňuje nastavení frekvence vibrací, úrovně energie a trvání, a tím i celkové expozice vibracím. Byl vyvinut třístupňový model pro ošetření metodou Neurac pro použití vibračního zařízení. Krok 1: Statické tělesné cvičení s vibracemi. Terapeutem je pacient umístěn do polohy nesoucí tělesnou hmotnost. Pružné šňůry se používají k vyloučení tělesné hmotnosti. Řízené vibrace se aplikují pomocí vibračního zařízení. Cvičení je postupně ztiženo snížením podpory pružné šňůry. Postup se opakuje, dokud se nedosáhne zlepšení statické funkce nebo únavy pacienta. Pokud dojde k bolesti, je cvičení zastaveno. Poté lze vyzkoušet alternativní cvičení bez bolesti, při použití stejných principů léčby. Krok 2: Dynamické cvičení s tělesnou hmotností a vibracemi. Pacient je umístěn ve stejné počáteční poloze jako v „Kroku 1“ a poté provádí dynamické pohyby při působení vibrací. V každé sadě se provádí nízký počet opakování (4-6). Krok 3: Jako u kroku 2, ale bez vibrací. Po léčbě je pacient vyzván k účasti na individualizovaném cvičebním programu s progresivním zvyšováním obtížnosti. Cvičební program by měl být prováděn třikrát týdně po dobu nejméně tří měsíců. Pacient je sledován každé tři až čtyři týdny na klinice za účelem sledování a úpravy tréninkového programu. (Kirkesola, 2009).

Účinky vibrace celého těla zvyšují aktivaci svalů v důsledku „nervových adaptací“. S ohledem na to metoda Neurac zahrnuje mechanické vibrační zařízení (Redcord Stimula). Účelem je aplikovat vibrace na vybrané části těla během bezbolestných cvičení s tělesnou hmotností s regulovanou a nastavitelnou frekvencí, úrovní energie a trvání (Kirkesola, 2009).



- 1: Lanové zavěšení
- 2: Tlačítko pro regulaci úrovně energie (úroveň intenzity vibrací)
- 3: Indikátor pro úrovně energie (úroveň intenzity vibrací)
(1: minimální, 2: průměr, 3: maximum, nebo všechny 3 najednou) (náhodně)
- 4: Tlačítko pro nastavení frekvence (+ -)
- 5: Displej pro zobrazení frekvence v Hz (kmitů za sekundu) maximum 99Hz
- 6: Symbol pro odpočítávání času (časové sklíčko)
- 7: Displej zobrazující čas (v sekundách) maximum 99 vteřin
Nastavený / zbývající čas v sekundách nebo naběhlý čas
- 8: Tlačítko pro nastavení času (+ -)
- 9: Tlačítko ON / OFF
- 10: Pevně připojený kabel

Obrázek č. 4 Redcord Stimula (Anonymous, n. d.)

Indikace Redcord Stimula

- Redcord Stimula je nedílnou součástí metody Neurac, která se využívá při léčbě neuromuskulárních onemocnění a onemocnění pohybového aparátu. Redcord Stimula může snižovat a ovlivňovat bolest, zvýšit proprioceptivní vstupy a svalovou aktivaci (Anonymous, n. d.).
- Redcord Stimula může poskytnout rychlejší regeneraci a lepší výsledky při léčbě: dysfunkční svalové kontroly, bolestivých stavů pohybového aparátu, funkční poruchy krku, zad, pánve a ramenní oblasti (Anonymous, n. d.).

Kritéria při používání Redcord Stimula

Vibrace by neměla být pacientovi aplikována více než 15 minut za hodinu a léčba by měla být ukončena v případě, kdy pacient pocítí závrať, motání hlavy nebo nepohodlí (např. nevolnost, bolesti hlavy, bolesti na hrudi) (Anonymous, n. d.).

Kontraindikace Redcord Stimula

- Srdeční onemocnění
- Kovové nebo syntetické implantáty

- Tumory
- Epilepsie
- Nedávná mozková krvácení
- Lymfatický edém
- Osteoporóza (BMD <70 mg/ml)
- Nedávné zlomeniny
- Akutní herniace intervertebrálního disku
- Trombóza
- Raynaudův fenomén
- Těhotenství (Anonymous, n. d.)

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je posoudit, zda je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

3.2 Výzkumné otázky

1. Bude po fyzioterapii obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula funkční stav operované dolní končetiny lepší?
2. Bude po fyzioterapii obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula rozsah pohybu operované dolní končetiny větší než po terapii bez využití vibrační stimulace?

4 METODIKA

Pacienti absolvovali rehabilitaci v RRR centru – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin, skupina A absolvovala terapii s Redcord Stimula a skupina B absolvovala terapii bez Redcord Stimula. Terapie byla pacientům individuálně přizpůsobena. Terapeut č. 1 náhodně přidělil pacienta buď do skupiny A, nebo skupiny B. Následně byl pacient na pracovišti RRR centra terapeutem č. 2 vyšetřen a vyplnili spolu Lysholmův skórovací dotazník. Terapeut č. 2 neznal zařazení pacienta. Terapeut č. 3 poté provedl sérii deseti rehabilitačních třicetiminutových jednotek. Terapeut č. 3 vedl rehabilitaci obou skupin, aniž by znal výsledky dotazníku a vyšetření terapeutem č. 2. Poté opět terapeut č. 2 provedl kontrolní závěrečné měření.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor je tvořen 4 probandy, kteří absolvovali rehabilitaci v RRR centru – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Výzkumný soubor se skládal ze 4 mužů. Probandi byli vybráni a rozděleni náhodně. Věkové rozmezí probandů bylo 26–53 let, průměrný věk byl tedy 41,6 let.

Skupina A, která absolvovala terapii s Redcord Stimula obsahovala 2 probandy s věkovým rozmezím 26–44 let a průměrným věkem 35 let. Skupina B, s terapií bez Redcord Stimula, byla složena ze 2 probandů s věkovým rozmezím 50–53 let a věkovým průměrem 51,5 let.

Všichni probandi byli odesláni na rehabilitaci pro ošetření pooperačního stavu kolenního kloubu. Všichni probandi absolvovali artroskopickou operaci kolenního kloubu. Indikace k operaci byli pro: 2x parc. menisekt. pro rupt. zadního rohu med. menisku (PKOK, pacient 2 a 1), 1x parc. menisekt. pro rupt. zadního rohu lat. menisku (LKOK, pacient 4) a 1x resekce mediopatelární plíky (pacient 3). Rehabilitace byla zahájena nejpozději do 18. dne od extrakce stehů. Žádný z probandů v té době neměl další přidružená poranění.

4.1.1 Informovanost účastníků výzkumu

Účastníci byli na prvním setkání seznámeni o podrobnostech výzkumu a jeho průběhu. Během úvodního vyšetření byla odebrána relevantní anamnéza, proveden kineziologický rozbor, vyplněn Lysholmův skórovací dotazník a vizuální analogová stupnice bolesti. Každý proband podepsal informovaný souhlas o dobrovolné účasti na studii, schválený Etickou komisí FTK UP.

4.2 Metodika vyšetření

Při vstupním vyšetření byly vyplněny dotazníky – Lysholmův skórovací dotazník a vizuální analogová stupnice bolesti. Byla odebrána anamnéza a provedeno vstupní kineziologické vyšetření se zaměřením na funkční stav DKK, hlavně na stav operované DK. Z objektivních metod vyšetření bylo provedeno měření aktivního rozsahu pohybu a obvod operovaného kolenního kloubu. Dále byl hodnocen stoj, celkové držení a postavení těla a jednotlivých segmentů, chůze a svalová síla svalů kolenního kloubu.

Paralelně byli probandi vyšetřováni na přístroji Biodex Balance System, na kterém byli využity tři programy: test posturální stability, test motorické kontroly a procentuální distribuce váhy. Nicméně data z těchto přístrojů nebudou v této práci dále zpracovávána a rozebírána. Pro využití těchto dat bude k dispozici samostatná práce.

4.2.1 Lysholmův skórovací dotazník a vizuální analogová stupnice bolesti

Lysholmův skórovací dotazník byl spolu s vizuální analogovou stupnicí bolesti s pacientem vyplněn při vstupním vyšetření a následně při závěrečném, kontrolním vyšetření po absolvování deseti rehabilitačních jednotek.

Lysholmův skórovací dotazník (příloha č. 3) se zaměřuje na funkční stav pacienta. Skládá se z 8 otázek, které se zaměřují na kulhání, využití berlí/hole, pocit zablokování kolene, pocit podklesávání kolene, bolest, otok, chůze do schodů, dřep. Z nabízených možností se vybírá jedna z možností u každé otázky, která odpovídá aktuálnímu stavu dotyčného. Maximálně lze získat 100 bodů, kdy v takovém případě se jedná o bezpříznakového pacienta.

Vizuální analogová stupnice bolesti (příloha č. 4) slouží k zaznamenání aktuálního stavu pacienta týkající se intenzity bolesti. Pacienti zaznamenávají na deseticentimetrové úsečce intenzitu bolesti, kterou prožívají. Před vyplněním jsou instruováni, že 0 znamená bezbolestný stav a 10 maximální bolest, kterou si dovedou představit.

4.3 Metodika terapie

Během studie probandi obou skupin absolvovali 10 třicetiminutových terapeutických jednotek. Během terapie byly respektovány zásady pooperačního stavu kolenního kloubu a doporučení ošetřujícího lékaře. Na tomto základě byl sestaven individuální rehabilitační plán každého jedince. Proto probíhala standardní pooperační fyzioterapie s doplněním jednoho až dvou cviků s Redcord Stimula ve skupině A. Ve skupině B byly tyto cviky nahrazeny alternativními cviky stejného charakteru, pouze chyběla složka vibrace a závěsného systému.

4.3.1 Metodika terapie – skupina A

Rehabilitační plán byl sestaven podle uplynulé doby od operace. Doba zastoupení jednotlivých technik a cviků byla podmíněna aktuálním stavem pacienta.

Pacienti ve skupině A absolvovali stejnou terapii jako pacienti ve skupině B. Lišili se jen v jednom až dvou cvicích, podle schopností pacienta.

Parametry a cviky s Redcord Stimula budou popsány nyní a níže budou zasazeny do časového harmonogramu.

Vibrace byly aplikovány z přístroje Redcord Stimula přes pevná lana závěsného systému Redcord. Umístění vibrační jednotky bylo ve výšce 40 cm od závěsného oka. Pomocí přístroje Redcord Stimula byla aplikována vibrace o frekvenci 50 Hz. Cviky probíhaly ve třech sériích po 4, 6, 8 až 10 opakováních. Počet opakování byl podmíněn stavu konkrétního pacienta.

Cviky v závěsném systému

Cvik v supinační poloze (vleže na zádech): kotníky byly provlečeny v popruzích, opora pacienta byla o paty. Pokud pacientova kondice dovolila, provedl elevaci pánve a poté následovala flexe a extenze operované DK, následně neoperované DK. Využila se tedy jak fázičká, tak opěrná fáze operované DK. Rozsah pohybu flexe a extenze závisel na pooperační fázi. V případě, kdyby bylo udržení elevované pánve pro pacienta příliš složité, využil by se popruh pod pánev s elastickým lanem.

Cvik v pronační poloze (vleže na břiše): kotníky byly provlečeny v popruzích. Pacient byl v opoře o předloktí nebo o ruce (podle možností daného jedince). Pacient přitahoval DKK do flexe v KOKK i KYKK pod sebe. V případě, kdyby bylo náročné udržení požadované pozice, bylo možné využít popruhu pod pánev s elastickým lanem.

Druhý týden po operaci

Byly aplikovány měkké a mobilizační techniky pro ošetření jizev a mobilizaci pately. Posouvání operované DK po podložce bez a s overballem do 90° flexe v KOK. Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci – sed na gymballu. Cvičení na posílení m. QF – s podloženým KOK. Cvičení na podpoření plné extenze – podložená pata. Návčik stereotypu chůze o berlích a aktivace drobných svalů nohy, návčik tzv. “malé nohy” v sedě. Z fyzikální terapie elektrogymnastika na m. vastus medialis et lateralis, vířivka (hypotermní/izotermní).

Nácvik aktivace a posílení hlubokého stabilizačního systému pro následnou práci na závěsném systému Redcord.

Třetí týden po operaci

Dle tolerance pacientem probíhalo postupné zvyšování zátěže na 50 %, 75 %, 90 % a 100 % tělesné váhy. Aplikace měkkých a mobilizačních technik pro ošetření jizev a mobilizaci pately. Využití muscle energy technique (MET) na m. QF. Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci – opora o stěnu s 60° flexí v KOKK. Vstávání do stoje z vysokého sedu. Leh na zemi, DKK v trojflexi s chodidly v opoře o stěnu → tlak do stěny. Posílení m. QF v sedě – extenze v KOK. Z fyzikální terapie elektrogymnastika na m. vastus medialis et lateralis, vířivka (hypotermní/izotermní). Přidán cvik s Redcord Stimula v supinační poloze s pohybem prováděným do 100° až 120° flexe v KOK.

Čtvrtý týden po operaci

Podle potřeby se využívaly dříve zmíněné techniky. Začaly se aplikovat dřepy do 90° flexe v KOKK, vstávání do stoje z vysokého sedu do strany, nácvik korigovaného stoje podle Jandy, přenášení váhy, stoje na jedné DK, ná kroky. Začalo cvičení pomocí metody PNF 1. diagonála, flekční vzorec, extenční varianta (v leže, ve stoji). Cvičení s Redcord Stimula v supinační poloze v plném rozsahu pohybu v KOK + nácvik pronační polohy.

Pátý týden po operaci

Podle potřeby se využívaly dříve zmíněné techniky. Navíc přidán stretching m. QF a korigovaný stoj, ná kroky, stoj na 1 DK, podle tolerance pacientem výpady. Cvičení s Redcord Stimula v supinační i pronační poloze v plném rozsahu pohybu.

Šestý a sedmý týden po operaci

Podle potřeby byly využity předešlé techniky. Cvičení korigovaného stoje na pěnové/nestabilní podložce, přenášení váhy, stoje na 1 DK. Dle tolerance pacientem ná kroky/výpady na pěnovou/nestabilní podložku. Cvičení s Redcord Stimula v supinační i pronační poloze v plném rozsahu pohybu.

4.3.2 Metodika terapie – skupina B

Terapie skupiny B byla totožná jako u skupiny A, kromě cviků s využitím systému Redcord. Ty byly nahrazeny dvěma cviky s využitím overballu a gymballu.

Cvik s Redcord Stimula v supinační poloze byl nahrazen posouváním operované DK s overballem po podložce do flexe v KOK vleže na zádech. Stupeň flexe byl postupně zvyšován, a to ve stejném rozsahu jako u skupiny A. Rozsah pohybu druhý týden po operaci byl do 90° flexe KOK, třetí týden do 100° - 120° flexe KOK a od čtvrtého týdne v maximálním rozsahu pohybu KOK.

Cvik s Redcord Stimula v pronační poloze byl zastoupen cvikem v pronační poloze s oporou o HKK a gymbalem pod DKK. Gymball byl následně sunut pod tělo pacienta, který tím vykonával flexe v KOKK a KYKK. Tento cvik byl přidán do sestavy, jakmile byl pacientem tolerován.

5 VÝSLEDKY

5.1 Popisná statistika

Pro nízký počet účastníků bude rozpracována jen základní popisná statistika, dále se bude pracovat s konkrétními čísly jednotlivých účastníků. Základní popisná statistika skupiny „Redcord Stimula“ a „standard“ je uvedena v následujících tabulkách.

Tabulka č. 1 Popisná statistika ROM a VAS

Proměnná	Redcord Stimula					Standard				
	M	SD	Mdn	Min	Max	M	SD	Mdn	Min	Max
ROM EXT pre	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
ROM EXT post	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0	2,5	2,5	2,5	0,0	5,0
vých pre	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
vých post	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
ROM FLX pre	122,5	2,5	122,5	120,0	125,0	112,5	2,5	112,5	110,0	115,0
ROM FLX post	137,5	2,5	137,5	135,0	140,0	135,0	0,0	135,0	135,0	135,0
VAS pre	2,0	1,0	2,0	1,0	3,0	2,5	0,5	2,5	2,0	3,0
VAS post	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5	0,5	0,5	0,0	1,0

Legenda: M – průměr; SD – směrodatná odchylka; Mdn – medián; Min – minimum; Max – maximum; ROM – rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu; EXT – extenze; FLX – flexe; vých – výchozí poloha; pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie; VAS – vizuální analogová stupnice bolesti

Tabulka č. 2 Popisná statistika částí Lysholmova skórovacího dotazníku

Proměnná	Redcord Stimula					Standard				
	M	SD	Mdn	Min	Max	M	SD	Mdn	Min	Max
kulhání pre	4,0	1,0	4,0	3,0	5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
kulhání post	4,0	1,0	4,0	3,0	5,0	3,0	0,0	3,0	3,0	3,0
berle/hole pre	3,5	1,5	3,5	2,0	5,0	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0
berle/hole post	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0
zablokování kolene pre	15,0	0,0	15,0	15,0	15,0	12,5	2,5	12,5	10,0	15,0
zablokování kolene post	15,0	0,0	15,0	15,0	15,0	8,0	2,0	8,0	6,0	10,0
podklesávání kolene pre	17,5	7,5	17,5	10,0	25,0	10,0	0,0	10,0	10,0	10,0
podklesávání kolene post	22,5	2,5	22,5	20,0	25,0	10,0	0,0	10,0	10,0	10,0
bolest pre	20,0	0,0	20,0	20,0	20,0	17,5	2,5	17,5	15,0	20,0
bolest post	22,5	2,5	22,5	20,0	25,0	20,0	0,0	20,0	20,0	20,0
otok pre	3,0	3,0	3,0	0,0	6,0	5,0	5,0	5,0	0,0	10,0
otok post	10,0	0,0	10,0	10,0	10,0	10,0	0,0	10,0	10,0	10,0
chůze do schodů pre	8,0	2,0	8,0	6,0	10,0	4,0	2,0	4,0	2,0	6,0
chůze do schodů post	10,0	0,0	10,0	10,0	10,0	6,0	0,0	6,0	6,0	6,0
dřep pre	2,5	1,5	2,5	1,0	4,0	1,0	0,0	1,0	1,0	1,0
dřep post	5,0	0,0	5,0	5,0	5,0	4,5	0,5	4,5	4,0	5,0
celkové skóre Lysholm pre	73,5	0,5	73,5	73,0	74,0	55,0	2,0	55,0	53,0	57,0
celkové skóre Lysholm post	94,0	6,0	94,0	88,0	100,0	66,5	1,5	66,5	65,0	68,0

Legenda: M – průměr; SD – směrodatná odchylka; Mdn – medián; Min – minimum;

Max – maximum; pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie

Tabulka č. 3 Popisná data ROM a VAS

Proměnná	Redcord Simula		Standard	
	Pacient 1	Pacient 3	Pacient 2	Pacient 4
ROM EXT pre	0	0	0	0
ROM EXT post	5	5	0	5
vých pre	0	0	0	0
vých post	0	0	0	0
ROM FLX pre	125	120	115	110
ROM FLX post	135	140	135	135
VAS pre	3	1	3	2
VAS post	0	0	1	0

Legenda: ROM – rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu; EXT – extenze; FLX – flexe; vých – výchozí poloha; pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie; VAS – vizuální analogová stupnice bolesti

Tabulka č. 4 Popisná data Lysholmova skórovacího dotazníku

Proměnná	Redcord Stimula		Standard	
	Pacient 1	Pacient 3	Pacient 2	Pacient 4
kulhání pre	5	3	0	0
Kulhání post	5	3	3	3
berle/hole pre	2	5	5	5
berle/hole post	5	5	5	5
zablokování kolene pre	15	15	10	15
zablokování kolene post	15	15	6	10
podklesávání kolene pre	25	10	10	10
podklesávání kolene post	25	20	10	10
bolest pre	20	20	15	20
bolest post	25	20	20	20
otok pre	0	6	10	0
otok post	10	10	10	10
chůze do schodů pre	6	10	2	6
chůze do schodů post	10	10	6	6
dřep pre	1	4	1	1
dřep post	5	5	5	4
celkové skóre Lysholm pre	74	73	53	57
celkové skóre Lysholm post	100	88	65	68

Legenda: ROM – rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu; EXT – extenze; FLX – flexe; vých – výchozí; pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie; VAS – vizuální analogová stupnice bolesti

5.2 Výsledky k výzkumné otázce 1

Bude po fyzioterapii obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula funkční stav operované dolní končetiny lepší?

Byly hodnoceny rozdíly hodnot Vizuální analogové stupnice bolesti a celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku. Jednotlivé položky dotazníku jsou vypsány výše v tabulce č. 4 a jejich rozdíly nebudou samostatně hodnoceny.

Tabulka č. 5 Hodnoty celkového skóre Lysholmova dotazníku

Hodnoty celkového skóre Lysholmova dotazníku				
	Redcord Stimula		Standard	
	Pacient 1	Pacient 3	Pacient 2	Pacient 4
celkové skóre Lysholm pre	74	73	53	57
celkové skóre Lysholm post	100	88	65	68
Rozdíl	26	15	12	11

Legenda: pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie; Lysholm – Lysholmův skórovací dotazník

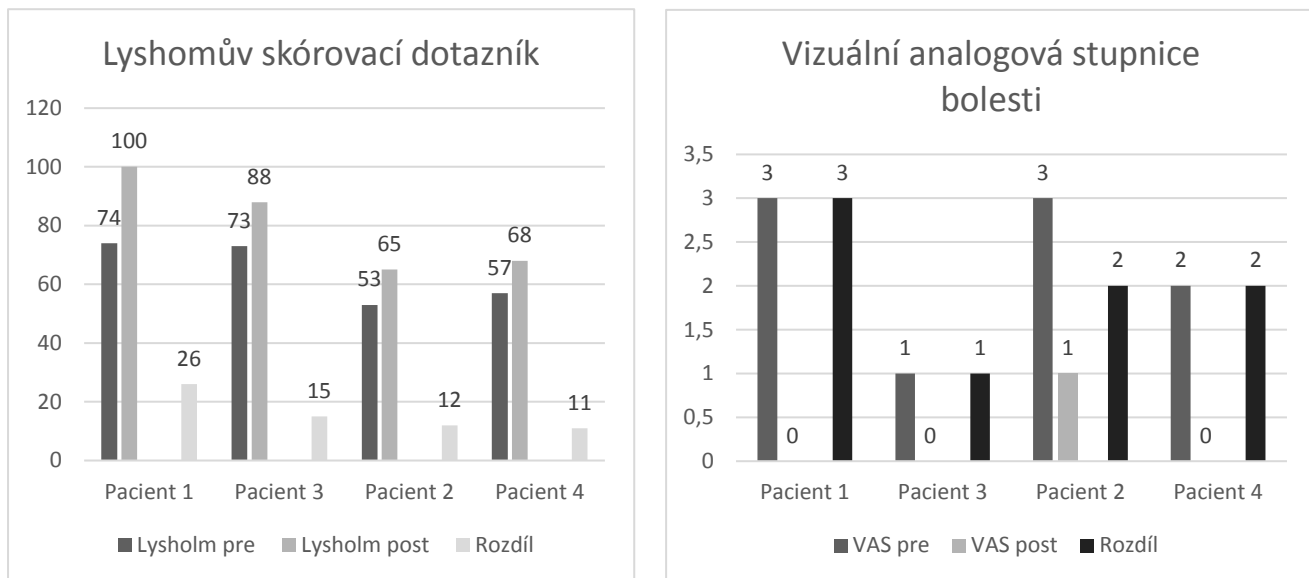
Tabulka č. 6 Hodnoty vizuální analogové stupnice bolesti

Hodnoty VAS				
Proměnná	Redcord Simula		Standard	
	Pacient 1	Pacient 3	Pacient 2	Pacient 4
VAS pre	3	1	3	2
VAS post	0	0	1	0
Rozdíl	3	1	2	2

Legenda: pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie; VAS – vizuální analogová stupnice bolesti

Tabulka č. 5 popisuje rozdíly hodnot celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku při vstupním a kontrolním vyšetření u jednotlivých účastníků studie. Největší rozdíl byl zaznamenán u pacienta 1 (26), nejmenší rozdíl byl u pacienta 4 (11). Tabulka č. 6 popisuje rozdíl hodnot VAS při vstupním a kontrolním vyšetření. V průměru jsou tyto hodnoty stejné v obou skupinách (2). Pacienti absolvující terapii s Redcord Stimula měli větší rozdíl hodnot Lysholmova skórovacího dotazníku, tzn. že u této skupinky pacientů měla terapie s Redcord Stimula větší vliv na zlepšení funkčního stavu operované dolní končetiny než fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

Vyhodnocování statistické významnosti u tak malého souboru účastníků není vhodné. Prostor pro získání většího souboru dat bude v dalších studiích, kde by k vyhodnocení statistické významnosti mělo dojít.



Obrázek č. 5 Hodnoty Lysholmova skórovacího dotazníku a Vizuální analogové stupnice bolesti při vstupním a výstupním vyšetření

Legenda k obrázku č. 5: Lysholm pre – hodnota Lysholmova skórovacího dotazníku při vstupním vyšetření; Lysholm post – hodnota Lysholmova skórovacího dotazníku při výstupním vyšetření

Obrázek č. 5 ukazuje, že u tohoto výzkumného souboru byl u fyzioterapie obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula funkční stav operované dolní končetiny lepší.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce 2

Bude po fyzioterapii obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula rozsah pohybu operované dolní končetiny větší než po terapii bez využití vibrační stimulace?

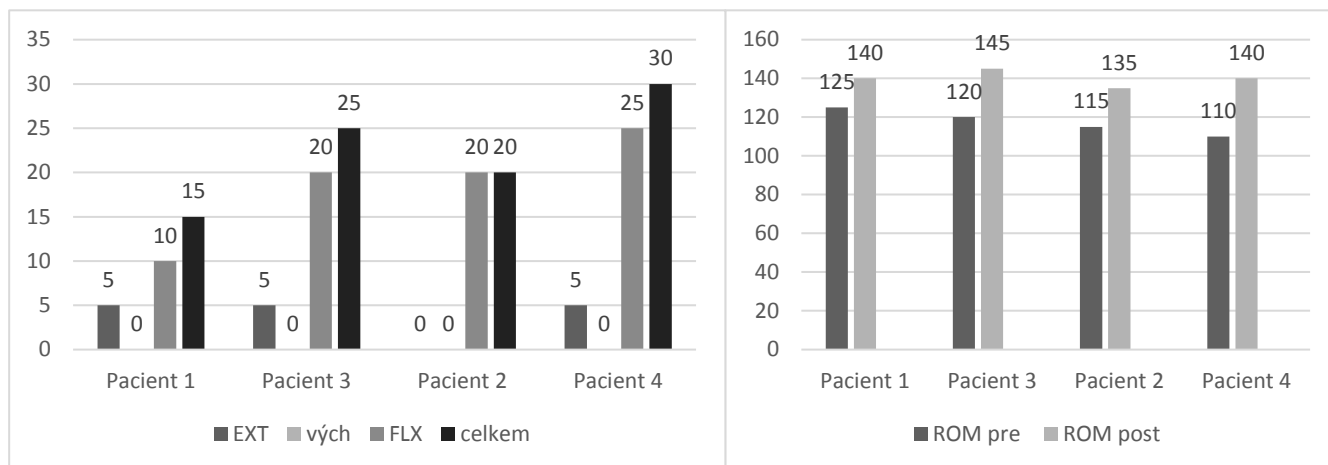
Tabulka č. 6 Hodnoty ROM

Hodnoty ROM				
Proměnná	Redcord Simula		Standard	
	Pacient 1	Pacient 3	Pacient 2	Pacient 4
ROM EXT pre	0	0	0	0
ROM EXT post	5	5	0	5
Rozdíl EXT	5	5	0	5
ROM vých pre	0	0	0	0
ROM vých post	0	0	0	0
Rozdíl vých	0	0	0	0
ROM FLX pre	125	120	115	110
ROM FLX post	135	140	135	135
Rozdíl FLX	10	20	20	25
Rozdíl celkem	15	25	20	30

Legenda: ROM – rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu; EXT – extenze; FLX – flexe; vých – výchozí; pre – před zahájením terapie; post – po ukončení terapie

Tabulka č. 6 popisuje rozdíly naměřených hodnot rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu při vstupním a kontrolním vyšetření. U pacienta 1, 3 a 4 je rozdíl v ROM do extenze kolenního kloubu 5°, u pacienta 2 je tato hodnota nulová. U všech pacientů je nulový rozdíl ve výchozí poloze operovaného kolenního kloubu. Největšího rozdílu v hodnotě ROM do flexe je u pacienta 4 (25°), naopak nejmenšího rozdílu dosáhl pacient 1 (10°). Průměrný rozdíl hodnot celkového ROM byl u tohoto souboru pacientů o 5° větší u skupiny absolvující standardní terapii (25°) než u skupiny absolvující terapii s Redcord Stimula (20°). Všichni pacienti dosáhli plného fyziologického ROM operovaného kolenního kloubu. Liší se hlavně hodnoty ze vstupních vyšetření. Rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu byl při výstupním měření ve skupině s Redcord Stimula větší nebo roven jako ve skupině bez vibrační stimulace.

Vyhodnocování statistické významnosti u tak malého souboru účastníků není vhodné. Prostor pro získání většího souboru dat bude v dalších studiích, kde by k vyhodnocení statistické významnosti mělo dojít.



Obrázek č. 6 Rozdíly hodnot ROM operovaného KOK při vstupním a výstupním vyšetření

Legenda k obrázku č. 6: EXT – rozdíl hodnot ROM do extenze operovaného KOK při vstupním a výstupním vyšetření; vých - rozdíl hodnot ROM výchozí pozice operovaného KOK při vstupním a výstupním vyšetření; FLX - rozdíl hodnot ROM do flexe operovaného KOK při vstupním a výstupním vyšetření; celkem – celkový rozdíl hodnot ROM operovaného KOK při vstupním a výstupním vyšetření, ROM pre – celkový rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu při vstupním vyšetření, ROM post – celkový rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu při výstupním vyšetření

Obrázek č. 6 ukazuje, že všichni pacienti dosáhli fyziologického rozsahu pohybu. Podle výsledků z obrázku č. 6 bude po fyzioterapii obohacené o vibrační stimulaci pomocí Redcord Stimula rozsah pohybu operované dolní končetiny větší nebo roven jako po terapii bez využití vibrační stimulace.

6 DISKUZE

V několika studiích se ukázalo, že použití vibrací zvyšuje svalovou elektromyografickou aktivitu mnohem více než stejnou aktivitu bez vibrací (Cardinale a Lim, 2003; Bosco et al., 1999; Roelants et al. 2006). Vibrace se dají aplikovat lokálně nebo celotělově.

Předchozí studie zkoumaly účinky intervenčních cvičebních programů kombinovaných s celotělovou vibrací a prokázaly zvýšení svalové výkonnosti, svalové síly, flexibility, svalové plochy průřezu, hustoty minerálů v kostech a snížení břišního tuku. Dosud však nebyl stanoven žádný standardní předpis, včetně stanovení frekvence vibrací a posunu od vrcholu k optimalizaci účinků celotělové vibrace, zejména kvůli nekonzistentním účinkům celotělové vibrace ve studiích. Rovněž může docházet ke sporům ohledně přítomnosti aditivních účinků celotělové vibrace na výkon svalů ve srovnání se stejnými režimy cvičení bez celotělové vibrace (Osawa, Oguma, & Ishii, 2013).

Mechanické vibrace aplikované na svalové břicho nebo šlachy se ukázaly jako schopné vyvolat reflexní svalové kontrakce. Tato neuromuskulární odpověď byla pojmenována jako tonický vibrační reflex a bylo prokázáno, že je zprostředkována monosynaptickými a polysynaptickými cestami. Tato zdokonalení byla přičítána zlepšení nervových faktorů určujících neuromuskulární výkon: nábor, synchronizaci, intermuskulární a intramuskulární koordinaci a také reakci proprioceptorů (Cardinale & Lim, 2003). Tonický vibrační reflex lze prokázat ve všech kosterních svalech kromě svalů obličeje a jazyka. Tonický vibrační reflex je zpravidla nejučinněji vyvolán ze svalových šlach. Pokud je ale amplituda vibrací vysoká, reflexy se objevují i tehdy, když je vibrace aplikována na svalové břicho. Účinnost vibrací do značné míry závisí na počáteční délce svalových vláken uvnitř svalové tkáně (Eklund & Hagbarth, 1966).

Terapie v závěsu se provádí zavěšením části těla v popruzích. Závěsná terapie má výhodu v tom, že usnadňuje cvičení snížením zátěže na tělo. Závěsná terapie také usnadňuje neuromuskulární řízení končetin. Vibrační stimulace může zlepšit svalovou kontrakci stimulací svalové hypertrofie, a tím ovlivnit svalová vřeténka. Aferentní vlákna typu Ia jsou ko-aktivována α a γ motoneurony. Aktivují se během izometrické kontrakce a vibrační stimulace zvyšuje sílu svalové kontrakce zvyšováním rychlosti aktivace vláken typu Ia a excitability α -motoneuronu (Choi & Kang, 2013).

Frekvence vibračních zařízení se obvykle pohybuje v rozmezí od několika Hz do 50 Hz, s amplitudami v rozmezí od několika mikrometrů do několika milimetrů. Síla vyvolaná vibrační destičkou a tím „intenzita“ ošetření se zvyšuje s frekvencí a amplitudou vibrací (Rauch, 2009).

Di Giminiani a kol. (2009, 2010) ve svých studiích vyzpozoval, že nižší frekvence, od 25 do 35 Hz, jsou vhodné pro aktivaci m. gastrocnemius lateralis a vyšší frekvence, od 45 do 55 Hz, pro m. vastus lateralis. Nicméně dodávají, že je potřeba počítat s velkou variabilitou a reakce se u jednotlivců liší. Frekvence by tedy měla být předepisována individuálně.

Zajímavé je, že poloha s flektovaným kolenním kloubem pod úhlem 90° se zvednutými patami maximalizuje vibrační účinek na oba svaly (Di Giminiani et al., 2013). V této diplomové práci byli pacienti v popruhu zapřeni o patní kost. Je tedy otázkou, zda by neměla vibrace lepší účinek, kdyby byl bod opory např. v oblasti středonoží.

Cardinale a Lim (2003) porovnávali různé frekvence pro sledování reakce m. vastus lateralis. Vibraci aplikovali jako celotělovou při stoje na vibrační podložce se 100° flexí v KOKK. Frekvence, které byly porovnávány měly hodnoty 0 Hz, 30 Hz, 40 Hz a 50 Hz. Nejvyšší aktivita EMG byla zjištěna při vibraci o frekvenci 30 Hz. Porovnání mezi léčbami ukázala statisticky významné rozdíly mezi frekvencemi 30 Hz a 50 Hz (20 %) a frekvencemi 40 a 50 Hz (10 %). Elektromyografická aktivita mezi vibracemi o frekvenci 30 Hz a 40 Hz nevykazovala statisticky významný rozdíl.

Navíc Kim et al. (2014) ve své studii porovnávali efekt stimulace m. serratus anterior pomocí Redcord Stimula s frekvencí 0, 30, 50 a 90 Hz. Účastníci byli umístěni v závěsu Redcord s popruhy a svislým lanem 10 cm nad zemí. Vibrační stimuly byly aplikovány za použití Redcord Stimula (Redcord AS, Staubø, Norsko) připojeným ke svislým lanům nad hlavou účastníka. Před zahájením cvičení terapeut nastavil frekvenci a uvolnil pedálový spínač na Redcord Stimula. Účastníci pak byli instruováni, aby provedli klik a vydrželi v něm 5 sekund. Během kliku byly vibrační frekvence 0, 30, 50 a 90 Hz aplikovány na závěs Redcord pomocí mechanického vibračního přístroje. Aferentní vlákna typu Ia jsou nejvíce citlivá na vibrace při frekvenci 80-100 Hz, zatímco vlákna typu II jsou nejvíce citlivá na vibrace okolo 50 Hz. Vysoká amplituda s nízkou frekvencí může být nebezpečná.

Výsledky této studie ukazují, že svalová aktivita m. serratus anterior významně vzrostla během stimulace při 50 Hz ve srovnání s 0 Hz. Svalová aktivita m. serratus anterior se při frekvencích 30 a 90 Hz významně nelišily od stavu bez vibrací. Dále zjistili, že svalová aktivita

m. serratus anterior byla výrazně nižší během vibrací při 90 Hz než při vibracích 30 a 50 Hz, což naznačuje, že vysokofrekvenční vibrace (> 90 Hz) mohou účinně inhibovat nebo zmírňovat bolest snížením svalové aktivity. Nálezy byly vyvolány neurálními faktory ovlivňujícími svalovou aktivitu, jelikož šlacho-svalová jednotka může zvýšit excitační přítok, což demonstruje zvýšení EMG odpovědi. Když je dosaženo maximálního napětí, aktivuje se inhibiční přítok pro snížení svalové aktivity. Tvar paraboly tedy indikuje neuromuskulární vzor mechanických vibrací (Kim et al., 2014).

Studie od Kim et al. (2014), uvedená výše, sice nepopisuje práci s dolními končetinami, ale pracuje se závěsným systémem Redcord a vibračním přístrojem Redcord Stimula. Proto i výsledky této zmíněné studie pomohly rozhodnout o volbě aplikované 50Hz frekvence v této diplomové práci.

Dosud studie vibrační terapie DKK uváděly zvýšení vertikální skokové výkonnosti s nejasnými nálezy izometrické síly nohou. Protože vertikální skákání závisí na cyklu zkracování úseků, tak se dříve předpokládalo, že zesílení ve výšce vertikálního skoku může být způsobeno excentrickými stimuly poskytovanými vibračním cvičením. Není však známo, jaký vliv bude mít vibrační terapie na svalové působení, které je výhradně koncentrické (Cochrane et al., 2008).

Cílem této diplomové práce bylo posoudit, zda je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

Do dnešní doby nebyl stanoven standardizovaný předpis pro užívání vibrační terapie. Tudíž se určité studie mohou v nějakých parametrech a bodech lišit. Navíc je vysoká míra variability reakce u jednotlivých probandů. V této diplomové práci byla na základě doporučených hodnot od výrobce Redcord Stimula použita frekvence o hodnotě 50 Hz, která by měla být více efektivní pro aktivaci svalu a zvýšenou svalovou sílu, flexibilitu a snížení bolesti. Tato frekvence byla testována a porovnávána i u jiných autorů zmíněných výše, např. Kim et al. (2014), Cardinale a Lim (2003) a další.

Výzkum probíhal v ambulancním zařízení RRR centrum v Olomouci. Pro zařazování pacientů do studie byli kontaktováni tři ortopedi. Ti měli posílat pacienty do externího zařízení RRR centrum s FT předpisem. Do studie mělo být zařazeno 30 pacientů, kteří měli být rozděleni do dvou skupin. Nakonec se podařilo oslovit jen 12 pacientů. Z těchto dvanácti pacientů absolvovalo kompletní rehabilitaci i s vyšetřeními 7 jedinců. Celkem 5 pacientů

nakonec nemohlo do studie zasáhnout pro epidemiologická opatření vlády České republiky. Jednomu pacientovi byla operace přeložena, dalšímu byla rehabilitace po třech terapiích přerušena a třem jedincům byla operace zrušena z jiných důvodů.

Pro konečné zpracování dat této studie byli nakonec vybráni 4 pacienti z naměřených probandů, u kterých byla klinicky nejpodobnější diagnóza. Jedná se o čtyři muže, tři z nich absolvovali parciální menisektomii a jeden resekci mediopatelární plíky. Klinický obraz a rehabilitace jsou u těchto případů prakticky totožné.

Do této studie nebyli záměrně zařazováni pacienti s poraněním kolenních vazů, jelikož jsou jejich léčba a rehabilitační plán značně odlišné od rehabilitace částečně resekovaného menisku nebo mediopatelární plíky.

Co se týká konkrétních rehabilitačních jednotek, nebyl ani u jednoho pacienta z obou skupin závažný problém, který by vedl k přerušení nebo ukončení studie. Rehabilitace byla přizpůsobována konkrétnímu pacientovi a respektovala jeho limity a pocity.

Práce s Redcord Stimula v rámci rehabilitačních jednotek byla bezproblémová. Instalace systému je jednoduchá, tudíž nedocházelo k jakýmkoli časovým prodlevám. Jakmile byli pacienti zainstruováni, začalo se s aplikací vibrace, kterou snášeli velice dobře. Žádný z nich nepopisoval nepříjemné pocity nebo vjemy. V každé následující terapii byli tázáni, zda se po ukončení vibrace dostavily nepříjemné pocity nebo zda nedošlo třeba i k přechodnému zhoršení stavu. V rámci této studie se nepříjemné pocity u pacientů nedostavily.

Po absolvování několika cvičebních jednotek pacienti s Redcord Stimula působili jistěji a v rámci práce se závěsným systémem a vibrační jednotkou sami popisovali subjektivní zlepšení. Pacienti absolvující rehabilitaci bez vibrační terapie nezaznamenali rozdíl v podklesávání kolenního kloubu. Naopak jeden pacient s Redcord Stimula popsal zlepšení v tomto parametru a druhý pacient s vibrací nepopisoval podklesávání ani při vstupním vyšetření.

Během terapií nebyl zpozorován rozdíl v rychlosti změny ROM obou skupin. Ve skupině A i B docházelo k pozvolnému zvyšování ROM. Každý pacient postupoval podle svých možností a nepřisuzoval bych to vlivu Redcord Stimula. Pro objektivizování by však muselo proběhnout další měření. V této studii nejsou nasbírána taková data, aby k takovému závěru mohlo dojít.

Všichni probandi účastníci se studie diplomové práce měli po absolvování série rehabilitačních jednotek zlepšení jak v celkovém skóre Lysholmova skórovacího dotazníku, Vizuální analogové stupnice bolesti, tak i naměřeném ROM. U všech tedy došlo k celkovému zlepšení funkčního stavu dolní končetiny, snížení bolesti a zvýšení rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu. Otázkou však zůstává, zdali je tedy vliv vibrační terapie natolik velký, aby se vyplatila investice do pořizování přístroje. Zda by k takovému zlepšení nedošlo i u skupiny bez vibrace, ale jen později. Bylo by tedy vhodné absolvovat měření i nadále, aby se efekt prokázal i z dlouhodobějšího hlediska.

V rámci této studie je několik limitů, které je potřeba zvážit a při jejím posuzování počítat s jejich přítomností a vlivy.

Musíme se zamyslet nad aplikovanou frekvencí, která měla v tomto případě hodnotu 50 Hz. V rámci případných dalších výzkumů by se měla zvážit ztráta vibrace. Jelikož přístroj Redcord Stimula působí na lano, na kterém je popruh a až v něm je umístěna část končetiny. Je otázkou kolik Hz se dostane k cílené struktuře.

Dále je na řadě myšlenka porovnání cvičení se samotným závěsným systémem Redcord bez Redcord Stimula a s Redcord Stimula. Toto porovnání by možná ještě lépe zjistilo vliv samotné vibrace, jelikož by se výzkumná a kontrolní skupina lišily opravdu minimálně. Nicméně, myšlenka této studie byla v porovnání standardní fyzioterapie s Redcord Stimula. A je potřeba si uvědomit, že závěsný systém není standardním vybavením fyzioterapeutické ambulance.

Dalším z limitů této práce spočívá v širokém spektru diagnóz a odlišných typech zákroků, tyto zákroky byly navíc prováděny jinými operatéry. I když se ke konečnému vyhodnocení studie podařilo vybrat úzkou skupinu probandů, kteří mají stejnou nebo podobnou diagnózu. Jelikož pacienti na výzkumné pracoviště docházeli od externích lékařů, každý z nich začal terapii v trochu odlišnou dobu od operace. Proto bych příště takovou studii doporučil spojit s prací na konkrétním pracovišti, které se soustředí na operační léčbu a zároveň i rehabilitaci. Na takovém pracovišti je prostor pro vhodný výběr pacientů s konkrétními diagnózami. Eliminují se tak komplikace spojené s prací v externím pracovišti.

Malým počtem probandů a náhodným rozdělením do skupin došlo k velkému rozdílu věkového průměru obou skupin. Skupina A, která absolvovala terapii s Redcord Stimula obsahovala 2 probandy s věkovým rozmezím 26–44 let a průměrným věkem 35 let. Skupina B, s terapií bez Redcord Stimula, byla složena ze 2 probandů s věkovým rozmezím 50–53 let

a věkovým průměrem 51,5 let. Je potřeba myslet na fakt, že hojení v 35 letech může být lepší než v 52 letech. Tato skutečnost také může ovlivnit rozdíl ve výsledcích jednotlivých skupin.

Bylo by vhodné pokračovat ve výzkumu, zda je funkční stav dolní končetiny a také rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula. Pro statistické vyhodnocení by bylo vhodné zařadit větší počet účastníků studie. Dále by bylo přínosné zabývat se i časovými údaji a zaměřit se i na dlouhodobější sledování. Zda efekt terapie přetrvává i delší dobu po jejím ukončení. V případě, že by byl zaznamenán výraznější rozdíl, zda a případně po jaké době by došlo k dorovnání výsledků.

Dále by bylo přínosné srovnání terapie využívající závěsný systém Redcord bez Redcord Stimula a závěsný systém s Redcord Stimula. Toto srovnání by ještě více odhalilo případný vliv vibrace na konečný výsledek terapie.

7 ZÁVĚR

Vypracování této diplomové práce mělo za cíl posoudit, zda je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

Všichni probandi účastníci se studie diplomové práce měli po absolvování série rehabilitačních jednotek zlepšení jak v celkovém skóre Lysholmova skórovacího dotazníku, Vizuální analogové stupnice bolesti, tak i naměřeném ROM. U všech tedy došlo k celkovému zlepšení funkčního stavu dolní končetiny, snížení bolesti a zvýšení rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu.

Byly hodnoceny rozdíly hodnot Vizuální analogové stupnice bolesti a celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku. Hodnoty VAS jsou v průměru stejné v obou skupinách (VAS 2). V rámci celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku byl největší rozdíl zaznamenán u pacienta 1 (26), nejmenší rozdíl byl u pacienta 4 (11). Pacienti absolvující terapii s Redcord Stimula měli větší rozdíl hodnot Lysholmova skórovacího dotazníku, tzn. že u této skupinky pacientů měla terapie s Redcord Stimula větší vliv na zlepšení funkčního stavu operované dolní končetiny než fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

U pacienta 1, 3 a 4 je rozdíl v ROM do extenze kolenního kloubu 5° , u pacienta 2 je tato hodnota nulová. U všech pacientů je nulový rozdíl ve výchozí poloze operovaného kolenního kloubu. Největšího rozdílu v hodnotě ROM do flexe je u pacienta 4 (25°), naopak nejmenšího rozdílu dosáhl pacient 1 (10°). Průměrný rozdíl hodnot celkového ROM byl u tohoto souboru pacientů o 5° větší u skupiny absolvující standardní terapii (25°) než u skupiny absolvující terapii s Redcord Stimula (20°). Všichni pacienti dosáhli plného fyziologického ROM operovaného kolenního kloubu. Liší se hlavně hodnoty ze vstupních vyšetření. Rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu byl při výstupním měření ve skupině s Redcord Stimula větší nebo roven jako ve skupině bez vibrační stimulace.

8 SOUHRN

V dnešní době se v praxi hojně využívá artroskopických operací při řešení poraněných struktur kolenního kloubu. S tím se dále pojí vývoj rehabilitačních postupů a metod při jejich léčbě. V současnosti se studie více zaměřují práci s vibracemi. Tyto vibrace se mohou aplikovat lokálně na určitý sval nebo celotělově.

Tato práce se zaměřovala na působení vibrace v rámci závěsného systému Redcord. K aplikaci vibrace se využíval přístroj Redcord Stimula. Cílem této práce bylo posoudit, zda je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula.

Teoretická část diplomové práce se zaměřuje na motorické řízení, neurofyziologii kolenního kloubu a tonického vibračního reflexu. Dále řeší vlivy a účinky vibrační terapie a porovnává celotělovou vibraci s lokální vibrací. V samostatné kapitole je potom popsán koncept Neurac a přístroj Redcord Stimula.

Metodika výzkumné části obsahuje metodiku vyšetření a metodiku terapie. Ke končenému zpracování dat byli vybráni 4 pacienti ve věku 26–53 let. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin: skupina A absolvující terapii s Redcord Stimula, skupina B absolvující standardní terapii bez využití Redcord Stimula. Vyšetření a terapie probíhaly v RRR centru v Olomouci. K hodnocení funkčního stavu dolní končetiny byl využit Lysholmův skórovací dotazník, Vizuelní analogová stupnice bolesti a byl měřen rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu. Měření probíhalo před zahájením a po ukončení terapie, která obsahovala deset třicetiminutových individuálních cvičebních jednotek.

Pacienti absolvující terapii s Redcord Stimula dosáhli vyššího celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku. V rámci celkového skóre Lysholmova skórovacího dotazníku byl největší rozdíl zaznamenán u pacienta 1 (26), nejmenší rozdíl byl u pacienta 4 (11). V rámci vizuelní analogové stupnice bolesti jsou průměrné hodnoty obou skupin rovny (VAS 2). Všichni pacienti dosáhli plného fyziologického ROM operovaného kolenního kloubu. Průměrný rozdíl hodnot celkového ROM byl u tohoto souboru pacientů o 5° větší u skupiny absolvující standardní terapii (25°) než u skupiny absolvující terapii s Redcord Stimula (20°).

Na základě těchto výsledků se dá říct, že u této konkrétní skupiny pacientů je funkční stav dolní končetiny a rozsah pohybu větší po fyzioterapii využívající navíc Redcord Stimula než standardní fyzioterapie bez použití Redcord Stimula. Rozsah pohybu operovaného kolenního

kloubu byl při výstupním měření ve skupině s Redcord Stimula větší nebo roven jako ve skupině bez vibrační stimulace.

V budoucnu by bylo vhodné ve studii pokračovat s větším počtem účastníků. Studii by mohlo navíc doplnit sledování časových údajů. V rámci dané problematiky by bylo zajímavé srovnání terapie se závěsným systémem Redcord bez Redcord Stimula a s Redcord Stimula, kde by se případný efekt vibrace více projevil.

9 SUMMARY

Arthroscopic operations are today widely used in practice while dealing with injured structures of the knee joint. This is further connected with the development of rehabilitation procedures and treatment methods. Studies are currently primarily focused on work with vibrations. These vibrations can be locally applied to a specific muscle or to the whole body.

This thesis is focused on the effect of vibrations within the application of the Redcord suspension system. The aim of the thesis was to determine whether is the functional condition of the lower-limb and the range of motion is greater after physiotherapy with the additional application of Redcord Stimula than after physiotherapy without Redcord Stimula use.

The theoretical part of this thesis focuses on motor control, the neurophysiology of the knee joint and tonic vibration reflex. Furthermore, it addresses the influence and effect of vibrational therapy and compares whole-body vibration with local vibration. A separate chapter then describes the Neurac concept and Redcord Stimula device.

The methodology of the research part contains the examination and therapy methodology. Four patients aged between 26 and 53 were selected for the final data processing. The patients were divided into two groups: group A undergoing therapy with Redcord Stimula, and group B undergoing standard therapy without Redcord Stimula use. The examinations and therapy took place at the RRR centre in Olomouc. The Lysholm knee scoring scale and Visual analogue pain scale were used to evaluate the functional condition of the lower limb and the range of motion in the operated knee joint. The measurement were performed before and after the therapy, which included 10 thirty-minute individual exercise units.

Patients receiving Redcord Stimula therapy achieved a higher overall Lysholm scale score. The greatest difference within the overall Lysholm scale score was recorded in patient 1 (26), the smallest difference was in patient 4 (11). The average values within the visual analogue pain scale are equal for both groups (VAS 2). All the patients achieved full physiological ROM of the operated knee joint. The mean difference in total ROM values was 5° greater in the the group undergoing standard therapy (25°) than that receiving Record Stimula therapy (20°).

Based on these results, it can be said that in this particular group of patients, the functional state of the lower limb and range of motion are better after physiotherapy with additional Redcord Stimula than the standard physiotherapy without Redcord Stimula use. The range of

motion of the operated knee joint in the Redcord Stimula group was greater than or equal to that in the group without vibrational stimulation.

In the future, it would be appropriate to continue the study with a larger number of participants. The study could additionally be complemented by monitoring of time data. Within the given issue, it would be interesting to compare the therapy with the Redcord suspension system with and without Redcord Stimula, where the possible effect of vibration would be more pronounced.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Anonymous (n. d.). Návod k použití a technický popis Redcord Stimula+

Biedert, R. M. (2000). Contribution of the Three Levels of Nervous System Motor Control: Spinal Cord, Lower Brain, Cerebral Cortex. In *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (pp. 23-29). Champaign: Human Kinetics.

Bosco, C., Cardinale, M., & Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 79(4), 306-311. <https://doi.org/10.1007/s004210050512>

Burke, D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976a). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The Journal of Physiology*, 261(3), 673–693.

Burke, D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976b). The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *The Journal of Physiology*, 261(3), 695–711.

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention [Online]. *Exercise*, 31(1), 3-7. Retrieved from https://journals.lww.com/acsm-essr/Fulltext/2003/01000/The_Use_of_Vibration_as_an_Exercise_Intervention.2.aspx

Cardinale, M., & Lim, J. (2003). Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies [Online]. *Journal of Strength And Conditioning Research*, 17(3), 621-624.

Cochrane, D. J., Stannard, S. R., Walmsely, A., & Firth, E. C. (2008). The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. *Journal of Science And Medicine In Sport*, 11(6), 527-534. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.006>

De Havas, J., Gomi, H., & Haggard, P. (2017). Experimental investigations of control principles of involuntary movement: a comprehensive review of the Kohnstamm phenomenon. *Experimental Brain Research*, 235(7), 1953-1997. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4950-3>

Di Giminiani, R., Masedu, F., Tihanyi, J., et al. (2013). The interaction between body position and vibration frequency on acute response to whole body vibration. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 23: 245–251

Di Gramiani R., Manno R., Scrimaglio R., Sementilli G., & Tihanyi J. (2010). Effects of individualized whole-body vibration on muscle flexibility and mechanical power. *Journal of Sports Medicine And Physical Fitness*. 50: 139-51.

Di Gramiani R., Tihanyi J., Safar S., Scrimaglio R. (2009). The effects of vibration on explosive and reactive strength when applying individualized vibration frequencies. *Journal of Sports Sciences*. 27:169-77

Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology*, 16(1), 80-92.

Fallon, J. B., & Macefield, V. G. (2007). Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 36(1), 21-29.

Fontana, T. L., Richardson, C. A., & Stanton, W. R. (2005). The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy*, 51(4), 259-263. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(05\)70007-6](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(05)70007-6)

Garrett, W. E., & Kirkendall, D. T. (2000). Motor Learning, Motor Control, and Knee Injuries. In *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (pp. 53-57). Champaign : Human Kinetics.

Heppelmann, B., Messlinger, K., Neiss, W. F., & Schmidt, R. F. (1990). Ultrastructural three-dimensional reconstruction of group III and group IV sensory nerve endings (?free nerve endings?) in the knee joint capsule of the cat: Evidenence for multiple receptive sites. *The Journal of Comparative Neurology*, 292(1), 103-116. <https://doi.org/10.1002/cne.902920107>

Choi, Y., & Kang, H. (2013). The Effects of Sling Exercise Using Vibration on Trunk Muscle Activities of Healthy Adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(10), 1291-1294. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1291>

Johansson, H., Pedersen, J., Bergenheim, M., & Djupsjobacka, M. (2000). Peripheral Afferents of the Knee: Their Effects on Central Mechanisms Regulating Muscle Stiffness, joint Stability, and Proprioception and Coordination. In *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (pp. 5-22). Champaign: Human Kinetics.

Kim, E. R., Oh, J. S., & Yoo, W. G. (2014). Effect of Vibration Frequency on Serratus Anterior Muscle Activity during Performance of the Push-up Plus with a Redcord Sling. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(8), 1275–1276. doi:10.1589/jpts.26.1275

Kirkesola, G. (2009). Neurac – a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Fysioterapeuten*, 76(12), 16-25.

Lephart, S. M. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics.

Osawa, Y., Oguma, Y., & Ishii, N. (2013). The effects of whole-body vibration on muscle strength and power: a meta-analysis. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 13(3), 380–390.

Pamukoff, D. N., Pietrosimone, B., Lewek, M. D., Ryan, E. D., Weinhold, P. S., Lee, D. R., & Blackburn, J. T. (2016). Immediate effect of vibratory stimuli on quadriceps function in healthy adults. *Muscle & Nerve*, 54(3), 469-478.

Pamukoff, D. N., Ryan, E. D., & Blackburn, J. T., (2014). The acute effects of local muscle vibration frequency on peak torque, rate of torque development, and EMG activity. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 24: 888–894.

Rauch, F. (2009). Vibration therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(4), 166-168. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03418.x>

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84.

Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 877-904. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1303-3>

Ritzmann, R., Kramer, A., Gruber, M., Gollhofer, A., & Taube, W. (2010). EMG activity during whole-body vibration: Motion artifacts or stretch reflexes? *European Journal of Applied Physiology*, 110: 143–51.

Roelants, M., Verschueren, S. M. P., Delecluse, C., Levin, O., & Stijnen, V. (2006). Whole-Body-Vibration–Induced Increase in Leg Muscle Activity During Different Squat Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), R-16674. <https://doi.org/10.1519/R-16674.1>

Sjölander, P., Johansson, H., & Djupsjöbacka, M. (2002). Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *Journal of Electromyography And Kinesiology*, 12(3), 167-176. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00017-2](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00017-2)

Solomonow, M., & Krogsgaard, M. (2001). Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 11(2), 64-80. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x>

Wakeling, J. M., Nigg, B. M., Rozitis, A. I. (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied Physiology*, 93: 1093–103.

Zatsiorsky, V., & Kraemer, W.J., (2009). *Science and practice in strength training*. Belgrade: Data Status.

Živković, M., Herodek, K., Bubanj, S., Živković, D., & Došić, A. (2014). Effects of vibration and isometric training on the lower limbs explosive strength. *Facta Universitatis, Series: Physical Education and Sport*. 217-226.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1 Vyjádření etické komise FTK UP

Příloha 2 Informovaný souhlas

Příloha 3 Lysholmův skórovací dotazník

Příloha 4 Vizuální analogová stupnice bolesti

Příloha 5 Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu do anglického jazyka