

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Eliška Novotná

VLIV FOAM ROLLINGU

NA MECHANO-NOCICEPTIVNÍ A VIBROTAKTILNÍ ČITÍ

Diplomová práce

Praha 2019

Autor práce: **Bc. Eliška Novotná**

Vedoucí práce: **Mgr. Zdeněk Čech**

Oponent práce: **Mgr. Júlia Demeková**

Rok obhajoby: **2019**

Bibliografický záznam

NOVOTNÁ, Eliška. *Vliv foam rollingu na mechano-nociceptivní a vibrotaktilní cití.* Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2019. s. 60. Vedoucí diplomové práce Mgr. Zdeněk Čech.

Abstrakt

Práce se zabývá zhodnocením vlivu foam rollingu na vybrané parametry somatosenzorického vnímání (tlakově-algický práh, vibrotaktilní cití). Teoretická část pojednává o fasciální tkáni, shrnuje dosavadní poznatky o foam rollingu a zaměřuje se na mechanismy bolesti a vibrotaktilní cití. Výzkumnou část tvoří randomizovaná zaslepená studie na souboru 15 zdravých probandů (11 žen, 4 muži), která hodnotí efekt foam rollingu. Účinek je objektivizován pomocí tlakové algometrie a vibrametrie na m. rectus femoris a m. biceps femoris obou dolních končetin (měřeno před a po terapii). Hodnota prahu tlakové bolesti (PPT) se po foam rollingu zvýšila. Vibrotaktilní práh (VT) byl po foam rollingu nižší než před jeho použitím, což znamená, že došlo ke zvýšení vibrotaktilní citlivosti. Výsledky ukazují, že tyto změny se neodehrávají pouze v intervenovaném m. rectus femoris, ale některé změny v parametrech lze najít i v ostatních svalech.

Klíčová slova

fasciální tkáň, foam rolling, tlaková algometrie, práh tlakové bolesti, PPT, vibrametrie, somatosenzorický systém, nocicepce, difuzní nociceptivní inhibiční kontrola, DNIC

Abstract

The thesis deals with the evaluation of the influence of foam rolling on selected parameters of somatosensory perception (pressure-algic threshold, vibrotactile sensation). The theoretical part discusses fascial tissue, summarizes the current knowledge of foam rolling and focuses on the mechanisms of pain and vibrotactile sensation. The research part consists of a randomized blind study on a group of 15 healthy probands (11 women, 4 men), which evaluates the effect of foam rolling. The effect is objectivized by pressure algometry and vibrometry on the m. rectus femoris and m. biceps femoris of both lower limbs (measured before and after therapy). The value of the pressure pain threshold (PPT) increased after foam rolling. Vibrotactile threshold (VT) was lower after foam rolling than before its use, which means that vibrotactile sensitivity was increased. The results show that these changes do not occur only in the interventioned m. rectus femoris, but some changes in parameters can be found in other muscles as well.

Keywords

fascial tissues, foam rolling, pressure algometry, pressure pain threshold, PPT, vibrometry, somatosensory system, nociception, diffuse noxious inhibitory control, DNIC

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Čecha, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 10. 8. 2019

Eliška Novotná

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Mgr. Zdeňku Čechovi za odborné rady a spolupráci. Dále bych chtěla poděkovat všem probandům za účast ve studii. A v neposlední řadě všem, kteří mi byli při tvorbě práce oporou a podpořili mě v jejím dokončení.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	8
ÚVOD	10
1 TEORETICKÁ ČÁST	11
1.1. Fasciální tkáň	11
1.2. Somatosenzorický systém	13
1.3. Bolest	14
1.3.1. Mechanismy bolesti	15
1.3.2. Modulace bolesti.....	18
1.4. Vibrace	21
1.5. Foam rolling	24
1.6. Tlaková algometrie	26
1.7. Vibrametrie	27
2 CÍLE A HYPOTÉZY	29
2.1. Cíle práce	29
2.2. Hypotézy	29
2.2.1. Práh tlakové bolesti (PPT)	29
2.2.2. Vibrotaktilní práh (VT).....	30
3 SOUBOR A METODIKA	32
3.1. Charakteristika souboru probandů	32
3.2. Metodika práce	32
3.2.1. Dotazník.....	33
3.2.2. Testování prahu tlakové bolesti	33
3.2.3. Testování vibrotaktilního čítí.....	34
3.2.4. Poloha probanda při vyšetření.....	35
3.2.5. Foam rolling.....	35
3.2.6. Statistické zpracování dat.....	36
4 VÝSLEDKY	37
4.1. Výsledky k jednotlivým hypotézám	37
4.1.1. Práh tlakové bolesti (PPT)	37
4.1.2. Vibrotaktilní práh (VT).....	39
4.2. Shrnutí výsledků	41
5 DISKUZE	43
ZÁVĚR	48
REFERENČNÍ SEZNAM	50
SEZNAM PŘÍLOH	57
PŘÍLOHY	58

SEZNAM ZKRATEK

%	procenta
μm	mikrometr
cm	centimetr
cm ²	centimetr čtvereční
č.	číslo
DK	dolní končetina
DNIC	diffuse noxious inhibitory control (systém difuzní inhibiční kontroly)
FN	fakultní nemocnice
GS	substantia gelatinosa Rolandi
H	hypotéza
Hz	hertz
IASP	International Association for the Study of Pain (Mezinárodní společnost pro studium bolesti)
ICC	Interclass correlation coefficient (hodnoty korelačního koeficientu)
kg	kilogram
kPa	kilopascal
LK	lékařská fakulta
m.	musculus
Mgr.	magistr
mm	milimetr
N/cm ²	Newton na centimetr čtvereční
např.	například
p	p–hodnota
PPT	pressure pain treshold (práh tlakové bolesti)
T	T–buňka

tj.	to je
tzv.	takzvaný
UK	Univerzita Karlova
VDT	vibration disappearance treshold (sestupný práh vibrotaktilního čítí)
VPL	ventralis posterolateralis
VPT	vibration perception treshold (vzestupný práh vibrotaktilního čítí)
VT	vibration treshold (vibrotaktilní práh)
WDR	wide dynamic range (neurony s širokým dynamickým rozsahem)
WHO	World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)

ÚVOD

Tato práce navazuje na výsledky dříve obhájené diplomové práce, která zjistila zvýšení tlakově–algického prahu po aplikaci statického strečinku, což může představovat riziko pro jeho použití před dynamickými sporty. Foam rolling je v dnešní době oblíbenou pomůckou a právě u těchto sportů se využívá jako alternativní forma přípravy měkkých tkání v rámci rozcvičení. Zajímalo nás tedy, zda–li má použití foam rollingu podobný efekt jako aplikace statického strečinku.

Cílem této diplomové práce je zkoumat, zda foam rolling ovlivňuje citlivost mechano–nociceptivního a vibrotaktilního cití prostřednictvím změny mechanického stavu myofasciálních tkání. Efekt foam rollingu bude zkoumán na skupině zdravých jedinců a objektivizován pomocí tlakového algometru a vibrametru.

Teoretická část se bude zabývat krátkým úvodem do fasciální tkáně a somatosenzorického systému. Dále budou zpracována témata bolest, vibrace a foam rolling s ohledem na nejnovější dostupné poznatky. V závěru teoretické části bude prostor pro představení tlakové algometrie a vibrametrie.

V praktické části bude randomizovanou částečně zaslepenou studií hodnocen efekt foam rollingu na práh tlakové citlivosti svalu a vibrotaktilní cití na m. rectus femoris a m. biceps femoris obou dolních končetin (měřeno před a po intervenci foam rollingem).

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1. Fasciální tkáň

Fascie byla dříve označována jako pasivní struktura obklopující svaly, což poznatky z fyziologie vyvrátily a v posledních letech je fasciální tkáň předmětem mnoha výzkumů (Stecco & Schleip, 2016).

V současné době je fascie popisována jako složka měkkých tkání pojivového systému, která proniká lidským tělem a tvoří celotělovou spojitou trojrozměrnou matici strukturální podpory. Tento systém je složen ze souvislých, měkkých, volných a hustých vláknitých pojivových tkání obsahujících kolagen, které pronikají tělem. Fasciální systém prostupuje a obklopuje všechny orgány, svaly, kosti a nervová vlákna a vytváří tak jedinečné prostředí, které umožňuje všem systémům těla fungovat integrovaným způsobem. Definice zahrnuje prvky jako jsou povrchové a hluboké fascie, aponeurózy, vazy, šlachy, retinakula, kloubní pouzdra, epineuria, meningy, periost a všechny endomysialní a intermuskulární myofascie. Fascie je prakticky neoddělitelná od všech struktur v těle a vytváří tak kontinuitu mezi tkáněmi a zlepšuje jejich funkci a podporu. Mezi funkční aspekty fasciálního systému pak patří přenos síly a napětí, ale také sensorické funkce (Adstrum et al., 2017; Stecco & Schleip, 2016). Fasciální tkáň je dokonce považována za jeden z největších smyslových orgánů v našem těle právě díky její sensorické funkci (Schleip, 2003a).

Fascie je hustě inervována mechanoreceptory, které reagují na manuální tlak a myofasciální manipulaci. Stimulací těchto sensorických receptorů lze dosáhnout změny ve svalovém napětí, snížení tonu sympatiku a rozdílu v lokální viskozitě tkáně. Schleip (2003b) udává, že ke změně napětí fasciální tkáně dochází pomocí gamma eferentních motorických vláken. Snížení tonu sympatiku je vysvětlováno vlivem Ruffiniho tělísek na autonomní nervový systém, čímž dojde k vasodilatačním změnám na úrovni arteriol a kapilár ve fasciální tkáni a změnám v extravazaci plazmy (tj. vytlačování plazmy z krevních cév do matrice intersticiální tekutiny), což následně způsobí změnu viskoelastických vlastností (Schleip, 2003a; Schleip, 2003b). Nesmíme opomenout ani vliv tixotropie, který ve své práci publikovala Rolf již v roce 1977 a mnoho současných škol se zaměřením na myofasciální léčbu jsou jí hluboce ovlivněny. Tixotropie je chápána jako přeměna hustšího „gelového“ stavu na více tekutý „sol“ stav prostřednictvím aplikace energie (teplo nebo mechanický tlak) (Rolf, 1977). Tato transformace (gel na sol) se vyskytuje jako následek dlouhodobé aplikace mechanického tlaku na pojivovou tkáň. V případě okamžitého uvolnění a pocitu tání (release

fenomén) se mohou uplatňovat Vater–Paciniho a Ruffiniho tělíška, která jsou obsažena ve fasciální tkáni (Schleip, 2003a).

Fasciální tkáň se též významně podílí na propioceptivním a nociceptivním vnímání. Ve fascii se vyskytují nejen Vater–Paciniho a Ruffiniho tělíška, ale hojně jsou zastoupena i volná nervová zakončení. Je také důležité si uvědomit, že svalová vřeténka se nenacházejí pouze ve svalu, ale jsou též zastoupena v místech, kde se síla ze svalu přenáší na jeho obalovou fascii (Stecco et al., 2018; Van Der Wal, 2009).

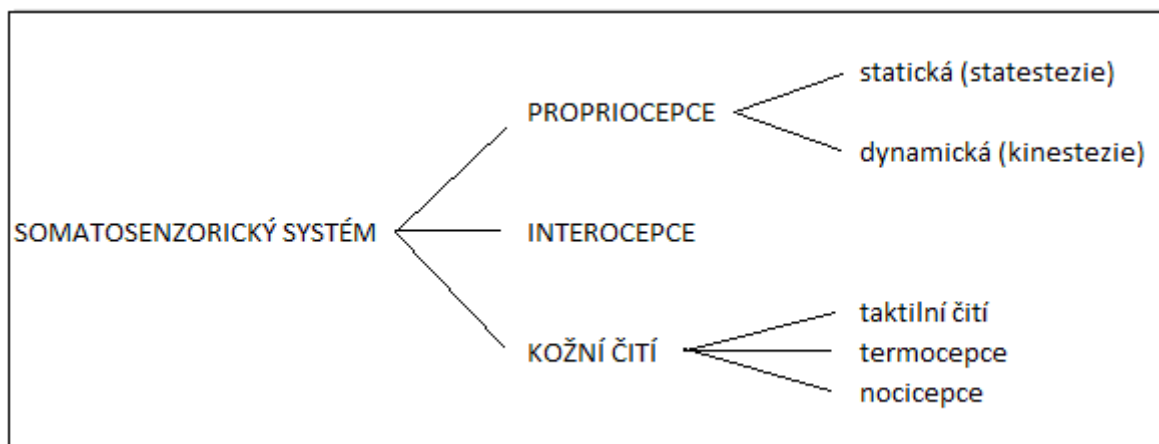
Napětí myofasciální tkáně je aktivně regulováno myofibroblasty, které mají potenciál ovlivnit aktivní pohyb, a tím mechaniku pohybového aparátu. Myofibroblasty byly objeveny německým profesorem anatomie Staubesandem a jeho čínským spolupracovníkem Li pomocí elektronového fotomikroskopu jako hladké svalové buňky zabudované do kolagenových vláken (Staubesand & Li, 1996). Fascie tedy mohou mít schopnost buněčné kontrakce a umožňují tak autonomnímu nervovému systému regulovat fasciální předpětí nezávisle na svalovém tonu. I výzkum vedený Schleipem (2019) prokázal přítomnost myofibroblastů. Tato studie probíhala na vzorcích lidské a krysí fasciální tkáně, která byla odebrána z různých míst na těle. Přítomnost myofibroblastů byla prokazována použitím imunohistochemického barvení aktinu pro hladké svalstvo (Schleip, 2003b; Schleip, Gabbiani & Wilke et al., 2019).

Schleip a Jäger (2014) ve své práci uvádějí, že fascie má kromě nociceptivního a propioceptivního významu i interoceptivní funkci, a to díky četné inervaci volnými nervovými zakončeními, které se promítají do oblasti kortexu. Pocity, které souvisejí s fyziologickými potřebami (jako je teplota, hlad, distenze vnitřních orgánů, vazomotorická aktivita nebo svalová námaha) jsou zde spojeny s emocionálními vlastnostmi. Autoři poukazují na to, že některé patologické stavy jsou spíše spojeny s narušením interocepce než s poruchou senzomotorické funkce. Patří mezi ně posttraumatická stresová porucha, syndrom dráždivého tračníku, deprese, úzkostná neuróza, schizofrenní poruchy a poruchy příjmu potravy (Schleip & Jäger, 2014).

1.2. Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém se řadí do smyslové nervové soustavy a zajišťuje příjem a zpracování podnětů přicházející z vnějšího i vnitřního prostředí (Obrázek 1). Jeho receptory jsou rozmístěny po celém těle (nejsou soustředěny do jednoho orgánu). V rámci celku jej můžeme rozdělit na hluboký systém senzitivity, (kam řadíme propriocepci a interocepci) a povrchový systém senzitivity (kožní cití) (Merkunová, 2008).

- Propriocepce – zajišťuje vnímání polohy (statická propriocepce neboli statestezie) a pohybu (dynamická propriocepce neboli kinestezie) jednotlivých částí těla vůči sobě i jako celku.
- Interocepce – informuje o změnách vnitřního prostředí organismu jako jsou změny tlaku a napětí vnitřních orgánů a cév (mechanoreceptory, baroreceptory) nebo koncentrace chemických látek (chemoreceptory).
- Kožní cití – zpracovává nejvíce podnětů, podle druhu vnímaného podnětu jej dělíme na taktilní cití, termocepci a nocicepci (Králíček, 2011; Merkunová, 2008).



Obrázek 1. Somatosenzorický systém

Upraveno dle Králíčka (2011) a Merkunové (2008)

Všechny somatosenzorické informace vstupují do míchy zadními míšními kořeny (respektive axony pseudounipolárních neuronů), odkud se vzestupnými míšními drahami dostávají až do somatosenzorické kůry parietálního laloku. Výjimku tvoří somatosenzorické informace z přední poloviny hlavy, které přicházejí do mozku prostřednictvím V. hlavového nervu (Merkunová, 2008).

Statická propiocepce (statestezie) vnímá polohu, napětí a kontakt a má pomalou adaptaci. Dynamická propiocepce (kinestezie) oproti tomu vnímá změny polohy, změny napětí a vibrace a má rychlou adaptaci (Čech, 2011).

1.3. Bolest

Bolest je definována dle WHO (Světová zdravotnická organizace) a IASP (Mezinárodní společnost pro studium bolesti) jako „*nepříjemný sensorický a emocionální prožitek spojený se skutečným či potencionálním poškozením tkání, nebo je popisována výrazy takového poškození*“. Jedná se o subjektivní pocit, ale také modalitu, která může ovlivnit ostatní funkce organismu (Hakl, 2007).

Bolest je sensorická a psychologická zkušenost se čtyřmi hlavními dimenzemi: sensoricky diskriminační, afektivní a emocionální, kognitivní, behaviorální.

- Sensoricky diskriminační složka zahrnuje neurofyzilogické mechanismy, které vedou k bolesti způsobené nadměrným množstvím nociceptivních signálů. Tyto mechanismy nás informují o intenzitě, trvání, lokalizaci a kvalitě nociceptivního signálu.
- Afektivní a emocionální složka činí bolest nepříjemnou, zatěžující nebo nesnesitelnou. Může vést k diferencovaným emočním poruchám, jako je úzkost nebo deprese, zejména pokud se jedná o bolest chronickou. Tato komponenta je vyvolána samotným nociceptivním stimulem prostřednictvím aktivace limbického systému a podmínkami okolního prostředí (např. povaha onemocnění způsobující bolest, nejistota ohledně prognózy, sociální a rodinná podpora).
- Kognitivní složka zahrnuje všechny procesy, které moduluji vnímání bolesti. Příklady těchto procesů zahrnují pozornost (neutrální úkol, který odvádí pacienta od bolesti, může zmírnit vnímanou bolest); předvídání (učení může být použito k rozvoji strategie chování, která zmírňuje nebo blokuje vývoj bolesti); významy připisované bolesti pacientovou kulturou, náboženstvím nebo společenskou skupinou; vliv vzpomínek na bývalou bolest.
- Behaviorální složka se skládá z verbálního a neverbálního chování pacienta v reakci na bolest, jako jsou stížnosti, sténání, držení těla a výrazy obličeje, které z velké části tvoří prostředek komunikace s ostatními (Calvino & Grilo, 2006).

1.3.1. Mechanismy bolesti

Nocicepce je řada elektrochemických dějů mezi podnětem a vjemem bolesti. Exogenní podněty vyvolají vznik bolestivé signalizace prostřednictvím specializovaných neuronů, nociceptorů (Rokyta, Kršiak & Kozák, 2012).

Rozlišujeme senzory a receptory bolesti. Receptor pro sensorické vnímání bolesti je označován jako nocisenzor. Název nociceptor pojmenovává biochemický receptor na buněčné úrovni, na membráně, či v jádru (Kozák, 2011).

V současné době rozlišujeme tři hlavní typy nocisenzorů:

- volná nervová zakončení – vlastní nocisenzory, které jsou specifické pouze pro bolest (syndrom ztráty vnímání bolesti při zachování sensorické percepce)
- polymodální nocisenzory – reagují především na tepelné změny (teplo, chlad)
- vysokoprahové mechanosenzory – citlivé na silné mechanické podněty (Rokyta & kolektiv, 2015)

Periferní nociceptivní podněty pak spouští kaskádu fyziologických událostí, které vedou k integraci signálů bolesti. Patří sem receptory (periferní nociceptory), ascendentní spinální dráhy, integrační centra bolesti umístěné převážně v thalamu a místa kortikální projekce (primární a sekundární somatosenzorická oblast, insulární a cingulární kortex) (Calvino & Grilo, 2016).

Tyto nervové signály, kódující nociceptivní informaci, se z periferních nociceptorů šíří po dostředivých vláknech sensorických nervů. Ty dělíme na myelinizovaná (A δ vlákna) nebo nemyelinizovaná (C vlákna). Tato vlákna dále pokračují přes zadní kořeny míšních nervů do spinální míchy a končí v šedé hmotě zadních rohů míšních (Coutaux et al., 2005).

Na příčném řezu míchou je popisována bílá hmota složená z vzestupných a sestupných axonů (většinou myelinizovaných) a šedá hmota složená z neuronových tělísek a gliových buněk. Šedá hmota je lokalizována centrálně s dvěma zadními a dvěma předními míšními rohy. V šedé hmotě jsou tzv. Rexedovy zóny, což jsou struktury rozděleny do deseti vrstev – šest v dorzálních rozích, tři ve ventrálních rozích a jedna tzv. vrstva X v okolí ependymální buňky (Calvino & Grilo, 2006).

Nociceptivní vlákna A δ a C obklopují nejvzdálenější vrstvu zadního rohu. Protínají zadní roh kolmo a končí v povrchových vrstvách (I a II) nebo pronikají do hlubokých vrstev (V, VI, VII a X). V bílé hmotě běží nahoru a dolů přes dva až tři páteřní úseky od místa vstupu do míchy, což tvoří Lissauerův trakt. Nenociceptivní vlákna, která jsou velká a myelinizovaná (A α a β), vedou kolem nejvzdálenější vrstvy zadního rohu a pak se rozdělují do vzestupné a segmentové větve. Vzestupné větve představují dráhu zadních míšních provazců, která přenáší somatosenzorickou informaci, zatímco segmentové větve končí ve středních vrstvách (III a IV) zadního rohu (Calvino & Grilo, 2006).

Elektrofyzilogické studie zadního rohu identifikovaly tři kategorie neuronů tvořících synapse s aferentními primárními senzory vlákny:

1) Specifické nociceptivní neurony

Nacházejí se převážně v nejvzdálenějších vrstvách zadního rohu (vrstva I a v menší míře vrstva II), ale nacházejí se také v hlubších vrstvách (vrstva V, stejně jako vrstvy VI, VII a X). Tyto neurony reagují pouze na vysoce intenzivní periferní stimuly, které pocházejí z různých míst (kůže, klouby a orgány). Jejich hlavní aference jsou vlákna A δ a C a mají omezené periferní receptorové pole.

2) Nеспецифические nociceptivní neurony

Známé také jako wide dynamic range (WDR) „neurony s širokým dynamickým rozsahem“ se nacházejí převážně v V. vrstvě a reagují na periferní podněty jak o nízké tak i vysoké intenzitě a jejich frekvence pálení narůstá buď lineárně nebo exponenciálně s intenzitou stimulace, čímž se kóduje intenzita stimulu. Neurony dostávají informace z kůže, orgánů, svalů i kloubů a právě tento široký rozsah aference vysvětluje, proč léze na jednom místě může způsobit bolest v jiném místě (například infarkt myokardu může způsobit bolest v levé horní končetině). Tyto nespécifické nociceptivní neurony dostávají aferenci z nenociceptivních senzory vláken (vlákna A α a A β) a nociceptivních vláken (vlákna A δ a C). Z části jsou to projekční neurony, z části spinální interneurony pro polysynaptické reflexy.

3) Nenociceptivní specifické neurony

Reagují pouze na periferní stimuly s nízkou intenzitou a nezohledňují integraci nociceptivních informací (Calvino & Grilo, 2006).

Axony nociceptivních neuronů zadních rohů míšních představují ascendentní spinální trakt (tractus spinothalamicus ventralis nebo též tractus anterolateralis), který má svou projekci bolesti na různých supraspinálních úrovních (Calvino & Grilo, 2006).

Místa supraspinálních projekcí pro specifické a nespecifické neurony spadají dle Calvina a Grila (2006) zhruba do čtyř kategorií:

- 1) Specifická jádra thalamu (nucleus ventralis posterolateralis) zpracovávají informace o nocicepci a doteku. Informace o nociceptivních signálech jsou přenášeny axony spinothalamických neuronů, jejichž buňky jsou umístěny ve vrstvách I, IV a hlavně V. Distribuce signálu je vysoce strukturovaná, odrážející somatotopickou organizaci těchto thalamických neuronů, což hraje hlavní roli v sensoricky diskriminační složce bolesti.
- 2) Projekční místa v medulla oblongata a mesencephalu (periaqueduktální šed' a nucleus cuneiforme) převádí nociceptivní signál ze spinoreticulothalamického traktu do nespecifického mediálního thalamu. Tato centra se podílejí na behaviorální odezvě organismu na bolestivý podnět.
- 3) Hypothalamus se podílí na kontrole autonomních reakcí nervového systému na bolest a uvolňování hormonů, které přispívají ke kontrole stresu.
- 4) Amygdala, která je součástí limbického systému a může být zapojena do afektivních a emočních reakcí na bolest.

Terminální segment drah zapojených do integrace nociceptivních podnětů se skládá z neuronů umístěných ve dvou různých částech thalamu. Neurony ve ventroposterolaterální části thalamu promítají své axony do somatosenzorických oblastí S1 a S2 parietální kůry, kde jsou dešifrovány vlastnosti nociceptivního signálu, což dále vede ke vzniku vnímání bolesti (kvalita, umístění, intenzita, trvání). Neurony v mediálním thalamu převádějí své axony do frontálního kortexu, insulárního kortexu a předního cingulárního kortexu, které generují složitější emoční reakce na bolest (Calvino & Grilo, 2006).

1.3.2. Modulace bolesti

Modulace bolesti je zprostředkována inhibičními vlivy pocházejícími ze spinálních a supraspinálních struktur.

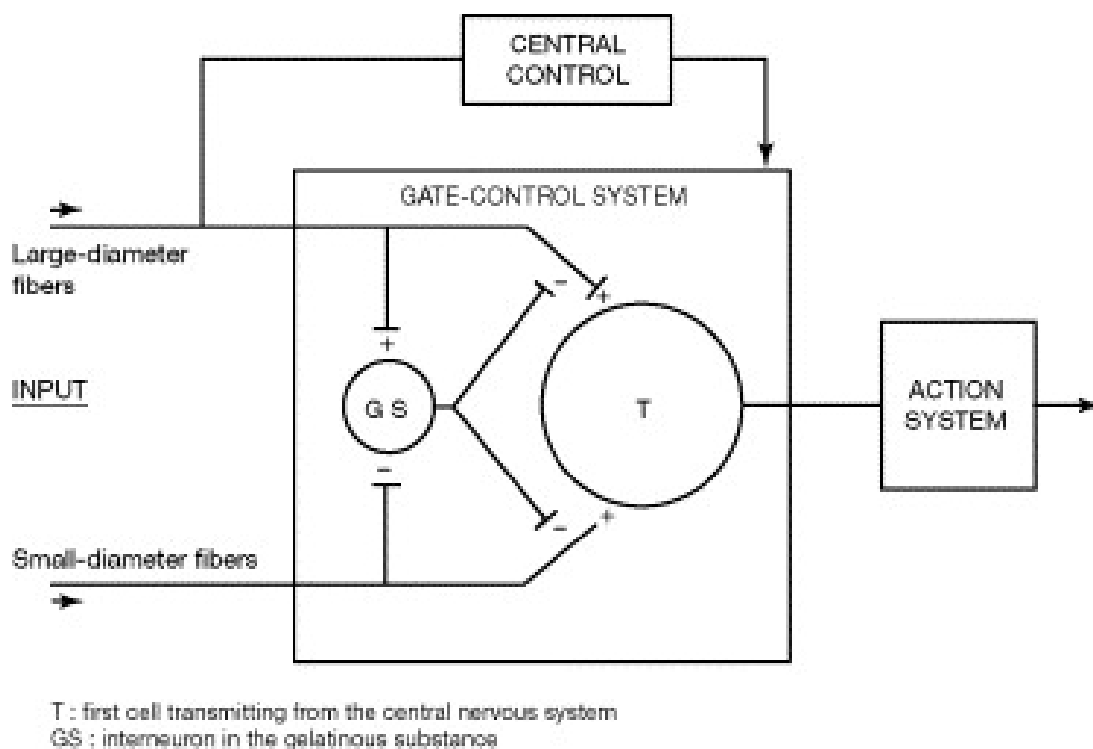
Do centrální modulace vnímání bolesti řadíme:

- segmentální kontrola na spinální úrovni
- supraspinální excitační a inhibiční kontroly
- diffuse noxious inhibitory control (DNIC, česky systém difuzní inhibiční kontroly)

Je však zapotřebí brát v potaz extrémní komplexnost fungování kontrolních mechanismů bolesti (Calvino & Grilo, 2006).

Spinální segmentální inhibice

Jedná se o nejrozšířenější a nejvíce prozkoumaný mechanismus kontroly bolesti. V modulaci přenosu nociceptivních signálů přes spinální úroveň hrají klíčovou roli zadní rohy míšni. Zde dochází nejen k přenosu nociceptivních signálů z periferních senzoričkových vláken do supraspinálních struktur, ale také k tzv. vrátkové teorii bolesti. Vliv těchto struktur je znám pod anglickým názvem gate control theory a jejími autory jsou Melzack a Wall, kteří svou studii zveřejnili již v roce 1965 (Obrázek 2). V tomto modelu jsou nociceptivní neurony v zadním rohu míšním ovlivňovány inhibičními interneurony v substantia gelatinosa Rolandi, které fungují jako vrátka. Prostřednictvím těchto vrátek jsou nociceptivní neurony tlumeny vzruchovou aktivitou silných vláken $A\alpha$ a $A\beta$ (nenociceptivní vlákna) mechanismem presynaptické inhibice (uzavření vrátek). Vzruchová aktivita tenkých vláken $A\delta$ a C (nociceptivní vlákna) tuto inhibici ruší (otevření vrátek). Podle této teorie je tedy přenos nociceptivních signálů do supraspinálních struktur závislý na otevření či uzavření vrátek. Tento mechanismus spinální regulace je řízen descendními vlivy supraspinálních struktur (Calvino & Grilo, 2006).



Obrázek 2. Vrátková teorie bolesti (Calvino & Grilo, 2006)

Gate-control system – vrátková teorie bolesti

Large-diameter fibers – silná vlákna

Input – vstup

Small-diameter fibers – slabá vlákna

GS – substantia gelatinosa Rolandi

T – T-buňka

Central control – centrální nervová soustava

Action system – akční systém

Descendentní inhibiční vlivy

Descendentní inhibiční vlivy z mozkového kmene pocházejí hlavně z periaqueduktální šedi v mesencephalu a z rostrální části ventromediální prodloužené míchy, která obsahuje nucleus raphe magnus, paragigantocelulární a gigantocelulární jádra. Stimulace neuronů v těchto strukturách navozuje analgezii související s inhibičními účinky descendentních serotoninergních traktů na spinální nespecifické nociceptivní neurony. Výsledkem je blokáda přenosu nociceptivních signálů. Dále autoři uvádí i descendentní noradrenergní inhibiční systém sestupující z locus coeruleus a locus subcoeruleus (Calvino & Grilo, 2006).

Descendentní facilitační vlivy

Další skupinu tvoří descendentní facilitační vlivy mozkového kmene, které zesilují účinky nociceptivní stimulace na úrovni míchy. Rostrální část ventromediální prodloužené míchy tu hraje dvojí roli – v případě stimulace o vysoké intenzitě vyvolává analgetické účinky (jako součást descendentních inhibičních drah), zatímco při stimulaci o 4–10× nižší intenzitě má podpurný vliv na tvorbu bolesti. Rovnováha mezi těmito dvěma kontrolními descendentními systémy může nakonec určit celkovou úroveň excitability neuronové sítě v zadním rohu míšním. To může mít za následek modulaci přenosu signálu bolesti do supraspinálních centrálních nervových struktur (ovlivnění vrátkové teorie) (Calvino & Grilo, 2006).

Diffuse noxious inhibitory control (DNIC)

Tento mechanismus může poskytnout neurofyziologické vysvětlení klinickým zkušenostem, že bolest v jednom místě může být zeslabena druhým vzdáleným silnějším bolestivým podnětem. Už v roce 1940 popsal Hardy et al. skutečnost, že bolest vyvolaná v jedné části těla vede ke zvýšení prahu bolesti v ostatních částech těla (Sprenger, May & Büchel, 2010).

DNIC zahrnuje spino-medullo-spinální zpětnovazebný okruh částečně řízený serotoninergními mechanismy. Tento systém označuje způsob, kterým mohou být neurony v zadním rohu míšním reagující na stimulaci z jednoho místa těla, inhibovány škodlivými stimuly (teplo, tlak, elektrická stimulace) aplikovanými na jiné vzdálené místo na těle. Silnější stimuly vyvolávají silnější inhibici a dlouhodobější poststimulační účinky, které přetrvávají až několik minut. Hodnota prahu nociceptivního stimulu potřebného ke spuštění DNIC je podobná prahové hodnotě aktivace periferních polymodálních nociceptorů, jejichž signály se pohybují podél vláken A δ a C (Calvino & Grilo, 2006; Le Bars, Dickenson & Besson, 1979).

Podle studie vedené Granotem (2008) se testování DNIC jeví jako relativně nezávislé na druhu stimulačního podnětu, který ale musí být dostatečně silný. Dle výsledků studie zkoumající účinek vody o různé teplotě na DNIC prokázal, že bolest musí být silnější než 20 (na stupnici od 0 do 100, kde 0 je žádná bolest a 100 největší). Analýza prokázala i rozdíl mezi pohlavími. Muži vykazovali větší reakce než ženy. Ve studii se objevuje též označení endogenní analgezie (Granot et al., 2008). V rozporu s tímto tvrzením je studie zabývající se genderovými rozdíly v DNIC, která jednoznačně neprokázala vliv pohlaví na sílu ani délku trvání inhibice (Popescu et al., 2010).

Předpokládá se, že inhibice vzniká v mozku a Le Bars (2002) uvádí, že ovlivňuje jak nespecifické nociceptivní neurony (wide dynamic range), tak i specifické nociceptivní neurony v zadních rozích míšních. Odezva DNIC se pak projevuje jako zvýšení hodnoty prahu tlakové bolesti (PPT - pressure pain threshold) po bolestivé stimulaci (Le Bars, 2002).

1.4. Vibrace

Vibrace je označení pro pohyb tělesa nebo prostředí, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné polohy. Jedná se o mechanické vlnění, pro které je charakteristický přenos energie. Úroveň vibrací přenášených na člověka je ovlivněna polohou těla a končetin vzhledem ke směru vibrace, reakcí organismu a místem a velikostí plochy, kterou se vibrace přenáší do organismu (Jandák, 2007).

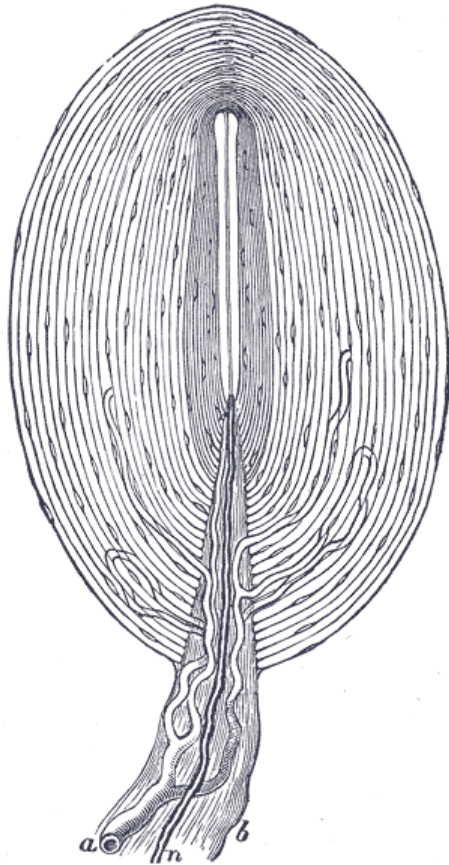
Z hlediska působení na kosterní svalstvo představují vibrace mechanický povrchový stimul, jehož fyziologický účinek je komplexní a má dopad na celou nervovou soustavu od svalového vřetenka po korovou projekci. Tyto vibrační stimuly ovlivňují primární anulospirální zakončení svalového vřetenka, které reaguje na změnu délky kosterního svalu. Silně myelinizovaná Ia vlákna poté vedou aferentní informace o změnách délky svalu do centrální nervové soustavy. Optimální frekvence vibračních podnětů pro dráždění svalových vřetének je mezi 80–100 Hz (Pavlů & Strachotová, 2011; Proske, 2006).

Meissnerova tělíska jsou rychle se adaptující mechanoreceptory, které jsou citlivé hlavně na vibrace a to v rozmezí 20–50 Hz. Ještě nižší frekvenci dokážou rozlišit Merkelovy disky (5–15 Hz), které se řadí k pomalu adaptujícím receptorům. Vater-Paciniho tělíska leží v hlubších vrstvách kůže, mezi vrstvami svalů, v periostu i kloubních pouzdech (Obrázek 3). Jedná se o rychle se adaptující tělíska s velkou plochou receptivního pole, která zaznamenávají vibrace o vysoké frekvenci 60–400 Hz s tím, že nejcitlivější oblast je 200–400 Hz. Nejvyšší výskyt je v periostu, proto se také vibrace klinicky vyšetřují na kostěných výstupcích (Balko, Tonar & Varga, 2017; Proske, 2006).

Rozlišujeme dva pojmy – palestezii a vibrotaktilní cití. Označení palestezie je používáno pro měření vibrací nad kostěnými výstupky jako součást hlubokého cití. Je zprostředkováno zejména Vater–Paciniho tělísky uloženými v periostu. Termín vibrotaktilní cití označuje měření vibrací nad měkkými tkáněmi stimulací Vater–Paciniho tělísek a svalových vřetének (Medunová, 2011).

Vater–Paciniho tělíska

Vater–Paciniho tělíska je mechanoreceptor oválného tvaru, který měří až 2 milimetry a je tak viditelný i pouhým okem. Uprostřed tělíska je rozšířené nervové zakončení a kolem něj je vrstva lamel, která tvoří tzv. vnitřní sloupec. Tyto lamely jsou tvořeny výběžky modifikovaných Schwannových buněk. Na povrchu jsou kryty vícevrstevným perineuriem. Informace jsou z tělíska vedeny myelinizovaným nervovým vláknem (Čihák, 2016).



Obrázek 3. Vater–Paciniho tělíska (Gray, 1918)

a - arteriální větvička končící kapilárami

b - perineurium

n - nervové vlákno

V zahraniční literatuře bývají označována též jako lamelární tělíska nebo pouze Paciniho tělíska a jsou řazeny do kategorie low threshold mechanoreceptorů (Biswas, Manivannan & Srinivasan, 2015). Informace z nich vedou silná myelinizovaná A β vlákna do lamina III – V zadního míšního rohu a dále dráhou zadních míšních provazců. Tuto dráhu tvoří tractus spino–bulbo–thalamo–corticalis nazývaný lemniskální systém a kromě vibračního cití vede taky propriocepci, diskriminační a dotykové cití (Olson et al., 2016).

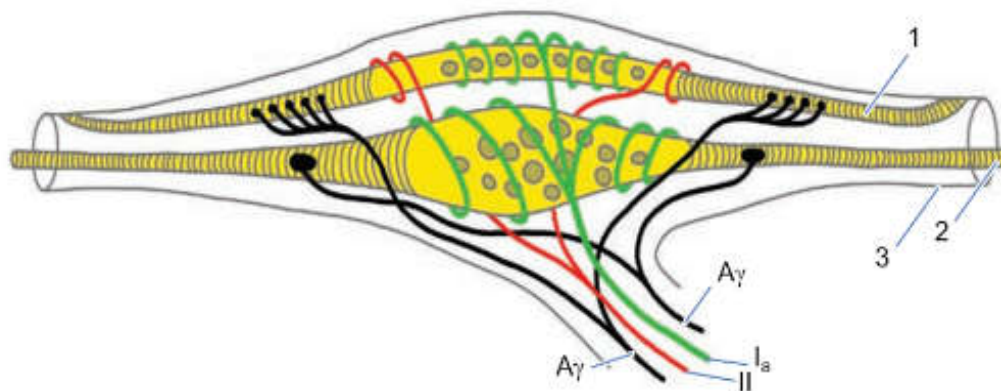
Lemniskální systém dělíme na tří neuronovou dráhu:

1. neuron – nachází se ve spinálním gangliu a je pseudounipolární (T–buňka). Po vstupu do zadních míšních provazců přes zadní rohy míšní pokračuje ascendentně do prodloužené míchy skrze tractus spinobulbaris, kde se v nucleus gracilis a nucleus cuneatus dále přepojuje.
2. neuron – uložený v nucleus gracilis a nucleus cuneatus, se ještě v prodloužené míše kříží (decussatio lemniscorum) a tractem bulbothalamicus prochází až do nucleus ventralis posterolateralis (VPL) v thalamu.
3. neuron – umístěný v nucleus VPL v thalamu, vysílá svá vlákna pomocí tractus thalamocorticalis až do mozkové kůry, konkrétně do gyrus postcentralis (Čihák, 2016; Druga, Grim & Dubový, 2011).

Svalová vřeténka

Svalová vřeténka (v zahraniční literatuře muscle spindle) jsou složena ze tří až dvanácti příčně pruhovaných svalových vláken označovaných jako intrafuzální svalová vlákna. Na povrchu jsou obalena tenkým vazivovým pouzdem a uložena paralelně v podélné ose svalu mezi ostatními svalovými vlákny, které se nazývají extrafuzální svalová vlákna. Vřeténka dosahují velikosti necelé 2 milimetry a své úpony mají na obou koncích umístěny do intersticiálního vaziva svalu (perimysia). Jejich funkcí je regulace svalového napětí a jsou citlivá na protažení svalu. Platí jednoduchá rovnice, že čím víc je sval protažen, tím víc jsou drážděna svalová vřeténka (Balko, Tonar & Varga, 2017).

Intrafuzální svalové vlákno dále rozdělujeme na centrální nekontraktilní a periferní kontraktilní část. V centrálním úseku jsou uložena buněčná jádra, díky jejichž uspořádání rozlišujeme dva typy vláken. Vlákna s jádry tvořícími jaderný vak (nuclear bag fibers) a vlákna s jádry uspořádanými v jaderný řetězec (nuclear chain fibers). Svalová vřeténka mají dvojí uspořádání sensorických nervových zakončení (Obrázek 4). Primární anulospirální zakončení (typ Ia) se obtáčí kolem centrální části intrafuzálního svalového vlákna a je více citlivé na změnu délky svalu a rychlost, s jakou se tato délka mění (dynamická senzitivita). Sekundární zakončení (typ II) má keříčkovitou strukturu a je umístěno na periferních částech vřeténka. Vlákna typu II přenášejí informace o statické délce svalu (Balko, Tonar & Varga, 2017; Švestková et. al, 2017).



Obrázek 4. Svalové vřeténko

1 – svalové vlákno s jaderným řetězcem (nuclear chain fibers)

2 – svalové vlákno s jaderným vakem (nuclear bag fibers)

3 – tenké vazivové pouzdro vřeténka

$A\gamma$ – motorická inervace vřeténka (zakončení γ -motoneuronu)

Ia – primární anulospirální senzitivní vlákno

II – sekundární senzitivní vlákno (Švestková et al., 2017)

Intrafuzální svalová vlákna mají svou vlastní motorickou inervaci z míšních γ -motoneuronů, která končí v periferních kontraktilních úsecích a je součástí gamma systému. Jedná se v podstatě o autoregulační zpětnovazební systém, který ovlivňuje dráždivost svalového vřeténka v závislosti na kvalitě a intenzitě podnětu. Gamma systém je řízen z retikulárních formací a uplatňovány jsou i regulační vlivy z mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry. Kontrakce svalu tak může být vyvolána nejen přímým stimulem z α -motoneuronů, ale i nepřímo (reflexně) prostřednictvím γ -motoneuronů (Švestková et. al., 2017).

1.5. Foam rolling

Foam roller je pěnový válec vyrobený z tvrdé lisované pěny. Nejčastěji se jedná o válec s průměrem do 15 centimetrů a délkou kolem 30 centimetrů. Jeho povrch může být úplně hladký nebo doplněný o výstupky. Samotný válec je potom buď dutý nebo s plným středem (Živný, 2014).

Foam rolling je doslova válcování se na tomto pěnovém válci, kdy jednotlivci využívají svou vlastní tělesnou hmotnost k vyvíjení tlaku na měkké tkáni. Cílová tkáň je tak stlačena a rolována. Jedná se o způsob myofasciálního uvolnění formou automasáže, který se

stal oblíbeným nejen mezi vrcholovými sportovci, kde se běžně používá před i po cvičení, ale i mezi širokou veřejností. Dnes ho tak najdeme jako běžnou součást fitness center (Cheatham & Stull, 2018; Yildiz, Bozdemir & Akyildiz, 2018).

Auto–myofasciální uvolnění formou foam rollingu by obecně mělo pomáhat urychlit regeneraci, zmírnit bolest, zlepšit pružnost fascií a snižovat svalové napětí. Předpoklad, že po aplikaci foam rollingu dojde ke zvýšení rozsahu pohybu, se ukazuje jako mylný. Lokální tkáňová stimulace tlakem rolleru však může být impulsem k aktivaci proprioreceptorů fascie lokalizovaných v hlubších tkáňových vrstvách (Kieपुरa, Trybulec & Boczoń 2018; Wilke et al., 2019).

Wilke (2019) se zabývá účinkem foam rollingu a klade si za cíl zjistit vliv rychlosti rolování na zvýšení rozsahu pohybu a myofasciální tuhost. Studie upozorňuje i na rozdílnost v doporučené době trvání a počtu opakování. Počáteční důkazy však nenasvědčují tomu, že by čas nebo počet hrál klíčovou roli, proto se autor zaměřuje zejména na rychlost provedení. Předpokládá, že nižší rychlost povede spíše k uvolnění tkáně a zvýšení rozsahu pohybu a naopak vyšší rychlost ke zvýšení napětí tkáně. Rozsah pohybu v kolenním kloubu však zůstal nezměněn bez ohledu na to, jakou rychlostí byl foam rolling prováděn. Potvrdilo se však snížení tuhosti tkání přední strany stehna, a to jak v případě rychlého, tak i pomalého válcování (Wilke et al., 2019).

Jak ve svém článku shrnuje Hargrove (2019), je velmi nepravděpodobné, že by foam rollingem docházelo k prodlužování nebo fenoménu tání u fascií. Poukazuje na to, že změna se neodehrává přímo ve fascii, ale že působením tlaku i na všechny ostatní tkáně se mění aferentace, která následně mění, jak se cítíme a pohybujeme. Stejně skepticky se dívá i na možnost uvolňování fasciálních adhezí, jelikož nástroj nenahradí palpační vjem a není dostatečně specifický na jedno místo. Rovněž úhel tlaku je vždy přímý. Foam roller má omezenou schopnost poskytnout druh přesné šikmé síly, která by mohla posunout vrstvu tkáně vzhledem druhé (Hargrove, 2019).

Jsou známé i účinky foam rollingu na arteriální funkce. Okamoto (2014) zkoumal akutní účinky foam rollingu na tuhost arterií a vaskulární endoteliální funkci a prokázal, že auto–myofasciální uvolnění pomocí foam rollingu snižuje arteriální tuhost a také zlepšuje vaskulární endoteliální funkci, díky zvýšené koncentraci oxidu dusnatého v plazmě (Okamoto, Masuhara & Ikuta, 2014).

Další studie na toto téma se zabývala změnou arteriální perfuze na laterální straně stehna po foam rollingu v této oblasti. Měření probíhalo pomocí dopplerovské ultrasonografie spektrálním zobrazením. Arteriální průtok krve laterální strany stehna se významně zvýšil po foam rollingu v této oblasti (Hotfiel et al., 2017).

Objevují se již i články zkoumající efekt foam rollingu na proprioceptivní funkci, jedním z nich je i výzkum, který zkoumá akutní účinek rolování na propriocepci v kolenních a kyčelních kloubech. David (2019) zvolil jako test polohocit v kolenním a kyčelním kloubu pomocí kinematické analýzy. Nejprve probandy verbálně navedl do cílové pozice flexe v kyčli a koleni přibližně 25°–35°, kterou měli po dobu šesti sekund udržet a poté ještě bez instrukcí třikrát zopakovat. Po aplikaci foam rollingu na oblast hamstringů účastníci zopakovali tuto pozici, tentokrát bez slovního vedení opět s výdrží šest sekund a třemi opakováními. Jako druhý test byla měřena dynamometrie flexe kolenního kloubu. Z výsledků vyplývá, že foam rolling zlepšil polohocit v kolenním kloubu bez snížení svalové síly. Polohocit v kyčelním kloubu zůstal stejný. Z článku se tak dá usuzovat, že foam rolling může být použit bezprostředně před sportovním výkonem a to bez rizika zranění v důsledku proprioceptivního deficitu (David et al., 2019).

1.6. Tlaková algometrie

Tlaková algometrie je metoda sloužící k objektivizaci bolesti v měkkých tkáních a hodnocení jejich reakcí na různé typy léčby. Využívá se ke stanovení prahu bolesti a tolerance bolesti, ale slouží také k odhalení přítomnosti bolestivých či spoušťových bodů a rozpoznání abnormální citlivosti u nemocných (hyperalgézie). V angličtině se pro tlakovou algometrii používá zkratka PPT, tedy pressure pain threshold, která se překládá jako práh tlakové bolesti. Podle definice je práh tlakové bolesti nejmenší tlak, který subjekt začne pociťovat jako bolest (Koo, Guo & Brown, 2013).

Nejčastěji se využívá manuální tlaková algometrie, což je přístroj zaznamenávající působení síly hlavicí (dotykovou plochou) obvykle 1 cm². Při měření je hlavice nejprve umístěna kolmo k pokožce v místě měření a vyšetřující poté vyvíjí tlak prostřednictvím algometru. K tomu je zapotřebí zkušeného terapeuta, protože rychlost zvyšování tlaku má být konstantní a měla by probíhat dostatečně pomalu, aby měl subjekt čas zareagovat, jakmile se objeví bolest. V momentě, kdy subjekt oznámí bolest, terapeut uvolní tlak a přístroj zaznamená do paměti, jakého tlaku bylo dosaženo (Rokyta, Kršiak & Kozák, 2012).

Chesterton (2003) se zabýval rozdílem ve vnímání PTT mezi ženami a muži. Výsledky jeho studie dokazují, že PPT u žen bylo v průměru o 12–13 N/cm² nižší než u mužů (Chesterton et al., 2003). Jednotka N/cm² je ekvivalentem pro kPa. V převodech jednotek tlaku hodnota 12–13 N/cm² odpovídá hodnotě 120–130 kPa.

Hodnoty ICC (Interclass correlation coefficient, česky hodnoty korelačního koeficientu) pro hodnocení bolesti tlakovým algometrem jsou vysoce konzistentní a dosahují vynikající úrovně opakovatelnosti. Hodnota pro jednoho vyšetřujícího (intrarater reliability) ICC: 0,91–0,97 pro průměr ze tří měření. Tato metoda je považována za spolehlivé vyšetření (Dissanayaka et al., 2018; Chesterton et al., 2007).

1.7. Vibrametrie

Určení vibrotaktilního čítí je jedním z běžných neurologických testů senzitivního systému při podezření na neuropatii (polyneuropatii). Hrubou informaci o vnímání vibrací nám může poskytnout vyšetření pomocí graduované ladičky, které má mezi vyšetřujícími nízkou reliabilitu. Je možné pouze orientačně zjistit, zda pacient vibrace vnímá či nikoliv a jak dlouho (Goldberg & Lindblom, 1979).

Vibrametrie se používá pro kvantitativní posouzení vnímání vibrací, které spolu s polohocitem a pohybovým tvoří tzv. hluboké čítí. Schopnost vnímat tyto informace je klíčové pro plynulý a koordinovaný průběh pohybu. Testování vibrotaktilního prahu (VT) se využívá k hodnocení a sledování deficitu myelinizovaných vláken, které se projeví senzitivní poruchou (Marcuzzi et al., 2018; Peters et al., 2003).

Goldberg a Lindblom (1979) vypracovali postup a standardy pro vyšetření vibrotaktilního čítí. Hodnota VT je určena průměrem hodnot vzestupného prahu (VPT – vibration perception threshold) a sestupného prahu (VDT – vibration disappearance threshold) vibrotaktilního čítí (Goldberg & Lindblom, 1979). VPT bývá v literatuře též označován jako práh vnímání vibrace a VDT jako práh vymizení vnímání vibrace (Peters et al., 2003).

Výzkum vedený Hilzem (1998) na 530 probandech potvrdil, že zvýšení VT s věkem je výraznější na dolních končetinách. Tento jev je vysvětlován věkem závislou degenerací periferního nervového systému, která se vyskytuje dříve u mužů než u žen. Studie nezjistila žádné genderové rozdíly u probandů mladších 50 let (Hilz et al., 1998).

Peters a kolektiv (2003) prokázali vysoké hodnoty korelačního koeficientu pro jednoho vyšetřujícího (intrarater reliability) ICC: 0,55–0,99, ale nízké hodnoty korelačního koeficientu pro měření různými vyšetřujícími (interrater reliability) ICC: 0,32–0,88. Z výsledků vyplývá, že pro přesnost získaných dat je důležité, aby všechny probandy měřil stejný vyšetřující (Peters et al., 2003).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1. Cíle práce

- Zkoumat, zda foam rolling ovlivňuje citlivost proprioreceptorů a nociceptorů prostřednictvím změny mechanického stavu myofasciálních tkání, ve kterých se tyto receptory nacházejí.
- Zkoumat vliv foam rollingu na práh tlakové citlivosti svalu (vliv na mechano–nociceptivní čítí).
- Zkoumat vliv foam rollingu na vibrotaktilní čítí (vliv na propioceptivní vnímání).
- Na základě zpracovaných výsledků diskutovat různé mechanismy působení foam rollingu na organismus.
- Diskutovat faktory, které mají vliv na výsledky měření a možnosti jejich modulace.

2.2. Hypotézy

2.2.1. Práh tlakové bolesti (PPT)

H1:

H1 0: Práh tlakové bolesti (PPT) m. rectus femoris intervenované dolní končetiny (DK) se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H1 A: Práh tlakové bolesti (PPT) m. rectus femoris intervenované DK je po aplikaci foam rollingu vyšší než před jeho použitím.

H2:

H2 0: PPT m. biceps femoris intervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H2 A: PPT m. biceps femoris intervenované DK je po aplikaci foam rollingu vyšší než před jeho použitím.

H3:

H3 0: PPT m. rectus femoris neintervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H3 A: PPT m. rectus femoris neintervenované DK je po aplikaci foam rollingu vyšší než před jeho použitím.

H4:

H4 0: PPT m. biceps femoris neintervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H4 A: PPT m. biceps femoris neintervenované DK je po aplikaci foam rollingu vyšší než před jeho použitím.

H5

H5 0: Průměrný přírůstek PPT m. rectus femoris intervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu se neliší od průměrného přírůstku PPT m. rectus femoris neintervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu.

H5 A: Průměrný přírůstek PPT m. rectus femoris intervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu je vyšší než průměrný přírůstek PPT m. rectus femoris neintervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu.

2.2.2. Vibrotaktilní práh (VT)**H1:**

H1 0: Vibrotaktilní práh (VT) m. rectus femoris intervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H1 A: Vibrotaktilní práh (VT) m. rectus femoris intervenované DK je po aplikaci foam rollingu nižší než před jeho použitím.

H2:

H2 0: VT m. biceps femoris intervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H2 A: VT m. biceps femoris intervenované DK je po aplikaci foam rollingu nižší než před jeho použitím.

H3:

H3 0: VT m. rectus femoris neintervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H3 A: VT m. rectus femoris neintervenované DK je po aplikaci foam rollingu nižší než před jeho použitím.

H4:

H4 0: VT m. biceps femoris neintervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu neliší.

H4 A: VT m. biceps femoris neintervenované DK je po aplikaci foam rollingu nižší než před jeho použitím.

H5:

H5 0: Průměrný pokles VT m. rectus femoris intervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu se neliší od průměrného poklesu VT m. rectus femoris neintervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu.

H5 A: Průměrný pokles VT m. rectus femoris intervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu je vyšší než průměrný pokles VT m. rectus femoris neintervenované DK v důsledku aplikace foam rollingu.

3 SOUBOR A METODIKA

Výzkum probíhal v klidném, tichém prostředí v jedné z vyšetřovacích místností Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2.LF a FN Motol obvykle mimo pracovní dobu za přiměřených teplotních podmínek. Data získaná pro tuto práci byla naměřena v období červenec 2018 až květen 2019.

3.1. Charakteristika souboru probandů

Studie se zúčastnilo celkem 15 probandů z řad dobrovolníků. Jednalo se převážně o studenty vysokých škol, kteří byli osloveni buď osobně nebo prostřednictvím sociální sítě jednoho z vyšetřujících. Zařazeni byli pouze zdraví jedinci, kteří v posledním roce neutrpěli úraz nebo operaci dolních končetin, neměli diagnostikované žádné systémové onemocnění (jako diabetes mellitus nebo revmatické onemocnění) a neléčili se s neurologickým onemocněním či se stavy změněné kožní citlivosti (radikulopatie, neuropatie, neurózy). U všech probandů byla splněna podmínka, že neužívali 48 hodin před testováním analgetika. Tyto podmínky byly stanoveny na základě rešerše literatury a vlastní úvahy vyšetřujících a byly uvedeny ve vstupním dotazníku (Příloha č. 1), který probandi vyplňovali před zahájením výzkumu. Nedodržení těchto kritérií vylučovalo probanda z měření, protože by mohlo dojít ke zkreslení výsledků.

V měřené skupině bylo 15 zdravých probandů (11 žen a 4 muži). Věkové rozmezí probandů bylo 22–26 let (medián 24 let), tělesná hmotnost 59–88 kg (medián 70 kg) a tělesná výška 160–194 cm (medián 172 cm).

3.2. Metodika práce

Každého měření se účastnili vždy dva vyšetřující a jeden proband. Na úvod byl proband stručně seznámen s průběhem vyšetřování tlakovým algometrem a testováním vibrotaktilního cití na čtyřech místech těla, následném použití foam rolleru a opětovném měření. Ještě před samotným zahájením testování vyplnil proband vstupní dotazník. Po kontrole splnění kritérií pro výzkum proběhl výběr intervenované dolní končetiny (m. rectus femoris pravé nebo levé dolní končetiny) a určení pořadí měření losem. Do protokolu (Příloha č. 2) bylo zaznamenáno vylosované pořadí měřených parametrů (PPT, VPT, VDT) a informace, zda-li se začíná měřit na pravé nebo levé dolní končetině a na m. biceps femoris nebo na m. rectus femoris. Údaj, která končetina bude ovlivněna foam rollingem věděl pouze jeden z vyšetřujících a do protokolu byl zapsán až po ukončení měření.

Pro zachování přesnosti a objektivnosti opětovného měření byla příslušná místa označena fixem – m. rectus femoris v polovině vzdálenosti mezi spina iliaca anterior superior a horním okrajem patelly vleže na zádech a m. biceps femoris v polovině vzdálenosti mezi tuber ischiadicum a hlavičkou fibuly vleže na břiše. K měření vzdálenosti byla použita vždy stejná pásková míra. Tyto body byly vybrány z důvodu umístění sondy tlakového algometru a vibrametru vždy přesně na požadované svaly s ohledem k anatomickému uspořádání a průběhu jejich vláken.

3.2.1. Dotazník

Jak již bylo uvedeno výše, před zahájením samotného měření každý účastník nejprve vyplnil vstupní dotazník (Příloha č. 1). Otázky v něm se týkaly antropometrických a anamnestických údajů vyšetřovaného (pohlaví, věk, výška, váha, operace a úrazy dolních končetin, systémová onemocnění, neurologická onemocnění či stavy změněné kožní citlivosti, užívání analgetik). Doplněn byl i o otázky týkající se sportovní aktivity, laterality končetin a seznámení s metodou foam rollingu v minulosti.

3.2.2. Testování prahu tlakové bolesti

Testování prahu tlakové bolesti neboli PPT (pressure pain threshold) probíhalo pomocí tlakového algometru. Podle definice je práh tlakové bolesti nejmenší tlak, který subjekt začne pociťovat jako bolest (Koo, Guo & Brown, 2013). Ve studii jsme použili stejně jako někteří jiní autoři (Fernández-de-las-Peñas et al., 2007; Defrin et al., 2003) digitální tlakový algometr (Somedic Algometer typ II) s gumovým tlakovým čidlem o velikosti 1 cm², který uvádí hodnoty tlaku v kPa. Na začátku každého vyšetřovacího dne byl algometr zkontrolován a standardně kalibrován. Všechna měření prahu tlakové bolesti prováděl zkušený terapeut s několikaletou praxí v měření tlakovým algometrem, který nebyl obeznámen s výsledkem losování o výběru intervenované dolní končetiny, aby se předešlo vlivu očekávání určitého výsledku. Před zahájením vlastního testování byl proband slovně seznámen s následným postupem, mohl si prohlédnout přístroj a byl proveden zkušební test na extenzorech zápěstí libovolné horní končetiny v poloze vleže na zádech. Testování zahrnovalo čtyři po sobě jdoucí pokusy v jednom bodě, při nichž se měl proband soustředit na co nejpřesnější vnímání intenzity, místa a kvality aplikovaného podnětu, aby následně co nejpřesněji určil stejnou kvalitu a intenzitu i při měření PPT na dolních končetinách. Současně měl subjektivně kontrolovat, že měření probíhá vždy ze stejného místa a sonda se tak neposunula ani nesklouzla z testovaného svalu. Tlak byl vyvíjen algometrem přiloženým kolmo na tkáň

s konstantní přítlačovou rychlostí 30 kPa za sekundu (Mainka et al., 2014). Proband byl vyzván, aby krátce a výstižně řekl „stop“ v okamžiku, kdy tlak vyvolal počáteční pocit bolestivého vjemu. Dosažená hodnota tlaku (v kPa) byla uložena do paměti přístroje a následně zapsána do protokolu (Příloha č. 2). Stanovená pauza mezi jednotlivými pokusy v rámci série byla 10 sekund.

Samotné testování PPT se skládalo vždy ze čtyř po sobě jdoucích měření pomocí tlakového algometru celkem na čtyřech místech těla označených fixem a to před a po aplikaci foam rollingu na přední stranu stehna. Konkrétně na m. rectus femoris a m. biceps femoris pravé i levé DK, o pořadí rozhodl los.

3.2.3. Testování vibrotaktilního čítí

K testování palestezie a vibrotaktilního čítí neboli VT (vibration treshold) jsme použili ruční vibrametr (Somedic, Vibrametr typ IV). Jak již bylo uvedeno dříve, palestezie je označení pro měření vibrací nad kostěnými výstupky a vibrotaktilní čítí je používáno pro měření vibrací nad měkkými tkáněmi (Medunová, 2011). Vibrametr se skládá z vibrační elektromagnetické stimulační hlavice (o průměru 13 mm) a řídicí jednotky. Stimulační sonda vibruje konstantní frekvencí 100 Hz a vyšetřující postupně mění sinusovou amplitudu. Amplituda vibrací se měří přímo na stimulovaném místě a je zobrazena v mikrometrech (špička – špička) na displeji řídicí jednotky. Na začátku každého vyšetřovacího dne byl přístroj zkontrolován, standardně kalibrován a nastaven na přesnost měření na dvě desetinná místa. Červený indikátor byl vizuální zpětnou vazbou udržován uprostřed stupnice po celou dobu měření, čímž byl zajištěn kontinuální tlak na vyšetřované místo odpovídající hmotnosti samotné vibrační hlavice (asi 650 gramů). Hlavice byla držena kolmo na vyznačené body a kontakt s kůží byl nebolestivý. Pro přesnost získaných výsledků měření prováděl vždy stejný vyšetřující. Proband byl stejně jako u tlakového algometru instruován, aby v okamžiku začátku vnímání (pro vzestupný práh) nebo při vymizení vibrace (v případě sestupného prahu) krátce a výstižně řekl „stop“. Dosažená hodnota byla zachycena na displeji a zaznamenána do tabulky (Příloha č. 2). Před zahájením testování byl proband slovně seznámen s následným postupem, mohl si opět prohlédnout přístroj a byl proveden zkušební test čtyř po sobě jdoucích měření na tuberositas tibie obou dolních končetin k vyloučení případné neodhalené neuropatie či radikulopatie. Výsledky jsme porovnali s normou pro VT palestezie na tuberositas tibie stanovenou Goldbergem a Lindblomem (1979).

Metodiku pro získávání VT jsme převzali ze studie Goldberga a Lindbloma (1979), kteří standardizovali vyšetření palestezie a vibrotaktilního čítí. Podle těchto klasifikačních metod je hodnota VT stanovena jako průměr hodnot vzestupného prahu vibrotaktilního čítí (VPT – vibration perception treshold) a sestupného prahu vibrotaktilního čítí (VDT – vibration disappearance treshold). VPT je dosaženo při konstantní frekvenci 100 Hz a postupném zvyšování amplitudy vibrace až do počátku vnímání vibrace probandem. VDT je určen při konstantní frekvenci 100 Hz a postupném snižování amplitudy vibrace až do vymizení vnímání vibrace probandem. Opět jsme provedli čtyři po sobě jdoucí pokusy s pauzou 10 sekund na čtyřech místech označených fixem před a po aplikaci foam rollingu na přední stranu stehna, pořadí měření bylo dáno losem.

3.2.4. Poloha probanda při vyšetření

Při testování tlakově–algického a vibrotaktilního prahu jsme využívali dvě polohy probanda. Pro testování m. rectus femoris to byla poloha vleže na zádech se zavřenými očima, horní končetiny volně podél těla, dolní končetiny natažené. A pro testování m. biceps femoris poloha vleže na břiše, oči zavřené, hlava v prodloužení trupu rotovaná ke straně, horní končetiny volně podél těla, dolní končetiny natažené a špičky přes okraj lehátka.

3.2.5. Foam rolling

Metoda foam rollingu byla použita na přední stranu stehna dolní končetiny s využitím foam rolleru GRID značky Trigger point o délce 33 cm a průměru 14 cm. Výběr dolní končetiny byl určen losem a s výsledkem byl obeznámen pouze jeden z dvojice vyšetřujících, aby se předešlo vlivu očekávání určitého výsledku. Rolování probíhalo v poloze vleže na břiše ve vzporu na předloktí s intervenovanou DK na foam rolleru v oblasti přední strany stehna a s druhou dolní končetinou nakročenou (Obrázek 5). Proband byl seznámen s postupem použití foam rolleru, ačkoliv 5 z 15 probandů uvedlo, že se již někdy s foam rollingem setkali nebo ho sami využívají ve sportu, dle našich zkušeností není vždy způsob použití správný. Pocit bolesti při aplikaci by se měl pohybovat okolo stupně 5 na subjektivní škále od 0 do 10, kdy 0 je žádný pocit bolesti a 10 je nejhorší představitelná bolest. Rychlost při rolování by měla být 2 cm za sekundu, což si lze představit jako normální, plynulou rychlost a doba působení byla určena na dvakrát 45 sekund pro srovnání s ostatními studii, kde zvolili stejný nebo podobný parametr (MacDonald et al., 2013; Wilke et al., 2019). Při kurzu foam rollingu vedeném Mgr. Lungem jsme konzultovali tuto otázku a shodli jsme se na nejednotnosti a různorodosti parametrů ve studiích týkajících se foam rollingu. Mgr. Lunga

doporučoval osm opakování (jedno opakování je tam i zpět), což při tomto časovém limitu bylo bez problémů dodrženo. Proband měl za úkol si stehno v představě rozdělit na horní a dolní část a začít horní částí od spina iliaca anterior superior zhruba do poloviny m. quadriceps femoris, v druhé části pak pokračoval od poloviny m. quadriceps femoris až k hornímu okraji patelly.



Obrázek 5. Pozice při foam rollingu

3.2.6. Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno v Microsoft Excel 2007. Při zpracování hodnot PPT, VPT a VDT byla ze série čtyř měření stanovena výsledná hodnota jako aritmetický průměr z posledních tří naměřených hodnot. První hodnota nebyla pro větší reliabilitu započítávána (Nussbaum & Downes, 1998). VT byl potom spočítán dle metodiky Goldberga a Lindbloma (1979) jako průměr hodnot VPT a VDT. Shapiro–Wilkův test potvrdil normální distribuci dat. Pro porovnání naměřených výsledků před a po použití foam rollingu jsme použili párový t–test.

4 VÝSLEDKY

Jak již bylo popsáno výše, studie se zúčastnilo 15 zdravých probandů (11 žen a 4 muži) s věkovým rozmezím 22–26 let (medián 24 let), tělesnou hmotností 59–88 kg (medián 70 kg) a tělesnou výškou 160–194 cm (medián 172 cm). Všichni byli seznámeni s postupem vyšetřování, souhlasili s účastí ve studii a nikdo nemusel být z důvodu nesplnění kritérií uvedených v dotazníku ze studie vyřazen. Většina probandů uvedla jako svoji dominantní dolní končetinu pravou (13 probandů), menší část zaškrtnula druhou variantu, tedy, že mají dominantní dolní končetinu levou (2 probandí), čemuž odpovídal i stejný výsledek u otázky laterality horní končetiny. Všichni uvedli, že se věnují sportu, 11 probandů na rekreační úrovni a 4 probandí na výkonnostní (závodní) úrovni a to 2–12 hodin týdně (medián 4 hodiny týdně). S foam rollingem se již setkala 5 probandů, kteří ho použili ve svém sportu. Zkušebním testem na odhalení případné skryté neuropatie či radikulopatie prošli všichni testovaní bez klinického nálezu.

Účinek foam rollingu byl objektivizován na čtyřech vyznačených místech (m. rectus femoris a m. biceps femoris pravé i levé dolní končetiny) měřením PPT, VPT a VDT. Z posledních dvou jmenovaných – VPT a VDT – byl následně spočítán VT dle metodiky Goldberga a Lindbloma (1979). Podle této metodiky je hodnota VT rovna průměru hodnot VPT a VDT. Získávání hodnot probíhalo vždy ze čtyřech po sobě jdoucích měřeních, z nichž první hodnoty nebyly pro větší reliabilitu započítávány. Pořadí měření bylo určeno losem před zahájením testování.

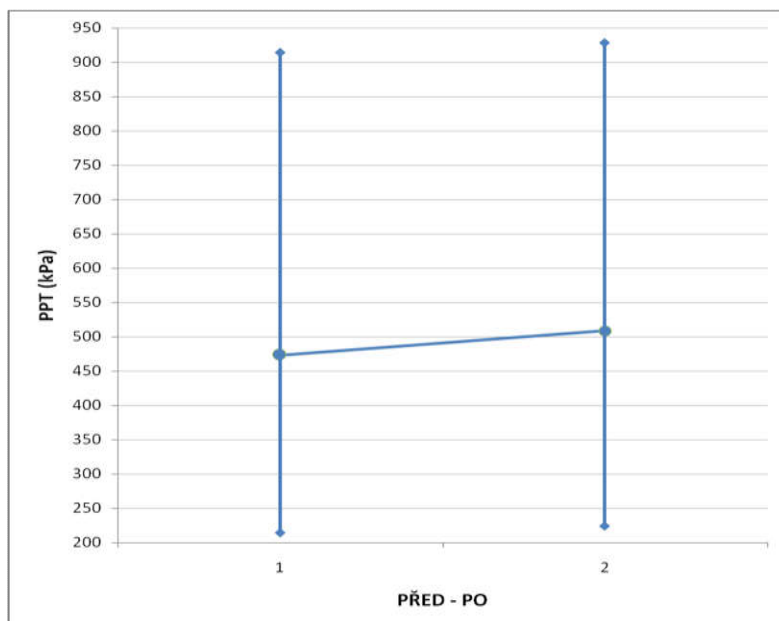
Shapiro–Wilkův test potvrdil normální rozdělení dat. Výsledky byly vyhodnoceny párovým t–testem a zpracovány pro jednotlivé svaly na hladině významnosti $p < 0,05$.

4.1. Výsledky k jednotlivým hypotézám

4.1.1. Práh tlakové bolesti (PPT)

H1:

PPT m. rectus femoris intervenované DK byl po foam rollingu vyšší než před jeho použitím. PPT m. rectus femoris před aplikací foam rollingu činil průměrně 473,3 kPa, zatímco po intervenci 508,8 kPa. PPT m. rectus femoris intervenované DK se tedy průměrně zvýšil o 35,5 kPa. Tato změna byla signifikantní ($p=0,04793$), takže H1 A byla na 95% hladině významnosti potvrzena. Výsledky znázorňuje graf (Obrázek 6).



Obrázek 6. Grafické znázornění potvrzení H1 A pro PPT

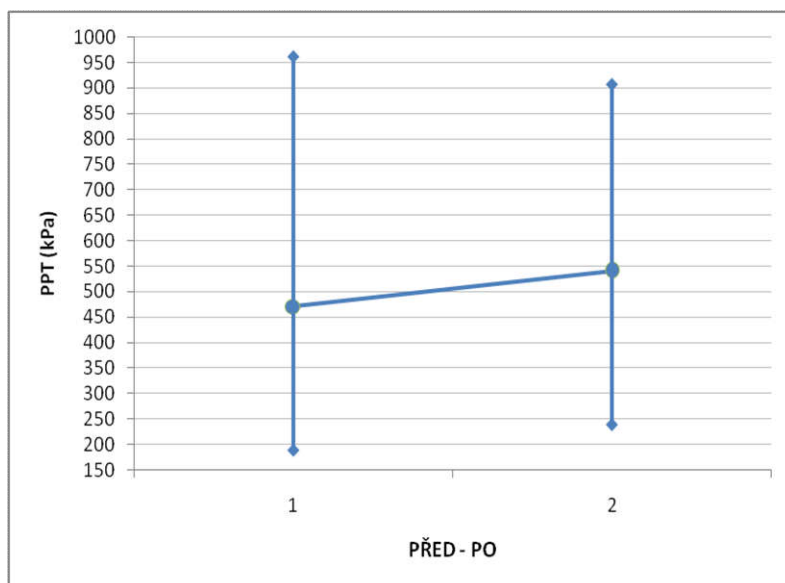
Na ose 1 jsou vynesena data z měření PPT před foam rollingem s vyznačeným průměrem 473,3 kPa a na ose 2 výsledky měření po foam rollingu přední strany stehna s průměrem 508,8 kPa.

H2:

M. biceps femoris intervenované DK měl také patrný přírůstek PPT, ale tato změna nebyla signifikantní ($p=0,166723$). Počáteční průměrná hodnota PPT 474,7 kPa se zvýšila průměrně o 22,1 kPa a výsledná průměrná hodnota tak činila 496,8 kPa. Na 95% hladině významnosti nelze zamítnout hypotézu H2 0.

H3:

PPT m. rectus femoris neintervenované DK byl po foam rollingu vyšší než před jeho použitím. PPT m. rectus femoris před aplikací foam rollingu činil průměrně 470,8 kPa, zatímco po intervenci 541,1 kPa. PPT m. rectus femoris neintervenované DK se tedy průměrně zvýšil o 70,3 kPa. Tato změna byla signifikantní ($p=0,010634$), takže H3 A byla na 95% hladině významnosti potvrzena. Výsledky znázorňuje graf (Obrázek 7).



Obrázek 7. Grafické znázornění potvrzení H3 A pro PPT

Na ose 1 jsou data z měření PPT před foam rollingem s vyznačeným průměrem 470,8 kPa a na ose 2 jsou zaznačena data z měření po foam rollingu přední strany stehna s průměrem 541,1 kPa.

H4:

PPT m. biceps femoris neintervenované DK se po foam rollingu jen nepatrně zvýšil. Tato změna nebyla signifikantní ($p=0,384364$). Počáteční průměrná hodnota PPT 521 kPa se zvýšila průměrně o 7,9 kPa a výsledná průměrná hodnota tak činila 528,9 kPa. Na 95% hladině významnosti tak nelze zamítnout hypotézu H4 0.

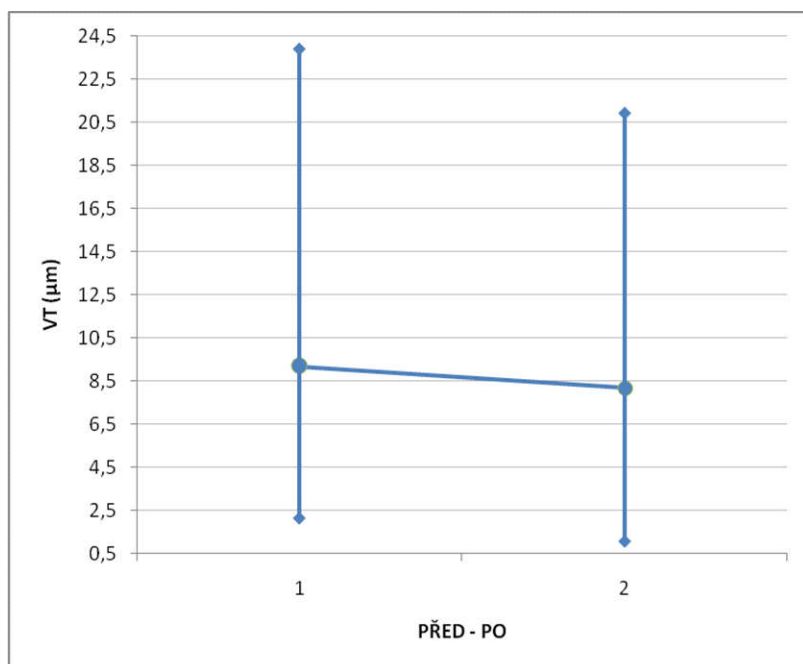
H5:

Průměrný přírůstek PPT m. rectus femoris intervenované a neintervenované DK se signifikantně neliší ($p=0,125222$). Na 95% hladině významnosti nebyla zamítnuta hypotéza H5 0.

4.1.2. Vibrotaktilní práh (VT)

H1:

VT m. rectus femoris intervenované DK byl po foam rollingu nižší než před jeho použitím. VT m. rectus femoris před aplikací foam rollingu činil průměrně 9,18 μm , zatímco po intervenci 8,19 μm . VT m. rectus femoris intervenované DK se tedy průměrně snížil o 0,99 μm . Tato změna byla signifikantní ($p=0,03931$), takže H1 A byla na 95% hladině významnosti potvrzena. Výsledky znázorňuje graf (Obrázek 8).



Obrázek 8. Grafické znázornění potvrzení H1 A pro VT

Na ose 1 jsou vynesena data z měření VT před foam rollingem s vyznačeným průměrem 9,18 μm a na ose 2 výsledky měření po foam rollingu přední strany stehna s průměrem 8,19 μm .

H2:

VT m. biceps femoris intervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu signifikantně neliší ($p=0,125077$). Na 95% hladině významnosti nebyla zamítnuta hypotéza H2 0.

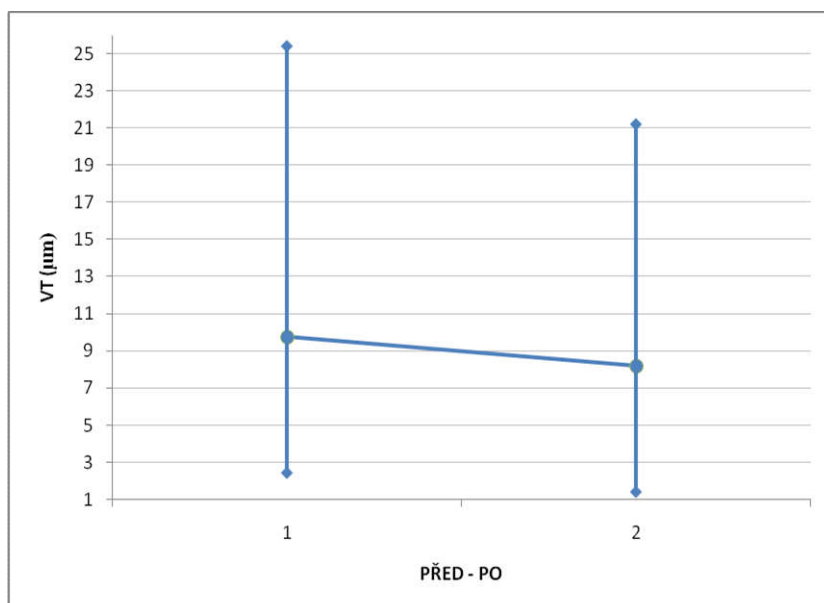
H3:

VT m. rectus femoris neintervenované DK se před a po aplikaci foam rollingu signifikantně neliší ($p=0,318682$). Na 95% hladině významnosti nebyla zamítnuta hypotéza H3 0.

H4:

VT m. biceps femoris neintervenované DK byl po foam rollingu nižší než před jeho použitím.

VT m. biceps femoris před aplikací foam rollingu činil průměrně 9,77 μm , zatímco po intervenci 8,2 μm . VT m. biceps femoris neintervenované DK se tedy průměrně snížil o 1,57 μm . Tato změna byla signifikantní ($p=0,008821$), takže H4 A byla na 95% hladině významnosti potvrzena. Výsledky znázorňuje graf (Obrázek 9).



Obrázek 9. Grafické znázornění potvrzení H4 A pro VT

Na ose 1 jsou vynesena data z měření VT před foam rollingem s vyznačeným průměrem 9,77 μm a na ose 2 výsledky měření po foam rollingu přední strany stehna s průměrem 8,2 μm .

H5:

Průměrný pokles VT m. rectus femoris intervenované a neintervenované DK se signifikantně neliší ($p=0,058323$). Na 95% hladině významnosti nebyla zamítnuta hypotéza H5 0.

4.2. Shrnutí výsledků

Foam rolling ovlivnil ve vyšetřovaném souboru mechano–nociceptivní i vibrotaktilní cití. Tlakové–algická citlivost poklesla, čímž se zvýšil práh tlakové bolesti (PPT). Vibrotaktilní citlivost se zvýšila, což se projevilo jako snížení vibrotaktilního prahu (VT) a tedy zpřesněním percepce v dané oblasti.

Při pohledu na jednotlivé svaly foam rolling ovlivnil nejen PPT m. rectus femoris intervenované DK, ale i m. rectus femoris neintervenované DK. Ve srovnání obou končetin se ukázalo, že průměrný přírůstek PPT m. rectus femoris intervenované a neintervenované DK se od sebe signifikantně neliší. Naopak m. biceps femoris intervenované i neintervenované DK zůstal bez statisticky signifikantní změny, ačkoliv byl zaznamenán trend zvýšení PPT i v těchto svalech.

VT byl spočítán jako průměr hodnot VPT a VDT. Během zpracování dat, tak bylo zjištěno, že u žádného ze čtyř měřených bodů nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl mezi hodnotami VPT před a po použití foam rollingu. Oproti tomu u VDT se signifikantní změny mezi hodnotami před a po aplikaci foam rollingu objevily ve všech čtyřech testovaných svalech. Po přepočítání na VT byly nakonec výsledky takové, že signifikantně významných rozdílů před a po použití foam rollingu dosáhly svaly m. rectus femoris intervenované DK a m. biceps femoris neintervenované DK. V ostatních svalech nebyly rozdíly statisticky významné, ačkoliv trend poklesu VT byl zaznamenán i v těchto svalech a proto při závěrečném porovnání průměrného poklesu VT mezi m. rectus femoris intervenované a neintervenované DK nebyly nalezeny signifikantně významné rozdíly. Výsledky tak poukázali na to, že změny ve vibrotaktilním cití jsou vázány především na ovlivnění VDT.

5 DISKUZE

Primárním cílem naší práce bylo zkoumat, zda foam rolling ovlivňuje citlivost mechano–nociceptivního a vibrotaktilního čítí prostřednictvím změny mechanického stavu myofasciálních tkání. Toto lze usuzovat na podkladě tvrzení, že foam rolling nějakým způsobem ovlivňuje myofasciální tkáň, která je bohatě inervována mechanoreceptory (Cheatham & Stull, 2018; Schleip, 2003a; Yildiz, Bozdemir & Akyildiz, 2018). V důsledku použití foam rollingu by tak mělo docházet k modulaci dráždivosti a reaktivity těchto receptorů s následnou změnou nociceptivního a proprioceptivního vnímání.

Foam rolling a PPT

Foam rolling je poměrně nový přístup a tak i studií na toto téma zatím není mnoho, ačkoliv jeho obliba stále stoupá. Z dosavadních výsledků lze usuzovat, že foam rolling napomáhá snižovat tuhost tkání. Wilke (2019) se svými kolegy zkoumali účinek foam rollingu na tuhost fasciální tkáně přední strany stehna pomocí měřiče, který v sobě kombinoval funkci tlakového algometru se stupnicí dosažení hloubky tlaku. Měření spočívalo v zaznamenání potřebného tlaku k dosažení 1,5 cm hloubky penetrace tkáně ve vyznačeném bodě na m. rectus femoris. Výsledky jsou uváděné v N/cm^2 , po přepočítání na kPa získáme hodnoty, které se pohybují mezi 160 až 210 kPa před a 140 až 170 kPa po intervenci. Tyto hodnoty jsou nižší než naše získaná data, a to z toho důvodu, že studie zkoumala pouze tlak potřebný k dosažení určité hloubky tkáně a ne práh tlakové bolesti jako v našem případě. Proto nemůžeme obě studie zcela srovnávat. Výzkum pracující s prahem tlakové bolesti a jeho ovlivnění foam rollingem se nám, ale najít nepodařilo. Výsledky Wilkeho (2019) prokázaly signifikantní změny ve smyslu snížení tuhosti fasciální tkáně. Dalším zajímavým faktem byla skutečnost, že dosažené změny nebyly závislé na rychlosti provedení foam rollingu. Ve studii Hotfiela (2017), která se zabývala změnou arteriální perfuze na laterální straně stehna po foam rollingu, bylo prokázáno zvýšení arteriálního průtoku krve v této oblasti (Hotfiel et al., 2017). Wilke (2019), tak diskutuje, že zvýšená perfuze kosterních svalů uvolňuje napětí v rolované oblasti. Studie se však již nezabývá tím, jestli stejného výsledku bylo dosaženo i na zadní straně stehna či druhé, neintervenované DK (Wilke et al., 2019)

I my jsme ve své práci dospěli k podobnému výsledku. PPT se po provedení foam rollingu přední strany stehna zvýšil v m. rectus femoris intervenované DK, což může být vysvětlováno právě faktem, že se snížila tuhost myofasciální tkáně. Sondou tlakového algometru jsme vyvíjeli tlak na testovanou tkáň, čímž jsme působili deformaci této tkáně.

Tato deformace byla v prvních okamžicích vyhodnocena jako tlak, ale při stále se zvyšující intenzitě byla vnímána jako tlaková bolest. Nociceptory obsažené v cílové tkáni reagují na zvýšené tahové napětí, což se označuje jako PPT (Farella et al., 2000; Nussbaum & Downes, 1998). Pokud je tedy tuhost myofasciální tkáně menší, je přímo úměrně menší i tahové napětí a následná tlaková bolest nastoupí později. Proces snížení tuhosti myofasciální tkáně si můžeme vyložit jako ovlivnění tixotropie extracelulární matrix prostřednictvím působení mechanického tlaku na pojivovou tkáň a následnou přeměnu „gelu“ na „sol“ a tím ovlivnění tuhosti vyšetřované tkáně (Rolf, 1977). Svůj vliv má samozřejmě i již zmíněná zvýšená perfuze kosterních svalů (Hotfiel et al., 2017). Nebo také působení Ruffiniho tělísek na autonomní nervový systém. Tato tělíška se řadí mezi pomalu adaptující se receptory a jsou známy především jako termoreceptory. Kromě předávání informací o teplotě jsou schopny registrovat i tlak, rychlost a reagovat na dotyk (registrují napínání kůže při pohybu) (Merkunová, 2008). Jejich podrážděním dochází ke snížení viskozity, a tím nepřímo úměrně k ovlivnění kluznosti a poddajnosti pojivové tkáně, což se při následném působení tlaku může projevit vyšším prahem tlakové bolesti. Na základě údajů uvedených Schleipem (2003a, 2003b) ve dvojdiálním článku se domníváme, že působení hlubokého tlaku na Ruffiniho tělíška vede ke stimulaci parasymptiku. Následně se aktivuje tropotropní přední lalok hypotalamu, což vede ke snížení celkového tonu kosterního svalstva (Schleip, 2003a; Schleip, 2003b).

Výsledky naší studie odhalily trend zvýšení PPT i v ostatních měřených svalech, dostatečné hladiny významnosti ($p < 0,05$) však dosáhl jen m. rectus femoris neintervenované DK. Tuto skutečnost vysvětlujeme působením systému difuzní inhibiční kontroly (DNIC). Ke spuštění tohoto systému je zapotřebí aplikace škodlivého stimulu (v našem případě mechanického tlaku), který musí dosáhnout úrovně prahové hodnoty aktivace periferních nociceptorů. Jinými slovy aplikace stimulu musí vyvolávat bolest (Calvino & Grilo, 2006). To by mohl být i jeden z faktorů ovlivnění výsledků, přestože probandi byli instruováni, aby tlak foam rolleru vnímali jako intenzitu bolesti pohybující se okolo stupně 5 (na stupnici od 0 do 10, kde 0 je žádná bolest a 10 nejhorší představitelná), nebyl tento subjektivní vjem dále objektivizován. Působení DNIC je v literatuře popisováno jako spino-medullo-spinální zpětnovazebný okruh částečně řízený serotoninergními mechanismy, které působí na nespecifické i specifické nociceptivní neurony v zadních rožích míšních (Le Bars, 2002). Na výsledku se podílí snížená aktivita symptiku a snížení celkového tonu kosterního svalstva skrze Ruffiniho tělíška, jak bylo uvedeno výše (Schleip 2003a, Schleip 2003b).

Proč i ostatní svaly (m. biceps femoris intervenované a neintervenované DK) nedosáhly statisticky významného nárůstu PPT může být vysvětleno prostým faktem, že již počáteční hodnoty m. biceps femoris byly vyšší než v případě m. rectus femoris a tudíž jejich další zvýšení nedosáhlo dostatečné hladiny významnosti ($p < 0,05$).

Naměřené hodnoty PPT ukázaly velké interindividuální rozdíly mezi probandy, což je patrné z rozdílů mezi minimální a maximální hodnotou (např. 214,7 kPa a 914 kPa u PPT m. rectus femoris intervenované DK). Směrodatná odchylka (v našem příkladu 228,9 kPa) by mohla být menší za předpokladu provedení studie pouze na jednom pohlaví. Skutečnost, že ženy mají obecně nižší PPT než muži již bylo prokázáno mnoha studiemi (Defrin et al., 2003; Finocchietti et al., 2011; Chesterton et al., 2003). Další faktory, které mají vliv na hodnotu PPT, jsou například věk, osobnost a případná úzkost či nervozita (Chesterton et al., 2003).

Foam rolling a VT

Vibrotaktilní čítí je označení pro měření vibrací nad měkkými tkáněmi, kde jsou kromě Vater–Paciniho tělísek zavzata i svalová vřeténka (Medunová, 2011). Vibrace řadíme do dynamické propriocepce spolu s vnímáním změny polohy a změny napětí (Čech, 2011).

Studie vedená Davidem (2019) zkoumala efekt foam rollingu na propriopeci v kolenních a kyčelních kloubech prostřednictvím polohocitu objektivizovaného použitím kinematické analýzy. Po aplikaci foam rollingu na oblast hamstringů došlo ke zlepšení polohocitu v kolenním kloubu, polohocit v kyčelním kloubu zůstal bez signifikantních změn. V části diskuze David (2019) popisuje zlepšenou propriopeci po intervenci foam rollingem jako efekt stimulace svalových vřetének. Fakt, že nedošlo ke statisticky významnému zlepšení propriocepce i v kyčelním kloubu je vysvětlen anatomickými poměry (David et al., 2019). Práci, která by se zabývala vztahem vibrotaktilního čítí a foam rollingu, jsme neobjevili.

Svalové vřeténko je uloženo paralelně v podélné ose svalu a skládá se ze tří až dvanácti intrafuzálních svalových vláken. Prodloužení okolních extrafuzálních svalových vláken je podnětem pro podráždění centrální části svalového vřeténka (tzv. receptorová oblast). Kolem této centrální části se obtáčí primární anulospirální zakončení, které po podráždění vysílá aferentní informace do příslušného míšního segmentu a do vyšších etáží centrální nervové soustavy (retikulární formace, mozeček, bazální ganglia, mozková kůra). Eferentní informace přicházejí do svalových vřetének skrze axony γ -motoneuronů, což vyvolá aktivaci periferních kontraktilních částí svalových vřetének, která vede k protažení centrální receptorové (nekontraktilní) části příslušného vlákna. Toto mechanické předpětí

zvyšuje citlivost primárního anulospirálního zakončení (Merkunová, 2008; Švestková et al., 2017). Jak uvádí Proske (2006) optimální frekvence vibračních podnětů pro dráždění svalových vřetének je mezi 80–100 Hz (Proske, 2006). Stimulační sonda Vibrametru vibruje konstantní frekvencí právě 100 Hz. Kromě svalových vřetének se na vnímání vibrací podílí zejména Vater–Paciniho tělíška uložená v podkožním vazivu pod škárkou (dermis), která jsou při foam rollingu také stimulována. Tímto mechanismem by se mohly vysvětlit naše výsledky, že po použití foam rollingu na přední stranu stehna, došlo k signifikantnímu snížení VT v m. rectus femoris intervenované DK, takže se zvýšila citlivost na vibrační podněty a zlepšila se jedna ze složek propriocepce.

Zajímavé bylo zjištění, kterého jsme dosáhly při počítání výsledných hodnot VT, které byly průměrem hodnot VPT a VDT dle metodiky stanovené Goldbergem a Lindblomem (1979). Ve všech čtyřech testovaných svalech nastala signifikantní změna před a po intervenci foam rollingem pouze v VDT. Žádný z testovaných bodů nevykazoval statisticky významný rozdíl v VPT. Toto zjištění odpovídá i samotnému hodnocení probandů, kterým se lépe vyhodnocoval pocit vymizení vibrace. Nicméně signifikantní rozdíl VT byl dosažen pouze u m. rectus femoris intervenované DK a m. biceps femoris neintervenované DK, u ostatních byl zaznamenán trend snižování VT, který se ale nepodařilo statisticky prokázat. Proto by bylo vhodné ověřit výsledky na větším souboru probandů.

Významný je i vliv zaměření somatosenzorické pozornosti, jakožto centrálního vlivu a zlepšení vnímání ze stimulované lokality. S tím souvisí i větší změna VDT vibrotaktilní citlivosti, neboť VDT je náročnější na pozornost.

Nesporné bylo působení okolních faktorů na měření vibrotaktilní citlivosti. Stačilo, aby někdo na chodbě zavřel dveře, zacinkal klíči nebo telefonoval a výsledky najednou vykazovaly velkou rozdílnost a nejednotnost. Proto jsme si snažili o co možná největší eliminaci rušivých vlivů a data získávali po pracovní době či ve státní svátky, kdy byl na klinice větší klid.

Foam roller se nevyrovná fasciální manipulaci, ani jí pravděpodobně neodstraníme fasciální adhezi. I účinky jsou zřejmě pouze dočasné (v naší studii v řádu desítek minut). Z empirických zkušeností nepřetrvávají delší dobu než jeden den.

V závěru se shodujeme s tvrzením, které psal ve svém článku Hargrove (2019) a to, že změny se neodehrávají přímo ve fascii, ale že působením tlaku i na všechny ostatní tkáně se mění aferentace, která následně mění, jak se cítíme a pohybujeme. Podle nás je tohle jedna z příčin velké oblíbenosti foam rollerů – pocit, že jsme po rolování uvolněnější, lépe se nám pohybuje a cítíme se dobře (Hargrove, 2019).

ZÁVĚR

Studie navazuje na výsledky dříve obhájené diplomové práce, která zjistila zvýšení tlakově–algického prahu po aplikaci statického strečinku, což může představovat riziko pro jeho použití před dynamickými sporty. Foam rolling se dnes právě u těchto sportů využívá jako alternativní forma přípravy měkkých tkání v rámci rozcvičení.

I přesto, že je foam rolling běžně používanou metodou, mechanismy jeho působení nejsou zcela objasněny. Během zpracování teoretické části bylo obtížné najít dostatek studií zabývajících se tématem foam rollingu.

Cílem této diplomové práce bylo zkoumat vliv foam rollingu na mechano–nociceptivní a vibrotaktilní cití prostřednictvím změny mechanického stavu myofasciálních tkání. Výzkum byl realizován na 15 zdravých probandech a objektivizován pomocí tlakové algometrie a vibrametrie na m. rectus femoris a m. biceps femoris obou dolních končetin před a po aplikaci foam rollingu na přední stranu stehna jedné z DK (určeno losem).

Tlaková algometrie byla použita pro měření prahu tlakové citlivosti svalu (mechano–nociceptivní vnímání) označeném jako PPT (pressure pain treshold). Výzkum prokázal zvýšení hodnot PPT a tedy vyšší práh tlakové bolesti po použití foam rollingu na přední stranu stehna v m. rectus femoris intervenované DK. Současně byl zaznamenán trend zvýšení PPT i v ostatních svalech, ale statisticky významné změny dosáhl jen m. rectus femoris neintervenované DK. Předpokládáme tedy možný vliv centrálního nervového systému, ale k jeho potvrzení je zapotřebí dalších studií.

Vibrametrie sloužila ke zhodnocení vibrotaktilního cití (proprioceptivní vnímání) označeném jako VT (vibration treshold). VT byl spočítán jako průměr naměřených hodnot VPT (vzestupný vibrotaktilní práh) a VDT (sestupný vibrotaktilní práh). Výzkum potvrdil snížení VT m. rectus femoris intervenované DK po použití foam rollingu na přední stranu stehna. Snížením VT došlo ke zvýšení vibrotaktilní citlivosti. Trend snižování VT byl zaznamenán i v ostatních měřených svalech, avšak statisticky významné změny dosáhl pouze m. biceps femoris neintervenované DK. Diskutujeme vliv zaměření somatosenzorické pozornosti, ale k objasnění změn i v neintervenovaných svalech bude nezbytné ještě dalších studií. Během zpracování dat bylo zjištěno, že hodnoty VPT nedosáhly signifikantní změny v žádném z testovaných svalů. Naopak u VDT se statisticky významné změny před a po intervenci foam rollingem objevily ve všech čtyřech testovaných svalech. Výsledky tak poukázaly na fakt, že změny ve vibrotaktilním cití jsou vázány především na ovlivnění VDT.

Použití foam rollingu v rámci rozcvičení a přípravy měkkých tkání před sportovním výkonem je sporné. David (2019) ve své studii zkoumající vliv foam rollingu na polohocit v kolenním a kyčelním kloubu pomocí kinematické analýzy dospěl k závěru, že foam rolling může být použit těsně před sportovním výkonem a to bez zvýšeného rizika zranění v důsledku proprioceptivního deficitu. Avšak výsledky jeho studie ukazují zlepšení propriocepce po foam rollingu zadní strany stehna pouze u kolenního kloubu, kyčelní kloub zůstal bez signifikantních změn. Výsledky naší studie naznačují vyšší práh tlakové bolesti nejen u intervenovaného svalu, ale i možný centrální vliv na ostatní části těla. To by mohlo vést k vyššímu riziku zranění v důsledku vyššího prahu bolesti v místech, kde nedošlo ke změně propriocepce a proto bychom doporučili zařazovat foam rolling spíše do fáze po sportovním výkonu. K přesnému stanovení zařazení foam rollingu, potvrzení centrálního vlivu a případné době trvání účinku bude nutné ještě dalších výzkumů.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ADSTRUM, Sue, Gil HEDLEY, Robert SCHLEIP, Carla STECCO a Can a. YUCESROY.
Defining the fascial system. *Journal of Bodywork*. 2017, 21(1), 173-177. DOI:
10.1016/j.jbmt.2016.11.003. ISSN 13608592.
- BALKO, Jan, Zbyněk TONAR a Ivan VARGA. *Memorix histologie*. 2. vydání. Praha: Triton,
2017. ISBN 978-80-7553-249-7.
- BISWAS, Abhijit, M. MANIVANNAN a Mandayam A. SRINIVASAN. Multiscale Layered
Biomechanical Model of the Pacinian Corpuscle. *IEEE Transactions on Haptics*.
2015, 8(1), 31-42. DOI: 10.1109/TOH.2014.2369416. ISSN 1939-1412.
- CALVINO, Bernard a Rose Marie GRILO. Review: Central pain control. *Joint Bone Spine*.
2006, 73(1), 10-16. DOI: 10.1016/j.jbspin.2004.11.006. ISSN 1297319X.
- COUTAUX, A. et al. Hyperalgesia and allodynia: peripheral mechanisms. *Joint Bone Spine*.
2005, vol. 72, issue 5, s. 359-371. DOI: 10.1016/j.jbspin.2004.01.010.
- ČECH, Zdeněk. Somatosenzorický systém. *Multimediální podpora výuky klinických
a zdravotnických oborů: Portál 2. Lékařské fakulty*. 2011. Dostupné z [http://mefanet-
motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1642](http://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1642)
- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL,
Jan KACVINSKÝ a Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-
5636-3.
- DAVID, Erin, Tal AMASAY, Kathryn LUDWIG a Sue SHAPIRO. The Effect of Foam
Rolling of the Hamstrings on Proprioception at the Knee and Hip Joints. *International
Journal of Exercise Science*. 2019, 12(1), 343-354. ISSN 1939795X.
- DEFRIN, Ruth, Amit RONAT, Arnon RAVID a Chava PERETZ. Spatial summation of
pressure pain: effect of body region. *Pain*. 2003, 106(3), 471-480.
DOI: 10.1016/j.pain.2003.09.010. ISSN 0304-3959.
- DISSANAYAKA, T. D., M. FARRELL, M. ZOGHI, G. F. EGAN A S. JABERZADEH.
Test-retest reliability of subjective supra-threshold scaling of multiple pressure-pain
sensations among healthy individuals: a study using hydraulic pressure
algometry. *Somatosensory*. 2018, 35(3-4), 153-161 [cit. 2019-08-10].
DOI: 10.1080/08990220.2018.1505608. ISSN 13691651.

- DRUGA, Rastislav, Miloš GRIM a Petr DUBOVÝ. *Anatomie centrálního nervového systému*. Praha: Galén, 2011. ISBN isbn978-80-7262-706-6.
- FARELLA, M., A. MICHELOTTI, M. H. STEENKS, R. ROMEO, R. CIMINO a F. BOSMAN. The diagnostic value of pressure algometry in myofascial pain of the jaw muscles. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000, 27(1), 9-14. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2000.00526.x. ISSN 0305-182X.
- FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C., M. L. CUADRADO, L. ARENDT-NIELSEN, D. G. SIMONS, J. A. PAREJA. Myofascial trigger points and sensitization: an updated model for tension-type headache. *Cephalalgia*. 2007, 27, s. 383 - 393. ISSN 0333-1024
- FINOCCHIETTI, Sara, Mogens NIELSEN, Carsten Dahl MØRCH, Lars ARENDT-NIELSEN a Thomas GRAVEN-NIELSEN. Pressure-induced muscle pain and tissue biomechanics: A computational and experimental study. *European Journal of Pain*. 2011, 15(1), 36-44. DOI: 10.1016/j.ejpain.2010.05.010. ISSN 10903801.
- GOLDBERG, J. M., U. LINDBLOM. Standardised method of determining vibratory perception threshold for diagnosis and screening in neurological investigation. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1979, 42, s. 793 - 803. ISSN 0022-3050.
- GRANOT, Michal, Irit WEISSMAN-FOGEL, Yonathan CRISPEL, Dorit PUD, Yelena GRANOVSKY, Elliot SPRECHER a David YARNITSKY. Determinants of endogenous analgesia magnitude in a diffuse noxious inhibitory control (DNIC) paradigm: Do conditioning stimulus painfulness, gender and personality variables matter?. *Pain*. 2008, 136(1), 142-149. DOI: 10.1016/j.pain.2007.06.029. ISSN 03043959.
- GRAY, Henry. *Anatomy of the Human Body*. 1918. Dostupné z: <https://www.bartleby.com>
- HAKL, Marek. Racionální léčba akutní bolesti. *Interní medicína pro praxi*. 2007, roč. 3, 141–142. Dostupné z: internimedicina.cz
- HARGROVE, Todd. *How Does Foam Rolling Work?*. 2019. Dostupné z: https://www.physio-network.com/how-does-foam-rolling-work/?fbclid=IwAR1sP_2UIKt0wUEdqUuM_Rg2hF7s-X8OSAAHihFsHIvcYtoko8aDHK3HP-k

- HILZ, M. J., F. B. AXELROD, K. HERMANN, U. HAERTL, M. DUETSCH a B. NEUNDÖRFER. Normative values of vibratory perception in 530 children, juveniles and adults aged 3-79 years. *Journal of the Neurological Sciences*. 1998, 159(2), 219 - 225. DOI: 10.1016/S0022-510X(98)00177-4. ISSN 0022510X.
- HOTFIEL, Thilo, Bernd SWOBODA, Sebastian KRINNER, Casper GRIM, Martin ENGELHARDT, Michael UDER a Rafael U. HEISS. Acute Effects of Lateral Thigh Foam Rolling on Arterial Tissue Perfusion Determined by Spectral Doppler and Power Doppler Ultrasound. *Journal of Strength and Conditioning Research* . 2017, 31(4), 893-900. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001641. ISSN 1064-8011.
- CHEATHAM, Scott W. a Kyle R. STULL. Fascia Science and Clinical Applications: Randomized Controlled Trial. *Journal of Bodywork*. 2018, 22(3), 707-712. DOI: 10.1016/j.jbmt.2018.01.011. ISSN 13608592.
- CHESTERTON, Linda S., Panos BARLAS, Nadine E FOSTER, David G. BAXTER a Christine C WRIGHT. Gender differences in pressure pain threshold in healthy humans. *Pain*. 2003, 101(3), 259-266. DOI: 10.1016/S0304-3959(02)00330-5. ISSN 0304-3959.
- CHESTERTON, Linda S., J. SIM, C. C. WRIGHT, N. E. FOSTER. Interrater reliability of Algometry in measuring pressure pain thresholds in healthy humans, using multiple raters. *Clin J Pain*. 2007, 23, 9, s. 760 - 766. ISSN 0749-8047.
- JANDÁK, Zdeněk. *Vibrace přenášené na člověka*. 2007. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/80237>
- KIEPURA, M., B. TRYBULEC, & K. BOCZOŃ. Wpływ Rolowania Na Elastyczność Wybranych Grup Mięśni Kończyn Dolnych U Młodych, Zdrowych Kobiet. / Effect of Foam Rolling on Flexibility of Selected Lower Limbs Muscle Groups in Young Healthy Women. *Polish Journal of Sports Medicine / Medycyna Sportowa*. 2018, 34(2), 99–107. ISSN 1232406X.
- KOO, T. K., J. GUO & C. M. BROWN, C. M. Original Article: Test-Retest Reliability, Repeatability, and Sensitivity of an Automated Deformation-Controlled Indentation on Pressure Pain Threshold Measurement. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2013, 36, 84–90. DOI: 10.1016/j.jmpt.2013.01.001. ISSN 01614754.

- KOZÁK, Jiří. Patofyziologie bolesti. *Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů: Portál 2. Lékařské fakulty*. 2011. Dostupné z <http://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1676>
- KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-807-2626-182.
- LE BARS, Daniel. The whole body receptive field of dorsal horn multireceptive neurones. *Brain Research Reviews*. 2002, 40(1-3), 29-44. DOI: 10.1016/S0165-0173(02)00186-8. ISSN 01650173.
- LE BARS, Daniel, Anthony H. DICKENSON a Jean-Marie BESSON. Diffuse noxious inhibitory controls (DNIC). I. Effects on dorsal horn convergent neurones in the rat. *Pain*. 1979, 6(3), 283-304. DOI: 10.1016/0304-3959(79)90049-6. ISSN 0304-3959.
- MACDONALD, Graham z., Michael d. H. PENNEY, Michelle e. MULLALEY, Amanda I. CUCONATO, Corey d. J. DRAKE, David g. BEHM a Duane c. BUTTON. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *Journal of Strength*. 2013, 27(3), 812-821. ISSN 10648011.
- MAINKA, T. et al. Comparison of muscle and joint pressure-pain thresholds in patients with complex regional pain syndrome and upper limb pain of other origin. *Pain*. 2014, vol. 155, issue 3, s. 591-597. DOI: 10.1016/j.pain.2013.12.014
- MARCUZZI, A., A. C. WAINWRIGHT, D. S. J. COSTA a P. J. WRIGLEY. Vibration testing: Optimizing methods to improve reliability. *Muscle and Nerve*. 2018. DOI: 10.1002/mus.26373. ISSN 10974598.
- MEDUNOVÁ, Kateřina. *Ovlivnění tlakově-algické a vibrotaktilní citlivosti postizometrickou relaxací v lokalitě s myofasciálním trigger pointem*. Praha, 2011. 113 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta.
- MERKUNOVÁ, Alena. *Anatomie a fyziologie člověka*. Grada Publishing, 2008.
- NUSSBAUM, Ethne L a Laurie DOWNES. Reliability of Clinical Pressure - Pain Algometric Measurements Obtained on Consecutive Days. *Physical Therapy*. 1998, roč. 78, č. 2, s. 160-169. ISSN 00319023

- OKAMOTO, T., M. MASUHARA, & K. IKUTA. Acute Effects of Self-Myofascial Release Using a Foam Roller on Arterial Function. *Journal of strength and conditioning research*. 2014, 28(1), 69–73. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31829480f5. ISSN 10648011.
- OLSON, W., P. DONG, M. FLEMING a W. LUO. The specification and wiring of mammalian cutaneous low-threshold mechanoreceptors. *Wiley Interdisciplinary Reviews. Developmental Biology*. 2016, 5(3), 389-404. DOI: 10.1002/wdev.229. ISSN 17597692.
- PAVLŮ, D. a H. STRACHOTOVÁ. Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek?. *Rehabilitation*. 2011, 18(3), 138-144. ISSN 12112658.
- PETERS, E. W., H. M. E. BIENFAIT, M. DE VISSER a R. J. DE HAAN. The reliability of assessment of vibration sense. *Acta Neurologica Scandinavica*. 2003, 107(4), 293-298. DOI: 10.1034/j.1600-0404.2003.01333.x. ISSN 00016314.
- POPESCU, Adriana, Linda LERESCHE, Edmond L. TRUELOVE a Mark T. DRANGSHOLT. Gender differences in pain modulation by diffuse noxious inhibitory controls: A systematic review. *Pain*. 2010, 150(2), 309-318. DOI: 10.1016/j.pain.2010.05.013. ISSN 0304-3959.
- PROSKE, Uwe. Kinesthesia: The role of muscle receptors. *Muscle*. 2006, 34(5), 545-558. DOI: 10.1002/mus.20627. ISSN 0148639X.
- ROKYTA, Richard, Miloslav KRŠIAK a Jiří KOZÁK. *Bolest: monografie algeziologie*. 2. vyd. Praha: Tigis, 2012. ISBN 978-80-87323-02-1.
- ROKYTA, Richard & kolektiv. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- ROLF, Ida P. *Rolfing: The Integration of Human Structures*. Santa Monica: Dennis Landman, 1977.
- SCHLEIP, Robert. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork*. 2003a, 7(1), 11-19. DOI: 10.1016/S1360-8592(02)00067-0. ISSN 13608592.
- SCHLEIP, Robert. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork*. 2003b, 7(2), 104-116. DOI: 10.1016/S1360-8592(02)00076-1. ISSN 13608592.

- SCHLEIP, Robert, Giulio GABBIANI, Jan WILKE, et al. Fascia Is Able to Actively Contract and May There by Influence Musculoskeletal Dynamics: A Histochemical and Mechanographic Investigation. *Frontiers in Physiology*. 2019, 10. DOI: 10.3389/fphys.2019.00336. ISSN 1664042X.
- SCHLEIP, Robert, H. JÄGER. Fascias and their importance for interoception. *Osteopathische Medizin*. 2014, 15(3), 25 - 30. DOI: 10.1016/S1615-9071(14)60086-1. ISSN 16118928.
- SPRENGER, C., A. MAY a C. BÜCHEL. Schmerz kontra Schmerz. *Der Schmerz*. 2010, 24(6), 569-570. DOI: 10.1007/s00482-010-0985-0. ISSN 0932433X
- STAUBESAND, J a Y LI. Zum Feinbau der Fascia cruris mit besonderer Berücksichtigung epi-und intrafaszialer Nerven. *Manuelle Medizin*. 1996, (34).
- STECCO, Carla, Veronica MACCHI, Alessandro BARBIERI, Cesare TIENGO, Andrea PORZIONATO a Raffaele DE CARO. Hand fasciae innervation: The palmar aponeurosis. *Clinical Anatomy*. 2018, 31(5), 677-683. DOI: 10.1002/ca.23076. ISSN 08973806.
- STECCO, Carla, Robert SCHLEIP. A fascia and the fascial system. *Journal Of Bodywork And Movement Therapies*. 2016, 20(1), 139-140. DOI: 10.1016/j.jbmt.2015.11.012. ISSN 15329283
- ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0084-2.
- VAN DER WAL, J. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system- An often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork: Research, Education, and Practice*. 2009, 2(4), 9 - 23. ISSN 1916257X.
- WILKE, Jan, Philipp NIEMEYER, Daniel NIEDERER, Robert SCHLEIP a Winfried BANZER. Influence of Foam Rolling Velocity on Knee Range of Motion and Tissue Stiffness: A Randomized, Controlled Crossover Trial. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2019, 1-5. DOI: 10.1123/jsr.2018-0041. ISSN 1056-6716.

YILDIZ, M., M. BOZDEMİR, & Z. AKYILDIZ. Acute Effects of Pre-Exercise Foam Rolling in Addition to Dynamic Stretching on Anaerobic Power. / Antrenman Öncesi Dinamik Isınmaya Ek Olarak Yapılan Foam Roller Uygulamasının Akut Güç Çiki'i Üzerine Etkileri. *Journal of Physical Education & Sports Science / Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*.2018, 12(2), 73–80 [cit. 2019-01-05]. ISSN 13076477.

ŽIVNÝ, Vít. *Foam rolling: pěnová relaxace (I)*. 2014. Dostupné z:
<http://medicina.ronnie.cz/c-19694-foam-rolling-penova-relaxace-i.html>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Dotazník

Příloha č. 2: Protokol

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Dotazník

Datum:

Proband číslo:

1) Pohlaví: ŽENA MUŽ

2) Věk:

3) Tělesná hmotnost:

4) Tělesná výška:

5) Dominantní horní končetina: PRAVÁ LEVÁ

6) Dominantní dolní končetina: PRAVÁ LEVÁ

7) Věnujete se sportu? ANO NE

Pokud ANO, na jaké úrovni?

a) rekreační

b) výkonnostní (závodní)

c) vrcholová (profesionální)

8) Jaký druh sportu provozujete?

9) Kolik hodin týdně sportujete?

10) Využíváte ve svém sportu foam rolling? ANO NE

11) Prodělal/a jste někdy zranění nebo operaci dolní končetiny? Popřípadě jaké a kdy.

ANONE

12) Bylo Vám někdy diagnostikováno systémové onemocnění (typu diabetes mellitus, revmatické onemocnění)? Pokud ANO, jaké?

ANONE

13) Léčil/a jste se někdy s neurologickým onemocněním či se stavy změněné kožní citlivosti (radikulopatie, polyneuropatie, neurózy)? Pokud ANO, jaké?

ANONE

14) Užíváte v současné době analgetika? ANO NE

Příloha č. 2: Protokol

Proband číslo:

PŘED použitím foam rollingu:

PPT	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

VPT ↑	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

VDT ↓	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

Proband číslo:

PO použití foam rollingu:

PPT	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

VPT ↑	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

VDT ↓	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
m. rectus femoris pravé dolní končetiny				
m. rectus femoris levé dolní končetiny				
m. biceps femoris pravé dolní končetiny				
m. biceps femoris levé dolní končetiny				

Vylosované pořadí měření:

Intervenovaná DK: