

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

(bakalářská)

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VIBRACE V DIAGNOSTICE A TERAPII POHYBOVÉHO SYSTÉMU –
ANATOMICKÉ A NEUROFYZIOLOGICKÉ VZTAHY

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Tomáš Mixa, fyzioterapie

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

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Tomáš Mixa

Název bakalářské práce: Vibrace v diagnostice a terapii pohybového systému
- anatomické a neurofyziologické vztahy

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby bakalářské práce: 2012

Abstrakt: Bakalářská práce zpracovává formou rešerše problematiku působení vibrací na dané orgány lidského těla (vazivo, kost, sval). Popisuje tělesné struktury a jejich vlastnosti, které jsou vibracemi ovlivněny. Dále poukazuje na funkční i organické změny v těchto orgánech, které nastávají během i po aplikaci vibrace. Součástí práce je také výběr patologických stavů, kde lze vibrace využít v diagnostice či terapii pohybového systému. Toto praktické využití je demonstrováno na vybraném pacientovi.

Klíčová slova: vibrace – primární zakončení svalového vřeténka – frekvence – amplituda – tonický vibrační reflex – kinestetická iluze

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Tomáš Mixa

Title of the master thesis: Vibration in diagnosis and therapy of musculoskeletal system – anatomical and neurophysiological basis

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract: The Bachelor thesis deals with the impact of vibrations on particular organs of human body (connective tissue, bone, muscle) based on the literature research. It describes bodily structures and their properties influenced by the vibrations. Further the thesis highlights functional and organic changes in these organs occurring during and after the application of vibration. The thesis includes also selected pathological states for which vibration can be used in the diagnostics or therapy of the locomotory system. This practical usage is demonstrated on a chosen patient.

Key words: vibration – primary ending of muscle spindle – frequency – amplitude – tonic vibration reflex – kinesthetic illusion

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 13. července 2012

Děkuji vedoucímu práce PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za odborné vedení, poskytnutí rad a materiálních podkladů k práci. Dále děkuji za podporu rodině a Soně Šedé.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 TEORETICKÁ ČÁST	10
2.1 Anatomické podklady	10
2.1.1 Vazivo	10
2.1.1.1 Dělení vaziva	14
2.1.1.1.1 Kolagenní vazivo	15
2.1.1.1.2 Ostatní druhy vaziva	16
2.1.2 Tkáň svalová	17
2.1.2.1 Svalové vřeténko	20
2.1.3 Kostní tkáň	21
2.2 Neurofyziologické podklady	24
2.2.1 Receptory podílející se na vnímání vibrace	24
2.2.1.1 Primární zakončení svalového vřeténka	24
2.2.1.1.1 Řízení primárních zakončení pomocí vibrace	26
2.2.1.1.2 Postvibrační útlum svalových vřetének	27
2.2.1.2 Sekundární zakončení svalového vřeténka	29
2.2.1.3 Další receptory vnímající vibrace	29
2.2.2 Fusimotorický systém	30
2.2.3 Mechanismy kódování somatosensorické informace	32
2.2.4 Neurální okruhy pro šíření vibrací	33
2.2.5 Vnímání lokálních vibrací v CNS	34
2.2.6 Motorická jednotka	37
2.2.7 Tonický vibrační reflex	39
2.2.8 Vibrace aplikovaná v průběhu pohybu	41

2.2.9 Prodloužené působení lokální vibrace.....	42
2.3 Terapeutické využití lokálních vibrací	44
2.3.1 Terapeutické využití lokálních vibrací při aplikaci na sval	44
2.3.2 Terapeutické využití lokálních vibrací při aplikaci na vazivo	47
2.4 Celotělová vibrace.....	49
2.4.1 Vliv celotělové vibrace na stabilitu.....	49
2.4.2 Vliv celotělové vibrace na zvýšení svalové síly	52
2.4.3 Vliv celotělové vibrace na snížení rizika vzniku fraktur u osteoporózy	55
2.5 Vibrace v diagnostice	57
2.6 Negativní vliv vibrací	60
3 KAZUISTIKA.....	61
3.1 Vyšetření	61
3.1.1 Anamnéza	61
3.1.2 Kineziologický rozbor	62
3.1.3 Specifické zkoušky	63
3.1.3.1 Testování statestézie	63
3.1.3.2 Testování stability	63
3.1.3.3 Testování výšky vertikálního výskoky na PDK.....	64
3.1.4 Intervence.....	64
3.1.5 Výsledky měření.....	66
4 DISKUZE	68
5 ZÁVĚR.....	70
6 SOUHRN	71
7 SUMMARY	72
8 REFERENČNÍ SEZNAM	73

1 Úvod

Existuje celá řada podnětů, na které musí tělo určitým způsobem reagovat. Podle toho, na jaké tkáně a v jakém rozsahu podnět působí, vznikají reakce jednoduché, jako je například vyvolání napínacího reflexu, nebo komplexnější, jako je únik před nebezpečnou situací. Vibrace aplikované na povrch lidského těla způsobují široké spektrum reakcí od těch jednoduchých, realizovaných na spinální úrovni, tak po ty složitější, s účastí supraspinálních center. Všechny tyto reakce jsou fyziologické a jsou zde využity přirozené vlastnosti daných tkání. Hlavní roli při vnímání vibrací hraje primární zakončení svalového vřeténka, které díky svým vlastnostem vnímá vibrace velice dobře. Vibrace jsou ideální stimul k cílené aktivaci svalového vřeténka a nervových drah, se kterými je svalové vřeténko spojené. Tato schopnost vibrací se při výzkumech užívá k různým účelům, jako je například testování vlivu různých farmak, či pohybových aktivit na citlivost svalového vřeténka. V diagnostice poruch nervosvalového systému nám vibrace napomáhají určit, na jaké úrovni došlo k poškození, popřípadě jaké nervové dráhy jsou poškozené. V praxi můžeme pozorovat široké komerční uplatnění celotělové vibrace, jakožto zařízení, které slibuje spoustu prospěšných efektů na lidské zdraví i přes to, že existují studie, které prokazují negativní účinky při dlouhodobém vystavení tomuto druhu cvičení. Například Bogardi-Sare (1993) popisuje u dlouhodobého používání celotělové vibrace, poškození hlavně lumbálního úseku páteře. Lokální vibrace už tak známá není, i když právě zde osobně spatřuji pozitivní přínos například při uplatnění v rehabilitaci.

2 Teoretická část

Zde si popíšeme teoretické podklady působení vibrací, kdy jako hlavní zdroj informací posloužily medicínské obory anatomie a neurofyzologie. V obou kapitolách jsou však doplňující texty z oborů histologie, embryologie, biochemie, biomechaniky, fyziologie, či neurologie.

2.1 Anatomické podklady

Vibrace mají při využití v terapii či diagnostice určité hlavní oblasti působnosti. Z pohledu rehabilitace se jedná hlavně o kosterní svaly, kost a vazivo. Na těchto tkáních vyvolává vibrace specifické účinky. Pro správné pochopení účinků vibrace je potřeba znát základní anatomické souvislosti těchto cílových orgánů.

2.1.1 Vazivo

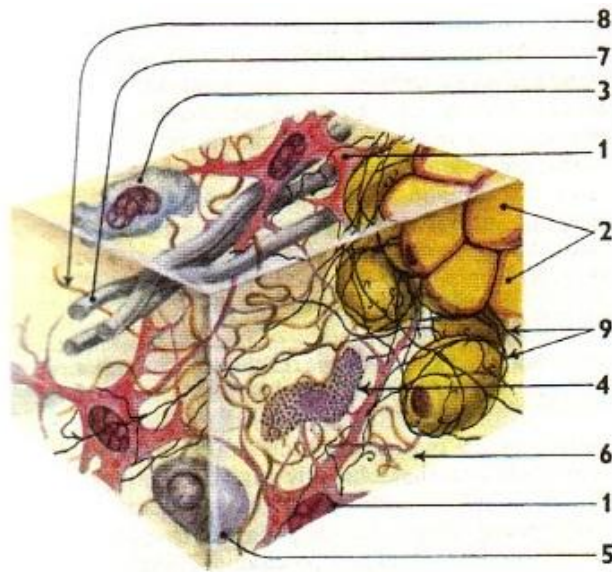
Vazivo je základní druh pojiva, který se za vývoje vytváří z mezodermy a další proliferací přes zárodečný mesenchym. Skládá se z buněk a mezibuněčné hmoty. Je významně obsaženo ve stavbě pohybového systému, tvoří nosnou kostru pro cévy a nervy. Takto vazivo slouží jakožto podpůrný systém a energetický rezervoár, tvoří pružné obaly (fascie), pevné a pružné spoje (vazy), pružné vložky a mechanické výplně. Vazivo má důležité funkce při termoregulaci a přeměně látek: řídké vazivo je prostředníkem při výměně látek a plynů mezi krví a tkáněmi. Hraje důležitou roli v imunitním obranném systému a při hojení ran (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Míková, Janura, Janurová, & Krobot, 2008).

Buňky ve vazivu se dělí na fixní a bloudivé. Mezi buňky fixní patří fibroblasty, které secernují prekursorů amorfni i fibrilární složky mezibuněčné hmoty (glykosaminoglykany, glykoproteiny, tropokolagen). Neaktivní fibroblast se nazývá fibrocyt. Tento fibrocyt se za určitých okolností (nejčastěji zánětem)

může opět měnit na fibroblasty, které se recentně nazývají myofibroblasty. Retikulární buňky, které svými dlouhými výběžky vytváří prostorovou síť a mají také schopnost fagocytózy. Z buněk bloudivých bych vyzdvihl makrofágy, plazmatické buňky a krevní buňky, které jsou důležitou složkou imunitního systému (Čihák, 2001; Jelínek et al, 2004; Schwarz & King, 2010).

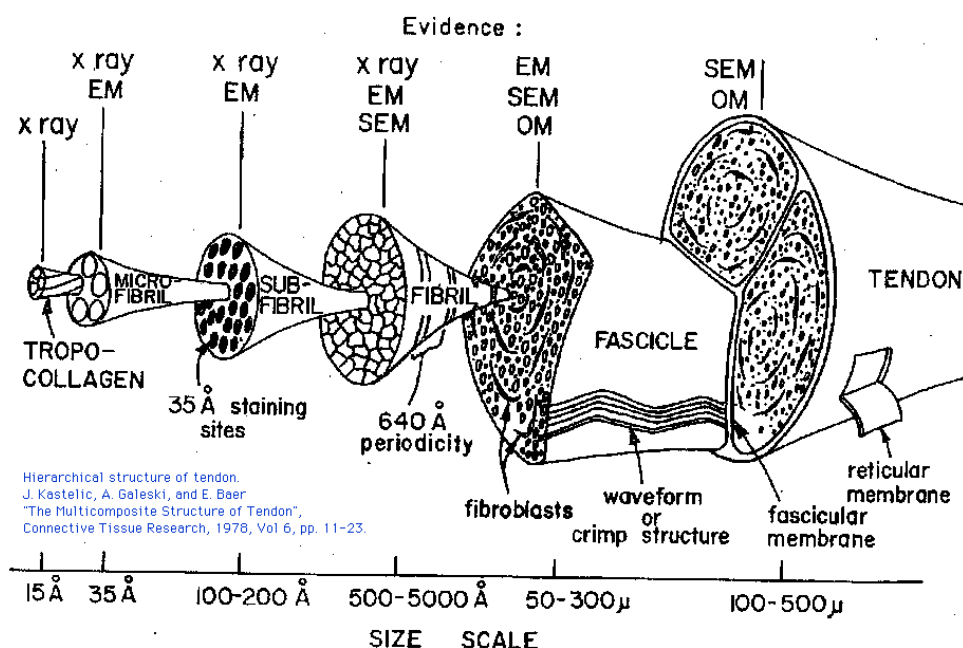
Myofibroblasty jsou tedy znovu aktivované fibrocyty, které produkují kolagen typu I, určité cytokiny a díky obsahu kontraktilní bílkoviny jsou schopné kontrakce podobně jako hladké svaly. Objevují se v granulační tkáni obvykle 2 týdny od poranění a mají významnou roli v hojení ran a tvorbě jizvy. Existuje postulát, že porucha apoptózy myofibroblastů vede ke vzniku patologické jizvy. Je pravděpodobné, že apoptóza myofibroblastů je regulována změnou extracelulární matrix. Jako jeden z důležitých faktorů ovlivňující tuto změnu je mechanické napětí. Mechanické napětí totiž slouží jako aktivátor exprese genů a proliferace těchto buněk. Avšak po uvolnění mechanického napětí dochází k apoptóze fibroblastů (Grinnel, 1994; Míková et al., 2008; Schwarz & King, 2010). Myofibroblasty jsou také z velké části zodpovědné za vznik Dupuytrenovy kontraktury, plantární fibromatózy, či zmrzlého ramene (Gabbiani, 2003). Schleip et al. (2005) mluví ve vztahu s kontraktilitou myofibroblastů o určitém mimovolně řízeném tonu v pojivové tkáni, kdy tonus je nastavován aktivitou sympatické aference i eference (Míková et al., 2008)

Mezibuněčná hmota neboli extracelulární matrix se skládá ze složky amorfní a fibrilární (vláknité). Amorfní složka je kromě vody tvořena glykoproteiny a glykosaminoglykany, které mají lubrikační a vazebnou funkci. Glykosaminoglykany jsou hydrofilní a při hypofunkci štítné žlázy nasávají vodu, čímž se tvoří v daném místě otoky (Carneiro, Junqueira, & Kelley, 1997). Fibrilární složka se dělí podle vláken, které obsahuje. Tedy na kolagenní, elastické a retikulární (Obrázek 1).



Obrázek 1. Grafické zobrazení stavby řídkého vaziva. Fibroblasty (1), tukové buňky (2), volný makrofág (3), žírná buňka (4), plasmatická buňka (5), amorfni složka (6), kolagenní fibrily (7), elastické fibrily (8), retikulární fibrily (9) (Čihák, 2001, 17).

Kolagenní fibrily jsou tvořeny proteinem zvaným kolagen, který se během vývoje diferencoval do různých stupňů pevnosti, pružnosti a tvrdosti. Kolagen je nejvíce obsažený protein v lidském těle, tvoří asi 30% jeho suché váhy. Základní proteinovou jednotkou kolagenu je molekula tropokolagen tvořená třemi spirálovitě stočenými polypeptidovými řetězci a jejíž rozdílná chemická stavba je příčinou rozdílných typů kolagenu. Mikroskopicky lze spatřit periodické pruhování, které je vytvářeno střídáním molekul tropokolagenu a mikrofibril. Obecně jsou kolagenní fibrily pevné, ohebné avšak netažné. Jsou tvořeny kolagenem typu I, II a III. Kolagen typu IV a V fibrily netvoří (Tabulka 1). (Jelínek et al., 2004; Kotrányiová, 2007; Míková et al., 2008). Kolagen je syntetizován v endoplazmatickém retikulu fibroblastů. Hlavní aminokyseliny pro tvorbu tropokolagenu jsou glycin, prolin a hydroxyprolin, který je typický tvorbou příčných vazeb, což zajišťuje pevnost v tahu. Tropokolagen proliferuje do protofibrily a několik protofibril se sdružuje v kolagenní mikrofibrilu o průměru 20-100 nm. Z mikrofibril se skládají kolagenní fibrily o průměru 0,3 – 2 μm . Složením kolagenních fibril vzniká kolagenní vlákno o tloušťce 5 – 15 μm (Obrázek 2) (Dylevský, 2009; Jelínek et al., 2004).



Obrázek 2. Stavba šlachy (Katelic, Galeski, & Baer, 1976)

Tabulka 1. Rozdělení nejdůležitějších a nejznámějších typů kolagenu (Jelínek et al., 2004)

Kolagen typ	Výskyt	Organizace	Místo syntézy	Interakce s glykosaminoglykany	Funkce
I.	Kožní vazivo, šlacha, fascie, pouzdra, vazivová chrup., kost, dentin	Klasická kolagení vlákna, silné svazky	Fibroblast, osteoblast, chondroblast, odontoblast	Málo vazeb, hlavně s dermatansulfátem	Odolnost na tlak, tah, pevnost
II.	Chrupavka hyalianní a elastická	Pouze jemné fibrily, nikoli vlákna sítě	Chondroblast	Hojně vazeb, hlavně s heparansulfátem	Odolnost na tlak, střídivý
III.	Hladký sval, arterie, uterus, játra, slezina, ledvina, plíce	Argyrofilní vlákna, tvoří sítě	Hladké svalové buňky, retikulární buňky, fibroplast, Schwannova buňka, hepatocyt	Střední množství, hlavně s chondroitinsulfátem	Nosné sítě parenchymových orgánů
IV.	Bazální membrána	Tenké amorfní membrány, žádná vlákna	Endotelové, epitelové, svalové a Schwannovy buňky	S heparansulfátem	Podpora epitelu, endotelu, filtrace
V.	Placenta a plodové obaly	Není ještě prokázáno			

Fibrily elastické jsou zpravidla tenčí než kolagení a často se větví. V pojivové tkáni jsou napjatější než vlákna kolagení. Fibrily se skládají z proteinu zvaného elastin, který je velmi tažný (dokáže se protáhnout až na 150 % svojí původní délky), čehož se využívá například ve vaskulárním

systemu. Dále ve své stavbě obsahují 14 povrchových mikrofibril, které se objevují ve vývoji dříve a obklopují prostor, který se postupně zaplňuje elastinem. Elastin je vývojově mladší než kolagen a je odolnější vůči kyselinám a zásadám a zcela odolný vůči varu. Zato může být účinně hydrolyzován pankreatickou elastázou. Vazivo, které obsahuje větší množství elastinu, bývá nažloutlé, např. ligamenta flava. Základní jednotka elastinu se nazývá tropoclastin. Ten je narozdíl od tropokolagenu poměrně chudý na hydroxyprolin, což se projeví sníženou mechanickou pevností v tahu. Elastická vlákna unesou zatížení pouze 2 – 3 N na mm². Mají malou hysterezi a jakýkoli podíl elastinu ve vazivu snižuje hysterezi. Hystereze je zjednodušeně spotřeba energie potřebná pro zpětnou deformaci. Například protažený vaz, obsahující elastin se s menší energetickou ztrátou vrací do svého původního stavu (Carneiro et al., 1997; Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Míková et al., 2008; Jelínek et al., 2004).

„O možnostech hojení, případně posílení elastické složky vaziva je známo velmi málo. Obvykle se pouze zdůrazňuje nevratnost jejich poškození a degenerativní změny charakteristické ukládáním vápenatých solí“ (Dylevský, 2009, 49).

Retikulární fibrily jsou velmi tenké a větví se. Nikdy netvoří větší svazky. Jejich proteinová substance, retikulin, je chemicky i svou ultrastrukturou podobná kolagenu (Čihák, 2001; Míková et al., 2008).

Fibrilární složka je ve tkáních distribuována v různém poměru, kdy převládající typ určuje jejich vlastnosti (Míková et al., 2008).

2.1.1.1 Dělení vaziva

Rozeznáváme 5 druhů vaziva. Zde si popíšeme hlavně vazivo kolagenní, které je nejrozšířenějším typem vaziva v lidském těle (Čihák, 2001).

2.1.1.1.1 Kolagenní vazivo

Převažují zde kolagenní fibrily. Podle uspořádání se kolagenní vazivo rozlišuje na řídké (fibrilární) a tuhé (fibrózní).

V řídkém vazivu nebývají kolagenní vlákna orientována do určitých směrů. Kromě kolagenních vláken zde bývají zastoupeny i elastické a retikulární (Obrázek 1). Je hustě vaskularizované a slouží jednak k vyplnění skulin uvnitř orgánů, tak na místech mezi orgány a dalšími útvary. Nazývá se také vazivo vmezeřené. Řídké vazivo má významné funkce při výživě a látkové přeměně ostatních tkání, neboť kyslík a všechny další látky, které jsou součástí metabolismu buňky, procházejí řídkým vazivem (Čihák, 2001).

Tuhé vazivo obsahuje převážně kolagenní fibrily, které tvoří silné svazky. Matrix je zde mnohem méně. Z buněk se většinou vyskytují pouze fibroblasty. Toto vazivo je proto odolné na tlak a tah, kdy kolagenní vlákna unesou zatížení až 50 N na 1 mm². Obsahuje také menší množství elastických vláken, například šlacha svalu obsahuje 5 % elastických vláken (Dylevský, 2004). Vyskytuje se jednak jako vazivo neuspořádané, které tvoří trojrozměrnou síť (např. ve škáře kůže) a jednak jako uspořádané, v němž převažují vlákna orientovaná určitým směrem. Směr těchto vláken se řídí podle mechanických nároků na tkáň. Toto uspořádané vazivo je velmi pevné, ale pouze ve směru uspořádání vláken. Vytváří vazy, fibrózní blány, vazivové vrstvy okostici apod. (Čihák, 2001; Míková et al, 2008; Kotrányiová, 2007;).

Příkladem uspořádání kolagenního vaziva představuje šlacha. Skládá se ze silných, paralelně probíhajících primárních svazků kolagenních fibril, které jsou oddělené malým množstvím matrix a na které naléhají protáhlé fibrocyty. Primární svazky se sdružují v sekundární svazky, které jsou obklopeny řídkým kolagenním vazivem (Obrázek 2). Některé šlachy mají dvouvrstevnou pochvu, kdy jeden list je fixován ke šlaše, druhý k okolním tkáním. Oba její listy jsou kryty plochým epitelem, zvaným mezotel. Dutina mezi dvěma vrstvami je vyplněna synoviální tekutinou, která obsahuje kromě vody také proteiny, glykosaminoglykany a glykoproteiny. Má mazací funkci a umožňuje šlaše klouzavý pohyb bez tření (Čihák, 2001; Jelínek et al., 2004).

Při poškození vazů se uplatní enzym kolagenáza, díky kterému dochází k odbourávání poškozených vláken. Kolagenáza rozštěpí kolagen na dvě části a ty jsou pak odbourávány nespecifickými proteázami. Kotrányiová (2007) udává, že drážděním fibroblastů ohybem vláken dochází ke stimulaci sekrece kolagenu (převažuje kolagen typu I.) a tím ke tvorbě nových kolagenních vláken. Při onemocnění vaziva se mění periodičita žíhání kolagenních fibril a mění se charakter průběhu křivky závislosti napětí v tahu a deformace kolagenních vláken. Snižuje se mez pevnosti a hodnoty maximálního protažení. Na hojení kloubního pouzdra, či vazů se také podílí buněčný obsah fibrózní vrstvy, která je však u různých kloubů různá. Nyska a Mann (2002) uvádí, že celý proces hojení vaziva může trvat až rok. Kotrányiová (2007) dále popisuje, že rychlost návratu k normálním strukturálním a mechanickým vlastnostem ligament je pravděpodobně závislá na změnách napětí poraněného ligamenta v průběhu hojení. Při tomto pohledu na věc vyvstává možnost využití v léčbě ligament trénink vibracemi. Vibrace totiž svým mechanickým působením způsobují v ovlivněných strukturách opakovaně mechanické změny. Taktéž se zde uplatní zvýšení sensomotorické aktivity, která působí jakožto prevence před dalším poraněním už tak oslabeného vazů (Moezy, Faghihzadeh, Hadian, Razi, & Olyaei, 2008).

2.1.1.1.2 Ostatní druhy vaziva

Mesenchym je nejprimitivnější forma vaziva objevující se v embryonálním období. Zpočátku obsahuje její mezibuněčná hmota pouze amorfní složku, později se v ní objevují jemné kolagenní fibrily. Velice podobné mesenchymu je vazivo rosolovité (Čihák, 2001).

Vazivo elastické je tuhé vazivo s převahou elastických vláken. Při zátěži se jeho vlákna protahují a po skončení zátěže se navracejí ihned do původní délky. Tímto vazivem jsou tvořeny některé vazy, ligamenta flava, lig. nuchae a lig. stylohyoideum (Čihák, 2001).

Vazivo retikulární vytváří prostorovou síť, složenou z retikulárních buněk a fibril. Toto vazivo tvoří základní síť lymfatické tkáně, kostní dřevě a sleziny (Čihák, 2001).

Tukové vazivo je vmezežené vazivo, v němž jsou převážně tukové buňky. Na některých místech se tvoří velmi snadno. Tukové buňky syntetizují tuk ze sacharidů a ukládají jej ve své cytoplazmě. Regulace ukládání a uvolňování tuku je regulována hormonálně a citlivě reaguje na nervové podněty. Slouží jako rezervoár energie, tepelný izolátor a taktéž jako mechanicky významná složka (Čihák, 2001).

Ve vazivu, stejně jako v jiných tkáních probíhá metabolismus. Zde je regulován zejména hormony kortizonem a hydrokortizolem, které inhibují syntézu pojivových vláken (Míková et al., 2008). Tyto hormony mají taktéž výrazné protizánětlivé účinky, proto jsou hojně využívány jako obstrukční při entezopatiích apod. Problém zde nastává při opakovaných obstrukcích kortizonu ve formě prednisonu, či prednisolonu, kdy dochází k poškození vaziva v místě aplikace. Je to dáno tím, že kortizol stimuluje štěpení proteinů na aminokyseliny v extrahepatálních tkáních, především v pojivu a ve svalech. Tímto navozuje rozpad proteinů ve vazivu a dochází tedy k jeho poškození (Míková et al., 2008; Koolman & Rohm, 2012).

2.1.2 Tkáň svalová

Úlohou svalstva je pohyb. Rozeznávají se tři hlavní druhy svalové tkáně. Svalstvo hladké, příčně pruhované a příčně pruhované srdeční (kosterní). Zde popíšu pouze svalstvo příčně pruhované, jakožto hlavní působiště při aplikaci vibrace.

Příčně pruhované svalstvo se skládá z mnohojaderných svalových buněk (svalových vláken). Toto svalové vlákno je silné 10 – 100 um a jeho délka se pohybuje od několika mm až po desítky cm (vlákno m. sartorius 12 – 15 cm). Uvnitř vlákna jsou uspořádané kontraktlní myofibrily. Myofibrila obsahuje úseky zvané sarkomery, které jsou složeny z bílkovin aktinu a myozinu. Tyto kontraktlní bílkoviny se při daném podnětu vzájemně aktivně posunují vůči sobě, čímž se sval kontrahuje (Čihák, 2001).

Kromě kontraktlních bílkovin obsahuje svalové vlákno bílkoviny, které dávají svaly elastickou vlastnost. Tedy vlastnost vracet se do své původní délky.

Jedná se hlavně o titin a nebulin. Titin má hlavní podíl na elasticitě sarkomery. Jeho mezní odolnost na protažení se pohybuje v rozmezí 3,5 – 5 pN, avšak jednotlivé svaly mají různé meze pružnosti titinu. Další funkcí titinu je zabezpečení anatomického kontinua sarkomery v relaxovaném svalu a zároveň fixace myozinového vlákna proti bočnímu posunu při kontrakci. Nebulin hlavně stabilizuje polohu aktinových myofilament (Dylevský, 2009).

Svalové vlákno vzniká z jednojaderných myoblastů. Ty ještě v embryonálním vývoji splývají v mnohojaderné útvary – myotuby, s jádry uvnitř a myofibrilami blíže povrchu. Tyto myotuby se pak přemění ve svalová vlákna, kde jsou jádra při povrchu a myofibrily uvnitř svalové buňky (Čihák, 2001).

Sval obsahuje ve své struktuře vazivo, které je složeno do obalů, povázek, fascií. Povrch svalových vláken tvoří sarkolema. K ní zvenčí přiléhá první obal tvořený protein-polysacharidovou vrstvou (lamina basalis) a sítí jemných retikulárních vláken. Tento obal se nazývá endomysium. Endomysium zajišťuje přenos sil vzniklých při kontrakci na vazivové struktury svalu a je zde bohatá vaskularizace. Svalová vlákna se dále spojují do svazků vláken a svazky ve sval. Svazky vláken obaluje fascie zvaná perimysium, ve které už jsou obsaženy kolagenní vlákna. Mezi těmito svazky se nacházejí nervové a cévní sítě. Celý sval je pokryt vazivovou povázkou zvanou epimysium, která je tvořena hustým kolagenním vazivem. Vazivo obaluje taktéž skupiny svalů, pak se nazývá fascií povrchovou (Čihák, 2001; Jarkovská & Martínek, 1997). Z tohoto můžeme vidět, že sval je ve své struktuře z nemalé části tvořen vazivem. To mu zajišťuje určitou pevnost, ale souvisí s tím i problém svalového zkrácení, na kterém se nejvíce podílí perimysium (Míková et al., 2008; Schleip et al., 2005).

Perimysium zajišťuje svalu pevnost a tuhost a slouží k prevenci přetažení svalu. Obsahuje hlavně kolagenní fibrily o velkém průměru. Průběh fibril není rovný, jedná se spíše o tzv. kadeřavé, neboli vlnovité uložení. Vytváří určitou mřížku, jejíž orientace je nahodilá. Při změnách délky svalu se uvnitř mřížky mění úhly mezi jednotlivými fibrilami. Perimysium je více obsaženo v tonických svalech než ve fázických. Obsahuje velké množství myofibroblastů, což je

hlavní příčina onoho problému zvýšené tuhosti perimysia (Schleip et al., 2005). Zvýšená tuhost perimysia je nejspíše adaptačním mechanismem na dlouhodobě se opakující mechanické stimuly za současného nociceptivního dráždění a následné zvýšené aktivity sympatiku (Míková et al., 2008).

Podle morfologie a funkce dělíme svalová vlákna na rychlá (typ II a, II b) a pomalá (typ I.). Rychlá vlákna jsou charakteristická vyšší silou stahu v krátké době. Díky těmto vláknům dokážou svaly vyvinout tzv. explozivní sílu. Avšak kvůli jejich enzymatické výbavě se tyto vlákna poměrně rychle unaví. Pomalá vlákna jsou vůči únavě podstatně odolnější, ale nedokážou vyvinout tak silný a rychlý stah jako vlákna rychlá. Existují také vlákna III. typu, tzv. nediferencovaná, která se tréninkem mění buď na rychlá, či pomalá. Sval většinou obsahuje všechny typy vláken avšak v různém poměru. Tento poměr ve výsledku určuje, zda je sval určen k vykonávání spíše fázických, či posturálních pohybů. Specifickým tréninkem je možno s tímto poměrem pohybovat (Čihák, 2001).

Ve výsledcích mnoha studií zaměřených na efekt celotělového vibračního tréninku můžeme vidět, že po sériích působení celotělové vibrace se zvyšuje explozivní síla svalů, hlavně na dolních končetinách (Bosco, Cardinale, Colli, Tihanyi, Viru, & Duvillard, 1998a). Z tohoto pohledu zde tedy probíhá trénink vláken typu II.

Sval obsahuje receptory, které slouží k percepci délky a rychlosti změny délky svalu. Jedná se o svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělísko. Hlavním receptorem, který vnímá vibrace skrze malé změny délky svalu je svalové vřeténko. Názory na aktivitu Golgiho šlachových tělísek během vibrace jsou různé. Avšak veskrze převládá závěr, že jejich sensitivita na vibrace je velmi slabá a aktivitu svalu nijak výrazně neovlivňují (Burke & Pierrot-Deseilligny, 2005). Tudíž se jimi v této kapitole nebudeme zabývat.

2.1.2.1 Svalové vřeténko

Je specializovaný receptor ve svalu. Obsahuje 3-12 intrafuzálních svalových vláken, které mají část centrální a část periferní, která je kontraktilní. Tyto vlákna jsou obklopena vazivovým pouzdem vřetenovitého tvaru. Z centrální části vedou sensitivní vlákna dál do CNS a periferní část inervují motorické gama motoneurony (Čihák, 2001).

Existuje více druhů intrafuzálních vláken. Jedná se o vlákna vakovitá a řetězová. Vakovitá vlákna se dále dělí na statická a dynamická. Aktivace určitých vláken fusimotorickým systémem má za následek rozdílnou citlivost svalového vřeténka na protažení (Latash, 2008)

Vřeténko je připojeno jedním koncem do endomysia extrafuzálních vláken a druhým buď ke šlaše, nebo opět do endomysia daného svalu (Čihák, 2001).

Počet svalových vřetének ve svalech závisí na jejich funkci a pohybuje se v rozsahu od 34 v mm. interossei do 320 v m. biceps brachii. Některé svaly jako např. m. digastricus se jeví, že nemají žádná svalová vřeténka. Obecně je více svalových vřetének ve svalech zajišťující jemnou motoriku a svalech, které udržují posturu člověka – antigravitační svaly.

Jejich funkce spočívá v tom, že signalizují do CNS dosaženou délku intrafuzálních vláken a taktéž vznikající rozdíl délek intra a extrafuzálních vláken, který nastává zejména při protažení daného svalu. Zároveň přes reflexní oblouk vedou aktivitu do alfa-motoneuronů, čímž udržují svalový tonus (Čihák, 2001).

Na rozdíl od taktilního cití, kde větší počet mechanoreceptorů znamená lepší taktilní cití (například v bříškách prstů), u propiocepce tato závislost na počtu svalových vřetének není (Cohen, 1999). Možné vysvětlení této diskrepance se nachází ve studii Paráková et al. (2008), která vychází z prací autorů Eklung a Hagbarth (1966, 1969) (viz kapitola 2.3.1) a dále v práci Brumagne, Cordo, Lysens, Swinnen a Verschueren (2000) (viz kapitola 2.2.5).

Když je špatná propiocepce, tak i funkce svalu je výrazně narušena. Důkazem toho jsou mm. multifidy, které často nedostatečně stabilizují oblast dolní části zad. Jako následek vznikají nejčastěji bolesti dolní části zad - low back pain (LBP). Brumagne, Lysens, Swinnen a Verschueren (1999) potvrdili,

že pacienti s LBP měli výrazně horší schopnost propriocepce z této oblasti zad, než lidé bez LBP (průběh experimentu viz kapitola 2.2.5). Je dost možné, že snížená propriocepce ve svalech v oblasti dolní části zad je prekursorem častějších (i drobných) úrazů páteře a následných bolestí (Brumagne, Cordo, Lysens, Swinnen, & Verschueren, 2000).

2.1.3 Kostní tkáň

Kost je bílá a tvrdá pojivová tkáň, specializovaná pro podpůrnou a ochrannou funkci. Tak jako ostatní pojiva se skládá i kost z buněk a z mezibuněčné hmoty. Dělí se na kosti dlouhé, krátké a ploché.

Kost je tvořena třemi základními buňkami. Osteoblasty, které vznikají v kostní dřeni z kmenových buněk a jejichž činností se tvoří nová kost. Produkují ústrojnou složku mezibuněčné hmoty, kterou se postupně obklápějí až jsou v ní zcela zalaty. Tím se mění v osteocyty. Ty se aktivně podílí na uvolňování minerálů ze základní hmoty kosti do krve. Tím se zúčastňují regulace vápníku v tělních tekutinách. Buňky, které kost odbourávají, se nazývají osteoklasty. Ty mají proteolytický účinek a resorbují kost, čímž dlouhodobě zvyšují hladinu vápníku v krvi (Čihák, 2001; Lichnovský & Malínský, 2007).

Mezibuněčná hmota všech kostí obsahuje složku ústrojnou, ossein a složku neústrojnou, což jsou krystaly solí. Samotný ossein je měkký a pružný – v živé kosti tedy zajišťuje její pružnost. Je tvořen kolagenními vlákny a amorfní hmotou. Krystaly soli, jedná se hlavně o fosforečnan vápenatý a hydroxyapatit, se ukládají do ústrojné složky a zajišťují kosti pevnost. Poměr ústrojné a neústrojné složky se během života mění. Kost novorozence obsahuje 48 % neústrojné složky, v dospělosti se její podíl zvyšuje na 60 % i více. Kosti jsou proto v mládí pružnější a v pozdním věku se zvyšuje jejich křehkost (Čihák, 2001).

Kostní tkáň tvoří buď nepravidelné pletivo, nebo je upravena v lamely. Podle toho se rozlišuje kost fibrilární, vláknitá a kost lamelozní, vrstevnatá (Čihák, 2001).

Fibrilární kost v průběhu ontogeneze předchází kost lamelozní. V dospělosti je zachována pouze ve stěně vnitroušního labyrintu, při švech lebečních kostí a při úponech svalů a vazů. Její kolagenní fibrily tvoří nepravidelnou síť. Lamelozní kost se dělí podle uspořádání fibril na spongiózní, která je zpravidla v nitru kosti, a kompaktní, která bývá na povrchu. Nejtypičtější úpravu lamelozní kosti představují Haversovy systémy, kde je až dvacet lamel, vrstev, koncentricky uspořádaných kolem centrálního Haversova kanálku. Mezi lamelami, zčásti i v nich, jsou dutinky pro osteocyty (Čihák, 2001; Lichnovský & Malínský, 2007).

Orientace Haversových kanálků a lamel je ve směru hlavní působící síly na kost. Uvnitř kanálků probíhají nervy a cévy.

Jak už bylo zmíněno na začátku, kost obsahuje velké množství minerálů, hlavně soli kalcia. Je to největší zásobárna kalcia v těle. Kalcium, jakožto prvek podílející se na neuromuskulární činnosti, koagulaci atd. je v těle velice žádaný. Když je ho v tělním oběhu nedostatek, začne se uvolňovat z kostí. Toto uvolnění kalcia do tělního oběhu (aktivace osteoklastů) zprostředkuje hormon zvaný parathormon, produkovaný v příštítných tělískách. Hormon kalcitonin, tvořený ve štítné žláze má opačnou funkci, tedy zabraňuje uvolňování vápníku do krve. Na správném vstřebávání kalcia a fosforu ze střev se výrazně podílí Vitamín D.

Kosti vznikají procesem zvaným osifikace, a to buď z vaziva (desmogenně), nebo z chrupavky (chondrogenně). Dlouhé kosti rostou do délky pomocí růstových chrupavek. Do tloušťky přirůstá kost z periostu, mechanismem aposice nových vrstev, lamel. Pouhou aposicí by však za růstu nebyly uchopovány tvary a proporce. Aposice je proto na některých místech doplněna odbouráváním kosti, resorpcí (Čihák, 2001).

Proces přestavby kosti probíhá celý život. Jedná se o proces vzájemně propojené novotvorby a odbourávání kosti, který závisí na činnosti kostních buněk. Za rok se takto přestaví 5-10 % kostní hmoty (Blahoš, 1995).

Přestavba kosti vzniká proto, že kost nemůže růst rovnoměrně všude ve své hmotě, neboť její buňky jsou již pevně zabudovány v mineralizované kostní

tkáni. Kost tedy musí přirůstat aposicí nových vrstev na povrchu svých složek a současně se musí přestavovat, čímž udržuje tvar (Čihák, 2001).

U zdravého člověka vzniká při přestavbě nová plnohodnotná kostní tkáň. V případě patologie je porušen vztah mezi novotvorbou a odbouráváním kosti a ve výsledku se tato porucha projeví jako úbytek kostní tkáně a tvorbou pórů. V místě takto oslabené kosti je zvýšené riziko vzniku fraktur (Trnavský & Kolařík, 1997).

Existují studie, které řeší otázku, zda lze pomocí vibrace ovlivnit tento patologický proces postihující velké procento populace, či nikoli. Výsledky jsou různé a více se tím budeme zabývat v kapitole Vliv celotělové vibrace na snížení rizika vzniku fraktur u osteoporózy (viz kapitola 2.4.3).

2.2 Neurofyzilogické podklady

Aplikací vibrace na tělesný povrch působíme na řadu receptorů. Ty vedou svůj vzruch po monosegmentálních, či polysegmentálních drahách. Podle toho o jaký receptor se jedná a jakými drahami svou informaci vede, působí vibrace na určité struktury a tím vyvolává fenomény, které si zde více popíšeme.

2.2.1 Receptory podílející se na vnímání vibrace

Hlavní roli zde hraje primární zakončení svalového vřeténka, díky kterému vibrace způsobují na svalech specifický účinek, např. tonický vibrační reflex (viz kapitola 2.2.7). Sekundární nervová zakončení stejně jako kožní a podkožní receptory nám pouze zprostředkovávají její vnímání (Latash, 2008).

2.2.1.1 Primární zakončení svalového vřeténka

Tato zakončení jsou citlivá i na malé změny délky svalu a rychlost protáhnutí. Jsou inervovány Ia nervovými vlákny, jejichž rychlost šíření vzruchu je 120 m/s. Ovívají všechny druhy intrafuzálních vláken v centrální části svalového vřeténka a vytváří tak anulospirální trakt. Jejich úroveň vzrušivosti a tedy citlivost na vibrace dle Cohen (1999) závisí na:

- historii poslední kontrakce
- aktuální délce svalu
- rychlosti změny délky svalu
- aktivitě fusimotorického systému

Jejich frekvence pálení je vyšší spíše po, než před protáhnutím. Během zkrácení svalu se jejich frekvence pálení snižuje na hodnoty, kdy jsou skoro kompletně „němé“. Během protažení svalu se frekvence pálení naopak zvyšuje. Tyto receptory jsou velmi citlivé na nízkou amplitudu změny délky svalu, obzvlášť když jsou tyto změny ve vyšších frekvencích (okolo 100 Hz). Těmito

specifikami jsou právě primární zakončení svalového vřeténka těmi receptory, na které vibrace působí nejlépe (Burke, Hagbarth, Lofstedt & Wallin, 1976; Cohen, 1999; Latash, 2008).

Naměřená klidová frekvence pálení u 37 primárních zakončení ve svalech na přední straně bérce se pohybuje v rozmezí 0 – 20 Hz. Probandi při měření seděli pohodlně v křesle s úhlem v art. talocruralis 120° – 130° (Ribot-Ciscar, Rossi-Durand, & Roll, 1998).

Macefield, Sverrisdottir a Wallin (2003) zkoumal vztah sympatiku a aktivity zakončení svalového vřeténka. Pomocí maximálního nádechu s postinspirační pauzou zajistili zvýšení aktivity sympatiku. Zjistili, že zvýšená aktivita sympatiku neměla na frekvenci pálení primárních i sekundárních zakončení ve svalech žádný vliv (Tabulka 2). Tato frekvence se po celou dobu měření nezměnila a udržovala se kolem své basální hodnoty (cca 10 Hz).

Tabulka 2. Zobrazení průměrné frekvence pálení primárních a sekundárních zakončení v klidu a během postinspirační pauzy, kdy je tato pauza rozdělena na pět sekundových úseků (Macefield, Sverrisdottir, & Wallin, 2003, 1007)

Time during apnoea	Rest	0–5 s	5–10 s	10–15 s	15–20 s
Mean frequency (Hz)					
Primaries (<i>n</i> =18)	9.6 ± 1.0	9.7 ± 1.0	9.4 ± 1.0	9.4 ± 1.0	9.4 ± 1.0
Secondaries (<i>n</i> =15)	10.5 ± 0.8	10.5 ± 0.8	10.5 ± 0.8	10.5 ± 0.8	10.3 ± 0.8
Mean variability (%)					
Primaries	20.9 ± 3.8	22.0 ± 3.2	22.9 ± 3.7	25.9 ± 5.1	22.6 ± 4.5
Secondaries	3.9 ± 0.4	4.1 ± 0.4	4.3 ± 0.4	4.4 ± 0.6	3.9 ± 0.4

2.2.1.1.1 Řízení primárních zakončení pomocí vibrace

Burke et al. (1976) ve své studii zjistil, že při působení vibrace se neobjevuje náhodné pálení primárních zakončení ve vibrovaném svalu bez spojitosti s frekvencí vibrace. Frekvence a „timing“ pálení receptorů svalového vřeténka je řízena vibrací a to buď v harmonickém režimu (1:1), nebo v subharmonickém (2:1, 3:1 atd.). Většina receptorů ve svalovém vřeténku má limitující frekvenci pálení, do které se dají řídit v odpovědi 1:1. Po překročení této hranice se frekvence pálení mění na subharmonický režim 2:1 a s dalším zvyšováním frekvence na 3:1, 4:1 atd. Tato limita se však může měnit v závislosti na protažení svalu. I malá změna v articulatio talocruralis z 0° na 7° změnila pálení nervových zakončení ze subharmonického režimu (2:1, 3:1 i 4:1) na harmonický. Burke et al. udává, že ve středním prodloužení svalu lze pálení primárních zakončení harmonicky řídit až do frekvence 220 Hz (maximální testovaná).

Dále popisuje charakter změny pálení u svalových vřetének. Při postupném zvyšování frekvence vibrace se postupně zvyšovala frekvence pálení svalového vřeténka. V určitém momentě došlo k náhlé změně ve frekvenci vzruchů z nervových zakončení, stejně jako se změnil jejich režim pálení (např. z 1:1 na 2:1). Stejný princip se objevil při postupném snižování frekvence.

Burke et al. (1976) zjistil, že v některých případech primární zakončení páčila dvakrát během jednoho cyklu vibrace. Během frekvence 100 Hz a za současného pasivního protažení svalu se objevili 3 akční potenciály během jednoho cyklu vibrace.

Latash (2008) popisuje, že při nastavení frekvence kolem 100 Hz, amplitudě 1 mm a aplikaci na šlachy, či svalové břicho můžeme řídit v odpovědi 1:1 prakticky všechny primární zakončení ve vibrovaném svalu. Dodává, že při připojení vibrací přímo na svalové vlákno stačí pár mikrometrů amplitudy.

Vibrace určitého svalu může řídit pálení primárních zakončení i u jeho antagonisty, nebo sousedního svalu (více viz kapitola 2.2.5). Při aplikaci vibrace na Achillovu šlachy o frekvenci 115 Hz byla zjištěna aktivita zakončení

svalového vřeténka v m. tibialis anterior. Pálení se objevovalo pouze v subharmonickém režimu (3:1, 4:1, nebo 5:1) (Burke et al., 1976).

Ribot-Ciscar et al. (1998) aplikovali vibraci na šlachy extensorové skupiny svalů na bérce. Subjekt seděl na židli, kdy úhel v articulatio talocruralis byl 120°-130°. Frekvence vibrace byla 80 Hz a amplituda 0,5 mm. Z 37 testovaných zakončení páliło 23 v odpovědi na každý cyklus vibrace, tedy 1:1 a 14 zakončení v odpovědi na každý druhý, tedy 2:1.

2.2.1.1.2 Postvibrační útlum svalových vřetének

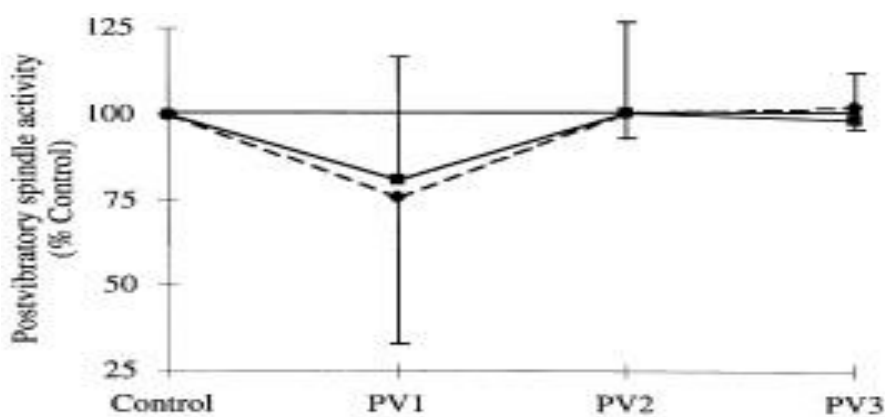
Ribot-Ciscar et al. (1998) ve svém experimentu porovnávali klidovou aktivitu 37 primárních zakončení svalového vřeténka před působením vibrace (previbrační fáze) a aktivitu po skončení působení vibrace (postvibrační fáze). Jednalo se o receptory ve svalech m. extensor digitorum longus, m. tibialis anterior a m. peroneus longus a brevis. Vibrace byla aplikována na šlachu daných svalů při frekvenci 80 Hz a amplitudě 0,5 mm po dobu 30 sekund, kdy 23 primárních zakončení páliło v režimu 1:1 a 14 zakončení v odpovědi na každý druhý. Po skončení vibrace se snížila klidová aktivita u 73% testovaných zakončení. Toto snížení netrvalo déle jak 33 s a bylo výraznější u primárních zakončení, která páliła v previbrační fázi při nižších frekvencích. U 13,5 % byla úroveň klidové aktivity zachována a 13,5 % zakončení svou klidovou aktivitu zvýšili. Zvýšení aktivity trvalo kolem 30 sekund a bylo naopak u primárních zakončení, která v previbrační fázi páliła až ve vyšších frekvencích. Doba na plné zotavení svalového vřeténka (navrácení do původního klidového stavu) trvá 40 sekund po ukončení vibrace. 34 primárních zakončení, která spontánně páliła v previbrační fázi se změnila klidová aktivita po působení vibrace. 3 zakončení, která byla bez aktivity v previbrační fázi, zůstaly „němé“ i po aplikaci vibrace.

Shinohara (2005) udává, že při aplikaci vibrace se vzrůstání excitačního vstupu z Ia vláken na alfa motoneurony po více než 10 - 20 s změní na snižování excitačního vstupu. Ribot-Ciscar et al. (1998) popisuje postvibrační

útlum klidové aktivity Ia aferentních vláken po aplikaci 30 sekundové vibrace. Jako příčiny tohoto snížení aktivity primárního zakončení a Ia vláken jsou popisovány:

- zvýšení prahu vzrušivosti Ia vláken (Hayward, Heckman, Hutton, & Nielsen 1986)
- presynaptická inhibice primárního zakončení (Bongiovanni, Hagbarth, & Stjernberg 1990; Hultborn, Meunier, Pierrot-Deseilligny, & Shindo 1987)
- vyčerpání transmiterů v Ia synapsích (Bongiovanni et al, 1990).

Ribot-Ciscar et al. (1998) testovali citlivost 18 svalových vřetének na pasivní protažení po působení vibrace. Byl vytvořen kontrolní graf bez působení vibrace. V postvibrační fázi se měřila citlivost vyvoláním „Ramp and hold passive movements“ v rozsahu 20 stupňů ve 3, 14 a 25 sekundách po skončení vibrace. Výsledek ukázal sníženou sensitivitu pouze u prvního pohybu ve 3 sekundách. Poté následovala rychlá obnova sensitivity a při dalších dvou pohybech už byly hodnoty sensitivity svalového vřeténka podobné jako u kontrolního pohybu bez působení vibrace. Při protažení ve 25 sekundách byla aktivita svalového vřeténka dokonce lehce vyšší než při kontrolním pohybu (Obrázek 3).



Obrázek 3. Citlivost svalového vřeténka na protažení v postvibračním období. Plná křivka ukazuje okamžitou frekvenci pálení svalového vřeténka na konci protažení. Tečkovaná křivka ukazuje průměrný firing rate během napínání svalů.

Vysvětlivky: PV1 - protažení ve 3 sekundách
 PV2 - protažení ve 14 sekundách
 PV3 - protažení ve 25 sekundách

2.2.1.2 Sekundární zakončení svalového vřeténka

Sekundární zakončení svalového vřeténka jsou inervované nervovými vlákny typu II. Inervují řetězové a statické vakovité intrafuzální vlákna. Jsou citlivé pouze na změnu délky svalu, ne rychlost. Mají o hodně méně vzrušivého potenciálu při pohybu svalu, ale mají pravidelné pálení (vyšší než primární), když je sval držen v konstantní délce. Burke et al. (1976) udává, že u nekontrahujícího, či neprotahujícího svalu byla pomocí vibrace maximální dosažená frekvence pálení okolo 100 Hz v harmonickém režimu. Během protahování svalu byla maximální naměřená frekvence 130 Hz, opět v harmonickém režimu. Opět je důležité, v jaké délce se sval nachází, kdy větší protažení svalu zvyšuje citlivost sekundárních zakončení. Rozdíl mezi pálením sekundárních zakončení během protažení a zkracování svalu není tak markantní jako u primárních zakončení. Burke udává, že sekundární zakončení mohou být během zkracování svalu více citlivé na vibrace než primární zakončení (Burke et al., 1976; Cohen, 1999).

Obecně primární zakončení signalizují rychlost a směr protažení, nebo pohyb končetinou a sekundární poskytují CNS informaci o statické délce svalu nebo pozici končetiny (Cohen, 1999).

2.2.1.3 Další receptory vnímající vibrace

Meissnerova tělíska – řadí se mezi mechanoreceptory. Nacházejí se v koriu dermis. Jsou rychle se adaptující (RA-I). Adekvátním podnětem pro jejich aktivaci je jemné mechanické chvění, měnící se tlak na malé ploše kůže do frekvence 80 Hz (Králíček, 2011; Latash, 2008).

Vater – Paciniho tělíska – strukturálně nejsložitější kožní mechanoreceptor. Mají schopnost rychlé adaptace (RA-II). Tato vlastnost poskytuje tělískům detekovat vibrace. Optimálně v rozmezí 100 - 300 Hz (Králíček, 2011).

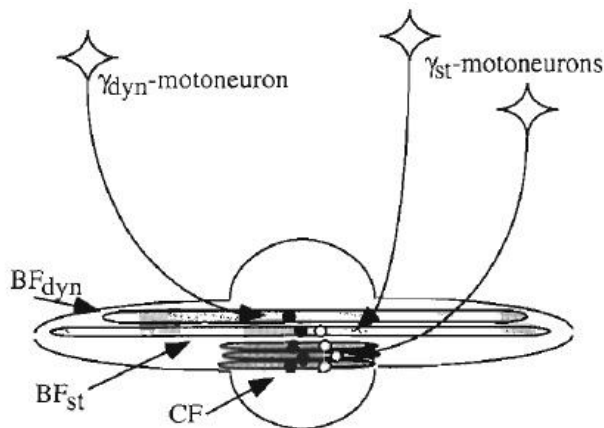
Paciniformní tělíška – útvary strukturou podobná Paciniho tělíškům v kůži. Jsou uložena na pomezí svalového bříška a šlachy a jsou citliví na dynamické stimuly a vysokofrekvenční vibrace. Vibrace jsou schopné řídit jejich rychlost pálení v režimu 1:1 až do frekvence 200 Hz. Tyto tělíška je možné aktivovat přes vibraci antagonistického svalu (Burke et al., 1976; Králíček, 2011)

Golgiho šlachová tělíška – jedná se o receptory longitudinálně uložené na pomezí šlachy a svalu. Jsou citlivé na mechanickou deformaci šlachy, která vzrůstá se silou kontrakce svalu. Poté působí jako inhibitory kontrakce agonisty (Latash, 2008). Burke a Pierrot-Deseilligny (2005) popisují, že tyto receptory prakticky nejsou citlivé na vibrace. Avšak Allum a Hullinger (1989) popisují stav, kdy z 8 šlachových tělíšek reagovalo 70 % na vibrace v poměru pálení 1 : 1 do frekvence 10 Hz. Další 2 tělíška páčila ve stejném poměru až do frekvence 50 Hz. Dále dodává, že při zvyšování frekvence vibrace nad kritickou hranici, která byla charakteristická pro každý receptor, se objevovalo pálení v režimu 2:1 a výš, či v náhodné frekvenci. Burke et al. (1976) ve dřívější studii testoval sensitivitu 3 šlachových tělíšek na vibraci (frekvence kolem 110 Hz) aplikovanou na šlachu. 2 testovaná šlachová tělíška vykazovala aktivitu u relaxovaného svalu v subharmonickém režimu. Během protažení svalu začalo pálit i třetí šlachové tělíško v odpovědi na každý, nebo každý další cyklus vibrace. Takto se dají řídit šlachová tělíška až do frekvence 120 Hz. Kvůli měření při relaxovaném svalu nebylo možné prokázat změny na EMG.

2.2.2 Fusimotorický systém

Jak už bylo zmíněno výše, fusimotorický systém je jeden z faktorů ovlivňující citlivost anulospirálního zakončení. Jedná se o gama a beta motoneurony nervové soustavy. Zde popíšu pouze gama motoneurony, které mají dvě složky, statickou a dynamickou. Jejich funkcí je motorická inervace svalového vřetenka. Nastavují předpětí intrafuzálních vláken tím, že vyvolávají kontrakci koncových částí konkrétních intrafuzálních vláken. Jako následek je zvýšení citlivosti svalového vřetenka na různé podněty podle toho, která složka gama motoneuronů je aktivní (Obrázek 4).

- Dynamická složka – dynamické axony zvyšují citlivost primárního nervového zakončení na svalové protáhnutí. Děje se tak vyztužením (kontrakcí) intrafusálních dynamických vakovitých vláken (BF_{dyn}) (Latash, 2008).
- Statická složka – statické axony vyztužují vlákna statická vakovitá (BF_{st}) nebo řetězovitá (CF), čímž zvyšují citlivost Ia i II neuronů, když je sval držen v konstantní délce. Snižují citlivost Ia na protažení (Latash, 2008).



Obrázek 4. Motorická inervace jednotlivých intrafuzálních vláken ve svalovém vřeténku (Latash, 2008, 38)

Úroveň aktivity gama systému je nastavována ze struktur supraspinálního kortexu, spinální míchy a z periferie svalovými vřeténky gama klíčkou.

V intaktním organismu je jakýkoli signál vedený ze supraspinálních oblastí CNS k alfa motoneuronům vždy současně převeden i na homonymní gama motoneuron. Tento efekt zvaný koaktivace alfa – gama motoneuronů způsobuje, že se extrafuzální i intrafuzální vlákna kontrahují současně a zhruba stejnou měrou. Odpovídající kontrakce obou typů vláken má ten význam, že zachovává dráždivost svalových vřetének i při nové délce svalu (Králíček, 2011).

Matre, Sinkjear, Arendt-Nielsen a Svensson (1997) provedli experiment, ve kterém aplikovali do svalu látku, která způsobila v místě aplikace bolest.

Porovnávali EMG aktivitu po vyvolání napínacího reflexu před a po aplikaci. Naměřené hodnoty EMG byly vyšší během bolesti. Jako možnou příčinu zde popisují zvýšení aktivity fusimotorického systému, čímž se zvýší sensitivita svalového vřeténka a vzroste excitace motorické jednotky.

Johansson et al. (1995) testoval vliv L-dopy na aktivitu m. triceps surae u kočky. Prokázali, že aplikace L-dopy zvýšila aktivitu svalového vřeténka tohoto svalu. Z 29 měřených primárních zakončení se po aplikaci L-dopy zvýšila aktivita u 25 zakončení. Zároveň prokázali zvýšenou aktivitu fusimotorického systému, hlavně jeho dynamické složky, což zde popisují jako příčinu zvýšené aktivity svalového vřeténka.

2.2.3 Mechanismy kódování somatosensorické informace

U mechanoreceptorů se při deformaci tkání (tlakem, protažením) zvyšuje mechanická tense membrány nemyelinizovaných zakončení. Mění se propustnost kanálů a jako následek se membrána depolarizuje. U svalových vřetének tento děj nastává při změně délky intrafuzálních vláken. Úroveň depolarizace závisí na intenzitě mechanického podnětu. Depolarizační změna může mít dobu trvání až několik milisekund a až 10 mV. Záleží na velikosti a rychlosti změny délky svalu. Tato lokální změna se s dekrementem šíří po membráně ke spouštěcí zóně pro vznik akčního potenciálu. Tato zóna se nalézá v prvním Ranvierově zářezu. Pokud má generátorový potenciál po dosažení spouštěcí zóny amplitudu alespoň prahové velikosti, odpálí zde salvu akčních potenciálů. I malý potenciál se však může nasčítat s časově předcházejícími potenciály a ve spouštěcí zóně spustí tuto salvu akčních potenciálů. Frekvence salvy je přímo úměrná amplitudě generátorového potenciálu a ta, jak již bylo uvedeno, závisí na velikosti podnětu. Intenzita mechanického podnětu je tedy kódována frekvencí akčních potenciálů a počtem receptorů, které jsou v dané chvíli drážděny. Podnět větší intenzity (úder) totiž způsobuje deformaci větší tkáňové plochy, tudíž dráždí i více

receptorů. Vnímání místa působení mechanického podnětu je umožněno somatotopickou organizací projekčních a kortikálních neuronů (Kralíček, 2011).

2.2.4 Neurální okruhy pro šíření vibrací

Vibrace se šíří dráhami monosynaptickými a polysynaptickými. Na míšní úrovni se jedná o stejný okruh jako je pro monosynaptický vřetékovitý (napínací) reflex (1). Z polysynaptických drah se jedná o dráhu zadních provazců (2), ve které je vnímání vibrací zavzato společně s dalšími propioceptivními fenomény a tractus spinocerebellaris (3). Vzruchy z taktilních receptorů jsou vedeny cestou tractus spinothalamicus (4).

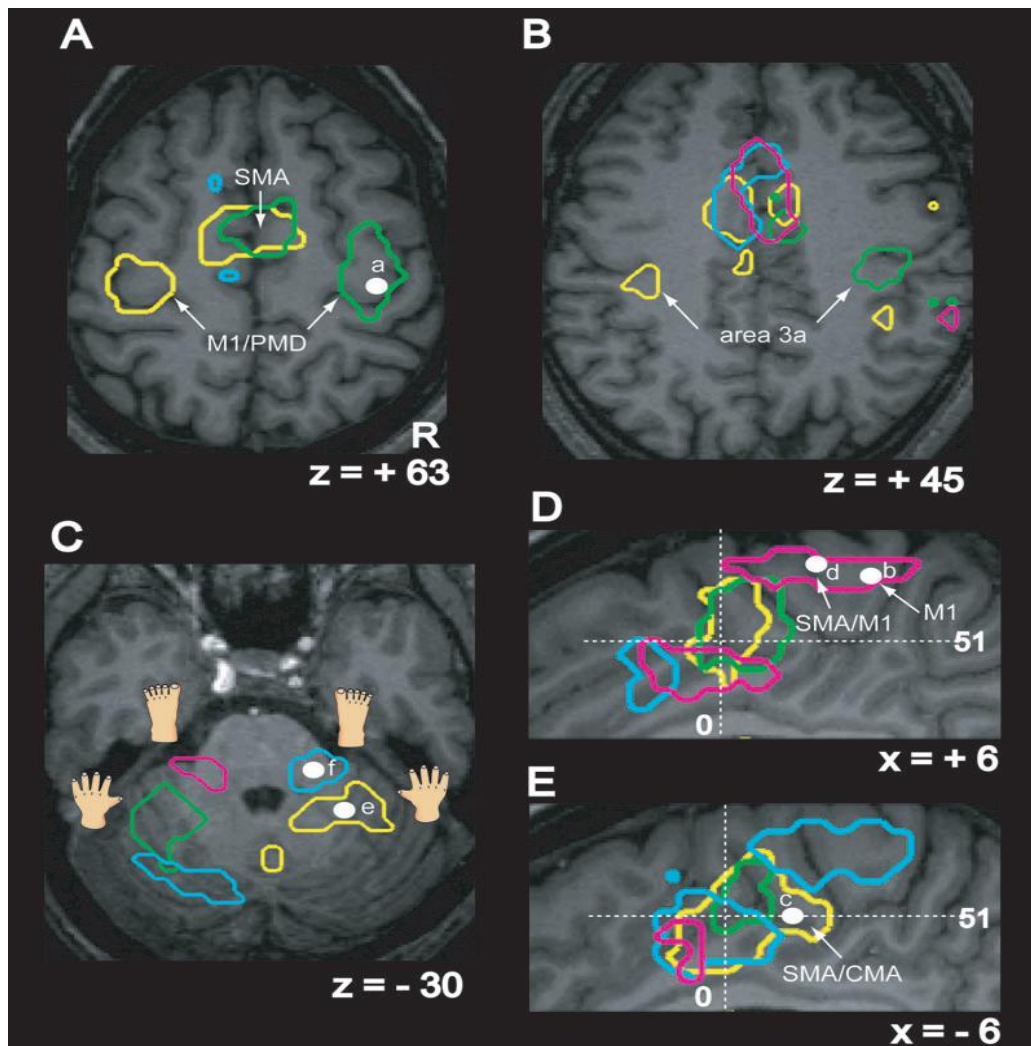
- 1) Sensorická vlákna ze svalového vřeténka (Ia, II) vstupují zadními kořeny do míchy, kde v šedé hmotě míšní vytvářejí monosynaptické, excitační spojení s alfa motoneurony téhož svalu. Axony motoneuronů vycházejí z míchy předními kořeny a končí na nervosvalové ploténce, kde inervují extrafuzální vlákna daného svalu a jeho synergistů (Kralíček, 2011).
- 2) Určitá část nervových vláken ze svalového vřeténka vstupuje přes zadní kořeny míšní do fasciculus gracilis Gollí (gracillis) a fasciculus cuneatus Burdachi (cuneatus), v prodloužené míše se kříží a pokračují do thalamu a dále do gyrus postcentralis v mozkové kůře - touto cestou si vibraci uvědomujeme (Pfeiffer, 2007).
- 3) Další část aferentních nervových vláken jde přes zadní kořeny míšní do zadních rohů míšních, kde se na segmentální úrovni kříží. Dále jsou seskupeny do 2 jader - laterálního Bechtěrevova a mediálního Stillingova-Clarkova. Z těchto jader pak pokračují vzhůru v postranních provazcích jako tractus spinocerebellaris do mozečku. Tyto propioceptivní sensibility si neuvědomujeme (Pfeiffer, 2007).
- 4) Vlákna z taktilních receptorů vedou do zadních rohů míšních. Zde začíná axon druhého neuronu ncl. proprius columnae posterioris, který ihned kříží

střední čáru a přechází na kontralaterální stranu míchy, kde dále stoupá v postranních a předních provazcích míšních. Tyto provazce vedou do thalamu a dále opět do gyrus postcentralis v mozkové kůře. Vjemy zprostředkované touto cestou si tedy taktéž uvědomujeme (Čihák, 2001).

2.2.5 Vnímání lokálních vibrací v CNS

Tím, že je vibrace vedena la vlákny, je tato informace centrálním nervovým systémem analyzována jako změna délky svalu, i když sval svou délku nemění. V CNS vzniká iluze o pohybu končetiny, která aktivuje konkrétní motorické centra v mozku. Jedná se o kontralaterální motorický kortex M1, somatosensorickou oblast 3a, zadní premotorický kortex (PMD), doplňkovou (supplementary) motorickou oblast (SMA), kličkovitou (cingulate) motorickou oblast (CMA) a homolaterální mozeček (Obrázek 5). Stejně oblasti se aktivují během vykonávání volního pohybu danou končetinou. Směr a rychlost pohybu mozek určí na základě frekvence výbojů z la vláken (Králíček, 2004; Paráková et al., 2008; Naito, Nakashima, Aramaki, Kito, Okada, & Sadato, 2007).

Kinestetická iluze vyvolaná vibrací je spojována také se vznikem antagonistické vibrační odpovědi (AVR). Jedná se o motorickou odpověď antagonisty vibrovaného svalu, která vzniká pouze při vzniku iluze o pohybu končetiny. Frekvence pálení svalových vřetének v antagonistickém svaly je pouze v subharmonickém režimu (Burke et al, 1976). Calvin-Figuiera, Romaiquere a Roll (2000) potvrdili, že parametry AVR korelují s rychlostí a směrem iluze o pohybu končetiny. Dále udává, že vznik AVR neprobíhá na spinální úrovni, ale jedná se o procesy ve vyšších centrech nervové soustavy procesem transformace percepčních propioceptivních informací na motorické.



Obrázek 5. Motorické oblasti v mozku aktivované během iluzorního pohybu končetinami vyvolaného aplikací vibrace na různá místa na těle. Žlutá – pravá ruka, zelená – levá ruka, modrá – pravé chodidlo, růžová – levé chodidlo (Naito, Nakashima, Aramaki, Kito, Okada, & Sadato, 2007, 3479)

Brumagne et al. (1999) provedl experiment, který byl zaměřen na hodnocení statestézie v oblasti dolní části zad a vliv vibrace na statestézii. Porovnávala se skupina sedících pacientů s bolestmi dolní části zad – low back pain (LBP) a skupina bez LBP. Jako zkouška na otestování statestézie se použila sestava pohybů pánve. Proband se nastavil do výchozí pozice blízké neutrální poloze dolní části zad po dobu 5 vteřin. Poté změnil pánev do antevertze a z této antevertze měl zopakovat výchozí polohu (fáze repozice). Tuto sestavu pacient 5x zopakoval a měřila se odchylka dosaženého pohybu od výchozí pozice. Tato sestava cviků se měřila v previbrační, vibrační a

postvibrační fázi. Vibrace ve vibrační fázi byla přikládána pouze v době, kdy probíhala repozice pánve, cca 3 sec a parametry byly nastaveny tak, aby vyvolaly maximální ilusorní pohyb; 70 Hz, amplituda 0,5 mm. Výsledky v previbrační fázi ukázaly výrazně nižší statestézii u pacientů s LBP (průměrná CE = -2,5) než u skupiny bez LBP (průměrná CE = -0,6). Během vibrace se u pacientů s LBP statestézie výrazně zlepšila (průměrná CE = -1,6) oproti previbrační fázi. U skupiny bez LBP byla statestézie horší než v previbrační fázi (průměrná CE = -3,1) a probandi nedosáhli výchozí pozice. Po skončení vibrace se průměrná CE obou skupin snížila, kdy u pacientů s LBP byla průměrná CE -1 a u probandů bez LBP 0.

Brumagne et al. (2000) uvádí možné příčiny výsledných hodnot. Nepřesnou statestézii v previbrační fázi vysvětluje spíše poruchou v representaci polohy lumbosakrálního úseku v CNS než poruchou na periférii. Snížení konstantní odchylky u pacientů s LBP během vibrace chápe jako možný důsledek vzniku iluze o zkrácení svalu, nebo zlepšení v přesnosti propiocepce. Naopak zvětšení odchylky u zdravých probandů chápe jako důsledek vzniku iluze o prodloužení svalu. Pacienti si mysleli, že sval je více protáhlý, než doopravdy byl, což vedlo ke větší anteverzi pánve a proband nedosáhl výchozí pozice.

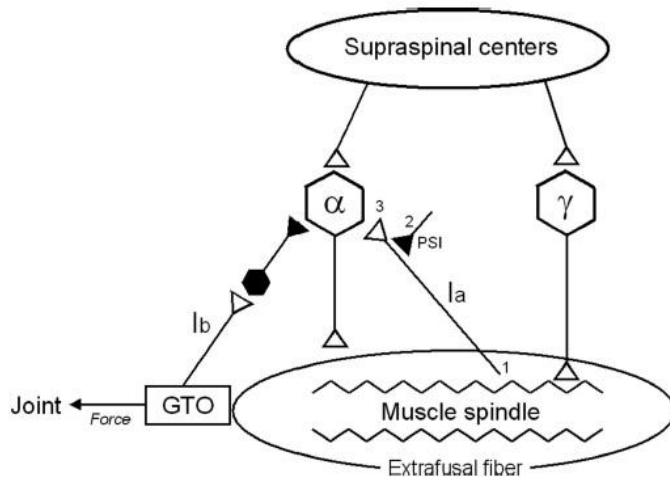
Naito, Kitada, Kochiyama, Matsumara, Nakamura, Sadato a Yonekura (2002) popisují, že probandi při působení vibracemi často vnímali pozici končetiny v absurdních pozicích. Například, při aplikaci vibrace na šlachy extensorů zápěstí dotyčný popisoval kontakt zápěstí se hřbetem ruky. Při testech používali různé frekvence vibrace, kdy uvádí, že při frekvenci 83 Hz se podařilo vyvolat iluzorní pohyb u všech testovaných. Frekvence 12,5 Hz už tak spolehlivá nebyla.

Ribot-Ciscar et al. (1998) ve své studii zkoumá aktivitu primárního zakončení svalového vřeténka před a po aplikaci vibrace. Po třiceti sekundové vibraci při frekvenci 80 Hz a amplitudě 0,5 mm se snížila klidová aktivita u 73 % testovaných zakončení po dobu 30 – 40 sekund. V závěru studie řeší právě iluzorní pohyb vznikající při působení vibrace. Vysvětluje závěr studie

Roll et al. (1982), kteří zjistili, že když se vibrace aplikuje střídavě na agonistu a antagonistu tak vzniká 3 krát rychlejší iluzorní pohyb, než při aplikaci pouze do jedné skupiny svalů. Z výsledků této studie Ribot-Ciscar et al. tvrdí, že je to zapříčiněné právě postvibračním útlumem klidové aktivity svalových vřetének. Vychází z předpokladu, že sval, do kterého není aplikována vibrace, generuje proprioceptivní zpětnou vazbu do CNS, kdy podle její hodnoty je určena pozice kloubu. Když je ale tato zpětná vazba ze svalových vřetének ovlivněna předchozím působením vibrace, je ve výsledku ovlivněno i určení přesné pozice kloubu.

2.2.6 Motorická jednotka

Sval je inervován cerebrospinálními nervy, konkrétně alfa motoneurony, kdy vytváří společně s pohybovým systémem funkční jednotku – motorickou jednotku (MU). Tato motorická jednotka je soubor svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Burke (2007) ve své práci interpretuje výroky sira Sherringtona (1906), který udává, že alfa-motoneurony jsou společnou konečnou dráhou řady nervových obvodů různé složitosti. Alfa-motoneurony integrují velké množství vstupů a posílají svůj konečný výstup do svalů. Tyto vstupy a jejich integrace ovlivňují aktivitu motorické jednotky. Mezi hlavní vstupy patří supraspinální centra, které mají excitační roli. Dále Ib vstupy z Golgiho šlachového tělíska, které motorickou jednotku inhibují a aferentní vzruchy z primárního zakončení svalového vřeténka, které motorickou jednotku excitují (Obrázek 6) (Shinohara, 2005).



Obrázek 6. Schématický obrázek hlavních nervových spojení ovlivňující MU (Shinohara, 2005).

- Vysvětlivky:
- α - alfa motoneuron
 - γ - gama motoneuron
 - GTO - Golgi tendon organ (Golgiho šlachové tělísko)

Hodnota příspěvku motorické jednotky ke změně svalové síly závisí na dvou faktorech – velikosti motorické jednotky a frekvenci akčních potenciálů, které na ní dorazí. Velikost motorické jednotky je určována velikostí samotného motoneuronu – jeho tělem a délkou axonu a počtem svalových vláken, které tento motoneuron inervuje (až 1000 svalových vláken). Větší MU vyvolají větší sílu kontrakce v odpovědi na jeden akční potenciál než MU menší. Avšak všechny motorické jednotky ve svalu vyvolají silnější kontrakci, když akční potenciály přicházejí ve vyšší frekvenci (Latash, 2008). Při malé síle se frekvence pálení motorické jednotky pohybuje kolem 5 – 10 Hz, při maximální kontrakci se frekvence pohybuje kolem 120 Hz (Kittnar et al., 2011)

Motorické jednotky se také dělí na pomalé a rychlé, které se dále dělí na unavitelné a únavě resistantní. Názvy souvisí jednak s typy svalových vláken, které inervují a jednak s parametry samotného motoneuronu. Pomalé motorické jednotky mají tenčí axon a inervují menší počet svalových vláken. Mají také pomalejší rychlost vedení akčních potenciálů a nižší práh vzrušivosti. Rychlé motorické jednotky mají nejrychlejší rychlost vedení a naopak vyšší práh vzrušivosti. Při stejné frekvenci současné stimulace všech tří typů motorických

jednotek vyvolají výrazně nejvyšší sílu stahu rychlá a unavitelná motorická jednotka (Latash, 2008).

Jestliže jsou motorické jednotky stimulovány delší dobu, dochází ke změně v úrovni jejich síly kontrakce, stejně jako se zvyšuje únava motorické jednotky (Latash, 2008).

Je potvrzené, že práh vzrušivosti postsynaptické štěrbiny motorické jednotky není stabilní, ale jeho úroveň kolísá. Tato úroveň je silně závislá na určitých faktorech. Romaiquere, Pagni a Vedel (1992) na základě prací Suzuki, Hayami, Suzuki, Hutton a Watanabe (1990) a Kato a Tanji (1973) udávají, že se jedná o rychlost prováděného pohybu, kdy se práh snižuje, když se zvyšuje rychlost kontrakce. Snížení prahu dále nastává po trvalé isometrické kontrakci a také když se provádí několik po sobě navazujících kontrakcí.

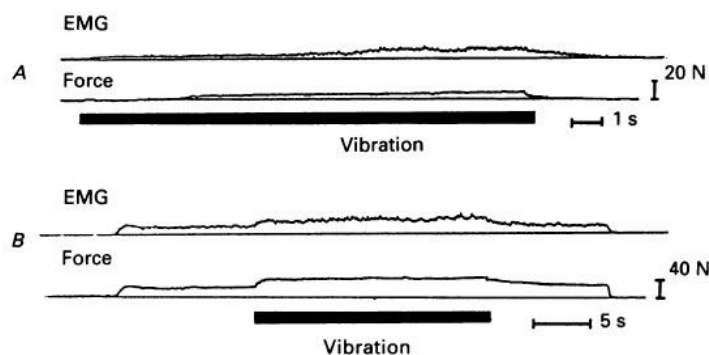
Romaiquere et al. (1992) provedli experiment, který ukázal několik zásadních věcí. Zjistili, že během působení lokální vibrace se vznikem tonického vibračního reflexu je práh vzrušivosti motorické jednotky výrazně nižší, než u volního pohybu. Tento snížený práh trval i 10 s po skončení TVR. Při volním pohybu s aktivací m. flexor carpi radialis byly hodnoty EMG synergistických svalů od počátku pohybu téměř stejné jako EMG hodnoty m. flexor carpi radialis. Během působení vibrace na šlachy m. flexor carpi radialis byly hodnoty EMG aktivity u synergistických svalů (m. flexor carpi ulnaris) po dobu 15 s velice nízké. Poté se náhle zvýšila, avšak ani po více než 60 s nedosáhla EMG aktivity úrovně stimulovaného svalu. Ze třech použitých frekvencí (50, 70, 90 Hz) byla na snížení prahu vzrušivosti MU nejefektivnější frekvence 50 Hz aplikovaná na distální šlachy.

2.2.7 Tonický vibrační reflex

Jedná se o tonickou kontrakci svalu, do kterého je vibrace aplikována. Neurální okruh pro tento reflex je složen jednak z drah monosynaptických (stejně pro napínací reflex), tak i z polysynaptických. Kontrakce začíná pár sekund po působení vibrací, poté se postupně zvyšuje a drží se relativně stálá

do doby, kdy se vibrátor vypne. Potom se během několika málo sekund kontrakce postupně snižuje (Obrázek 7). Tato kontrakce je podobná volní kontrakci avšak s rozdílným náborem motorických jednotek. U volní kontrakce se jedná o asynchronní nábor. Avšak při tonickém vibračním reflexu (TVR) je nábor motorických jednotek dvojího typu – synchronní a asynchronní. Asynchronní nábor se připisuje pomalé depolarizaci z důvodu prodloužení delších polysynaptických drah. Kdežto u synchronního náboru se zřejmě jedná o monosynaptické, či krátké polysynaptické dráhy. Zvýšení TVR na všech svalech je možno způsobit chladem, či Jendrassikovým manévrem (Latash, 2008; Pfeiffer et al., 1976).

Latash (2008) popisuje 4 fenomény, které vznikají při vibraci svalu. První je schopnost vědomě potlačit tonický vibrační reflex. Tato schopnost dělá z vibračního tonického reflexu “nereflex“. Druhý fenomén je schopnost i úplného potlačení monosynaptického napínacího reflexu v průběhu vibrace. Toto potlačení probíhá na úrovni presynaptického nervu. Cohen (1999) udává možné vysvětlení tohoto jevu (viz kapitola 2.2.1.1). Třetí neobvyklý efekt vibrovaného svalu je vyvolání reflexní kontrakci i ve svalech které nejsou přímo vibrovány. Romaiquere et al. (1992) ve své studii detailně popisuje změny EMG u synergistických svalů (viz kapitola 2.2.6). Čtvrtý fenomén je už dříve zmíněná kinestetická iluze (viz kapitola 2.2.5).

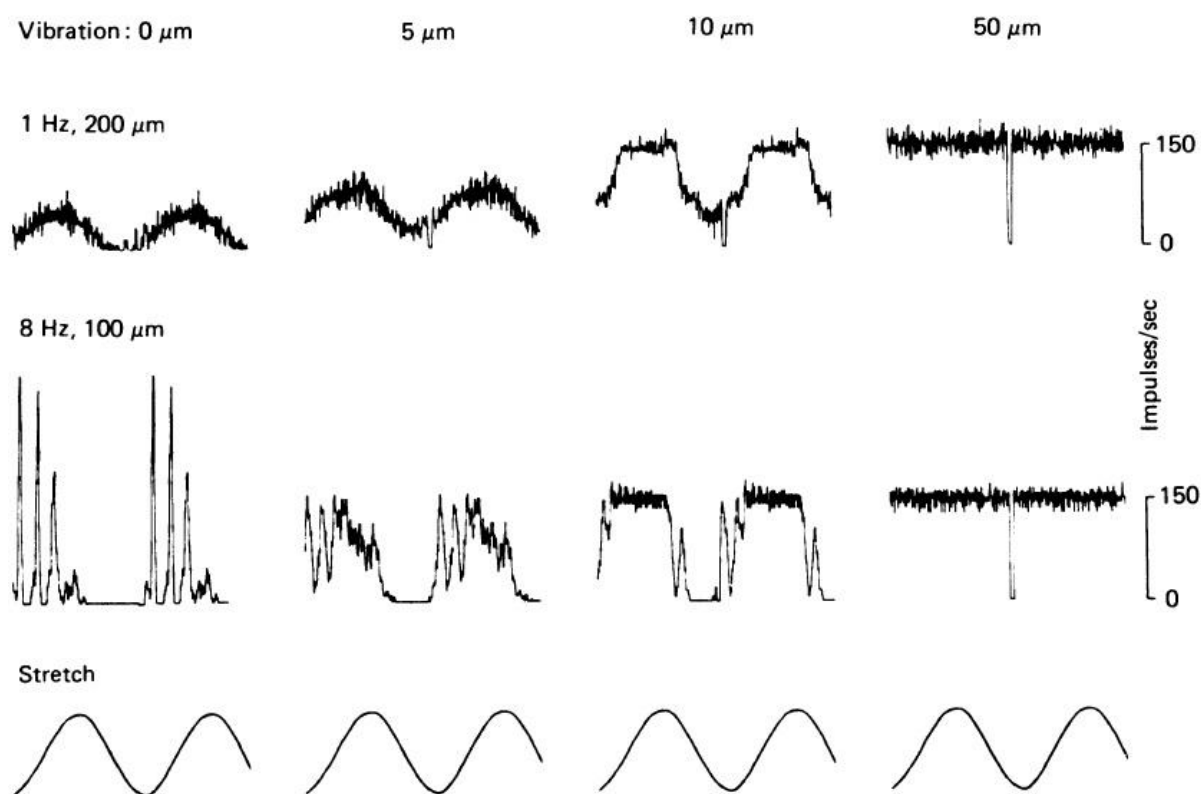


Obrázek 7. EMG záznam z m. tibialis anterior ukazuje rozvoj tonického vibračního reflexu při působení vibrace na tento sval. První řádek (A) ukazuje EMG u relaxovaného svalu (force – 20 N). Druhý řádek (B) ukazuje EMG při slabé volní kontrakci v pozadí (force – 40 N). Z tohoto obrázku je jasně viditelný

facilitační vliv vibrací jednak u relaxovaného svalu, tak i u svalu, který vykonává volní kontrakci (Bongiovanni & Hagbarth, 1990, 4).

2.2.8 Vibrace aplikovaná v průběhu pohybu

Matthews a Watson (1981) testovali vliv vibrace na odpověď svalového vřeténka při protažení. Experimenty probíhali na kočkách, kdy bylo použito protažení ve frekvenci 1 Hz, nebo 8 Hz tvaru sinusoidy. Zjistili, že když byla amplituda vibrace velká (50 mikrometrů) frekvence akčních potenciálů z la aferentních vláken byla řízena harmonicky frekvencí vibrace, čímž se zrušila normální odpověď primárních zakončení na protažení. Avšak když byla amplituda nižší, s tím že nevyvolala řízení la vláken, tak byla odpověď na protažení výrazně zvýšena (Obrázek 8).



Obrázek 8. Odpověď na protažení bez působení vibrace (0 mikrometrů) a dále při působení vibrace s amplitudou 5, 10, 50 mikrometrů (0,05 mm). Výsledné hodnoty jsou rozdílné u sinusoidního protažení s frekvencí 1 Hz a 8 Hz (Matthews & Watson, 1981, 368).

2.2.9 Prodloužené působení lokální vibrace

Shinohara (2005) potvrzuje excitační efekt Ia vláken na motorickou jednotku při působení krátké vibrace, avšak efekt prodloužené vibrace shrnuje takto: „Prodloužená vibrace nezhoršuje řízení volního pohybu, ale snižuje excitaci Ia aferentního vstupu, který vede k redukci aktivity motorické jednotky ve vibrovaných svalech a dosažené síly při maximální volní kontrakci“ (Shinohara, 2005, 2123). Udává, že vzrůstání excitačního účinku Ia vláken na motorickou jednotku se začne snižovat po 10 – 20 s. Jako příčiny tohoto snížení jsou popsány zvýšení prahu vzrušivosti Ia vláken (Hayward et al, 1986), presynaptická inhibice primárního zakončení (Hultborn et al, 1987; Bongiovanni et al, 1990) a vyčerpání transmitterů v Ia synapsích (Curtis et al, 1960, Bongiovanni et al, 1990).

U isometrické submaximální kontrakce (5.0 % +/- 2.3% maximální síly) Shinohara řeší otázku, zda-li prodloužená vibrace může mít vliv na kolísání síly, které se objevuje během kontrakce. Výsledky experimentu Shinohara, Moritz, Pascoe a Enoka (2005) ukázali, že po prodloužené vibraci (30 min) se vznikem TVR se kolísání síly svalů ruky zvýšilo o cca 25 %. Yoshitake, Shinohara, Fukunaga a Kouzaki (2004) využili parametry prodloužené vibrace (30 min.), při kterých nevznikl TVR. Výsledky ukázali, že tyto parametry snížili kolísání síly u svalů dolní končetiny o 29 %. Shinohara (2005) se domnívá, že snížení kolísání síly může být důsledkem redukce excitačního vlivu Ia vláken na motorickou jednotku, kdy se tak moduluje nízkofrekvenční oscilace pálení MU.

Shinohara et al. (2005) testovali vliv prodloužené vibrace na změnu síly při maximální volní kontrakce, EMG ve vibrovaném svalu, amplitudy napínacího reflexu, aktivitu MU a kolísání síly u submaximální kontrakce. Testování bylo provedeno na 32 subjektech, kdy 12 lidí tvořilo kontrolní skupinu (skupina č. 1), která nebyla vystavena vibraci a u 20 subjektů se řešili změny výše zmíněných hodnot po aplikaci prodloužené vibraci (skupina č. 2). Test byl zaměřen na m. interosseus dorsalis I. a probíhal takto. Na začátku provedlo 32 subjektů MVC m. interosseus dorsalis I. Tato kontrakce byla opět provedena na konci experimentu. Následoval set o 10 isometrických kontrakcí konstantní silou.

Každá kontrakce trvala 10 s a hned po ní následovalo vyvolání napínacího reflexu. Po tomto prvním setu kontrakcí bylo 20ti subjektům aplikována vibrace po dobu 30 min na svalové bříško m. interosseus dorsalis I., kdy frekvence vibrace byla 75 Hz a amplituda byla nastavena tak, aby vyvolala TVR. Hned po skončení vibrace provedli obě skupiny druhý a třetí set 10 isometrických kontrakcí, opět s vyvolanými napínacími reflexy. Mezi druhým a třetím setem kontrakcí byla pauza 30 s. Napínací reflexy byly vyvolané po isometrické kontrakci s krátkou latencí (cca 29 s), střední latencí (cca 49 s) a dlouhou latencí (cca 79 s).

Výsledky ukázaly, že po aplikaci prodloužené vibrace došlo u skupiny č. 2 ke snížení MVC o 15 % a maximální EMG o 14 %. Kontrolní skupina tyto snížení nezaznamenala. Ve skupině č. 2 se po zprůměrování výsledků amplituda napínacích reflexů zvýšila u reflexu vyvolaného po 29 s o 33 % oproti amplitudě naměřené před vibrací. Zvýšila se frekvence pálení MU z 10,3 pps před vibracemi, na 12,2 pps v době mezi druhým a třetím setem kontrakcí. Taktéž kolísání síly se v této době zvýšilo o 21 %. Shinohara et al. dodává, že zvýšení amplitudy napínacího reflexu značí zvýšenou citlivost svalového vřeténka, která je určena úrovní aktivity fusimotorického systému. Dále dává do souvislosti aktivitu MU a dosažené MVC. Pravděpodobně je snížená MVC právě kvůli zvýšené aktivitě MU. Jedná se o selhání spojení excitace-kontrakce, které se objevuje během déle trvajících volných kontrakcí s nízkou silou, které popisuje Enoka a Stuart (1992).

2.3 Terapeutické využití lokálních vibrací

2.3.1 Terapeutické využití lokálních vibrací při aplikaci na sval

Při použití vibrací jakožto terapeutické metody je potřeba znát parametry, které vyvolávají dané účinky. Často se při aplikaci vibrací využívá vznik TVR. Z různých parametrů použitých ve studiích se nedá přesně říct jaká frekvence, amplituda či způsob aplikace vyvolává TVR. Je zde pravděpodobně taky rozdílná odpověď, podle toho na jaký sval se vibrace aplikuje. Avšak často se u vzniku TVR objevovali frekvence v rozmezí 60 – 150 Hz s amplitudou 0,5 - 1 mm a přiložením vibrátoru na svalové břicho. U aplikací na šlachy svalu je potřeba vyšší frekvence cca 100 – 150 Hz. Vibrátor je držen konstantní silou 20 – 25 N kolmo na vlákna svalu bez použití připevňovacích popruhů. Doba aplikace se liší podle toho, jaký je terapeutický cíl. Pro facilitaci vibrovaného svalu se využívá krátkodobá vibrace, cca do 20 s, kdy ještě nedochází ke snížení aktivity v Ia aferentních vláknech. Naopak pro snížení aktivity motorické jednotky (inhibici) se dá využít prodloužená vibrace, cca 30 minut (Paráková et al., 2008; Shinohara, 2005).

V rehabilitaci neurologických diagnóz je častá překážka k nácviku volných pohybů spasticita. Podle Pfeiffera et al. (1976), který vychází z práce Eklund a Hagbarth (1969) a neurofyzilogických vztahů lze ke snížení svalového tonu využít vibrace. Je zde však potřeba vyvolání TVR. Ve studii, kterou prováděl Ribot-Ciscar, Butler a Thomas (2003) se vibrace aplikovala na nespastický m. triceps brachii u pacientů po poranění míchy v krčním úseku. Výsledky ukázali, že u pacientů s postižením horního motoneuronu vibrace zvýšily EMG hodnoty ve vibrovaném svalu.

Krátkodobá vibrace se vznikem TVR se aplikuje na antagonistu spastického svalu (např. m. triceps brachii), čímž dochází díky reciproční inhibici ke snižování napětí ve spastickém svalu. Zároveň se vibracemi facilituje volný pohyb antagonisty spastického svalu, který je jinak v útlumu. Tyto změny

napomáhají k obnově normálního pohybového vzoru ovlivněné svalové skupiny (Pfeiffer et al., 1976).

Také výsledky ze studie Ribot-Ciscar et al. (1998), které ukazují postvibrační útlum po 30 s vibraci naznačují možné využití v praxi. Kdy po vyvolání TVR ve svalu dochází ke snížení aktivity v Ia aferentních vláknech a tudíž k poklesu svalového napětí ve svalu. Doba postvibračního útlumu trvá cca 40 sec a mohla by se využít k nácviku volných pohybů, či k protažení zkrácených svalů u spasticity, kdy by se zároveň využilo změny tuhosti vaziva ve svalu (viz kapitola 2.3.2). Objevuje se zde otázka, zda lze vyvolat TVR ve spastickém svalu. Pfeiffer et al. (1976) na podkladě prací Eklunda a Hagbartha (1968) a Hermana a Mecombera (1971) rozděluje reakci spastického svalu u cerebrálního a u spinálního typu spasticity. U cerebrální spasticity se v EMG záznamu objeví na počátku působení vibrace myotatický reflex následovaný snížením vzruchové aktivity a až poté vznik TVR. U spinálního typu spasticity byl TVR snížený až vymizelý. U prodloužené vibrace (cca 30 min) by teoreticky měl být inhibiční vliv na motorickou jednotku ještě větší (Shinohara, 2005).

Paráková et al. (2008) na podkladě prací Eklund a Hagbarth (1966, 1969) uvádí, že pacienti s neuromuskulární nemocí, kteří mají sníženou schopnost pohybu a tedy sníženou aferenci z periferie trpí tzv. funkční deaferentací. Následkem této deaferentace vzniká negativní ovlivnění centrální nervové soustavy a tělesného schématu (normální vnímání pohybu, uvědomění si správné představy o pohybu), které může dále zvyšovat regresi pohybové výkonnosti, či bránit zlepšení stavu. Působením vibrací vzniká jednak mohutný aferentní tok informací, který u těchto pacientů chybí a také díky kinestetické iluzi se aktivují stejná motorická centra v mozku jako při volném pohybu vibrované končetiny (Naito et al., 2007). Tímto vibrace slouží, jakožto náhrada za volný pohyb, což nám napomáhá k možné obnově, či alespoň udržení tělesného schématu a tím zabránění další regresi stavu (Pfeiffer et al., 1976). Brumagne et al. (2000) popisuje jako ideální parametry vibrace pro vznik kinestetické iluze a tedy aktivaci motorických oblastí frekvenci kolem 70 Hz a amplitudu 0,5 mm.

Brumagne et al. (2000) ve své studii prokázal zhoršenou statestезii v oblasti dolních částí zad u pacientů s bolestmi v těchto místech. Příčiny porušené statestезie v této oblasti mohou být různé. Autoři studie naznačují, že by mohlo jít spíše o poruchu v reprezentaci polohy lumbosakrálního úseku v CNS než o poruchu na periférii. Zde spatřuji souvislost s pracemi Eklung a Hagbarth (1966, 1969). Mm. multifidy jsou často nedostatečně aktivní ve stabilizaci dolní části zad, tudíž zde bude také snižená propiocepce. Je možné, že dochází až k rozvoji výše zmíněné funkční deaferentaci a následné poruchy tělesného schématu. Použití lokálních vibrací, jakožto ideálního aktivátoru svalového vřeténka, se zde logicky nabízí k obnově správné aference z této oblasti a tedy ke zlepšení stavu. Obnova správné aference pomocí vibrace se dá také využít u pacientů po plastikách LCA, kdy odstraněním původního LCA pacient přichází o četnou aferenci z tohoto vazů. Avšak tato terapie spadá spíše do oblasti celotělové vibrace aplikované pomocí vibračních plošin.

Krátkodobě působící vibrace (cca do 20 sekund) se vznikem TVR lze také využít k facilitaci pohybu u periferních paréz. Ribot-Ciscar et al. (2003) popisují vliv vibrace při postižení dolního motoneuronu. Udávají, že u pacientů s postižením dolního motoneuronu je důležité, o jak velké postižení se jedná. Jestliže je denervace svalu částečná, očekává se, že se stav upraví a poté je zde možná aplikovat vibrace pro zvětšení síly. Jestliže však zůstane sval denervován, nebude moci být aktivován vibrací.

Opakovanou aplikací krátkodobé vibrace se vznikem TVR lze zlepšit motorické funkce hypofunkčního svalu (Paráková et al., 2008). Využívá se zde také vlivu vibrací na snížení prahu vzrušivosti motorické jednotky, který uvedl ve své studii Romaiquere et al. (1992). Toto snížení prahu vzrušivosti trvá i 10 sekund po skončení vibrace, tudíž lze vibrace zařadit do terapie u periferních paréz jakožto facilitaci před volným pohybem a nahradit tak klasické ruční chvění.

2.3.2 Terapeutické využití lokálních vibrací při aplikaci na vazivo

Většina biologických tkání se dá charakterizovat jako vizkoelastické materiály. Jedná se tedy o elastické, neboli pružné struktury, ve kterých probíhá vnitřní tření. Úroveň vnitřního tření (=úroveň viskozity) závisí na přitažlivých silách mezi jednotlivými částicemi. Látky s vysokou přitažlivou silou, jsou látky s vysokou viskozitou (Kolářová & Staněk, 2006; Míková et al., 2008).

Vazivo má v klidu vysokou úroveň viskozity, avšak tato úroveň není stabilní a dá se s ní pohybovat. Stačí, když dojde k lehké deformaci (zvýší se smykové napětí), např. při palpaci a jejich viskozita se snižuje. Jev, kdy po předešlé deformaci je látka ponechána v klidu a struktura se vrací zpět k původním hodnotám, se nazývá „tixotropie“ (Míková et al., 2008).

Tixotropie je fyzikální vlastnost vizkoelastických látek, které jsou polotuhé v klidovém stadiu. Jedná se o izotermní vratné přeměny koloidního systému z gelu na sol a zpět (z koloidního roztoku na koloidní suspenzi a zpět), které jsou generované mechanickými vlivy (například třepání, míchání, vibrace apod.) a následným ponecháním v klidu. Účinkem smykového napětí dochází k rychlému poklesu viskozity (Míková et al., 2008).

Jak už bylo zmíněno v kapitole o anatomických podkladech, vazivo, konkrétně perimyrium se nejvíce podílí na pasivním zkrácení svalů. Jedná se o sympatikem udržovanou kontrakci myofibroblastů, které jsou obsaženy nejvíce v perimyriu. Toto zkrácení brání často po proběhlém traumatu k dosažení plného rozsahu pohybu v kloubu. Dle Janury et al. (2008) úprava tohoto zkrácení spočívá v neuromodulaci C vláken, tedy snížení aktivity sympatiku a bolesti, současně s použitím déletrvající jemné manuální vibrace k uplatnění tixotropie.

Dle Kotrányiové (2007) se porušený vaz hojí rychleji je-li vystavován mechanickým změnám. Vibrace tyto změny dokáží vyvolat a navíc v rychlém

časovém sledu, kdy záleží na nastavené frekvenci. Z tohoto vyplívá, že by měli zkrátit dobu hojení poškozeného vazy.

Schwarz a King (2010) uvádějí, že příčina vzniku patologické jizvy je předčasná apoptóza fibroblastů. Jako jeden z důležitých faktorů, které ovlivňují expresi genů a proliferaci těchto buněk je změna mechanického napětí. Po uvolnění mechanického napětí dochází k apoptóze fibroblastů. Vibracemi můžeme udržovat mechanické napětí v jizvě a bránit tak předčasnou apoptózu.

2.4 Celotělová vibrace

Celotělový vibrační trénink – whole body vibration (WBV) představuje poměrně novou somatosensorickou metodu, která využívá přenosu vibrací na tělo prostřednictvím vibrační plošiny, na které cvičící nejčastěji stojí (Moezy et al., 2008). Existuje celá řada modelů a značek, které se dají na trhu koupit. Mezi nejčastější značky, které lze v České Republice vidět, patří Power plate, Vibrostation, či Fitvibe.

Využití celotělové vibrace je ve společnosti určitě větší než využití lokální vibrace. Je to tím, že celotělová vibrace slibuje spousty účinků, které moderní společnost vyhledává. Jedná se hlavně o otázky hubnutí, tvarování postavy, tzv. „body building“ a také prevence civilizačních chorob (Pavlů & Strachotová 2011). Také časové nároky na cvičení jsou minimální. Samotné cvičení trvá většinou 30 minut, což je v porovnání s běžným cvičením ve fitness centru, či posilovně minimálně o polovinu kratší.

Parametry celotělové vibrace se liší od lokální nižšími frekvencemi a vyšší amplitudou. V praxi se nejčastěji používá frekvence v rozmezí 20 – 50 Hz a amplituda 1 – 10 mm (Pavlů & Strachotová, 2011). Rozlišujeme vibrační plošinu vychylující se v horizontálním a vertikálním směru. Většina studií testující vliv celotělové vibrace používá plošiny s vychýlením ve vertikálním směru. Horizontální vychýlení jsem zatím spatřil pouze u testování vlivu WBV na obsah kostní tkáně a stabilitu (viz kapitola 2.4.3).

2.4.1 Vliv celotělové vibrace na stabilitu

Vibrace obecně aktivují několik receptorů. Při využívaném rozsahu frekvencí u WBV by se mělo jednat o svalové vřetenko, Golgiho šlachové tělísko, Meissnerova tělíška a Paciniformní tělíška (viz kapitola 2.2.1). Už v roce 1956 zmiňoval Freeman se svými spolupracovníky propojení kloubních traumat a poruch kloubní aferentace při vzniku a vývoji nestabilního kotníku (Kolář et al., 2009). Z tohoto tedy můžeme usuzovat, že v narušené oblasti (kloubu), odkud neproudí dostatečné aferentní informace, není také dostatečná eference, díky

čemuž vzniká kloubní nestabilita. Proto jsou vibrace jakožto aktivátory několika receptorů vhodná technika ke stabilizaci segmentu.

Tuto myšlenku potvrzuje studie Moezy et al. (2008), kteří testovali vliv WBV na stabilitu a statestzii u pacientů po plastice předního zkříženého vazy (LCA). V úvodu zmiňuje, že LCA obsahuje velké množství receptorů, které napomáhají ke stabilizaci kolene. Při poranění LCA se snižuje proprioceptivní informace z kloubu a může se zvýšit posturální nejistota.

Moezy et al. (2008) měřil statestzii tak, že pasivně uvedl probandovu dolní končetinu z výchozí polohy 90° v kolením kloubu do 60° a 30° v kolením kloubu. Zde proband vydržel 5 sekund a poté končetinu uvolnil a vrátil do výchozí polohy. Poté měl proband aktivně a se zavázanýma očima nastavit dolní končetinu opět do 60° a poté do 30°. Měřila se odchylka od cílené pozice postižené (ReAE) a nepostižené končetiny (UnAE). Měření bylo provedeno před a po intervenci. Výsledky ukázali výrazné snížení odchylky po intervenci vibrace. Z absolutní odchylky 6° naměřené před intervencí se odchylka snížila na 2.53° po intervenci. Výsledky byly porovnávány s kontrolní skupinou pacientů, kteří místo cvičení na vibračních plošinách cvičily běžné cviky na zlepšení stability kolene. U této skupiny byly změny výrazně nižší v testech před a po intervenci (Tabulka 3). Druhá část výzkumu, zaměřená na testování stability v kloubu, byla měřena jakožto odchylka od centra tlaku (COP) v medio-laterálním (MLI) a antero-posteriorním směru (APSI) a také jako index celkové stability (OSI). Měření probíhalo při zavřených a otevřených očích před a po intervenci. U skupiny, které byla aplikována vibrace, došlo opět k většímu snížení odchylky než v porovnání s kontrolní skupinou.

Tabulka 3 Zobrazení změn měřených hodnot u obou testovaných skupin, kontrolní (CT group) a vystavené vibracím (WBVT group) (Moezy, Faghizadeh, Hadian, Olyaei, & Razi, 2008, 8)

Tests	WBVT Group	CT Group	P value
	Changing Score Mean (SD)	Changing Score Mean (SD)	
Opened eye OSI	1.83 (1.20)	0.18 (0.18)	0.002*
Opened eye APSI	1.45 (1.36)	0.058 (0.17)	0.010*
Opened eye MLI	0.87 (0.47)	0.002 (0.32)	< 0.0001*
Closed eye OSI	3.19 (1.78)	0.65 (0.41)	0.001*
Closed eye APSI	2.57 (1.24)	0.25 (0.89)	< 0.0001*
Closed eye MLI	2.18 (1.72)	0.83 (1.02)	0.046*
ReAE 60°	3.47 (1.88)	0.44 (1.49)	0.001*
UnAE 60°	5.87 (3.43)	0.50 (1.15)	0.001*
ReAE 30°	1.93 (2.93)	0.27 (1.58)	0.131
UnAE 30°	4.40 (1.87)	0.60 (1.02)	< 0.0001*

Vysvětlivky: OSI - index celkové stability
 APSI - odchylka centru tlaku v antero-posteriorním směru
 MLI - odchylka centru tlaku v medio-laterálním směru
 ReAE - odchylka od dosažené pozice postižené končetiny
 UnAE - odchylka od dosažené pozice nepostižené končetiny

2.4.2 Vliv celotělové vibrace na zvýšení svalové síly

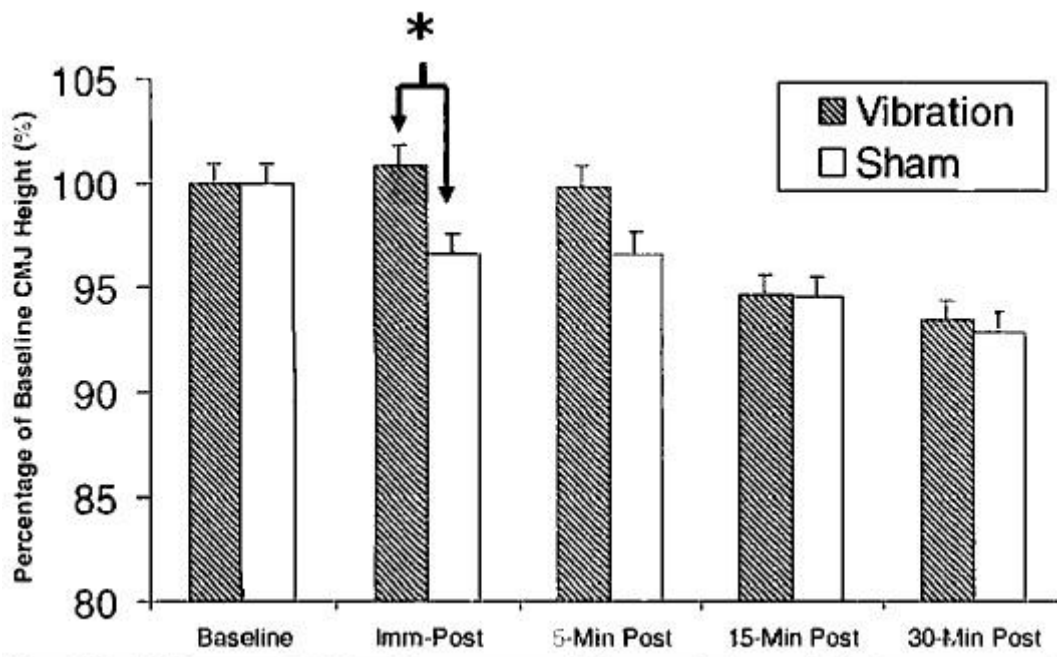
Hazell et al. (2007) vychází ze studií Mester et al. (1999) a Burke, Hagbarth, Lofstedt a Wallin (1976), kdy předpokládá, že celotělová vibrace zvyšuje svalový výkon tím, že zvyšuje mimovolní reflex přes vznik TVR. Vyvolání TVR se projeví změnou EMG vibrovaného svalu.

Bosco et al. (1998b) ve své studii testoval vliv WBV na svalovou sílu a rychlost pohybu proti odporu u šesti hráček volejbalu. Před intervencí se provedla série měření na přístroji leg press se závažím (70 kg, 90 kg, 110 kg a 130 kg), kde byly zjištěny hodnoty síly a rychlosti provádění pohybu proti odporu. Poté byla jedna končetina každé hráčky vystavena celotělové vibraci – frekvence 26 Hz, amplituda 10 mm, 10 min/den (10 x 60 sekund s pauzou 60 sekund mezi cykly) po dobu 10 dní. Druhá noha každé hráčky, která nebyla vystavena vibracím, sloužila k porovnání výsledků s nohou vystavené vibracím. Po intervenci desetidenní vibrace byly testy síly a rychlosti pohybu proti odporu opět změřeny. U noh vystavených vibracím bylo výrazné zvýšení v průměrné rychlosti a síle provedení pohybu (Tabulka 4).

Tabulka 4. Zobrazení naměřených hodnot na obou nohách před a po intervenci vibrace. AP – průměrná síla (power), AV – průměrná rychlost, AF – průměrná síla (force), SD – standartní odchylka (Bosco, Cardinale, Colli, Introini, Tsarpela, Madella, Tihanyi, & Viru, 1998b, 185)

Load (kg)		AP ($W \times kg^{-1}$)		AV ($m s^{-1}$)		AF ($m s^{-1}$)	
		Before	After	Before	After	Before	After
Experimental leg							
70	X	4.63	4.94**	0.434	0.462*	735	737
	SD	0.46	0.44	0.025	0.015	6	5
90	X	5.11	5.44**	0.376	0.398***	936	941*
	SD	0.44	0.43	0.011	0.003	8	9
110	X	5.22	5.65***	0.317	0.342***	1134	1138*
	SD	0.54	0.52	0.018	0.015	14	15
139	X	5.13	5.43***	0.267	0.281***	1324	1327*
	SD	0.66	0.7	0.028	0.027	20	19
Control leg							
70	X	4.6	4.6	0.431	0.436	737	736
	SD	0.5	0.3	0.032	0.010	5	5
90	X	5.05	5.3	0.371	0.387	937	937
	SD	0.4	0.4	0.016	0.022	11	12
110	X	5.4	5.4	0.327	0.328	1136	1137
	SD	0.5	0.5	0.019	0.013	5	15
139	X	5.2	5.4	0.272	0.279*	1324	1328
	SD	0.6	0.5	0.03	0.025	14	17

Cormie, Deane, Triplett a McBride (2006) testovali ve své studii vliv WBV na výšku výskoku, maximální dosaženou sílu při isometrickém dřepu (stoj s úhlem v koleních kloubech 100°) a rozdíl EMG ve svalech. Parametry použité vibrace: frekvence 30 Hz, amplituda 2,5 mm a doba vibrace 30 s. Hodnoty testovaných veličin byly naměřeny před a po intervenci vibrace v rozmezí ihned po skončení vibrace, po 5, 15 a 30 minutách. Jako kontrolní skupinu využil probandy, kteří stáli na vibrační plošině ve stejné pozici po dobu 30 s, avšak s vypnutým vibračním zařízením. Výsledky ukázali snížení maximální dosažené síly při isometrickém dřepu. Dále zvýšení výšky skoku ihned po skončení vibrace oproti původní výšce skoku naměřené před intervencí a taktéž oproti kontrolní skupině (Obrázek 9). Dále výrazné zvýšení EMG v m. vastus lateralis během skoku do výšky ihned po skončení vibrace a 5, 15 i 30 minut po skončení vibrace (Tabulka 5).



Obrázek 9. Zobrazení rozdílu výšky skoku u skupiny po intervenci vibrace (Vibration) a u kontrolní skupiny (Sham) v porovnání s výsledky naměřenými před intervencí a po intervenci v době hned po skončení, 5, 15 a 30 minut (Cormie, Deane, Triplett, & McBride, 2006, 259)

Tabulka 5. Hodnoty EMG v daných svalech (VL – vastus lateralis, VM – vastus medialis, BF – biceps femoris) naměřené během výskoku - CMJ a během isometrického dřepu - IS (Cormie, Deane, Triplett, & McBride, 2006, 259)

	CMJ			IS		
	VL (μV)	VM (μV)	BF (μV)	VL (μV)	VM (μV)	BF (μV)
Vibration						
Baseline	180.59 \pm 62.59	190.73 \pm 71.46	50.78 \pm 29.36	206.28 \pm 49.58	254.77 \pm 117.29	21.16 \pm 17.81
Immediate	194.86 \pm 98.04	186.58 \pm 89.18	45.72 \pm 16.63	196.21 \pm 60.93	266.98 \pm 134.67	22.40 \pm 21.14
5 min	188.88 \pm 104.01	154.96 \pm 98.61	41.81 \pm 29.75	180.39 \pm 44.73	255.29 \pm 140.01	12.65 \pm 12.32
15 min	198.41 \pm 116.24	177.70 \pm 78.85	42.76 \pm 24.46	190.43 \pm 81.00	226.32 \pm 121.83	23.46 \pm 18.97
30 min	208.14 \pm 121.25	198.13 \pm 95.53	44.67 \pm 35.88	184.71 \pm 47.23	195.09 \pm 83.80	22.32 \pm 18.00
Sham						
Baseline	215.67 \pm 73.34	189.31 \pm 70.20	57.77 \pm 30.92	190.70 \pm 93.72	234.99 \pm 147.73	27.78 \pm 18.09
Immediate	201.73 \pm 38.31	209.83 \pm 129.26	56.69 \pm 33.44	186.80 \pm 96.27	209.59 \pm 131.35	27.91 \pm 16.88
5 min	200.62 \pm 85.68	189.76 \pm 62.51	41.00 \pm 20.79	185.05 \pm 93.94	221.70 \pm 130.65	23.50 \pm 13.21
15 min	176.03 \pm 64.53	157.03 \pm 56.48	49.87 \pm 40.42	158.87 \pm 84.89	217.03 \pm 121.70	27.21 \pm 12.51
30 min	250.61 \pm 148.53	159.11 \pm 89.87	50.48 \pm 34.05	126.29 \pm 40.67	219.81 \pm 113.28	22.49 \pm 14.14

2.4.3 Vliv celotělové vibrace na snížení rizika vzniku fraktur u osteoporózy

Osteoporóza je progredující systémové onemocnění skeletu s úbytkem kostní hmoty a poškozením kostní mikroarchitektoniky. Toto onemocnění způsobuje zvýšení fragility kostí, jejímž následkem je zvýšený sklon ke vzniku fraktur. Další faktor, který zvyšuje riziko vzniku fraktur je porucha stability. Tyto faktory se často objevují u žen v postmenopauzálním věku (Žižková, 2010).

Gusi, Leal a Raimundo (2006) testovali vliv celotělového vibračního tréninku na hustotu kostní tkáně – bone mineral density (BMD) a stabilitu právě u postmenopauzálních žen. Ženy byly vystaveny vibracím 3 krát za týden po dobu 8 měsíců. Na každém tréninku se aplikovala vibrace 6 krát minutu s pauzou mezi stojem na vibrační plošině 1 minutu. Výsledky se porovnávaly s kontrolní skupinou, která místo vibrací chodila 55 minut, čemuž předcházelo 5 minut protažení. V experimentu byla použita vibrační plošina s vertikálním výkyvem pohybů s frekvencí 12.6 Hz a amplitudou 3 cm. Výsledku experimentu ukázaly, že po 8 měsíční intervenci se zvýšila u skupiny s aplikací WBV hodnota BMD v krčku femuru o 4.3 % oproti kontrolní skupině, kde byl stav nezměněn. Stabilita probandů se u skupiny s WBV zlepšila o 29 %. U kontrolní skupiny nebyla opět zaznamenána změna (Tabulka 6).

Účinek vibrace na zvýšení BMD lze využít i u pacientů upoutaných na lůžko, u kterých také dochází ke snižování BMD z důvodu nečinnosti.

Tabulka 6. Porovnání hodnot BMD a stability u postmenopauzálních žen před (Baseline) a po intervenci (Change to 8 months) (Gusi, Leal, & Raimundo, 2006, 5)

		Baseline	Change to 8 months	Treatment effect	P†
		Mean (SD)	Mean (95%CI)	Mean (95%CI)	
BMD (gr·m ⁻²)					
Lumbar spine	Vibratory	0.95 (0.12)	-0.01 (-0.04 to 0.02)	0.00 (-0.03 to 0.03)	.983
	Walking	0.83 (0.13)	-0.01 (-0.02 to 0.01)		
Femoral neck	Vibratory	0.79 (0.10)	0.02 (-0.01 to 0.04)	0.03 (0.01 to 0.06)	.011
	Walking	0.78 (0.13)	-0.02 (-0.03 to 0.00)		
Trochanter	Vibratory	0.68 (0.08)	0.01 (-0.01 to 0.02)	0.02 (-0.01 to 0.04)	.084
	Walking	0.60 (0.10)	-0.01 (-0.02 to 0.02)		
Ward's triangle	Vibratory	0.63 (0.11)	0.04 (-0.01 to 0.09)	0.03 (-0.02 to 0.09)	.070
	Walking	0.58 (0.12)	0.01 (-0.02 to 0.02)		
Balance (trials)	Vibratory	9.4 (5.1)	-2.7 (-5.7 to -0.1)	-3.2 (-6.3 to -0.2)	.023
	Walking	11.3 (3.9)	0.5 (-0.9 to 0.6)		
BMI (kg/m ²)	Vibratory	28.8 (4.3)	-0.90 (-1.8 to -0.1)	-0.8 (-1.7 to 0.0)	.049
	Walking	27.3 (2.9)	-0.1 (-0.3 to 0.2)		

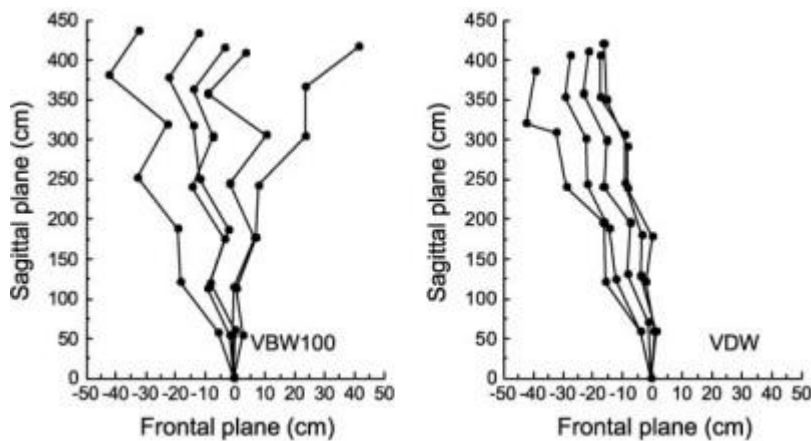
2.5 Vibrace v diagnostice

Vibrace v diagnostice využívají určité hlavní principy. Jedná se hlavně o cílenou aktivaci primárního zakončení svalového vřeténka a tedy cílenou aktivaci vibrovaného svalu (Paráková et al., 2008). Tato aktivita se projeví na EMG. Dle studie Romaiquere et al. (1992) byla EMG aktivita synergistických svalů vibrovaného svalu po dobu 15 sekund velmi nízká, poté se zvýšila. Proto bych doporučil k cílené aktivaci svalu působit vibracemi do doby 15 sekund.

Pomocí vibrace můžeme experimentálně určit, jakou roli hraje v určitém segmentu propriocepce, popřípadě stanovit deficit proprioceptivní informace. Vibrace nám také pomáhá určit na jaké úrovni je porucha neuromuskulárního systému.

Běžné využití vibrací v diagnostice můžeme spatřit při vyšetření hlubokého čítí v rámci neurologického vyšetření. Pacientovi přikládáme rozvibrovanou kalibrovanou (128 Hz) ladičku na část těla a hledáme hodnotu, kdy pacient ještě subjektivně vnímá vibrace. Ladička se nejčastěji přikládá na distální třetinu bérce, na vnitřní kotník, či na I. metatarz. Jednoznačně abnormální se považují hodnoty překryvu relativní škály ladičky pod 3,5 (Opavský, 2003).

Bove, Diverio, Pozzo a Schieppati (2001) testovali pomocí vibrace vliv abnormálního proprioceptivního vstupu na organizaci a provedení chůze. Probandi měli se zavázanýma očima dojít k cíli, který předtím viděli a který byl od nich vzdálen 4 metry. Vibrace o frekvenci 70 Hz a 100 Hz byla aplikována na pravou stranu krku před a během chůze. Výsledky ukázali, že vibrace aplikovaná během chůze snížila délku ušlé vzdálenosti a rychlost chůze, avšak neovlivnila šířku báze při chůzi. U probandů, kterým byla aplikovaná vibrace během chůze, se objevila úchylka trajektorie směrem opačným, než působila vibrace, tedy doleva. Vibrace aplikovaná před započítím chůze, neovlivnila rychlost chůze ani délku ušlé vzdálenosti. Avšak probandi s aplikací vibrace před chůzí měli širší spektrum úchylky směru doprava i doleva než u probandů s aplikací vibrace během chůze (Obrázek 10).



Obrázek 10. Zobrazení úchyly směru chůze u probandů s aplikací vibrace před započítím chůze (VBW100) a u probandů s aplikací vibrace během chůze (VDW) (Bove, Diverio, Pozzo, & Schieppati, 2001)

Brumagne et al. (1999) pomocí cílené aplikace vibrace poukázal na souvislost bolestí dolní části zad a porušené propiocepce. Pacienti s těmito obtížemi měli horší statestézii v oblasti dolní části zad než pacienti bez těchto bolestí.

Pfeiffer et al. (1976) na základě práce Hagbarth a Eklund (1969) popisuje možné využití u cerebrálních poruch hybnosti, kdy vibrace zvýrazňují určité projevy nemoci během svého působení. Takto můžeme odkrýt málo výrazné projevy poruchy CNS. Jedná se například o aktivaci intenčního tremoru u mozečkového postižení, mikrografie u parkinsoniků, či klonu u spasticity.

Boniver (2008) popisuje vibracemi vyvolaný nystagmus – vibration induced nystagmus (VIN) u poruchy vestibulárního aparátu. Vibrace (frekvence 100 Hz, amplituda 0,2 mm) byla aplikována na processus mastoideus. VIN lze také vybavit u poruch CNS, jako je stav po cévní mozkové příhodě, malformace Arnold-Chiari nebo spinocerebelární degenerace. Tento vibrační test nerozlišuje mezi centrální a periferní lézí.

Zajímavá diagnostická technika je Vibrační artrografie. Jedná se o neinvazivní diagnostiku poruch v kloubu. Tato technika spočívá v aplikaci vibrací na kostní prominence v oblasti kloubu za současného snímání vibrační

odpovědi z této oblasti. Ke snímání vibrací se využívá akcelerometr. U zdravých subjektů jsou produkovány 3 typy signálu – fyziologická patellofemorální krepitace, patelární cvakání a laterální „band“ signál. U probandů s příznaky poruchy kloubu se dají identifikovat další druhy signálů se vztahem k patologii. Autoři studie tvrdí, že pomocí této techniky nezjistíme například pouhou lézi menisku, ale dokážeme také určit, o jaký druh poškození menisku se jedná (horní, dolní roh). Přesnost diagnostiky poškození menisků byla v této studii 86 %. Analýza fyziologické femoropatelární krepitace představuje objektivní měření stavu kloubní chrupavky (Beverland, McCoy, McCrea, Mollan, & Kernohan, 1987).

Eklund a Hagbarth (1968) popisuje vibrační techniky jako vhodný prostředek ke zjištění vlivu aferentních signálů na motoriku člověka.

Vibrace nám také napomáhají k určení úrovně poškození nervosvalového systému. Využívá se zde opět toho, že vibrace cíleně aktivují primární nervové zakončení svalového vřetenka vibrovaného svalu. Vibrace zde tedy působí jakožto cílený stimul a pomocí dalších přístrojů měříme reakci organismu. Pomocí mikroelektrod můžeme například měřit aktivitu v Ia aferentních vláknech při aplikaci vibrace (Ribot-Ciscar et al., 1998). Dále můžeme pomocí EMG měřit aktivitu vibrovaného svalu, kdy při periferní paréze se hodnoty EMG při vibraci nemění (Ribot-Ciscar et al., 2003). Pfeiffer et al. (1976) na základě prací Eklunda a Hagbartha (1968) a Hermana a Mecombera (1971) popisuje konkrétní reakce na vibrace u pacientů s cerebrálním a spinálním postižením CNS (viz kapitola 2.3.1). Toto rozdělení nám může také napomoci k posouzení úrovně postižení.

2.6 Negativní vliv vibrací

Působení vibrací rozhodně není jednoznačný a přímočarý proces. Dokazují to výsledky studií z oboru pracovního lékařství, kdy vibrace jsou jedny z nejčastějších rizikových faktorů způsobující nemoci z povolání. V roce 2010 bylo z celkového počtu 257 pracovních onemocnění, 177 z prací (69 %), kde vibrace byly naměřeny jako nadlimitní (rizikové). Je to také způsobeno tím, že neexistují žádné efektivní ochranné pomůcky proti působení vibrací. V roce 2010 se pouze u 19 % postižených jednalo o profesionální traumatickou vazoneurózu. Ve většině případů šlo tedy o nemoci periferních nervů horních končetin charakteru ischemických a úžinových neuropatií a nemoci kostí, kloubů rukou, zápěstí nebo loktů. Negativní vliv na lidské zdraví mají vibrace kolem 30 Hz – pneumatické nástroje, vrtačky, spojené s aktivní svalovou prací, která přenos vibrací zvyšuje. Proto jsou často postiženi tuneláři a horníci. Další faktor, který podporuje vznik nemoci z povolání díky vibracím je chlad a vlhko (Bencko, 1998; Cinkrt, Pelclová, & Tuček, 2005; Hlaváč & Kučera, 2010; Pelclová, 2006).

Traumatická vazoneuróza je postižení cév končetin vibracemi za spoluúčasti chladu. Chladem dochází k vazokonstrikci kapilár a ke zvýšení aktivity sympatických nervových vláken. Dlouhodobé působení vibrací poškozuje cévy a endotel a stimuluje produkci vazokonstrikčních látek. Počáteční projevy této nemoci jsou Raynaudův fenomén, či parestézie. V pokročilém stádiu vznikají otoky a projevuje se cyanóza (Bencko, 2002; Cinkrt, Pelclová, & Tuček, 2005; Pelclová, 2006).

Bogardi-Sare (1993) popisuje u dlouhodobého vystavení celotělové vibraci, negativní vliv na intervertebrální disky v lumbální části páteře. Jedná se o metabolické změny a mechanické přetížení, které ústí v poruchu disků. Tyto problémy často postihují profesionální řidiče, kteří jsou při jízdě dlouhodobě vystaveni vibracím. U těchto lidí často vznikají bolesti dolní části zad (Okunribido, Magnusson, & Pope, 2006).

3 Kazuistika

V této části je popsán proband T. M., který před dvěma lety prodělal plastiku LCA na pravé dolní končetině. Bylo provedeno vyšetření a specifická měření testující funkci pravého kolenního kloubu a příslušných měkkých tkání. Poté byl proband vystaven celotělové vibraci po dobu deseti dnů. Výsledky ukázali pozitivní efekt celotělové vibrace na funkci kolenního kloubu po plastice vazů.

3.1 Vyšetření

Před zahájením desetidenní intervence celotělovým vibračním tréninkem byla odebrána anamnéza. Dále bylo provedeno kineziologické vyšetření. Těsně před zahájením vibračního tréninku byly provedeny specifické zkoušky na zjištění statestezie, výšky vertikálního výskoku a stability při stoji na jedné končetině.

3.1.1 Anamnéza

Probandovi je 23 let, je pravák.

Osobní anamnéza: v roce 2006 zmnožení nitrokloubní plíky v koleni na levé dolní končetině (LDK) z důvodu pádu na skateboardu. Tato plíka byla v roce 2008 pomocí artroskopie resekována. Na jaře 2010 přetržen přední zkřížený vaz na pravé dolní končetině (PDK) při pádu na snowboardu. V červnu 2010 byla provedena plastika předního zkříženého vazů pomocí štěpu z m. semitendinosus.

Rodinná anamnéza: nevýznamná

Sportovní anamnéza: rekreačně jízda na skateboardu, snowboardu. Od roku 1997 do 2010 aktivně ploutvové plavání. Od roku 2005 na vrcholové úrovni.

Trénink cca 5 krát týdně. Ploutvové plavání je rychlostní sport, kdy za pomoci monoploutve, která je nasazena na obě nohy, se sportovec vlnivým způsobem, „jako delfín“, posunuje vpřed. Hlavní pohyb se odehrává v oblasti bederní páteře. Při tomto druhu sportu je vyvíjen velký tlak na kolenní klouby, které jsou hlavně při pohybu s ploutví směrem nahoru „prolamovány“ do hyperextenze.

Sociální anamnéza: student, bydlí v Olomouci, dojíždí na víkendy do Nového Jičína.

3.1.2 Kineziologický rozbor

Zaměřený hlavně na testovanou oblast, tedy na kolenní kloub PDK.

Vyšetření stoje: Pánev v rovině, pokleslá podélná klenba na obou DKK, mírný předsun hlavy a protrakce ramen, rekurvace obou kolen (10°)

Rozsah pohybu v obou kolenních kloubech: Sa: 10 – 0 – 165

Svalová síla: obě kolena do flexe i extenze dle Jandy: stupeň 5

Hypertonus: paravertebrální svaly v oblasti Th/Lp oboustranně

Zkrácené svaly: ischiokrurální oboustranně, dle Jandy stupeň 1

Thomayerova zkouška: 5 cm

Reflexní změny: m. gluteus medius při úponu na crista iliaca

Patologická reakce probanda při testu břišního lisu (umbilicus migruje kraniálně, hrudník se staví do inspiračního postavení) značí insuficienci hlubokého stabilizačního systému (Kolář & Lewit, 2005).

3.1.3 Specifické zkoušky

Jedná se o zkoušky zaměřené na testování následků, které vznikají u pacientů po operaci předního zkříženého vazů. Mezi následky patří především snížená propiocepce z oblasti kolenního kloubu a hypotrofie mediálního vastu a tedy snížení svalové síly při extenzi v kolenním kloubu (Moezy et al., 2008; Smékal, Kalina, & Urban, 2006). Každá zkouška se opakovala třikrát (3 pokusy), před intervencí (previbrační fáze) a po skončení intervence (postvibrační fáze).

3.1.3.1 Testování statestezie

Zde vycházíme z informací, které uvádí Moezy et al. (2008) a Smékal et al. (2006). Tedy, že po poranění LCA se snižuje propioceptivní informace z kloubu, což se projeví poruchou statestezie.

Měřena byla končetina, na které byla provedena plastika předního zkříženého vazů, tedy PDK. Testování probíhalo v sedě se spuštěnými dolními končetinami (DKK) ze židle. Proband měl v sedu vyrovnané záda a ruce volně položené vedle sebe na lehátku. Výchozí úhel v kyčelních i kolenních kloubech byl 90 stupňů. Poté mu byl pomocí dvouramenného goniometru pasivně nastaven úhel v kolenním kloubu na PDK 60°. V této poloze proband setrval se zavřenými očima po dobu 5 sekund a poté ji aktivně vrátil zpět do výchozí polohy. Po 5 sekundách měl proband aktivně nastavit úhel 60° v kolenním kloubu, kdy se měřila pomocí goniometru odchylka od požadovaného stupně.

3.1.3.2 Testování stability

Při tomto testu vycházíme z principu sensomotorické stimulace, kdy nacházíme spojitost mezi sníženým tokem aferentních informací a nestabilitou v kloubu (Kolář et al., 2009).

Testování probíhalo ve stoji na mírně pokrčené PDK (10° v kolenním kloubu). Proband měl při stoji zavřené oči. Měřila se délka výdrže stoje (v

sekundách) na PDK od doby, kdy se pacient postavil na jednu dolní končetinu a zavřel oči. K ukončení měření došlo ve chvíli, kdy se těžiště probanda vychýlilo natolik, že by bez aplikace obranných mechanismů (poskok, dopad na druhou DK) došlo k pádu.

3.1.3.3 Testování výšky vertikálního výskoku na PDK

Bosco et al. (1998b) uvádí, že po desetidenní intervenci celotělové vibrace došlo ke zvýšení síly a rychlosti provedení pohybu proti odporu při cvičení na přístroji leg press.

Výskok se prováděl na PDK s minimálními přidruženými pohyby horních končetin. Během letové fáze výskoku byla odrazová noha propnutá v kolenu i v hlezenním kloubu. Dosažená výška výskoku byla zachycena pomocí pravé horní končetiny. Tato končetina byla vzpažena a při stoji na pravé extendované DK proband udělal prostředníkem značku na zeď. Totéž proband opakoval při maximální výšce výskoku. Poté se změřila vzdálenost mezi bodem na zdi ve stoji na PDK a při maximálním výskoku na PDK.

3.1.4 Intervence

Jako intervenční technika byl využit celotělový vibrační trénink na vibrační plošině značky Power Plate, model pro5. Cvičení probíhalo každý po sobě následující den po dobu 10 dní. Frekvence vibrací byla 35 Hz a amplituda „low“, což znamená rozmezí amplitudy 2 - 4 cm. Samotná vibrace probíhala v šesti cyklech po minutě s minutovou pauzou mezi cykly, kdy proband sestoupil z vibrační plošiny a procházel se kolem přístroje. Před zahájením samotné vibrace proběhl pětiminutový strečink zaměřený na protahování svalů DKK. Stoj na vibrační plošině byl s mírně flektovanými koleny (30°), lehce odlehčenými patami a s volně svěšenými horními končetinami (Obrázek 11), dle manuálu Power Plate (2010).

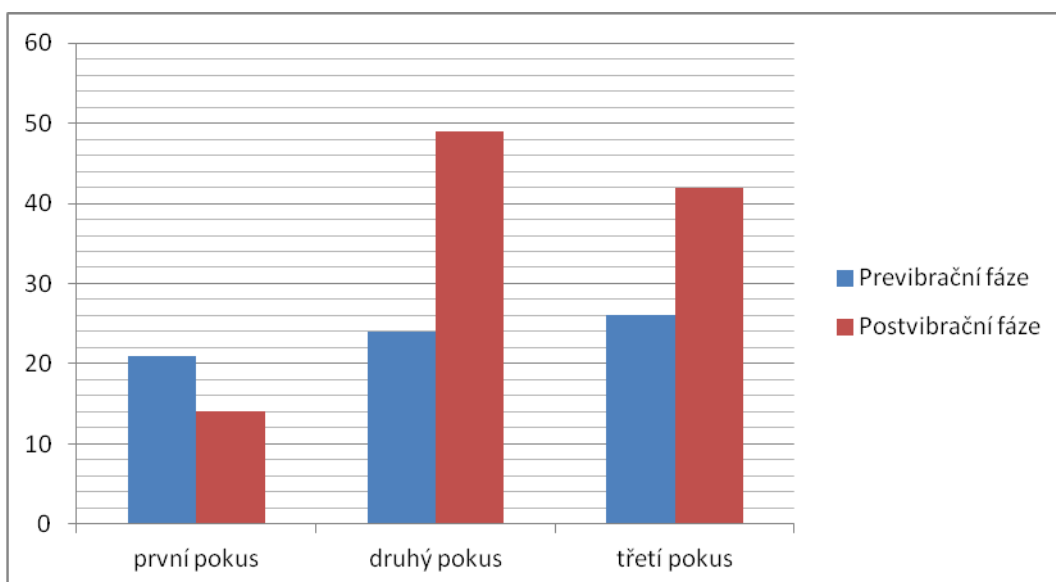


Obrázek 11. Stoj na přístroji Power Plate s flektovanými koleny a odlehčenými patami

3.1.5 Výsledky měření

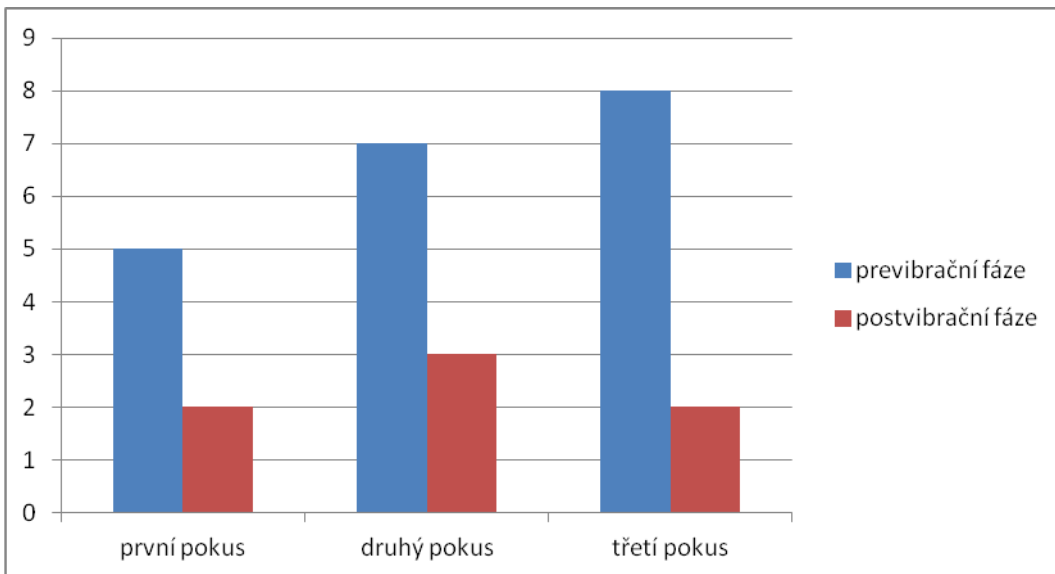
Výsledky měření jednotlivých pokusů specifických zkoušek v pre – i postvibrační fázi jsou zobrazeny na obrázcích 12., 13., 14. Při porovnání výsledků jednotlivých pokusů v pre - i postvibrační fázi lze spatřit zlepšení ve všech pokusech v postvibrační fázi s výjimkou prvního pokusu při měření doby stoje na PDK. Z výsledků vyplývá, že i průměrné výsledky u jednotlivých specifických zkoušek ukazují výrazné zlepšení v postvibrační fázi.

Průměrná doba při stoji na PDK v previbrační fázi byla 23,67 sekund a v postvibrační fázi 35 sekund. Je zde tedy zlepšení o 11,33 sekundy.



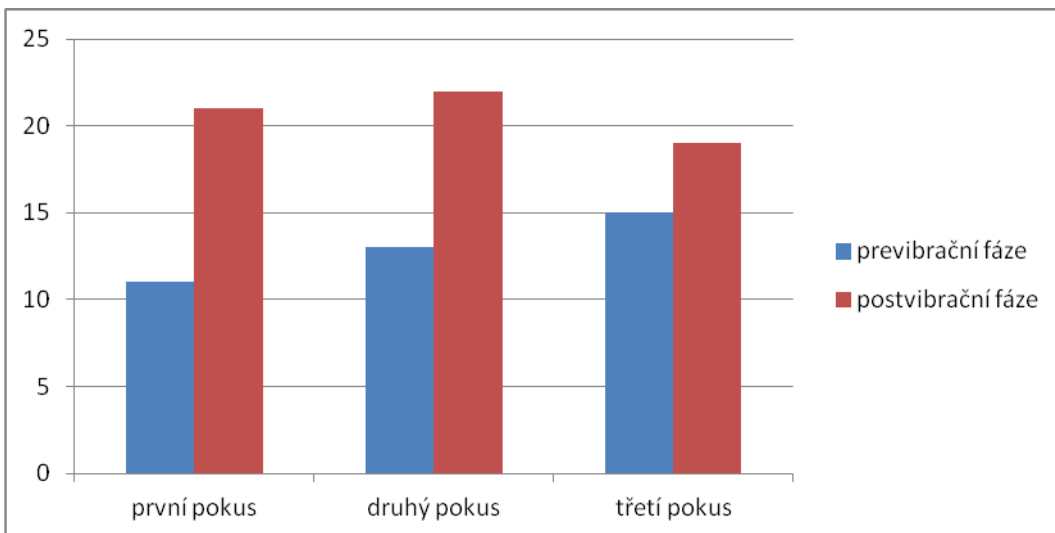
Obrázek 12. Stoj na PDK. Vertikální osa představuje dobu trvání stoje (v sekundách), horizontální osa představuje jednotlivé pokusy měření.

Průměrná odchylka v dosažení požadovaného úhlu v kolenním kloubu v rámci měření statestezie byla v previbrační fázi $6,67^\circ$. V postvibrační fázi se odchylka snížila na $2,33^\circ$. Průměrná odchylka se tedy snížila o $4,34^\circ$.



Obrázek 13. Statestezie. Vertikální osa zobrazuje odchylku (ve stupních) od požadovaného úhlu, horizontální osa zobrazuje jednotlivé pokusy.

Průměrná výška výskoku na PDK byla v previbrační fázi 13 centimetrů. V postvibrační fázi se průměrná výška zvýšila na 20,67 cm. Výška skoku na PDK se v postvibrační fázi zvýšila o 6,23 cm.



Obrázek 14. Výška vertikálního výskoku na PDK. Vertikální osa zobrazuje výšku skoku v centimetrech, horizontální osa zobrazuje jednotlivé pokusy.

4 Diskuze

Z oblasti neurofyzologie jsou nejvíce citlivé na vibrace primární zakončení svalového vřeténka. Avšak i ostatní receptory vibrace vnímají. Dle Burkeho (1976) se dá frekvence pálení primárních zakončení řídit až do 220 Hz. Aktivace primárních zakončení však není lineární a po cca 20 sekundách dochází ke snižování excitačního vlivu Ia aferentních vláken na motorickou jednotku (Shinohara, 2005). Proto by jsme neměli při aplikaci lokálních vibrací s cílem facilitace svalu tuto časovou hodnotu výrazně překračovat. Naopak pro inhibici svalového napětí se dá využít vibrace aplikovaná po dobu 30 sekund a déle, u které dochází po skončení vibrace k postvibračnímu snížení klidového potenciálu ve většině Ia aferentních vlákních (Ribot-Ciscar et al., 1998). Taktéž vibrace antagonistického svalu vyvolává formou reciproční inhibice snížení svalového napětí agonisty (Paráková et al., 2008).

K facilitaci pohybu nám dále napomáhá fakt, že vibrace se vznikem TVR snižují práh vzrušivosti motorické jednotky a toto snížení trvá i 10 sekund po skončení vibrací (Romainquere et al., 1992). Tonický vibrační reflex vzniká díky aktivaci primárních zakončení, avšak reflex nelze vyvolat vždy a u každého pacienta. Jak zmiňuje Latash (2008), TVR se dá i vědomě potlačit. Nacházíme tedy inter - individuální variabilitu účinků vibrace. Paráková et al. (2008) udává, že účinky vibrace jsou závislé jednak na parametrech vlastní mechanické vibrace, ale také na biologických vlastnostech cílové tkáně. Roli zde hraje věk, fyzický a psychický stav pacienta. Tato různorodost účinků dělá z vibrací jev k trvalému zkoumání, což má za následek velké množství, hlavně zahraničních studií.

Další zajímavý fenomén, který se vyskytuje v rámci působení spíše lokálních vibrací je kinestetická iluze. Tato iluze vzniká opět prostřednictvím aktivace primárního zakončení svalového vřeténka (Paráková et al., 2008). Uplatnění tohoto jevu nacházím obecně u imobilních pacientů, u kterých se může objevit výše zmíněná funkční deaferentace a následná porucha tělesného schématu. Tím, že aktivujeme stejné motorické oblasti, které jsou v aktivitě během volního pohybu a navíc dokážeme vyvolat svalovou kontrakci díky TVR,

se vibrace nabízejí jakožto ideální stimul k náhradě volního pohybu a udržení, či zlepšení funkčního stavu pacienta.

Výrazný přínos lokální i celotělové vibrace spatřuji v terapii měkkých tkání. Jedná se hlavně o urychlení hojení ligament a prevence vzniku patologických jizev. Oba tyto problémy potřebují ke správnému a rychlému hojení mechanické napětí. Pomocí vibrací jsme schopni toto mechanické napětí v poškozeném místě vyvolat. Opět se zde nabízí skupina imobilních pacientů, kteří kvůli snížené schopnosti pohybu nejsou schopni v porušené tkáni vytvářet dostatečné mechanické napětí.

Výsledky specifických zkoušek v praktické části práce ukazují pozitivní vliv celotělové vibrace na funkci svalů operované DK. Jedná se o lepší propriocepci, která se projevila ve zkoušce statestezie a délky stoje na PDK. Zvýšení explozivní síly svalů PDK se projevilo vyšším vertikálním výskokem. Je však potřeba zmínit, že se proband v průběhu desetidenního intervenčního tréninku zúčastnil závodů v ploutvovém plavání na akademickém mistrovství ČR. Samotná tato aktivita může mít za následek dočasné posílení a zlepšení funkce svalů na DKK.

Uplatnění celotělové vibrace se nachází spíše v tréninku než v léčbě samotné. Tyto vibrační plošiny většinou vlastní soukromé osoby s cílem finančního zisku. Avšak jak dokazuje praktická část práce, pod edukovaným dohledem lze i tento způsob aplikace vibrací využít k léčbě pacienta. Je zde pouze zapotřebí určitý finanční obnos, kdy jedna cvičební jednotka (30 minut) stojí v rozmezí 100 - 200 Kč.

Celotělový vibrační trénink se dá v praxi modifikovat přídatnými cviky, jako jsou například dynamické dřepy, kliky, lehy sedy a další.

5 Závěr

Hlavním záměrem této práce bylo bližší seznámení s problematikou působení vibrací na lidský organismus a jejich využití v terapii a diagnostice. Tento záměr byl dle mého úsudku splněn. V odborné literatuře lze nalézt mnoho informací, jak z oblasti teoretické tak i praktické. Převažují teoretické podklady spojené s aktivací primárních zakončení svalového vřetenka a následnými jevy, které v lidském organismu vznikají. Ve spoustě odborných článků se vibrace využívají jakožto pomůcka k objasnění otázek týkající se fungování primárního zakončení svalového vřetenka a jeho konexích s dalšími nervovými strukturami. Ne vždy jsou však výsledky studií, či jejich diskuze shodné s jinými studiemi, které zkoumají stejnou problematiku. Příčina těchto rozdílů je ve výše zmíněné interindividuální variabilitě účinků a různých způsobů aplikace vibrací. I přes to se odborná společnost snaží účinky vibrace zobecnit, či aspoň najít příčinu rozdílných výsledků. Doposud stálá nejednotnost v problematice vibrací, i přes její prokazatelné pozitivní účinky, brání vibracím „prorazit“ do klasické terapeutické praxe s cílem léčby pacienta.

6 Souhrn

Vibrace jsou neoddelitelnou součástí života každého člověka. Setkáme se s nimi při jízdě automobilem, manuální práci s pracovními nástroji, či během projíždění kolemjedoucích vozidel. Občasné vibrace tohoto typu nás nijak zřetelně neovlivňuje. Až při cílené aplikaci vibračními přístroji nastavenými na dané parametry vznikají v těle jasné odpovědi, jako je například tonický vibrační reflex. Takto můžeme v terapii vibrace využít k facilitaci i inhibici svalového napětí, k rychlejší léčbě ligament, snížení úbytku BMD, či k obnově tělesného schématu u pacientů se sníženou schopností pohybu. V diagnostice slouží vibrace především jakožto cílený aktivátor primárních zakončení svalového vřeténka. Přes aktivaci primárních zakončení se dále zjišťuje pomocí měřících přístrojů funkce nervosvalového systému. Negativní vliv vibrací se objevuje hlavně u osob trvale vystaveným vibracím a vykonávající současně silovou práci. Proto jsou vibracemi nejčastěji postiženy horní končetiny tunelářů a horníků. Taktéž dlouhodobé vystavení celotělové vibrace na vibračních plošinách může mít za následky postižení meziobratlových destiček v oblasti bederní páteře, což se projevuje hlavně u profesionálních řidičů. Proto by se mělo dále zkoumat využití hlavně lokálních vibrací, kde jsou tyto rizika poškození pacienta minimální.

7 Summary

Vibrations are an inseparable part of life of all people. We encounter them when driving the car, during manual work with work tools or as an effect of passing vehicles. Occasional vibrations of this type do not have any apparent impact on us. Only the targeted application by means of vibratory devices set to particular parameters provokes clear responses in the body – such as tonic vibration reflex. We can thus employ vibration in the therapy to facilitate or inhibit muscle tension, treat ligaments more quickly, lower the BMD loss or restore the movement pattern of patients with reduced mobility. In the diagnostics, vibrations serve mainly as targeted activator of primary endings of the muscle spindle. After the activation of primary endings, the function of the neuromuscular system is ascertained by means of measuring devices. Negative impact of vibrations affects mainly individuals who are exposed to vibrations constantly and who employs physical power in their work at the same time. Therefore upper extremities of tunnel builders and miners are affected most frequently. Also a long lasting exposure to whole body vibration on the vibration platforms can lead to impairment of intervertebral discs in the lumbar region which affects mainly professional drivers. Therefore, primarily the usage of local vibrations where the risk of harm to the patient is minimal should be further researched.

8 Referenční seznam

- Allum, J. H. J., & Hullinger, M. (1989). *Afferent control of posture and locomotion*. Amsterdam: Elsevier science publishers B. V.
- Bencko, V. (1998). *Hygiena: učební texty k seminářům a praktickým cvičením* (2nd ed.). Praha: Karolinum.
- Beverland, W. G., Kernohan, W. G., McCoy, G. F., & McCrea, J. D. (1987). Vibration arthrography as a diagnostic aid in diseases of the knee. *The journal of bone and joint surgery*, 69-B(2), 288-293.
- Blahoš, J. (1995). *Osteoporóza: diagnostika a terapie v praxi*. Praha: Galén.
- Bogardi-Sare, A. (1993). The effect of whole-body vibration: an unrecognized medical problem [Abstract]. *Arhiv za higijenu rada i toksikologiju*, 44(3), 269-279.
- Bongiovanni, L. G., Hagbarth, K. E. (1990). Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *Journal of physiology*, 423, 1-14.
- Bongiovanni, L. G., Hagbarth, K. E., & Stjernberg, L. (1990). Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *The journal of physiology*, 423, 15-26.
- Boniver, R. (2008). Vibration-induced nystagmus. *B-ENT*, 4, 13-14.
- Bosco, C., Cardinale, M., Colli, R., Tihanyi, J., Viru, A., & von Duvillard, S. P. (1998a). The influence of whole body vibration on the mechanical behaviour of skeletal muscle. Retrieved 20. 5. 2012 from Scholar database on World Wide Web: <http://www.aestheticmd.com/documents/influence.pdf>

- Bosco, C., Cardinale, M., Colli, R., Introini, Madella, A., E., Tihanyi, J., & Viru, A. (1998b). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology*, *19*(2), 183-187.
- Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., & Schieppati, M. (2001). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *The journal of physiology*, *91*, 581-588.
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, *25*(8), 989-994.
- Brumagne, S., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (1999). Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine*, *24*(13), 1328-1331.
- Burke, D. C., & Pierrot-Deseilligny, E. (2005). *The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders*. Cambridge: Cambridge university press.
- Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The journal of physiology*, *261*, 673-693.
- Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration during an isometric contraction. *The journal of physiology*, *261*, 695-711.
- Burke, R. E. (2007). Sir Charles Sherrington's The integrative action of the nervous system: a centenary appreciation. *Brain*, *130*, 887-894.
- Calvin-Figuere, S., Romaiquere, P., & Roll, J. P. (2000). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of actiation of antagonist muscles. *Brain research*, *881*, 128-138.

- Carneiro, J., Junqueira, L. C., & Kelley, R. O. (1997). *Základy histologie* (7th ed.). Jinočany: H & H.
- Cinkrt, M., Pelclová, D., & Tuček, M. (2005). *Pracovní lékařství pro praxi: Příručka s doporučenými standardy*. Praha: Grada publishing.
- Cohen, H. S. (1999). *Neuroscience for rehabilitation*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Cormie, P., Deane, R. S., McBride, J. M., & Triplett, N. T. (2006). Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *Journal of strength and conditioning research*, 20(2), 257-261.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada publishing.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 3*. Praha: Grada publishing.
- Dylevský, I., (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada publishing.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16(1), 80-92.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1968). The effects of muscle vibration in spasticity, rigidity and cerebral disorders. *Journal of neurology, neurosurgery & psychiatry*, 31, 207-213.
- Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1969). The muscle vibrator – a useful tool in neurological therapeutic work. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 1, 26-34.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *The journal of applied physiology*, 72, 1631-1648.

- Gabbiani, G. (2003). The myofibroblast in wound healing and fibrocontractive diseases. *Journal of pathology*, 200, 500-503.
- Grinnel, F., (1994). Mini-review on the cellular mechanisms of disease. *The journal of cell biology*, 124(4), 401-404.
- Gusi, N., Leal, A., & Raimundo, A. (2006). Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 7:92. Retrieved 20. 5. 2012 from World Wide Web: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/7/92>.
- Hayward, L. F., Heckman, C. J., Hutton, R. S., & Nielsen, R. P. (1986). Tendon vibration-induced inhibition of human and cat triceps surae group I reflexes: evidence of selective Ib afferent fiber activation. *Experimental neurology*, 94, 333-347.
- Hazell, T. J., Jacobi, J. M., & Kenno, K. A. (2007). The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied physiology, nutrition and metabolism*, 32, 1156-1163.
- Herman, R., Mecomber, S. A. (1971). Vibration-elicited reflexes in normal and spastic muscle in man. *American journal of physical medicine*, 50(4), 169-183.
- Hultborn, H., Meunier, S., Pierrot-Deseilligny, E., & Shindo, M. (1987). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres at the onset of voluntary contraction in man. *The journal of physiology*, 389, 757-772.
- Jarkovská, D., & Martínek, J. (1997) Histologie I. Praha: Karolinum.

Jelínek, R., Dostál, M., Halašková, M., Likovský, Z., Maňáková, E., Peterka, M., Peterková, R., Titlbach, M., Velický, J., & Zemanová, Z. (2004). *Skripta histologie a embryologie*. Retrieved 10. 6. 2012 from World Wide Web: <http://old.lf3.cuni.cz/histologie/materialy/doc/skripta.pdf>.

Johansson, H., Sjolander, P., Sojka, P., & Wenngren, B. I. (1995). Effects of L-dopa on fusimotor control of triceps surae muscle spindles in the cat. *Neuroscience research*, 22, 307-314.

Kalina, R., Smékal, D., Urban, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 73, 421-428.

Kato, M., & Tanji, J. (2004). Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. *Experimental neurology*, 40(3), 759-770.

Kastelic, J., Galeski, A., & Baer, E. (1976). The multicomposite structure of tendon. *Connective tissue research*, 6(1), 11-23

King, T. E., Jr., & Schwarz, M. I. (2010). *Interstitial lung disease* (5th ed.). Shelton: PMPH-USA.

Kittnar, O. et al. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada publishing.

Kolář, P., Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270–285.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Kolářová, H., & Staněk, J. (2006). *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada publishing.

- Koolman, J., & Rohm, K. H. (2012). *Barevný atlas biochemie*. Praha: Grada publishing.
- Kotrányiová, E. (2007). Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14 (3), 122-129.
- Králíček, P. (2011) *Úvod do speciální neurofyziolgie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Latash, L. M. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Lichnovský, V., & Malínský, J. (2007) *Přehled histologie člověka v obrazech I*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Macefield, V. G., Sverrisdottir, Y. B., & Wallin, B. G. (2003). Resting discharge of human muscle spindles is not modulated by increase in sympathetic drive. *The journal of physiology*, 551(3), 1005-1011.
- Matthews, P. B., & Watson, J. D. (1981). Action of vibration on the response of cat muscle spindle Ia afferents to low frequency sinusoidal stretching. *The journal of physiology*, 317, 365-381.
- Matre, D. A., Sinkjear, T., Arendt-Nielsen, L., & Svensson, P. (1998). Experimental muscle pain increases the human stretch reflex. *Pain*, 75, 331-339.
- Manuál Power plate, rev. 2.1 (2010). Retrieved 20. 6. 2012 from World Wide Web: <http://www.powerplate.com/resources/doc/instructions-for-use/power-plate-pro6-ifu-cs.pdf>
- Mester, J., Spitzenfeil, P., Schwarzer, J., & Seifriz, F. (1999). Biological reaction to vibration implications for sport. *Medicine & science in sports & exercise*, 2(3), 211-226.

- Míková, M., Janura, M., Janurová, E., & Krobot, A. (2008). Vizkoelastické vlastnosti pojivové tkáně a manuální terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(1), 3-10.
- Moezy, A., Faghihzadeh, S., Hadian, M., Razi, M., & Olyaei, G. (2008). A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British journal of sports medicine*, 42(5), 373-378. Retrieved 20. 5. 2012 from World Wide Web: <http://www.powerplate.com/pdfs/technology/scientific/Moezy2008-WBVAAfterACLReconstruction.pdf>.
- Naito, E., Kitada, R., Kochiyama, T., Matsumara, M., Nakamura, S., Sadato, N., & Yonekura, Y. (2002). Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *The journal of neuroscience*, 22(9), 3683-3691.
- Naito, E., Nakashima, T., Aramaki, Y., Kito, T., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European journal of neuroscience*, 25, 3476-3487.
- Nyska, M., Mann, G. (2002). *The unstable ankle*. Champaign: Human kinetics.
- Okunribido, O. O., Magnusson, M., & Pope, M. (2006). Delivery drivers and low-back pain: A study of the exposures to posture demands, manual materials handling and whole-body vibration. *International journal of industrial ergonomics*, 36(3), 265-273.
- Paráková, B., Míková, M., & Krobot, A. (2008). Vibrace: neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(1), 11-17.

- Pavlů, D., & Strachotová, H. (2011). Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek?. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 138-144.
- Pfeiffer, J., Beránková, M., Brodinová-Volková, M., Klemová, M., Sussová, J., & Votava, J. (1976). *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. Praha: Avicenum
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada publishing.
- Ribot-Ciscar, E., Butler, J. E., & Thomas, C. K. (2003). Facilitation of triceps brachii muscle contraction by tendon vibration after chronic cervical spinal cord injury. *The journal of applied physiology*, 94, 2358-2367.
- Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, Ch., & Roll, J. P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience letters*, 258, 147-150.
- Romaiquere, P., Pagni, S., & Vedel, J. P. (1992). Effects of tonic vibration reflex on motor unit recruitment in human wrist extensor muscles. *Brain research*, 602, 32-40.
- Sherrington, C. S. (1906). *The Integrative Action of the Nervous System*. New York: Charles Scribner's Sons
- Shinohara, M. (2005). Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Medicine & science in sports & exercise*, 37(12), 2120-2125.
- Shinohara, M., Moritz, Ch. T., Pascoe, M. A., & Enoka, R. M. (2005). Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle. *The journal of applied physiology*, 99, 1836-1842.

Schleip, R., Klinger, W., Lehmann-Horn, F., Melzer, W., Naylor, I. L., Wilke, H-J. & Zorn, A. (2005). Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Medical hypothesis*, 66, 66-71.

Suzuki, S., Hayami, A., Suzuki, M., Watanabe, S., & Hutton, R. S. (1990). Reductions in recruitment force thresholds in human single motor units by successive voluntary contractions. *Experimental brain research*, 81, 227-230.

Trnavský, K., & Kolařík, J. (1997). *Onemocnění kloubu a páteře v praxi*. Praha: Galén.

Yoshitake, Y., Shinohara, M., Fukunaga, T., & Kouzaki, M. (2004). Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *The journal of applied physiology*, 97, 2090-2097.