

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2. LF a FN
v Motole

Bc. Tereza Čechová

Hodnocení změn tlakově-algického prahu měkkých tkání stehna
ve vztahu k poloze v kolenním kloubu – pilotní studie

Diplomová práce

Praha 2022

Autor práce: Bc. Tereza Čechová

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Čech

Oponent práce: Mgr. MgA. Filip Jevič

Datum obhajoby: 2022

Bibliografický záznam

ČECHOVÁ, Tereza. *Hodnocení změn tlakově-algického prahu měkkých tkání stehna ve vztahu k poloze v kolenním kloubu – pilotní studie*. Praha, 2022, 68 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedoucí práce Mgr. Zdeněk Čech.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá problematikou souvislosti míry napětí měkkých tkání a jejich tlakově-algické citlivost. Cílem práce je zjistit, zda má míra předpětí měkkých tkání, daná pozicí přilehlých kloubů, vliv na hodnotu tlakově-algického prahu. Předpoklady jsme ověřili na modelové situaci citlivosti tkání ventrální a dorzální strany stehna vzhledem k úhlovému nastavení flexe kolenního kloubu. Rešeršní část práce se zabývá biomechanickými vlastnostmi měkkých tkání vzhledem k mechanické zátěži ve smyslu tahových i tlakových sil. Popisuje mechanismy aktivace nociceptorů tkání a aferentního přenosu signálu ke zpracování vyššími nervovými strukturami. Rozlišuje pojmy nocicepce a bolest a zabývá se metodami jejich kvantifikace, zejména tlakovou algometrií. Výzkumu se účastnilo 30 zdravých probandů (15 žen a 15 mužů) mladšího adultního věku. Každému byly změřeny hodnoty tlakově-algického prahu algometrem z ventrální a dorzální strany stehna s úhlovým nastavením 0°, 45° a 90° flexe kolenního kloubu, s konstantní polohou kloubu kyčelního. Statistická analýza souboru dat neprokázala statistické významné změny hodnot tlakově-algického prahu v závislosti na zkoumaných pozicích kolenního kloubu. Práce prokázala, že změny úhlového nastavení v rozsahu flexe 0°–90° nemají signifikantní vliv na tlakově-algickou citlivost měkkých tkání stehna a tedy, že tlakově-algický práh měkkých tkání se při změně nastavení kloubu v rámci neutrální zóny nemění.

Klíčová slova

Tlakově-algický práh, tlaková algometrie, napětí, poměrné prodloužení, biomechanika, měkké tkáně, kolenní kloub, neutrální zóna

Abstract

The diploma thesis deals with the relationship between the level of stress of soft tissues and their pressure pain sensitivity. It aims to find out whether the level of tension in soft tissues, given by the position of neighbouring joints, affects the pressure pain threshold. The thesis assumptions were verified on a model situation with the sensitivity of the tissues of the ventral and dorsal sides of the thigh depending on the angular adjustment of the knee joint flexion. The theoretical part deals with the findings about biomechanical properties of soft tissues in relation to mechanical load and in the sense of tensile and compressive forces. It describes the mechanisms of tissue nociceptor activation and afferent signal transmission for processing by nervous system. It distinguishes between the concepts of nociception and pain and deals with methods of their quantification, especially pressure algometry. A group of 30 (15 men and 15 women) healthy probands of younger adult age participated in the research. The values of the pressure pain threshold were measured for each person with an algometer from the ventral and dorsal side of the thigh with angular settings of 0°, 45° and 90° flexion of the knee joint, with a constant position of the hip joint. The data set's statistical analysis did not show statistically significant changes in pressure pain threshold values depending on the examined knee joint positions. The work demonstrated that changes in the angle setting in the range of flexion between 0° and 90° do not have a significant effect on the pressure pain sensitivity of the soft tissues of the thigh and thus that the pressure pain threshold of the soft tissues does not change when the joint setting is changed within the neutral zone.

Keywords

Pressure pain threshold, pressure algometry, stress, strain, biomechanics, soft tissues, knee joint, neutral zone

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 pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Tereza Čechová.....

PODĚKOVÁNÍ AUTORA

Chtěla bych poděkovat Mgr. Zdeňku Čechovi za odborné vedení diplomové práce a asistenci při získávání dat. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Jakubu Hledíkovi za cenné rady ohledně statistického zpracování dat a Ing. Matěji Škrabánkovi za korekci a podporu po celou dobu studia a psaní práce.

Obsah

ÚVOD	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ	11
1.1 Biomechanické podklady	11
1.1.1 Mechanická zátěž měkkých tkání.....	13
1.1.2 Biomechanika měkkých tkání stehna	14
1.2 Mechanoreceptory a nociceptory	24
1.2.1 Periferní senzitivace	26
1.3 Nocicepce a bolest.....	27
1.3.1 Centrální senzitivizační procesy.....	29
1.4 Hodnocení tlakové bolesti	30
1.4.1 Tlaková algometrie.....	32
2 CÍLE A HYPOTÉZY	35
2.1 Cíle práce.....	35
2.2 Hypotézy	35
2.3 Výzkumné otázky.....	35
3 METODIKA.....	36
3.1 Charakteristika souboru probandů.....	36
3.2 Cíle měření	36
3.3 Protokol	36
3.4 Tlaková algometrie.....	39
3.5 Zpracování výsledků	40
4 VÝSLEDKY	41
4.1 Charakteristika souboru dat.....	41
4.2 Statistické zpracování.....	42
4.3 Závěry.....	46
5 DISKUZE.....	47

ZÁVĚR.....	58
REFERENČNÍ SEZNAM.....	60
REFERENČNÍ SEZNAM OBRÁZKŮ.....	67
PŘÍLOHY	68
Seznam obrázků	68
Seznam grafů.....	68
Seznam tabulek.....	68

SEZNAM ZKRATEK

CNS	Centrální nervová soustava
DOMS	delayed onset muscle soreness
IASP	Mezinárodní asociace pro studium bolesti (Internacional Association for the Study of Pain)
m.	musculus/musculi
N	Newton
P	přední strana stehna
Pa	Pascal
PA	tlaková algometrie (pressure algometry)
PPT	tlakově-algický práh (pressure pain threshold)
PPT _o	práh tolerance tlakové bolesti (pressure pain tolerance)
VAS	vizuální analogová škála
Z	zadní strana stehna

ÚVOD

Diplomová práce se zabývá problematikou tlakově-algické citlivosti měkkých tkání ve vztahu k míře jejich napětí. Ve fyzioterapeutické diagnostice je lokálně zvýšené napětí měkkých tkání spojováno s nárůstem bolestivé odpovědi na zevní tlakovou stimulaci, například při vyšetření manuální palpací. V manuální medicíně a kinezioterapii jsou následně využívány metody, které cíleně ovlivňují předpětí měkkých tkání za účelem úpravy jejich mechano-nociceptivní citlivosti a snížení bolestivosti. Porozumění mechanismům vzniku bolestivého vjemu je klíčové nejen pro diagnostiku, ale zejména pro správnou volbu metody a postupu terapie. Položili jsme si proto otázku, zda změna napětí měkkých tkání skutečně ovlivní nociceptivní signály z periferie a jejich interpretaci vyššími nervovými strukturami. Konkrétně jsme se zabývali situací, kdy zvýšení napětí měkkých tkání vyvolají tahové síly spojené se změnou polohy sousedních kloubů segmentu.

Práce je koncipovaná jako pilotní studie jejímž cílem je na modelové situaci ověřit, zda existuje vztah mezi mírou předpětí měkkých tkání, danou pozicí přilehlých kloubů, a tlakově-algickou citlivostí segmentu. Citlivost tkání k zevnímu mechanickému stimulu jsme objektivizovali pomocí metody tlakové algometrie a stanovení tlakově-algického prahu (PPT – pressure pain threshold). PPT určuje nejnižší intenzitu zevní tlakové stimulace potřebnou k vyvolání bolestivého vjemu. Stimulaci tkání nižší intenzitou, než je PPT, jedinec vyhodnocuje jako dotyk či tlak. Předpokládaný vzestup citlivosti, daný nárůstem napětí měkkých tkání, by se měl projevit poklesem hodnot PPT. K dosažení aktivačního prahu nociceptorů by v takovém případě mělo být zapotřebí nižšího aditivního tlaku.

Studie se zabývá modelovou situací změn PPT změřených tlakovým algometrem ve střední části ventrální a dorzální strany stehna v polohách kolenního kloubu 0°, 45° a 90° flexe při konstantním nulovém nastavení kyčelního kloubu v relaxované pozici lehu na boku. Flexe kolenního kloubu by mohla, vzhledem k antagonistické funkci svalových skupin, obě strany ovlivňovat rozdílně.

Rešeršní část práce přibližuje problematiku biomechanických vlastností vrstev měkkých tkání, na které je v průběhu experimentu vyvíjen tlak hlavicí tlakového algometru. Biomechanické vlastnosti popisujeme ve vztahu k napětí (stress) a míře deformací tkání (strain) z pohledu zatížení tahovými i tlakovými silami. Dále se

věnujeme tkáňovým receptorům, mechanismu jejich aktivace a přenosu signálů ke zpracování vyššími nervovými strukturami. Poukážeme na rozdílnost pojmu nocicepce a bolesti i z pohledu měření PPT. Poslední část jsme věnovali shrnutí metod hodnocení bolesti. Primárně jsme se zabývali problematikou metody tlakové algometrie.

Experimentální část práce se věnovala analýze hodnot PPT získaných metodou tlakové algometrie v souboru 30 zdravých probandů mladšího adultního věku. Každému z probandů byl změřen PPT ve střední části stehna na předem označených místech ventrální a dorzální strany stehna při konstantním nastavení kyčelního kloubu ve třech různých pozicích flexe kolene v randomizovaném pořadí pokusů vyšetřujícím zaslepeným k pokusu.

Cílem práce bylo ověřit předpoklad, zda změna předpětí měkkých tkání vyvolá změnu hodnot jejich PPT. Předpokládali jsme změnu ve smyslu poklesu PPT u tkání s vyšším stupněm iniciálního předpětí.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Biomechanické podklady

Tkáně lidského těla mají odlišné biomechanické vlastnosti přizpůsobené tomu, aby reagovaly na mechanickou zátěž silově deformačních vlivů prostředí. Tkáně jsou proto schopné zátěži odolávat a adaptovat se v závislosti na jejím směru, intenzitě, dynamice a délce trvání (Beneš, Kyplová & Vítek, 2015, s. 99). Následkem působení sil na tělo nebo jeho část je posun, změna směru pohybu nebo deformace. Fyziologické mechanické vlastnosti tkání by měly bránit poranění a minimalizovat energetické výdaje organismu. Síly působící na tkáně lze rozdělit na tahové, tlakové a střížné. Tahové síly deformují těleso ve smyslu podélného prodloužení ve směru působící síly a příčného zkrácení. Tlaková síla ve směru působení těleso zkracuje a příčně rozšiřuje. Kombinací těchto sil vzniká ohyb nebo torze. Pro působení střížné síly je třeba dvou stejně velkých sil s opačným směrem, které posunou vrstvy tělesa proti sobě ve směru jejich působení. Většina tkání lidského těla je přizpůsobena charakteru pravidelně působících sil, proto mohou být jejich mechanické vlastnosti a reakce na zatížení v různých směrech rozdílné (Watkins, 2010, s. 14–20, 289–318). Příkladem může být kost, jejíž stavba je nejlépe přizpůsobena tlakovému zatížení v podélné ose. Při zatížení z jiného směru tahem, či krutem je její odolnost vůči tlakovým silám podstatně menší (Čapek, Hájek & Henyš, 2018, s. 89–93). Lidské tkáně vyžadují určitou míru zátěže pro svůj fyziologický vývoj. Tato hladina zátěže vyvolává v organismu adaptaci. Pokud intenzita zátěže překročí určitou hranici tolerance, vede k poškození tkáně (Beneš et al., 2015, s. 99)

K hodnocení deformačních změn a zátěže tkání jsou v anglické literatuře zavedeny pojmy *stress*, v české terminologii se jedná o veličinu napětí, a *strain* neboli poměrné prodloužení, respektive zkrácení (Beneš et al., 2015, s. 97; Finocchietti, 2011, s. 11). Z didaktických důvodů budeme v této práci pro pojmenování těchto mechanických veličin využívat pojmy české i anglické.

Působení mechanické síly (tah, tlak, střížné síly) neovlivňuje organismus jen v jednom bodě, ale postihuje celou oblast. Je proto zavedena veličina **stress**, česky **napětí**, jenž udává velikost síly, působící na plochu tělesa (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 72). Je to vyjádření tahové či tlakové síly, která při zevním zatížení tkáně vzniká na povrchu i mezi hlubšími částicemi a kontinuálně se přenáší síly uvnitř tělesa (Finocchietti, 2011, s. 11). Výsledný stress odpovídá součtu všech vnitřních sil stejného směru (Beneš

et al., 2015 s. 97). Úroveň stress se v téže oblasti může lišit v závislosti na množství hmoty vystavené tlaku a tvaru tělesa. Čím více hmoty je zatíženo, tím menší stress vznikne (Watkins, 2010, s. 20). Jednotka stress je shodná s jednotkou tlaku. Je jí Pascal, tedy jednotka vnitřní síly na elementární plochu ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$) (Beneš et al., 2015, s. 97). Pokud je rovina stress kolmá na směr síly, jde o stress normálový – tahový, nebo tlakový. Střížné síly jsou v tomto případě nulové. Střížný stress se vyskytuje v případě, kdy je rovina stress se směrem síly rovnoběžná (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 72). Jinými slovy lze stress definovat jako odpor intermolekulárních vazeb ke strain (Watkins, 2010, s. 20).

Strain popisuje míru deformace tělesa, na které síla působí. Odpovídá poměrnému prodloužení, či zkrácení tělesa oproti původní délce na základě přemístění jeho částic a deformaci intermolekulárních vazeb. Jedná se proto o bezjednotkovou veličinu (m/m) a je popisováno v desetinných číslech, či procentech referenční délky (Finocchietti, 2011, s. 11). Po ukončení zátěže dochází u elastických těles k návratu deformovaných vazeb do původní podoby. Příkladem je protažení šlachy při kontrakci svalu. Míra prodloužení šlachy v tomto případě je tahové strain. Při kompresi vzniká strain tlakové (Watkins, 2010, s. 14–20). Nadměrná deformace tkání aktivuje receptory, které vysílají nociceptivní signály do centrální nervové soustavy (CNS) (Finocchietti et al., 2013).

Vztah mezi stress a strain popisuje zátěžově deformační křivka. V případě lineárních materiálů se řídí Hookovým zákonem¹ (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 73). Z průběhu zátěžově deformační křivky lze vyčíst mechanické vlastnosti materiálu. **Tuhost** nebo pevnost materiálu popisuje jeho odolnost k deformačním vlivům zátěže, a tedy odpor k protažení či stlačení. Čím tužší materiál tím větší síla a změna napětí (stress) je potřeba ke stejné míře deformace (strain). Poddajnost či distenzibilita naopak udává ochotu materiálu k deformaci. Čím poddanější je materiál, tím menší stress je třeba pro vznik stejného strain. Pro tekuté a polotekuté materiály (tkáně) popisuje míru skluzu při stříhovém stress viskozita. Pružnost či elasticita udává schopnost tělesa vrátit se po odstranění zátěže do původního tvaru. Veličina mechanické impedance představuje velikost odporu prostředí ke změně tvaru tělesa (Beneš et al., 2015, s. 99). Mechanické vlastnosti lidských tkání ovlivňuje mnoho faktorů. Liší se proto interindividuálně i v rámci jednoho organismu a jednoho typu tkáně dle tělesné lokality a konkrétní funkce.

¹ „Pokud jsou hodnoty normálového napětí menší než mez úměrnosti, je normálové napětí přímo úměrné relativnímu prodloužení.“ (Beneš et al., 2015, s. 98)

Závisí na stavbě konkrétní tkáně, ale i na výživě, věku, pohybové aktivitě i psychickém ladění jednotlivce (Beneš et al., 2015, s. 100; Watkins, 2010, s. 289–318).

Zevní i vnitřní síly v těle působí současně a vzájemně interagují. V této práci se zabýváme problematikou zevně působícího tlaku ve vztahu k tahu vznikajícím změnou pozice kloubu přiléhajícího ke zkoumané oblasti.

1.1.1 Mechanická zátěž měkkých tkání

Měkké tkáně lidského těla jsou nehomogenní a anizotropní. To znamená, že jejich mechanické chování závisí na směru působící síly a vztah mezi zátěží a deformací není lineární. Většina měkkých tkání lidského těla se skládá z různě organizovaných vláken. Reakce těchto struktur na stress se tak liší v závislosti na tom, zda jsou vlákna volná, či napjatá ve směru působící síly. Při vykreslení zátěžově deformační křivky v oblasti končetin bude počáteční část odpovídat tuhosti kůže a podkožní tukové tkáně. V následující části strmost křivky stoupá v oblasti, kde její průběh odpovídá tuhosti hlouběji uložené tkáně svalové. S rostoucím předpětím tkání roste i velikost stress potřebná ke stejné změně strain. Vztah stress/strain tak není konstantní a distribuce tlaku i tahu tělem záleží na typu tkání, průřezu i uspořádání jednotlivých vrstev. Hluboko-tkáňové receptory neaktivuje přímo externě aplikovaná síla, ale zaznamenávají míru deformace tkání (strain) a stress vzniklý distribucí tlaku jednotlivými vrstvami tkání. Studie ukazují, že největší vliv na algickou citlivost má míra tkáňové deformace (Finocchietti, 2011, s. 11, 13, 18, 22).

Tlakové zatížení

Tlaková síla působící na tělo se v závislosti na intenzitě přenáší přes několik vrstev měkkých tkání a vyvolává změnu napětí (stress). V oblasti končetin se jedná o vrstvy kůže, podkoží, fascie, svalů až ke kosti. Tlak tkáně deformuje a tím stimuluje tlakové mechanoreceptory i nociceptory. Na intenzitu zaznamenaného vjemu tak nemá vliv pouze intenzita stimulace, ale též mechanické a geometrické vlastnosti konkrétních tkání (Finocchietti et al., 2013). Mechanická odezva na stejně velkou tlakovou stimulaci může být odlišná nejen mezi jedinci, ale i v rámci různých oblastí téhož organismu. Studie však neprokázaly významné rozdíly mezi pravou a levou stranou na stejném místě. Zdravá strana lze proto využít pro získání referenční hodnoty (Ylinen, 2007).

Finocchietti et al. (2013) zkoumala přenos tlaku aplikovaného hlavicí tlakového algometru kolmo na bérec. K hodnocení využila Finite element analysis, tedy počítačový

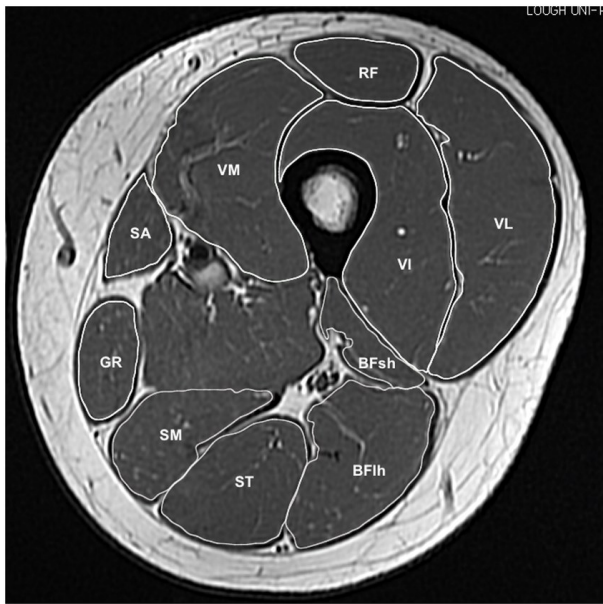
model, jehož podkladem bylo anatomické zobrazení průřezu bérce s pomocí magnetické rezonance. Počítačové zpracování odhalilo, že nejvyšší stress vzniká v kůži a s narůstající hloubkou klesá, zatímco nejvyšší strain vykazovala podkožní tuková tkáň. Strain povrchových svalů bylo nižší než v podkoží (u zkoumaného m. gastrocnemius byl pokles o 30 %) a s rostoucí hloubkou dále klesalo (až o 70 %). Při bolestivé stimulaci na úrovni svalu byl v povrchových tkáních oproti hlubokým tkáním vyšší stress, ale nižší strain.

Tahové zatížení

Z pohledu problematiky práce se budeme zabývat tahovými silami, které na měkké tkáně končetin, přesněji stehna, působí paralelně se směrem dlouhé osy centrální kosti. Tyto síly v těle vznikají fyziologicky při pohybech kloubů, ať už aktivních nebo pasivních. Antagonistické svaly pohybu a jejich okolí jsou protahovány, zatímco agonista a tkáň v jeho okolí svalů jsou uvolňovány (Velé, 2006, s. 144). Každá tkáň reaguje na protažení lehce odlišně. Pasivní protažení svalů tak vede k relativní změně jejich pozice, respektive pozice svalového břicha, oproti okolí, napětí i strain epimuskulárních spojení. Mechanické síly se díky epimuskulární vazivové síti přenáší v rámci jednoho i sousedících segmentů. Pohyb v kloubu tak mohou zaznamenat i proprioceptory svalů, které sice s kloubem sousedí, ale jejich funkce s pohybem v tomto kloubu přímo nesouvisí. Při pohybu kloubu se síť podílí i na změnách délky pasivních svalů kompartmentu (Maas, 2019). Elastické i viskoelastické vlastnosti jednotlivých tkání závisí na rychlosti, velikosti a délce trvání protažení. Nejsou-li tyto parametry nadměrné (napětí se pohybuje v elastickém rozmezí zátěžově deformační křivky), mají tkáň tendence se po ukončení zátěže navrátit do původního tvaru (Watkins, 2010, s. 289–318).

1.1.2 Biomechanika měkkých tkání stehna

Pro pilotní studii jsme zvolili oblast střední délky stehna. Při pokusu vytváříme tlak na povrchové i hluboké struktury v oblasti venter musculi recti femoris, tedy z ventrální strany, a z dorzální strany v oblasti venter musculi bicipitis femoris. Obrázek 1 zobrazuje transverzální řez ve střední délce stehna na magnetické rezonanci. Na snímku jsou zvýrazněny svaly ventrální strany – m. rectus femoris (RF), m. vastus medialis (VM), m. vastus intermedius (VI), m. vastus lateralis (VL), m. sartorius (SA); dorzální strany – krátká (BFsh) a dlouhá hlava (BFsh) m. biceps femoris, m. semimembranosus (SM), m. semitendinosus (ST) a mediální m. gracilis (GR) (Behan, Maden-Wilkinson, Pain, Folland & Williams, 2018).



Obrázek 1. MRI zobrazení transverzálního řezu stehna (Behan et al., 2018)



Obrázek 2. Grafické znázornění kompartmentů stehna na transverzálním řezu (Hudák & Kachlík, 2021, s. 580)

Zevní obalovou vrstvu tvoří kůže a podkoží sestávající ze dvou vrstev adipózní tkáně oddělených superficiální fascií (Stecco, Stern, Fantoni, De Caro & Stecco, 2016). Dále všechny svaly obaluje společná aponeurotická fascie (Rokyta, 2015, s. 628), v této oblasti je to fascia lata. Odstupem pruhu vaziva směrem k femuru na laterální straně a spojením fascií svalových skupin vznikají osteofasciální septa, která rozdělují svaly stehna do 3 kompartmentů – compartimentum femoris anterior, posterior et mediale (Čihák, 2016, s. 498). Rozdělení svalových kompartmentů je patrné z obrázku 2. Každý sval je obalen samostatnou epimysialní fascií. Z ventrální strany směrem k femuru působíme kolmým tlakem na m. rectus femoris a m. vastus intermedius. Zatímco z dorzální strany je to m. biceps femoris caput longum a breve (Hudák & Kachlík, 2021, s. 98, 153, 155).

Mechanické vlastnosti jednotlivých tkání se vzájemně liší v závislosti na stavbě a uspořádání jednotlivých elementů. Bílkovina zodpovědná za schopnost pružné deformace tkání je elastin, zatímco pevnost a tuhost tkání zajišťuje mimo jiné kolagen. Tyto proteiny mají vláknitou strukturu. Vlastnosti tkání proto nezávisí jen na jejich procentuálním zastoupení, ale též na jejich prostorové orientaci. V konkrétních tkáních pak hrají roli i další prvky popsané v následující části (Beneš et al., 2015, s. 100).

Kůže a podkoží

Lidská kůže plní funkci ochranné bariéry i smyslového orgánu. Z toho důvodu obsahuje velké množství receptorů reagujících na různou intenzitu tlaku. Jejich rozmístění není rovnoměrné. Nejvíce taktilních receptorů je na špičkách prstů, výrazně méně pak například na zádech (Rokyta, 2015, s. 558, 564). Síla kožní vrstvy se v oblasti stehna různí. Nejslabší je mediálně, zatímco nejsilší laterálně. Šířka kůže stehna na přední a zadní straně se příliš neliší s výjimkou distální části dorzální strany, kde vrstva kůže slábne směrem k fossa poplitea (Kos, 2014, s. 123–125). Linie kolagenních vláken kůže v této oblasti kopírují průběh vláken svalových. Při pohybu v kloubu se kůže napíná společně s nimi. Významnou roli v mechanickém chování kůže hraje dermis. Vlastnosti jednotlivých částí (epidermis, dermis, tela subcutanea) jsou různé. Kvůli obtížnému rozlišení je však jejich chování popisováno společně. Fyziologicky je kůže v mírném předpětí, které souvisí s růstem a brání vzniku vrásek (Čapek et al., 2018, s. 58–59). Mechanické vlastnosti se s věkem mění, klesá procento kolagenu a s ním i elasticita a odolnost kůže (Finocchietti, 2011, s. 30).

Povrchová kožní vrstva je při tlakové stimulaci vystavena vysokému stress, které se přenosem tkání snižuje. To potvrzuje její ochrannou funkci (Finocchietti et al., 2013). Při tahovém zatížení vykazuje kůže nelineární, anizotropní a elastické vlastnosti. Se vzrůstajícím zatížením se její odpor k protažení mění v závislosti na orientaci a předpětí elastických a kolagenních vláken. Zvlněná vlákna z počátku deformaci nekladou výrazný odpor. S protažením odpor narůstá exponenciálně (Čapek et al., 2018, s. 58). Intenzitu přenosu zevního tlaku více ovlivňuje podkožní tuková tkáň. Ve skutečnosti se jedná o dvě vrstvy adipózní tkáně rozdělené tenkou fibroelastickou strukturou označovanou za superficiální fascii dolní končetiny. Napříč vrstvami adipózní tkáně prochází retinacula cutis, která propojují superficiální fascii s dermis i hlubokou fascií. Průběh kožních vazů (retinacula cutis) obou vrstev se svým sklonem liší, což umožňuje výraznou posunlivost hlubokých vrstev tkání vůči kůži až v řádech centimetrů. Vzájemnou pohyblivost vrstev umožňuje též přítomnost hyaluronanu v intersticiální tekutině (Čech, 2022). Přestože role tloušťky tukové tkáně v přenosu zevně aplikovaného tlaku není zcela jasná, studie prokázaly, že extrémní šířka tukové tkáně (nad 12 mm) u lidí s obezitou distribuci tlaku ovlivní. Stress i strain přenesené do svalových tkání jsou v tomto případě redukovány. V podkožní tukové tkáni se při zevní tlakové stimulaci tvoří největší strain (Finocchietti, Mørch, Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen, 2011). V oblasti

stehna je tato vrstva relativně vysoká, procházejí jí povrchové cévy a nervy (Kos, 2014, s. 123–125), u žen bývá silnější (Rokyta, 2015, s. 628). Finocchietti (2011, s. 4) poukazuje na skutečnost, že naprostá většina bolestivých stavů pohybového aparátu souvisí s nociceptivními signály hlubokých tkání. Odbornou pomoc vyhledává pouze malý zlomek pacientů s problémem, jehož podkladem je nociceptivní podnět z kůže.

Fascie

Jak již bylo zmíněno, celou oblast stehna obaluje aponeurotická fascie – fascia lata. Na dorzální straně její vlákna proximálně přechází ve fascia glutea. Na ventrální straně začíná na ligamentum inguinale a crista iliaca. Distální konec se upíná v oblasti epikondylů femuru, pately a hlavičky fibuly a prolíná se s vlákny kloubního pouzdra. Její napětí tak ovlivňuje pohyby kolenního a kyčelního kloubu i aktivita pletencových svalů přes myofasciální expanze (Čihák, 2016, s. 98; Čech, 2022). Stejně jak tomu je u vrstvy kůže, ani tloušťka fascia lata není konzistentní. Dylevský (2009b, s. 300) ji popisuje jako středně silnou povázku s laterálním zesílením v podobě tractus iliotibialis. Přední strana je tenká. Přepážky odstupující z fascie tvoří intermuskulární septa, která rozdělují do svalových skupin kompartmentů.

Vazivové stroma svalu se nazývá myofascie (Čech, 2022). Tvoří rozhraní mezi jednotlivými vlákny, obaluje primární snopce, snopce vyšších řádů i celý sval ve formě epimysialní svalové fascie (Dylevský, 2007, s. 164). Svalová vlákna umístěná při povrchu svalového bříška se do epimysialní fascie upínají, resp. z ní začínají. Epimysialní fascie je tedy integrální součástí svalu a není vůči němu posunlivá. Toto propojení umožňuje přímý přenos mechanických sil (Čech, 2022). Fascia lata je s povrchem svalu spojená vazivovými spojkami. Vzájemné propojení fasciálních struktur jednotlivých svalů tvoří vazivovou síť schopnou přenášet předpětí epimuskulárně. Mechanické vlastnosti fascií tak přímo ovlivňují i míru protažení svalů i pohyblivost samotného kloubu (Wilke, Macchi, De Caro & Stecco, 2017).

Významnou roli v posunlivosti jednotlivých vrstev fascií během protažení i kontrakce svalů hrají vlastnosti řídkého vaziva, obsahujícího kyselinu hyaluronovou. To umožňuje též vzájemnou kluznost struktur v rámci svalového bříška (Čech, 2022). Při fyziologické zátěži je tato tkáň volná a pohyblivá. Při delší pasivitě segmentu její viskozita klesá a pohybu fascie vůči svalu brání (Wilke et al., 2017). Alterací řídkého vaziva s následným slepením vazivových vrstev, které by měly být vzájemně posunlivá,

vzniká densifikace. V těchto oblastech dochází ke změnám distribuce předpětí fasciální sítě (Čech, 2022).

Konzistence, tloušťka i orientace fascie pravděpodobně ovlivňuje i přenos tlakových sil ke svalové tkáni. Tužší fascie klade odpor tlakové stimulaci a zvyšuje tak velikost síly potřebné pro aktivaci receptorů, například u zádočných svalů (Finocchietti et al., 2013). Tím, že fascie obklopuje svalová vlákna, brání jejich deformaci mechanickou impedancí (Beneš et al., 2015, s. 99). To potvrzuje i zjištění, že při fasciotomii se významně snižuje tlak v kompartmentu a s ním i transverzální svalová zátěž (Maas, 2019). Naopak svalová aktivita i velikost tonu a tlak uvnitř kompartmentu mění přepětí fasciální tkáně (Čech, 2022). Finocchietti (2011, s. 26) prokázala ve Finite element modelu vyšší strain mezi podkožní tukovou tkání a svalem. Tento prostor náleží fascii. Ta jako struktura bohatě zásobená nocisenzory, odpovídajícími na tah i tlak vysoké intenzity, tak může plnit ochrannou funkci proti nadměrnému předpětí. Další důležitou mechanickou charakteristikou fascie je její přechod do svalové šlachy. Je důležitým prvkem šlachosvalového komplexu. Díky tomu se změny mechanických vlastností fasciálních tkání mohou stát zdrojem i reakcí systému na nociceptivní dráždění (Čech, 2022).

Na rozdíl od svalu, který je generátorem síly, fascie je její přenašeč. Přesto její role v tělesné kinetice není zcela pasivní díky přítomnosti myofibroblastů. Jedná se o kontraktilní buňky podobné hladké svalovině, které umožňují určitou kontraktilitu vazivové tkáně fascií, šlach, kloubních pouzder i ligament. Podílí se též na tvorbě kolagenu. Tím mění tuhost fascie. Samotné kontraktilní síly myofibroblastů se pohybují v hodnotách o dva řády nižších, než je síla kontrakce svalových vláken. Na krátkodobé regulaci myoskeletálního systému se tak mohou podílet pouze reflexní neuromuskulární cestou. Naopak v rámci delšího časového úseku (hodiny, dny) aktivity jejich síla kontrakce roste a podílí se na vzniku kontraktur v patologických situacích (Schleip & Klingler, 2019; Schleip et al., 2019). Dle prof. Stecco (in Čech, 2022) by se však měly myofibroblasty nacházet pouze ve tkáni, která prošla procesem hojení.

Tloušťka vazivové vrstvy fascie ovlivňuje i její odpor k protažení, který se zvyšuje s plochou průřezu tkáně. Šířka fascie se v různých tělesných segmentech liší a v průběhu života se mění. Wilke et al. (2017) prokázal širší vrstvu fascie mladých dospělých probandů v oblasti stehna, v porovnání se staršími jedinci, kteří měli naopak tlustší fascii

v lumbální oblasti. Pravděpodobně jde o adaptaci na opakovanou zátěž působící na organismus.

Svaly

Musculus rectus femoris i m. biceps femoris jsou dlouhé vřetenovité svaly. Oba jsou tvořeny dvěma hlavami, které se ve svém průběhu spojují a oba svaly jsou dvoukloubové v rámci kyčelního a kolenního kloubu (Dylevský, 2009a, s. 151–152). Výraznější kinetický efekt při aktivitě těchto svalů je očekáván v oblasti kolene, neboť se nachází blíže jejich úponu (Dylevský, 2007, s. 163).

Pro distribuci tahových i tlakových sil šlacho-svalovým komplexem je klíčový směr vláken, tvar, délka i velikost průřezu jejího částí. Caput rectum musculi recti femoris vychází ze spina iliaca anterior inferior šlachou přibližné délky 26 mm širokou asi 13 mm. Její vlákna plynule přechází ve svalovou fascii. Šlacha caput reflexum vystupující z horního okraje acetabula je delší (asi 48 mm, široká cca 17 mm) a vůči první šlaše je uložena více distálně a laterálně. Přechází ve fascii caput reflexum, dokud nedojde ke spojení obou částí svalu (Pesquer et al., 2016). Přibližně 15 cm proximálně od pately se m. rectus femoris spojuje s bříšky ostatních svalů m. quadriceps femoris a následně přechází v trojúhelníkovou šlachu – ligamentum patellae (Dylevský, 2009a, s. 151–152). Přechod šlachy přes tuto původně sezamskou kost zvyšuje účinnost přenosu mechanických sil. Délka úponové šlachy odpovídá asi 50 mm, šířka 30 mm a tloušťka 5–7 mm. Směrem k úponu do tuberositas tibiae se šlacha zužuje (Hsu & Siwiec, 2022).

Šlacha dlouhé hlavy m. biceps femoris tvoří při výstupu z tuber ischiadicum aponeurotické spojení s m. semitendinosus o délce 6–9 cm. Zajímavostí je, že se fascikly dlouhé hlavy distálním směrem zkracují. Délka šlachy caput breve je zanedbatelná (Balius, Pedret, Iriarte, Sáiz & Cerezal, 2019). Začíná ve střední třetině linea aspera (Hudák & Kachlík, 2021, s. 155). Ke spojení hlav m. biceps femoris dochází na úrovni bérce. Společnou krátkou silnou šlachou (cca 4–7 cm dlouhou) se upínají na hlavičku fibuly (Dylevský, 2009a, s. 151–152; Balius et al., 2019). Na zadní straně stehna tento sval probíhá uložen v řídkém vazivu (Kos, 2014, s. 125).

Obvod stehna a s ním související plocha průřezu svalů se v průběhu jeho délky mění. M. rectus femoris je nejužším svalem m. quadriceps femoris v téměř celé jeho délce. Stejně jako průřez celého svalu je nejširší přibližně v 40 % délky femuru od trochanter major a distálním směrem se zužuje. Taktéž průřez ostatních svalů

m. quadriceps femoris mimo m. vastus medialis, který se distálně rozšiřuje. Průřez m. vastus intermedius je ve své velikosti poměrně konzistentní až po distální konec, kde se zužuje ke spojením hlav (Sahinis, Kellis, Galanis, Dafkou & Ellinoudis, 2020). Proximálně větší průřez dlouhé hlavy bicepsu se zmenšuje distálním směrem. Průřez krátké hlavy je v distální polovině stehna oproti caput longum třetinový až poloviční. Ve zkoumané oblasti má průřez m. rectus femoris a dlouhé hlavy m. biceps femoris srovnatelnou velikost. Naopak průřez m. vastus intermedius je oproti krátké hlavě bicepsu násobně větší (Kellis, Sahinis, Dafkou, Ellinoudis & Galanis, 2021). Plocha průřezu svalů je důležitá nejen kvůli výpočtu stress při protažení svalu. Tvar svalové hmoty určuje sklon obalové fascie vůči ose femuru. Ve středu délky je obalová fascie stehna s femurem téměř rovnoběžná. Distálním směrem se už naklání a tlaková stimulace kolmá k femuru tak zatíží její vlákna v jiném směru (Noorkoiv, Nosaka & Blazevich, 2010). Studie prokázaly, že muži stejné věkové skupiny mají oproti ženám plochu průřezu svalové hmoty větší. U žen pak bývá vyšší podíl intramyocytárních lipidů (Mizuno et al, 2021).

Obecně se citlivost jednotlivých svalů na tlakovou stimulaci liší v závislosti na hustotě nociceptorů, tvaru, typu vláken či okolní fascii. Například svaly na dolních končetinách jsou méně citlivé na tlak než ty na horních končetinách. Přestože byl prokázán rozdíl v množství vazivové tkáně mezi svaly, nelze všechny rozdíly v senzitivitě svalů k tlakové stimulaci vysvětlit čistě mechanicky. Vliv může mít i aktuální svalová aktivita, svalový tonus a regulace z CNS. Míra deformace (strain) aktivních svalů je ve srovnání s pasivními nižší (Finocchietti et al., 2013). Receptivní zakončení svalových mechanoreceptorů jsou umístěna v extracelulární kolagenní matrix (Finocchietti, 2011, s. 18). Jsou stimulované v závislosti na velikosti strain, tedy mírou deformace svalu. Ta převládá v povrchových vrstvách. Hlubší svaly jsou spíše stlačovány (Finocchietti et al., 2011). Pokud je pod stlačovaným svalem kost tkáňové receptory zaznamenají zejména tlakové stress a strain. Při zatížení superficiálních tkání i povrchové vrstvy svalové tkáně kombinuje se na receptorech tlakové i tahové stress a strain způsobené prohloubením tkáně zevním podnětem (Khalsa, 2004). Tužší sval klade z mechanické definice deformaci větší odpor. Výsledkem toho je při tlakovém zatížení nižší strain a nižší stimulace tkáňových receptorů. Je proto potřeba vyššího zevního tlaku k vyvolání subjektivního vjemu bolesti. Spojitost stress se zvýšenou tuhostí svalu není plně objasněna. V klinické praxi se se zvýšenou tuhostí svalu setkáváme v případech svalového poškození, edému, nádoru či fibrózy. Zvýšit ji může i excentrické

a izometrické cvičení nárůstem svalového tonu (Finocchietti et al., 2011). Aktivní sval je v porovnání s pasivním svalem tužší (Maas, 2019). Přesto, že výše popsané mechanické vlivy naznačují opak, je klinicky svalová tuhost spojována s hyperalgezií (Finocchietti et al., 2011). Khalsa (2004) uvádí, že na rozvoj hyperalgesie tuhých svalů může vyvolat též vliv ischemie tkáně.

Protažení svalu vyvolané změnou polohy v kloubu je vždy doprovázeno napětím šlachy. Změna délky celého šlachosvalového komplexu je vždy větší než změna délky svalu samotného. Podíl obou komponent na celkové protažení se mění v závislosti na typu a délce svalu i šlachy (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). Šlachosvalový přenos sil probíhá mezi vazivem obalujícím svalová vlákna a vmezeřeným vazivem šlachy. Schodovité zasouvání vláken umožňuje pevnost i pružnost přenosu síly. Šlacha tak svými mechanickými vlastnostmi reaguje na tah generovaný agonistou i antagonistou pohybu. Struktura šlachy je tvořena rovnoběžnými, či šroubovitě uloženými, zejména kolagenními vlákny (elastická vlákna tvoří 1–2 %). I mezi jejími vlákny se nachází řídké vazivo, které zvyšuje vzájemnou kluznost vláken a umožňuje uložení i uvolnění deformační energie (Dylevský, 2007, s. 167, 169). Prvotní mírná deformace přibližně do 3 % je nelineární. Při dalším napínání lze její mechanické chování popsat Hookovým zákonem (Čapek et al., 2018, s. 79–80). To umožňuje absorpci počátečního zrychlení při kontrakci svalu (Dylevský, 2007, s. 169). Ve fyziologické situaci se pohybujeme jen v oblastech lineárního prodloužení vláken. Vazivová vlákna šlachy kladou odpor, jenž se nazývá elastický a je závislý na pozici v kloubu. Uprostřed rozsahu pohybu kloubu je lineární a relativně malý. V blízkosti maximálního rozsahu pohybu exponenciálně narůstá (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 73).

Relaxovaný sval má viskoelastické vlastnosti (Watkins, 2010, s. 289–318). Při pasivním protažení se deformuje ve směru působící síly. Míra deformace však na rozdíl od šlachy není lineární a neřídí se Hookovým zákonem. Zatsiorsky a Prilutsky (2012, s. 109–110) přirovnávají mechanické chování pasivního svalu při protažení k vlněným ponožkám, neboť elastické chování bývá přisuzováno síti pojivových tkání. Malý tah zvlněná vlákna pouze narovná. S rostoucím tahem se však deformují i samotná vlákna a roste odpor k protažení. Tím se zvyšuje i tuhost svalu. Distribuce sil ve svalu protaženém in vivo nebývá rovnoměrná. Při pohybu v kloubu působí větší síla na šlachu a konec svalu, který je prodlužován (Maas, 2019).

Odpor relaxovaného svalu k protažení je pasivní a nevyžaduje metabolickou energii. Záleží na vlastnostech tří komponent – pojivové tkáně, spojení aktinu a myozinu a nekontraktilních proteinů. Množství pojivové tkáně rovnoběžné se svalovými vlákny ovlivňuje tuhost svalu. Svaly dolních končetin v porovnání se svaly horních končetin obvykle obsahují více pojivové tkáně a bývají tužší (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). Pravidelným pohybem v kloubu se elasticita vaziva udržuje. Delší pasivita pohybového systému vede k jeho retrakci, která omezuje pohyblivost kloubů zvýšením odporu k protažení. Riziková může být i zvýšená laxicita čili poddajnost vaziva (Kolář, 2009, s. 57). Spojení aktinu a myozinu odolává protažení v krátké vzdálenosti, než dojde k jejich rozpojení a obnovení vazby. Samy o sobě tahové deformaci nepodléhají (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). Jejich primární funkcí je generování tahu pro pohyb kloubu (Dylevský, 2007, s. 161). Integritu sarkomer udržují nekontraktilní proteiny s konstantními mechanickými vlastnostmi. Udržují vzdálenost Z linií a tím i centraci kontraktilních filament (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). Důležitou roli v tomto mechanismu hraje titin, nebulin a další méně prozkoumané proteiny. Tyto proteiny, zejména titin, zajišťují kontinuitu svalového vlákna i jeho pružnost (Dylevský, 2007, s. 161). Titin se též podílí na odporu a pasivním vzestupu svalové síly protaženého svalu (Herzog, 2019). Sarkomery na krajích vláken myozin a titin postrádají. Postrádají proto i schopnost kontrakce. Elasticitu zajišťují vlákna aktinu a nebulinu ukotvená do Z linií (Dylevský, 2007, s. 161). Sarkomery ve středu vlákna podléhají větší deformaci než ty uložené blíže úponu. Na mechanické vlastnosti těchto struktur poukazuje pokus, v němž byl ze zvířecího těla vyjmut sval. Po následném změření se ukázalo, že je působením elastických elementů jeho délka o 10 % kratší v porovnání s délkou in vivo. Pokus poukazuje na to, že i pasivní sval se v těle nachází v mírném předpětí (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). To je závislé na délce svalu, respektive pozici kloubu (Dylevský, 2007b, s.103).

S tím souvisí i další důležitý faktor této problematiky – svalové napětí ve smyslu svalového tonu, což může být terminologicky lehce matoucí. Velikost svalového tonu udává výchozí míru napětí (stress) samotného relaxovaného svalu v klidu, během aktivního i pasivního pohybu. **Svalový tonus** je komplexnější pojem popisující odpor pasivního svalu k protažení. Z této definice vyplývá, že svalový tonus biomechanicky souvisí s tuhostí svalu. Není ovlivněn pouze biomechanickými vlastnostmi pasivních svalových elementů, kterým jsme se doposud více zabývali, ale závisí na stupni svalové

aktivace, která je řízena složkou neurální z CNS. Rezistence protažení proto vzniká kombinací vlastností kontraktilních struktur a svalového vaziva (Kolář, 2009, s. 56, 57, 62). Příkladem jejich spolupráce může být návrat deformovaného svalu do původní podoby. Ten probíhá pasivně (elasticky) i aktivně na základě signálů z CNS (Velé 2006, s. 136).

Při změně délky svalu či šlachy vyvolané mechanickým podmětem, jakým je pohyb v kloubu, dochází ke stimulaci proprioceptorů těchto struktur, která přispívá k regulaci tonu jako reakci CNS na změnu homeostázy. Při pohybu kloubu napětí antagonisty mírně narůstá, zatímco v agonistovi lehce klesá. To je okamžitě kompenzováno vlivem řízení CNS. Tonus svalu se proto až do dosažení bariéry významně nemění. Tento jev je znám jako elementární posturální reflex (Velé, 2006, s. 144–145). Relaxovaný sval neklade protažení výrazný odpor, což mu umožňuje uložení energie do elastické deformace (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 109–110). Při pasivním protažení je odpor dán nejdříve klidovým tonem svalu. Postupně narůstá jako reakce CNS a směrem k maximálnímu protažení převažuje vliv odporu vaziva. Na konci rozsahu pohybu je již změna tuhosti palpovatelná. I v tomto případě děje závisí na rychlosti pasivního pohybu. Pohyby lidského těla v prostoru jsou spojeny s flexibilní změnou tonu tak, aby umožňoval pohyb i stabilizaci segmentů v prostoru (Velé, 2006, s. 137, 144). Protože je tonus regulován CNS, projeví se jeho nárůstem i jiné vlivy, ať už aferentní vstupy periferie (nociceptivní dráždění), léze centrální i periferní nervové soustavy (Kolář et al., 2009, s. 57), nebo stav mysli a aktivita limbického systému (Velé, 2006, s. 136).

Periost

Role periostu a kosti ve vnímání bolesti není zcela objasněná. Předpokládá se, že při tlakové stimulaci těla v místě, kde je kost uložena superficiálně (například na holeni), se přiblížíme situaci, kterou jsme zmínili u fascie. Tedy, že nejvyšší strain v tomto případě bude na pomezí podkožní tukové tkáně a kosti. Přítomnost nestlačitelné hmoty, jako je kost, obecně mění distribuci strain podél jejího povrchu a tím i vnímání bolesti. Periost plní ochrannou funkci kosti a je proto bohatě zásoben inervací nemyelinizovaných aferentních nociceptivních vláken. Hustota nociceptorů v samotné kosti je výrazně menší (Finocchietti, Andresen, Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen, 2012). Rokyta (2015, s. 564) uvádí že samotná kostní tkáň bolestivá není. Při patologii kosti se bolest objeví až po zasažení periostu. Předpětí periostu se s pohybem v kloubu nemění.

1.2 Mechanoreceptory a nociceptory

Mechanické změny lidské tkáně jsou zaznamenány tkáňovými receptory v závislosti na intenzitě, místě a směru působící síly (Crosson et al., 2019). Nižší intenzity tlaku a tahu, neohrožující kontinuitu tkání, jsou vnímané mechanoreceptory s nižším aktivačním prahem. Vyšší intenzity, potenciálně pro tělo škodlivé, zaznamenávají nociceptory (Rokyta, 2015, s. 558, 559). Všechny tyto receptory přenáší informaci o tlakových či tahových změnách formou elektrických signálů dále do míchy a vyšších mozkových center (Dubin & Patapoutian, 2010). Mechanické receptory reagují na míru deformace tkáně, ve které jsou umístěné. Proto na ně nemá přímý vliv zevně aplikovaný tlak, ale výsledné napětí a míra deformace tkáně – stress a strain (Finocchietti, 2011, s. 18). Při intenzitě stimulace vyvolávající bolest je v povrchové tkáni vyšší stress ale nižší strain, zatímco v hluboké tkáni je tomu naopak. Finocchietti et al. (2013) proto předpokládají, že citlivost hlubokých tkání je v porovnání s povrchovými nižší.

Nejvíce mechanoreceptorů je umístěno ve vrstvách koria (dermis) kůže. Jsou jimi specificky rozšířená nebo opouzdřená nervová zakončení vláken A β , senzitivní pro určitý typ vjemu (tah, lehký tlak, hluboký tlak, vibrace) Merkelovy disky, Meissnerova, Vater-Paciniho a Ruffiniho tělíska. Reagují na deformaci kožní vrstvy i pohyby chlupů (Rokyta, 2015, s. 557, 558). Nízkoprahové mechanoreceptory, tvořené volným zakončením slabě myelinizovaných nervů, se vyskytují i v hlouběji uložených tkáních, jako jsou svaly. Graven-Nielsen, Mense a Arendt-Nielsen (2004) prokázali, že jsou tyto receptory zodpovědné za přenos informace o změnách napětí hluboké tkáně nezávisle na činnosti receptorů kůže.

V hlubokých tkáních, přesněji svalech, šlachách a kloubních pouzdrech, jsou za vnímání tahu zodpovědné též proprioceptory. Jsou jimi ruffiniformní a paciniformní tělíska kloubních pouzder a vazů, svalová vřeténka a šlachová tělíska. Svalová vřeténka jsou tvořena nekontraktilními vlákny uloženými paralelně s ostatními vlákny svalu. Vlákna vřeténka jsou ovinuta nervovým zakončením, které reaguje na pasivní změnu délky vláken aktivací mechanoceptivních iontových kanálů. Jejich aktivita je úzce spojená s monosynaptickým reflexem a činností CNS udržujícím stálý tonus svalu (Rokyta, 2015, s. 426, 559).

Rokyta et al. (2017, s. 1) popisuje tři druhy nociceptorů – vysokoprahové mechanoreceptory, polymodální a vlastní nociceptory. První skupinu tvoří již zmíněné

mechanoreceptory, které vysílají nociceptivní signály v případě, že jsou stimulovány tlakem nad prahem potenciálně škodlivé intenzity. Skupinu polymodálních receptorů aktivují podněty nejen mechanické, ale i termické a chemické. Vlastní nociceptory mají vysoký aktivační práh a nereagují proto na mechanické podněty tvořené fyziologickou svalovou činností. Aktivují se, pokud se deformace tkáně přiblíží potenciálně nebezpečné úrovni (Graven-Nielsen, Mense & Arendt-Nielsen, 2004). V opačném případě jsou elektricky tiché. (Dubin & Patapoutian, 2010). Někteří autoři je proto označují jako tiché, skryté, či mlčící receptory (Rokyta et al., 2017, s. 1; Kozák & Kolář, 2009, s. 639).

Rozmístění nociceptorů se liší mezi tkáněmi i v závislosti na jednotlivých tělesných strukturách. Nej hustěji je pokrytá kůže, nejméně nociceptorů se nachází v kostní a oční tkáni, nebo tkáni CNS (Rokyta, 2015, s. 564). Liší se i vjem pocházející z jednotlivých struktur. Z kůže vychází vjemy ostré a určité. Z hlubších tkání hlavně svalů tupé a nejasně ohraničené (Kozák & Kolář, 2009, s. 639).

Nociceptory tvoří nemyelinizované konce axonu. Nervové zakončení pokrývá jedna vrstva Schwannových buněk mimo samotnou receptivní oblast, která přímo komunikuje s intersticiální tekutinou (Finocchietti, 2011, s. 7, 18). Membrána těchto oblastí obsahuje specifické mechanicky řízené iontové kanály (TRP, ATP, acit-sensing) a Piezo kanály. Mechanická aktivace kanálů vede k influxu kationtů a vzniku akčního potenciálu, který kóduje intenzitu a délku škodlivého impulzu. V poslední době se ukazuje vysoký význam Piezo1 a 2 kanálů u nociceptorů, nízkoprahových mechanoreceptorů i proprioceptorů (Crosson et al., 2019).

Piezo1 a 2 kanály jsou iontové přenašeče umístěné v membráně nervového zakončení. Struktura obou typů je podobná (Fang et al., 2021). Tvoří ji zevní spirála tří extracelulárně vyčnívajících domén tvarem připomínajících čepel lodního šroubu, podpořené intracelulární trámčitou strukturou. V centru se nachází samotný transmembránový kanál extracelulárně krytý vnitřní spirálou uzavírající vstup, v anglické literatuře zvanou cap (čepička) (Jiang, Yang, Jiang & Xiao, 2021). Může se nacházet ve stavu otevřeném, zavřeném, či inaktivovaném. Zakřivení čepelí komunikujících s lipidovou membránou vytváří v oblasti Piezo kanálu její miskovité vyboulení. Změna napětí a deformace membrány vyvolaná působením mechanických sil ovlivní polohu čepelí. Sílu konformační změny čepelí přenáší trámčitá struktura pákovým mechanismem k centrálnímu kanálu, který se otevírá na základě relativních energetických rozdílů (Fang

et al 2021). Otevření kanálu umožní přenos kationtů (Ca^{2+}) do nervové buňky, čímž vyvolá její depolarizaci (Jiang et al., 2021).

Jejich přítomnost je předpokládána ve většině somatických struktur, jejichž funkce souvisí s percepcí a převodem mechanických sil na elektrické signály (Geng, Zhao, Zhang & Xiao, 2017, s. 163). Zatímco Piezo1 se pravděpodobně vyskytují v primárně nesenzitivních tkáních plic, močového měchýře a kůže, Piezo2 kanály by se měly vyskytovat v senzoryckých neuronech s těly uloženými v zadních rozích míšních (Jiang et al., 2021). Fang et al. (2021) při porovnání studií zkoumajících efekt deaktivace Piezo1 a 2 u myši zjistil, že se jejich výsledky neshodují. Přestože některé prokazují roli Piezo kanálů ve vnímání dotyku a propriocepce, zatímco roli v nocicepci spíše vylučují, Wang a Hamill (2019, in Fang et al., 2021) jejich zapojení do nocicepce potvrzují. Přesná role Piezo kanálů v lidských mechanoreceptorech je tak nadále předmětem výzkumů.

Nociceptivní vjemy přenášejí neurony slabě myelinizované typu A δ a nemyelinizované typu C. Jejich rozdíl je zejména v rychlosti a charakteru přenášeného vjemu. V přesné rychlosti vedení neuronu se jednotliví autoři lehce rozcházejí. Rokyta (2015, s. 559) uvádí, že vlákna typu A δ vedou impulzy rychlostí 2–30 m/s a vyvolávají vjem dobře lokalizované, ostré, akutní bolesti. Autor je spojuje s mechanosenzitivními i termosenzitivními nociceptory. Slabší vlákna typu C vedou signály rychlostí 0,5–3 m/s. Vjemy z nich jsou pálivé, nepřesně lokalizované a někdy přetrvávají i po ukončení stimulu. Na rozdíl od ostatních aferentních vláken neadaptují. Spojené jsou s polymodálními nociceptory (Kozák & Kolář, 2009, s. 639). Těla těchto somatických neuronů jsou uložena v gangliích zadních kořenů míšních. Těla neuronů hlavových nervů se nachází v gangliích kmene, kde se přepojují k zpracování signálu vyššími nervovými strukturami. Axony se na periférii větví a vytváří tak receptivní pole jednoho neuronu. To může obsahovat i senzory dvou rozdílných tkání, například proximální svalové a distálnější umístěné oblasti kůže (Finocchietti, 2011, s. 7).

1.2.1 Periferní senzitivizace

Senzitivita receptorů k zevním stimulům se může modifikovat dle aktuální situace. Jedná se o protektivní mechanismus organismu. Při závažném poranění tkáně, či opakovaném škodlivém stimulu receptory zvyšují svoji citlivost k podnětům. Stejně silný stimul pak vyvolá silnější nociceptivní vjem. K bolestivé stimulaci tak stačí i intenzita stimulu, kterou by nociceptory jindy nezaznamenaly. Tento proces se nazývá senzitivizace

(Crosson et al., 2019). Vzniká na základě činnosti sympatiku (Rokyta, 2015, s. 570), či lokální změnou postižené tkáně. Nejznámějším mechanismem periferní senzitivace je působení chemických látek cytokinů, prostaglandinu, histaminu, serotoninu či substance P, které úzce souvisí se zánětem (Dubin & Patapoutian, 2010; Kozák & Kolář, 2009, s. 639). Khalsa (2004) popisuje mechanismy periferní desenzitizace receptorů na základě působení endogenních opioidů, jež jsou produkovány lymfocyty. Přestože je tento proces vytvořen jako akutní reakce organismu, jeho vratnost procesů je omezena. Přítomnost chronického zánětu, či dlouhodobé opakování škodlivého stimulu vede k poklesu aktivačního prahu i spontánní aktivitě neuronu. Předpokládá se, že tyto jevy mohou být podkladem chronické bolesti (Crosson et al., 2019). Jiným podkladem periferní senzitivace může být mechanická změna opakovaně zatížené tkáně. Při opakovaném tlaku do měkkých tkání v krátkém intervalu zůstává v kůži, podkoží i svalové tkáni zbytkový strain. Přestože se stress opakovanou zátěží příliš nemění, strain lehce narůstá (Finocchietti, 2011, s. 28).

1.3 Nocicepce a bolest

V zadních rozích míšních přechází nociceptivní informace z A δ a C vláken na spinální neurony. K přepojení nociceptivních neuronů dochází v Rexedových laminách I a II, která tvoří substantia gelatinosa Rolandi, dále III, V a X. V substantia gelatinosa Rolandi končí většina somatosenzorických nociceptivních vláken. Hlubší vrstvy jsou spojené s přenosem viscerálních vjemů (Rokyta, 2015, s. 569–570).

Po přepojení je nociceptivní informace vedena kontralaterálně převážně formou tractus spinothalamicus a tractus spinoreticularis k vyšším strukturám CNS (Kozák & Kolář, 2009, s. 639). První zmíněná dráha přenáší signály přes jádra talamu do gyrus postcentralis mozkové kůry a je klíčová pro sensorický vstup bolesti. Druhá vede informace přes retikulární formaci, jádra talamu do oblasti limbického systému, gyrus cinguli a k prefrontální mozkové kůře. Další nervová spojení připojují oblast amygdaly podílející se na emocionální složce bolesti. Hluboké a viscerální signály prochází též dráhou zadních provazců (Dlouhá, Havlíková & Marek, 2002; Rokyta, 2015, s. 567–568). Mícha a nyní zmíněné struktury se podílejí na tvorbě bolesti (Kozák, 2020).

Je třeba zdůraznit, že nocicepce a bolest jsou dva rozdílné pojmy. Zatímco nocicepce je nevědomý signál kódující potenciálně nebezpečný stimul, vznikající aktivitou sensorů periferie, bolest vzniká jako komplexní vjem činností struktur CNS

(IASP, 2011). Samotná aktivita nociceptorů nemusí vyvolat zážitek bolesti (Dubin & Patapoutian, 2010), zároveň CNS umožňuje vznik bolesti bez nociceptivního podnětu. Přestože spolu nocicepce a bolest úzce souvisí, mohou se v těle odehrávat i samostatně. Sám nociceptivní signál nemusí být CNS vždy vyhodnocen jako bolest (Brewer & Redmond, 2017). Není pocíťován vědomě, a přesto vyvolává autonomní nebo behaviorální reakci organismu. Příkladem může být podvědomá změna postury na základě nociceptivního dráždění (IASP, 2011).

Asociace pro studium bolesti (IASP – Internacional Association for the Study of Pain) v roce 2020 zveřejnila aktualizovanou verzi definice bolesti: „Bolest je nepříjemná smyslová a emocionální zkušenost spojená se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně nebo podobná té, která je se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně spojena.“ (Kozák, 2020). Definice byla upravena tak, aby odpovídala novým poznatkům zejména o chronické bolesti, jejíž patofyziologie není dosud zcela objasněna. IASP se nyní přiklání k teorii neuromatrix Ronalda Melzacka. Tato teorie je spíše vysvětlením bolesti chronické, přesto se týká i bolesti akutní, kterou se tato práce zabývá.

Neuromatrixová teorie předpokládá, že bolest vzniká jako výsledek činnosti sítě neurálních zpětnovazebných okruhů mezi strukturami CNS. Její činnost je podmíněná geneticky, přesto je též stále modifikována subjektivními zážitky jedince (Brewer & Redmond, 2017). Výstupem neuronální sítě jsou takzvané neurosignatury – vzory, které zahrnují výsledný subjektivní vjem bolesti a somatickou i behaviorální reakci na něj (Kozák, 2020). Výše uvedené struktury kombinují v různé míře aspekty senzorio-diskriminační, kognitivně-evaluační, emotivně-afektivní a motoricko-efektorové. Podílejí se na nich somatosenzorická oblast mozkové kůry, asociační oblasti mozkové kůry, frontální oblast mozkové kůry, amygdala a limbický systém v tomto pořadí (Rokyta, 2015, s. 568). Podkladem činnosti neurální sítě může být aferentní nociceptivní informace. Je primárním faktorem vzniku akutní bolesti. S chronifikací obtíží význam nociceptivní informace slábne a převažují zkušenosti i osobnostní charakteristiky jedince (Kozák & Kolář, 2009, s. 639)

Intenzita vnímané bolesti tak nemusí být přímo úměrná intenzitě nocicepce a poškození tkáně (Brewer & Redmond, 2017). Do tvorby výsledného vjemu vstupují faktory pozornosti, emoční stav, kognitivní interpretace, sociální anamnéza, konstituční citlivost, komorbidity jedince, zkušenosti i aktuální okolnosti. Tím je možné vysvětlit i účinnost placebo efektu (Kozák, 2020). Pozornost může pocíťovanou bolest

modifikovat pozitivně i negativně. Podvědomě řízené zaměření na poškozující podnět ji může zvyšovat, zatímco vědomé řízení pozornosti jiným směrem je jedním z mechanismů její regulace. Podobně intenzitu bolesti ovlivňuje i kognitivní reprezentace, zkušenosti a informovanost o problematice aktuální situace. Emoce s vjemem bolesti vzájemně interagují. Zatímco samotné negativní ladění jedince vjem zhoršuje, bolest většinou negativní emoce vyvolává (Brewer & Redmond, 2017).

Vnímání bolesti je čistě individuální a během života se mění působením zkušeností, fyziologických změn organismu i degenerativním procesem stárnutí. Děti, adolescenti i senioři prožívají bolest jinak než dospělá populace. Ve stáří se snižuje citlivost nocisenzorů, stejně jako jiných receptorů. Zhoršují se však i centrální mechanismy modulace bolesti. Výzkumy ukazují, že ženy jsou v porovnání s muži k vjemu bolesti citlivější. Mají však k bolesti vyšší toleranci. Rozdíly jsou dané výchovou, vlastnostmi tkání i činností hormonů. Samotný vjem bolesti je ryze subjektivní, nepřenosný, bez možnosti přesného popisu. Vyšetřující může popis porovnat jen s vlastní zkušeností. Nelze ji objektivně měřit, jen prožívat (Rokyta et al, 2017, s. 8–9, 137–138).

1.3.1 Centrální senzitivizační procesy

Supraspinální struktury, které tvoří vjem bolesti, se podílí na regulaci množství senzoryckých vstupů z periferie. K inhibici nebo facilitaci senzitivních signálů z periferie využívá CNS descendentních drah (Finocchietti, 2011, s. 7) a okruhů eferentních neuronů. Tvoří spojení vyšších struktur CNS a zadních rohů míšních, ve kterých moduluji synaptický přenos nociceptivních signálů z periferie (Dlouhá et al., 2002). Inhibiční vlivy působí desenzitizaci při habituaci systému na vnější podnět. Tlumí aktivitu neuronů přenášejících vjem z periferie prostřednictvím endogenních opiátů a NMDA receptorů (Kozák & Kolář, 2009, s. 640).

Facilitační mechanismy tvoří centrální senzitivizaci, tedy děj, při kterém se zvyšuje vnímavost CNS k nociceptivním vjemům. Změny se v tomto případě objevují jen v CNS (IASP, 2011). Hypersenzitivita CNS k periferním stimulům vzniká zvýšením efektivity síly synapse mezi primárním a sekundárním nociceptivním neuronem v zadních rožích míšních, prostřednictvím mikroglií, mediátorů a NMDA receptorů (Crosson et al., 2019). Zvýšená senzitivita k opakovanému stimulu stejné intenzity se nazývá časová sumace či wind-up fenomén. Senzitivizační procesy závisí na rychlosti a počtu opakování stimulu. Stimulace s intervaly mezi opakováním 1, 5, 10 a 30 vteřin časovou sumaci vyvolala.

V tomto případě mají již popsany vliv změny periferie (Nie, Arendt-Nielsen, Madeleine & Graven-Nielsen, 2005)

Centrální a periferní senzitivizační procesy je často těžké rozlišit, neboť probíhají společně a vzájemně souvisí (Finocchietti, 2011, s. 8). Poranění tkáně spouští procesy, jejichž cílem je chránit organismus před dalším poškozením. Zvýší proto jeho citlivost na jakékoli další potenciálně škodlivé stimuly. Odpověď organismu je komplexní a zahrnuje proto senzitivizační mechanismy periferní i centrální. Centrální mechanismy též potencují uvolnění zánětlivých mediátorů, které zvyšují citlivost samotných receptorů (Dubin & Patapoutian, 2010).

Příklad interakce signálů z CNS i periferie v modulaci nociceptivního vstupu nabízí známá vrátková teorie bolesti Walla a Melzacka. Dle této teorie dochází v zadních rožích míšních (substantia gelatinosa Rolandi) k řízení přenosu nociceptivní informace takzvanými neurologickými vrátkovými mechanismy. Jsou-li vrátka otevřena, informace o škodlivém podnětu projde k zpracování ve vyšších strukturách. Zavřená vrátka přenosu brání. Toto zavření vzniká na základě signálů ze somatosenzitivních A β vláken i signálů z CNS. K modifikaci bolesti tak přispívají taktilní vjemy z periferie i psychologické a osobnostní vlivy kódované činností neuronální sítě CNS (Brewer & Redmond, 2017).

1.4 Hodnocení tlakové bolesti

Jak již bylo zmíněno, bolest je komplexní subjektivní fenomén a je proto obtížné ji přímo měřit a hodnotit. Jedná se také o vjem zcela subjektivní a mezi lidmi nepřenositelný. Samotná míra bolesti nelze určit z měření aktivity nociceptivních neuronů (Kozák, 2020). Různé metody se snaží bolestivý vjem popsat a hodnotit z pohledu dvou hlavních dimenzí, tedy kvality a intenzity (Brewer & Redmond, 2017). K hodnocení konkrétního problému pacient v klinické praxi obvykle používá kvalitativního slovního popisu, kterým se snaží vyšetřujícímu přiblížit svůj subjektivní vjem. Dále informace doplňuje o kvantitativní hodnocení. Mimo charakteru bolesti tak pacient popisuje i intenzitu či frekvenci (Trueba-Perdomo, Gasparini & Cuautle, 2021). K částečné objektivizaci těchto popisů jsou v praxi využívány různé škály, deníky a dotazníky, jako příklad uvádíme McGill Pain Questionnaire, který hodnotí všechny popsané modality (Vaughan, Brett & Gosling, 2007). Nejužívanější metodou stanovení intenzity subjektivního zážitku pacienta je pak takzvaná vizuální analogová škála (VAS), na které pacient graficky znázorní intenzitu své bolesti, či její verbální modifikace. Při této modifikaci pacient zvolí

číselnou hodnotu v rozmezí od 0 do 10, která nejlépe odpovídá subjektivní intenzitě prožívaného vjemu. (Dlouhá et al., 2002).

Zaměříme-li se na hodnocení senzitivity pacienta k zevnímu tlakovému stimulu, je nejčastěji užívanou metodou v klinické praxi manuální palpce. Tedy metoda, při které vyšetřující posuzuje citlivost pacienta deformací vyšetřované tkáně tlakem, či změnou jejího napětí. Hodnocení je však závislé na reakci pacienta i zhodnocení konkrétním vyšetřujícím. Metoda tak vykazuje velmi nízkou reliabilitu, zejména při srovnání výstupů různých vyšetřujících, a je obtížně standardizovatelná (Finocchietti, 2011, s. 4, 9).

Dále se proto více zaměříme na metody, jejichž cílem je objektivní kvantifikace bolesti vyvolané zevním podnětem, konkrétně tlakem. Jedním z přístupů ke kvantifikaci subjektivních vjemů pacienta je určení prahu tlakové bolesti (PPT – pressure pain threshold), či prahu tolerance tlakem vyvolané bolesti (PPT_o – pressure pain tolerance) (Finocchietti, 2011, s. 4). PPT popisuje minimální intenzitu zevního tlakového stimulu, která je vnímána jako bolestivá (Trueba-Perdomo et al., 2021). PPT_o definuje mezinárodní asociace pro studium bolesti (IASP, 2011) jako maximální intenzitu stimulu, jenž vyvolá nejvyšší stupeň bolesti, který je pacient v dané situaci schopen snést. Čech (2009, s. 61) též popisuje prahovou intenzitu nutnou k vyvolání přenesené bolesti u stimulace v místě trigger pointu. Je třeba si uvědomit, že v těchto případech měříme intenzitu zevního stimulu, která vyvolá prvotní nebo nejvyšší vjem bolesti, nikoli intenzitu nociceptivního signálu, nebo bolesti samotné. Metody stanovující PPT a PPT_o nejsou diagnostickými nástroji pro diferenciaci patologií měkkých tkání spojených s hyperalgesií. Přestože mohou odhalit abnormalitu ve zpracování bolesti, neodhalují původ patologie ani lokalitu změny. Neurčí, zda je zvýšená senzitivita periferie, abnormální excitabilita neuronu, či má zvýšené vnímání bolesti původ ve vyšších nervových centrech (Sterling, 2011). Brewer a Redmond (2017) popisují, že zatímco PPT je ovlivněn primárně fyziologickými vlastnostmi tkáně, PPT_o se řídí spíše psychologickými aspekty.

Ke stanovení těchto prahů slouží přístroje, jež umožňují různými způsoby měření intenzity zevního stimulu a zaznamenání reakce vyšetřovaného přidělením konkrétních hodnot stimulu. Příkladem takového zařízení je palpometr. Ten umožňuje měřit a kvantifikovat tlak užitý během manuální palpce (Finocchietti, 2011, s. 9). Další metodou, v současnosti nejvíce užívanou je tlaková algometrie (PA – pressure algometry), při které lze získat hodnoty tlaku aplikovaného na tkáň hlavicí o přesně

definované kontaktní ploše (Trueba-Perdomo et al., 2021). Touto metodou se podrobněji zabýváme v následující podkapitole. Podobného principu využívá též strain gauge pain stimulator, jímž je aplikován tlak hranou ploché sondy na druhý článek prstu (Brewer & Redmond, 2017).

Finocchietti v roce 2015 rozpracovala metodiku, ve které vyzdvihuje přednosti dynamické tlakové algometrie. Ta umožňuje aplikaci předem stanovené hmotnosti válcovou hlavicí, která je vedena po linii vyznačené na konkrétním tělesném segmentu. Potřebná data jsou odečítána od hmotnosti vyvolávající bolestivý vjem. Ve srovnání se statickou algometrií umožňuje tato metoda současné hodnocení větší oblasti a snadnější vytvoření mapy tlakové citlivosti. Finocchietti prokázala dobrou reliabilitu a užitečnost metody pro hodnocení časových a prostorových aspektů svalové hyperalgesie.

Hodnocení citlivosti velkého objemu tkáně umožňují následující metody gross pressure device (Brewer & Redmond, 2017) a pneumatické manžety. Obě využívají tonometrie při napuštění manžety vzduchem a zaznamenání prahových hodnot tlaku. Více jsou však pneumatické manžety používány v medicíně pro měření tlaku krve než pro stanovení PPT svalové tkáně velkého objemu (Finocchietti, 2011, s. 10).

Brewer a Redmond (2017) Doporučují měření prahů doplnit o sledování fyziologických reakcí pacienta jako je svalové napětí, aktivita autonomního nervového systému, či elektrická aktivita mozku, vypovídající o sensorické a emocionální reakci pacienta na nepříjemný vjem. Doplnující vyšetření by v takovém případě mohlo zahrnovat elektromyografii (EMG), měření tepové a dechové frekvence, krevního tlaku, teploty kůže, kožního odporu, či elektroencefalografii (EEG). Tato vyšetření obohatí měření o fyziologickou zpětnou vazbu pacienta na daný podnět, mohou však být ovlivněna i jinými stavy organismu.

1.4.1 Tlaková algometrie

Tlakový algometr je přístroj obvykle užívaný k hodnocení svalové hyperalgesie (Finocchietti et al., 2015). Výrobce doporučuje jeho využití pro určení citlivosti pacienta na tlakem vyvolanou bolest, či funkce nemyelinizovaných C vláken (SBMEDIC Electronics, 2017). Umožňuje tedy stanovit hodnotu tlaku v PPT, respektive PPTo pacienta na konkrétním místě v daném čase, aplikací kontrolovaného zevního tlakového stimulu, který je v přístroji zaznamenán. V současné době jsou využívány jak přístroje manuální, tak počítačem řízené (Trueba-Perdomo et al., 2021). Měření probíhá se

spoluprací pacienta, jenž označí dosažení prahové hodnoty (SBMEDIC Electronics, 2017). Finocchietti (2011, s. 4, 9), Ylinen (2007) i Trueba-Perdomo et al. (2021) se shodují na tom, že tlaková algometrie je objektivní, validní a dobře opakovatelná metoda, přesto popisují i její limity.

Hlavní výhodou manuálního tlakového algometru je relativní cenová dostupnost a efektivnost pro využití v klinické praxi (Sterling, 2011). Jednou z nevýhod je velikost místa pokrytého jedním měřením, které odpovídá ploše zvolené hlavice. Pro zmapování větší tělesné oblasti je zapotřebí větší množství pokusů a zvětšuje se tím časová náročnost vyšetření (Finocchietti et al., 2015). Ylinen (2007) proto doporučuje kombinovat metodu s manuální palpací, kterou lze hypersenzitivní místo snáze lokalizovat, přestože jsou její možnosti pro kvantifikaci vjemu omezené.

Finocchietti (2011, s. 4) rozděluje faktory, jež mohou ovlivnit výsledek měření na vnější a vnitřní. Mezi vnější faktory řadí rozměr sondy a schopnosti vyšetřujícího. Mezi vnitřní pak typ tkáně a geometrickou charakteristiku zkoumané oblasti. Do této skupiny lze též zařadit periferní senzitivitu a habituaci tkání na podnět při opakovaném měření (Vaughan et al., 2007), o kterých pojednávaly předchozí kapitoly.

Přestože se PA řadí mezi objektivní metody měření, může být ovlivněna působením subjektivních vlivů pacienta i vyšetřujícího. Je závislá na pacientově popisu a označení vjemu bolesti i reakci vyšetřujícího, který stimulaci přeruší. Algometr následně uloží hodnotu nejvyššího vyvolaného tlaku. Pro PA je proto klíčové stanovení konstantní rychlosti přítlaku. Optimální rychlost musí být dostatečně nízká, aby poskytla pacientovi i vyšetřujícímu čas zareagovat (Ylinen, 2007). Při výzkumu jsme využili manuální algometr firmy Somedic typ II, který umožňuje nastavení aplikační rychlosti v rozmezí 10 až 50 kPa/s (SBMEDIC Electronics, 2017). Tento typ se dle Trueba-Perdomo et al. (2021) ve studiích vyskytuje nejčastěji. Pro udržení kontinuální rychlosti slouží displej přístroje, na kterém vyšetřující sleduje značku ve stanovené úrovni (Vaughan et al., 2007).

Pro eliminaci možného podvědomého ovlivnění výsledku vyšetřujícím, doporučuje Ylinen (2007) ve studiích zaslepení. Vyšetřující by měl být s metodou dostatečně seznámen a absolvovat trénink zacházení s přístrojem o minimální délce 5 hodin. Zkušenosti vyšetřujícího výrazně snižují variabilitu získaných dat (Vaughan et al., 2007). Proměnnou v podobě reakčního času vyšetřujícího lze efektivně eliminovat připojením

tlačítka, které po stisknutí pacientem zastaví měření tlaku a vydá zvukový signál pro ukončení pokusu. Bez tlačítka pacient dosažení prahu oznamuje slovně (Vaughan et al., 2007).

Počítačem řízená PA vyžaduje drahé, málo dostupné přístroje. Snižuje však přirozenou chybovost dat spojenou s manuální PA. Některé přístroje též umožňují obohacení dat o další funkce, příkladem jsou měření hloubky zanoření sondy do tkáně, možnost simultánního záznamu subjektivně pocíťované intenzity bolestivého vjemu pomocí VAS a kontrolu tlaku elektromechanickým či Bluetooth feedbackem k omezení vibrací a oscilací. Každý takový přístroj by měl mít z bezpečnostních důvodů pacientem ovládané tlačítko pro okamžité zastavení nárůstu tlaku (Trueba-Perdomo et al., 2021). Připojení hlavice k mechanické konstrukci přístroje, nastavení úhlu a rychlosti přitlaku, společně s fixací zkoumaného segmentu vakuovými polštáři zabezpečuje stabilní aplikaci stimulu (Finocchietti, 2011, s. 4).

Pro manuální i počítačovou PA je klíčová volba tvaru a velikosti hlavice, jejíž plocha je přesně definována. Tlak aplikovaný algometrem se přenáší k tkáňovým nociceptorům, které jsou v závislosti na velikosti hlavice, díky různým biomechanickým vlastnostem jednotlivých vrstev, drážděny odlišně. Velikost a tvar hlavice by proto měly být voleny s ohledem na cílovou tkáň. Pro měření vjemu bolesti indukované ve svalech je nejčastěji užívaná cylindrická hlavice s aplikační plochou o velikosti 1 cm² pokrytá gumovým diskem k omezení ostrých vjemů a aktivace povrchových nociceptorů při kontaktu s kůží. Menší sondy (0,2 cm², 0,03 cm²), umožňují větší poměrné prodloužení v lepší stimulaci periostu, zejména u povrchově uložených kostí (Finocchietti, 2011, s. 4, 9, s. 20). Jejich využití je vhodné též pro ovlivnění kožních senzorů, které na stimulaci většími hlavicemi (>1 cm²) reagují minimálně (Ylinen, 2007). Ty jsou proto vhodnější pro stimulaci hlouběji uložených tkání, zejména hluboko uložených svalů. Volba adekvátní velikosti hlavice ovlivňuje velikost tlaku potřebnou ke stimulaci receptorů. Ve výzkumu je proto potřeba uvést velikost využití hlavice. Finocchietti, (2011, s. 4, 9, 20, 32) vyzdvihuje přednosti kulového tvaru hlavice. Tento tvar snižuje působení střižných sil i aktivaci receptorů v epidermis a usnadňuje distribuci poměrného prodloužení ve svalu. Tato hlavice však není komerčně dostupná.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda má míra předpětí měkkých tkání, daná pozicí přilehlých kloubů, vliv na jejich tlakově-algickou citlivost. Konkrétně, zda změna pozice kolenního kloubu (při konstantním nastavením kloubu kyčelního) vyvolá změnu hodnot PPT změřených tlakovým algometrem ve střední části ventrální a dorzální strany stehna v relaxované pozici jedince v leže na boku.

2.2 Hypotézy

Předpokládáme, že změna míry předpětí měkkých tkání v oblasti ventrální a dorzální strany stehna, vyvolaná pasivní změnou postavení kolenního kloubu, ovlivní tlakově-algický práh (PPT) probanda, vzhledem k antagonistickému charakteru svalů ventrální a dorzální strany stehna, na obou stranách opačně. Očekáváme spojitost většího předpětí tkání s nižším tlakově-algickým prahem a naopak.

Hypotéza studie předpokládá zvýšení hodnot PPT naměřených na ventrální straně stehna a pokles hodnot PPT strany dorzální ve vztahu ke vzrůstajícímu úhlu flexe kolenního kloubu.

2.3 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka 1: Ovlivní změna předpětí měkkých tkání stehna, vyvolaná pasivní změnou flekčního úhlu kolene, jejich tlakově-algický práh?

Výzkumná otázka 2: Je tlakově-algický práh (PPT) měkkých tkání s větším předpětím vyšší než PPT tkání s nižší mírou předpětí?

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru probandů

Výzkumu se účastnilo 30 probandů (15 žen a 15 mužů) narozených mezi lety 1992 a 2001. Průměrný věk probandů dosažený v roce 2022 je 25,4 roku (ženy 24,6; muži 26,2). BMI skupiny se pohybovalo mezi 18,8 a 26,2 u mužů, mezi 17,6 a 27,7 u žen. Průměrné BMI celého souboru je 21,9 (ženy 22,2; muži 21,5), medián 21,5 (ženy 21,6; muži 21,5).

Soubor probandů byl sestaven z dobrovolníků, kteří se přihlásili na základě výzvy na sociálních sítích. Účastníci výzkumu nesměli mít závažné zdravotní komplikace, poruchy citlivosti dolních končetin ani poruchy pozornosti. V den měření nesměl mít proband zvýšenou teplotu, zánětlivé onemocnění, úraz pravé dolní končetiny ani jiný spontánně bolestivý stav organismu. Podpisem informovaného souhlasu každý proband potvrdil, že nejméně 24 hodin před měřením neužil alkohol, léky ovlivňující bolest, pozornost, nebo koagulaci krve, neprovozoval dynamickou pohybovou aktivitu vysoké intenzity ani 48 hodin před měřením neposiloval dolní končetiny.

3.2 Cíle měření

K ověření hypotézy bylo zapotřebí porovnat hodnoty PPT probanda naměřené na tomtéž místě stehna s různým předpětím měkkých tkání. V práci zkoumáme hodnoty týkající se dvou konkrétních míst. Probandům byl proto změřen tlakově-algický práh v oblasti ventrálního a dorzálního stehna (superficiálně od venter musculi recti femoris a musculi bicipitis femoris) při konstantním nastavení polohy v kyčelním kloubu a randomizovaném pořadí nastavení úhlu 0°, 45° a 90° v koleni pravé dolní končetiny. Úhly jsme zvolili tak, aby míra předpětí v daných polohách sama o sobě nevyvolávala bolestivý vjem a měřená místa byla dostupná pro tlakový algometr ve všech pozicích kolene z obou stran stehna.

3.3 Protokol

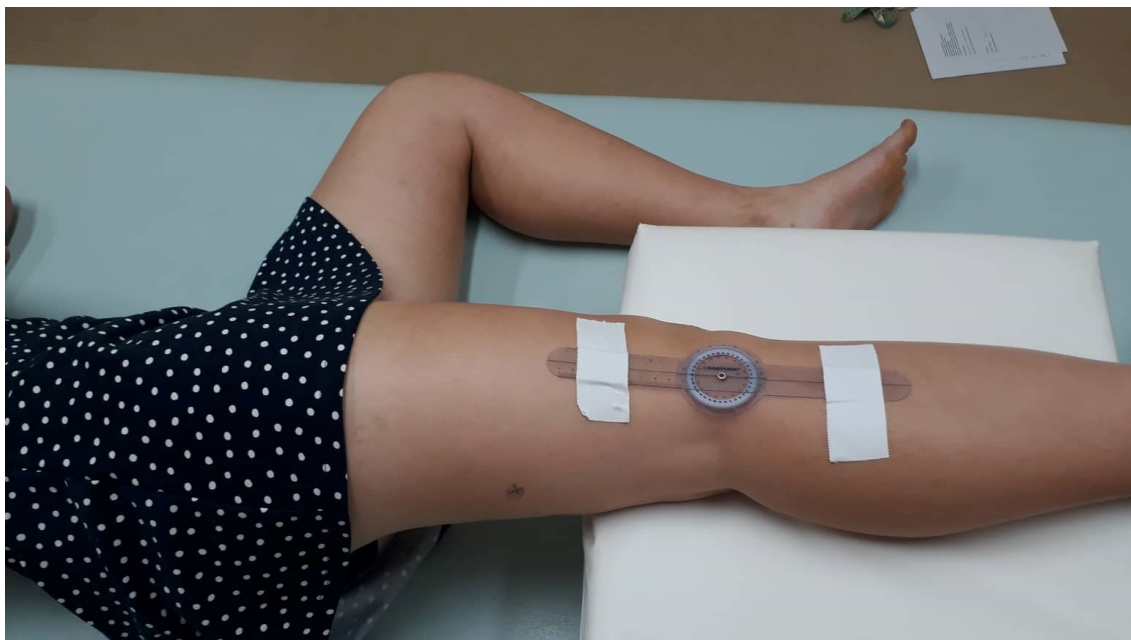
Data pro statistické zpracování byla získána během sedmi dnů v průběhu šesti měsíců. Každého dne se účastnilo tři až šest probandů, kteří měření absolvovali jednotlivě. Všechna měření proběhla v téže ordinaci komplexu rehabilitace Fakultní nemocnice v Motole po čtvrté hodině odpolední, tedy po konci ordinačních hodin kliniky,

abychom minimalizovali rušivé zvuky okolí, které by mohly ovlivnit pozornost probanda. Měření trvalo přibližně 30 minut.

Na začátku byl probandovi popsán průběh, pozice, délka a počet opakování měření. Byl instruován, že po dobu měření nesmí opustit místnost, přijímat tekutiny ani komunikovat s nikým mimo vyšetřujících, aby nebyl výsledek měření ovlivněn změnou fyzického nebo psychického stavu probanda v jeho průběhu. Následně proband podepsal informovaný souhlas, s jehož obsahem se předem seznámil.

Nejdříve si proband vylosoval pořadí stran stehna a zkoumaných úhlů v koleni, dle kterého vyšetřující dále postupovali. Různým pořadím měření mezi probandy jsme se snažili minimalizovat vliv periferních senzitivizačních procesů, reagujících na opakované zatížení tkání tlakem algometru, na výsledky (Vaughan et al., 2007).

Následně vyšetřující označil body měření hypoalergenní tužkou. Na ventrální straně stehna byl v relaxované pozici v lehu na zádech označen bod v poloviční vzdálenosti mezi spina iliaca anterior superior a středem kraniálního okraje pately, superficiálně od m. rectus femoris. Značka se vyskytovala přibližně 25 cm od okraje pately. Na dorzální straně stehna byl v relaxované pozici lehu na břiše označen bod ve středu vzdálenosti mezi tuber ischiadicum a caput fibulae, superficiálně od m. biceps femoris. Přibližně 22 cm od hlavičky fibuly.



Obrázek 3. Pozice probanda s označením místa měření

Dále proband absolvoval nácvik metody měření tlakovým algometrem na extenzorové skupině svalů předloktí. Nácvik i měření prováděl vyšetřující s víceletou

praxi s používáním přístroje. Pacient byl poučen, aby po otázce vyšetřujícího, zda je připraven na měření, odpověděl. Tím se koncentrovala probandova pozornost. Vyšetřující položil tuto otázku před každým jednotlivým pokusem. Po kladné odpovědi vyšetřující začal aplikovat tlak algometrem. Když proband pocítil změnu vjemu z tlakového na počátek vjemu bolesti, řekl jasné krátké slovo (teď, už), což byl signál vyšetřujícímu, aby pokus zastavil a poslední tlakovou hodnotu uložil do přístroje. Pokus opakoval vyšetřující čtyřikrát. Následně probanda instruoval, aby si pro sebe určil, co považuje za vjem bolesti a pokusil se vždy označit stejný pocit. Pokud by cítil výrazně odlišný vjem ve smyslu sklouznutí hlavice nebo změny směru tlaku, měl proband vyšetřujícího upozornit, pokus byl anulován a měření zopakováno.

Při samotném měření proband zaujal pozici vleže na levém boku s podložení hlavice. Levou dolní končetinu měl pacient v 90° flexi v kyčli a kolenu. Pravá dolní končetina byla podložena pod kolenem a proximální částí stehna v neutrální pozici v kyčli a opatřena úhломěrem. Proband byl instruován, aby při pokusu vědomě neaktivoval stehenní svaly.



Obrázek 4. Měření z ventrální strany stehna



Obrázek 5. Měření z dorzální strany stehna

Celému měření byli přítomni dva vyšetřující, z toho jeden slepý k pokusu. Zaslepení bylo provedeno zakrytím kolene a bérce pravé dolní končetiny po nastavení končetiny prvním vyšetřujícím. Zaslepený vyšetřující, který měřil data s pomocí algometru, neznal pořadí ani aktuální nastavení končetiny a nemohl ovlivnit výsledná data.

Dle vylosovaného pořadí první vyšetřující nastavil v kolenním kloubu úhel 0°, 45°, nebo 90°. Poté končetinu zakryl. Druhý vyšetřující pak změřil tlakově práh na předem označených místech na ventrální i dorzální straně stehna, dle vylosovaného pořadí, než následovala změna pozice. Pokus obsahoval vždy 4 po sobě jdoucí měření s více než 30vteřinovým intervalem z obou stran ve všech úhlech. Po každé sadě měření jsme zapsali data do protokolu. Pokud byl proband během měření něčím vyrušen, či popsal rozdílný vjem, byl pokus byl anulován a opakován.

3.4 Tlaková algometrie

Pro měření jsme využili digitální manuální algometr firmy Somedic typ II. Tento přístroj umožňuje měření tlaku s využitím ploché hlavice potažené gumou ve třech různých velikostech (SBMEDIC Electronics, 2017). Trueba-Perdomo et al. (2021) tento přístroj popisují jako nejužívanější ve zkoumaných studiích.



Obrázek 6. Tlakový Algometr Somedic Typ II (SBMEDIC Electronics, 2017).

Protože se v této práci zabýváme měřením zejména svalové bolesti, zvolili jsme hlavici s plochou 1 cm², jejíž vhodnost prokázala Sara Finocchietti (2011). S touto hlavici

je možné zaznamenat tlak do výše 2000 kPa. Rychlost přitlaku byla nastavena na 30 kPa/s, tedy tak aby rychlost reakce probanda a vyšetřujícího příliš neovlivnila výsledná data. Před každým dnem měření byl algometr kalibrován na 100 kPa normovaným závažím.

3.5 Zpracování výsledků

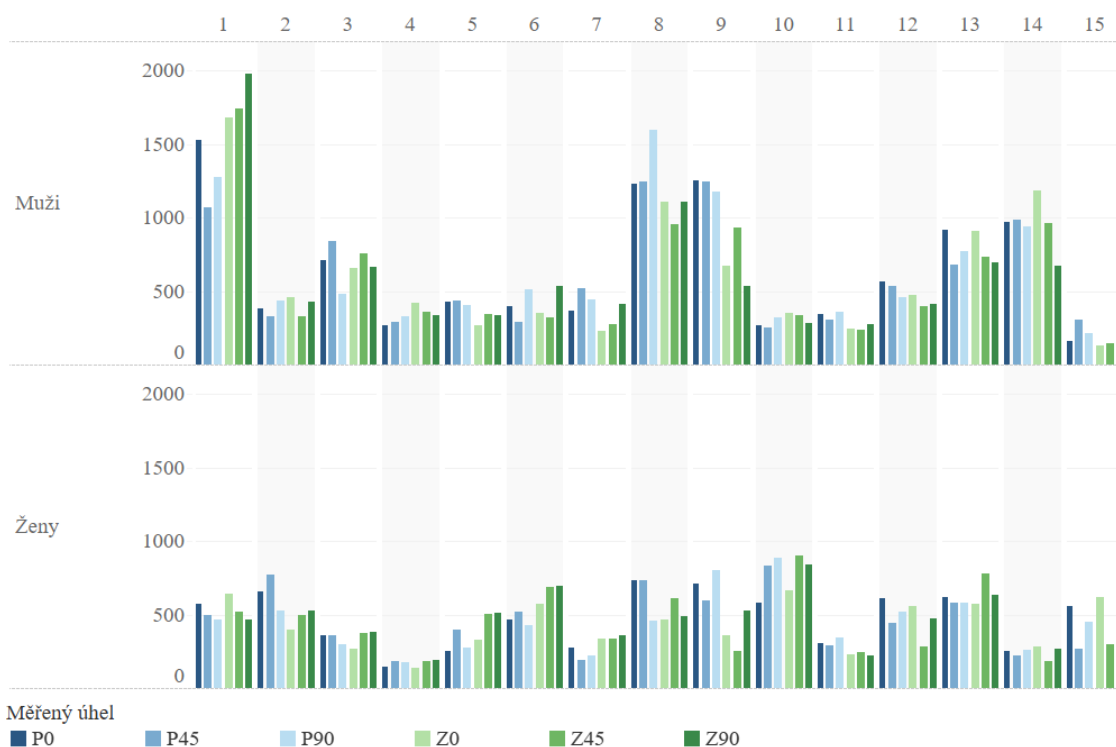
Měřením jsme získali 24 hodnot tlakově-algického prahu v kPa u každého probanda. Vždy 4 hodnoty pro práh změřený z ventrální strany stehna s úhlem v kolenní 0°, 45° a 90°. Totéž při měření ze strany dorzální. Do statistického zpracování dat jsme nezapočítávali první hodnotu, která sloužila k zaměření probandovy pozornosti a ustálení označeného vjemu. Ve většině případů se tato hodnota lišila od následujících pokusů. Dále jsme uvažovali tlakově-algický práh probanda jako průměr 2., 3. a 4. pokusu. Tím jsme získali 6 hodnot tlaku pro každého probanda.

K ověření hypotéz jsme využili Studentova párového t-testu a grafického zpracování dat v programu Microsoft Excel 2019.

4 VÝSLEDKY

4.1 Charakteristika souboru dat

Hodnocený soubor dat obsahuje průměry hodnot naměřených na předem označených místech přední (P) a zadní (Z) strany stehna s různým nastavením kolene. Měřena byla tři úhlová nastavení – 0° , 45° a 90° . Každému probandovi tak náleží v souboru 6 hodnot, které označíme $X_p^{i,j}$ pro probanda p a $i \in \{P, Z\}, j \in \{0^\circ, 45^\circ, 90^\circ\}$. Velikost průměrů prahů naměřených s konkrétním nastavením kolene u jednotlivých probandů ukazuje graf 1.



Graf 1. Průměry naměřených hodnot PPT probandů v kPa

Soubor sestává z hodnot 30 probandů – 15 žen a 15 mužů. Hodnoty prahů u mužů se pohybují v rozmezí od 130,3 kPa do 1978,0 kPa, u žen mezi 138,0 kPa a 903,7 kPa. Průměr hodnot mužské části souboru odpovídá 617,5 kPa. Medián je 440,8 kPa. U žen je průměr všech naměřených prahů 453,2 kPa, zatímco mediánem je hodnota 463,2 kPa. Pro evaluaci výsledků tvoří probandi obou pohlaví jeden soubor. Průměr hodnot naměřených z přední strany stehna je 549,6 kPa (u žen 458,7 kPa; u mužů 640,5 kPa), zatímco průměr hodnot naměřených na zadní straně odpovídá 521,2 kPa (u žen 447,8 kPa; u mužů 594,6 kPa). Tyto soubory vyhodnocujeme samostatně.

Návrh experimentu přiřadil každému probandovi náhodné pořadí úhlových nastavení. Vzhledem k možnému zkreslení jsme se rozhodli pro odstranění efektu převážít vzorek (standardní metodou Iterative Proportional Fitting) tak, aby vážená četnost každého z 6 možných pořadí měření byla stejná a totéž platilo i pro pohlaví. Vzhledem k tomu, že původní odchylky byly malé, je i efektivita vážení velmi vysoká s normalizovanými váhami probandů v rozsahu $[0,80; 1,31]$ a efektivní velikostí vzorku 29,2 téměř stejnou jako před vážením.

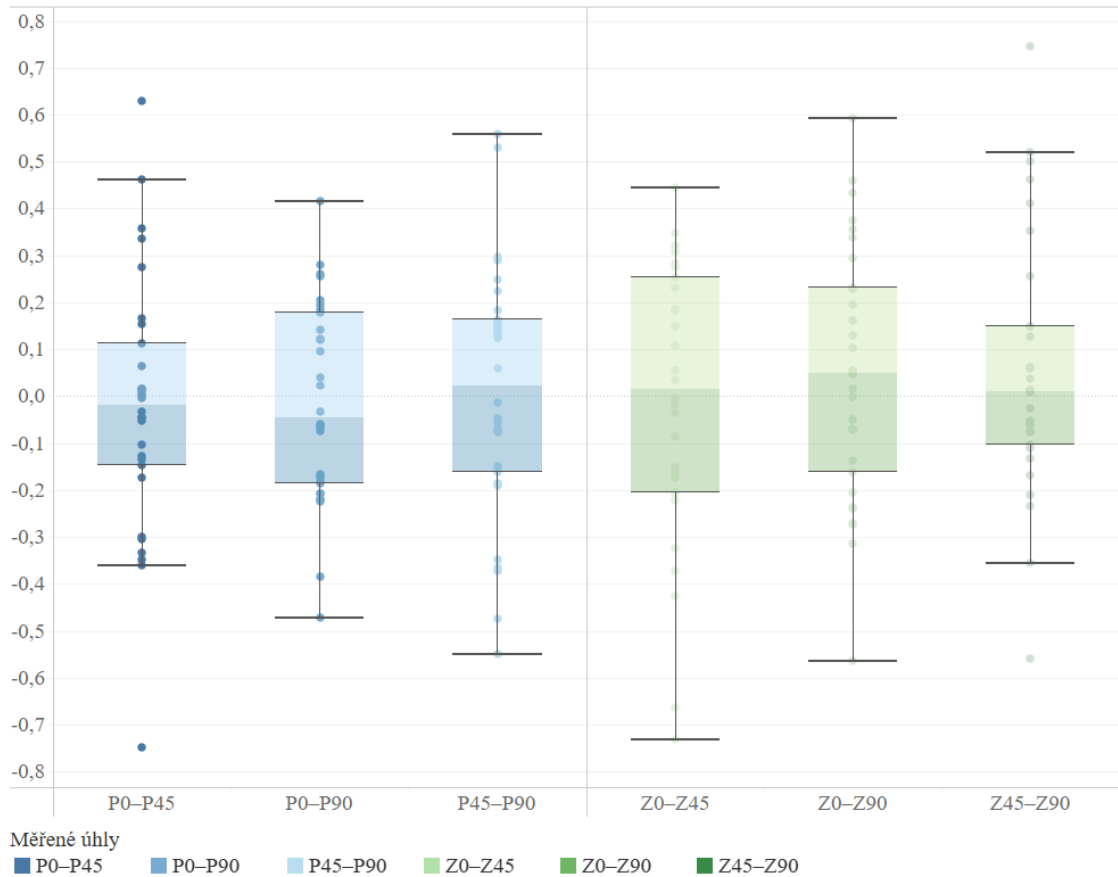
4.2 Statistické zpracování

Pro zodpovězení **první výzkumné otázky**, zda se prahová hodnota tlakově-algické citlivosti probanda mění v závislosti na pozici kolene, vyhodnotíme zvlášť dílčí hypotézu pro každou dvojici P0 a P45, P0 a P90, P45 a P90, Z0 a Z45, Z0 a Z90, Z45 a Z90.

Předpokládejme, že náhodné vektory $(X_p^{P0}, X_p^{P45}, X_p^{P90}, X_p^{Z0}, X_p^{Z45}, X_p^{Z90})^T$, $p \in \mathbb{N}, p \leq 30$ jsou nezávislé a stejně rozdělené jako vektor $(X^{P0}, X^{P45}, X^{P90}, X^{Z0}, X^{Z45}, X^{Z90})^T$. Pro rozdíly $Y^{i,j,k} := \log(X^{i,j}) - \log(X^{i,k})$, $i \in \{P, Z\}, j, k \in \{0,45,90\}, j > k$ dále předpokládejme normální rozdělení se střední hodnotou $\mu^{i,j,k}$ a směrodatnou odchylkou $\sigma^{i,j,k}$. Potom pro každé $i \in \{P, Z\}, j, k \in \{0,45,90\}, j > k$ budeme ověřovat hypotézu $H_0^{i,j,k}: \mu^{i,j,k} = 0$ pomocí párového t-testu.

Důvod, proč porovnáваме logaritmované rozdíly hodnot je interpretační. Povšimněme si, že $0 = \log(X) - \log(Y) = \log\left(\frac{X}{Y}\right)$ je ekvivalentní rovnosti $1 = \frac{X}{Y}$. Ve střední hodnotě tak testujeme, jestli je relativní rozdíl mezi jednotlivými úhly roven jedné, tedy stejný. Bez této transformace bychom testovali, jestli se naměřená hodnota (respektive její střední hodnota) nezmění absolutně o nějakou konstantu, po transformaci zkoumáme procentuální změnu.

Splnění předpokladu normality rozdělení rozdílů zlogaritmovaných hodnot usuzujeme z grafu 2 a domníváme se, že k výraznému porušení normality nedochází. T-test by byl validní i bez tohoto předpokladu, výsledné hodnoty by platily asymptoticky.



Graf 2. Rozdělení rozdílů zlogaritmovaných hodnot

Kvůli předchozímu vážení pak v testové statistice $T^{i,j,k} := \frac{\sqrt{30}}{S_Y^{i,j,k}} \bar{Y}^{i,j,k}$ použijeme vážené výběrové průměry $\bar{Y}^{i,j,k}$ a směrodatné odchylky $S_Y^{i,j,k}$ s normalizovanými vahami probandů w_p jako

$$\bar{Y}^{i,j,k} = \frac{1}{30} \sum_p w_p \cdot Y_p^{i,j,k}, \quad (S_Y^{i,j,k})^2 = \frac{1}{29} \sum_p w_p \cdot (Y_p^{i,j,k} - \bar{Y}^{i,j,k})^2.$$

Hypotézu $H_0^{i,j,k}$ zamítáme na hladině významnosti α , pokud $|T^{i,j,k}| > u_{1-\alpha}$, kde $u_{1-\alpha}$ je $(1 - \alpha)$ kvantil normovaného normálního rozdělení. Celkovou hypotézu H_0 : *není rozdíl mezi polohami kolene* potom zamítneme, pokud zamítneme alespoň jednu z hypotéz $H_0^{i,j,k}$. Pro eliminaci chyby mnohonásobného porovnání použijeme Bonferroniho korekci a jednotlivé testy provedeme na hladině významnosti $0.05/6$, tím bude zajištěno, že celková chyba prvního druhu pro H_0 nepřekročí 5% hladinu.

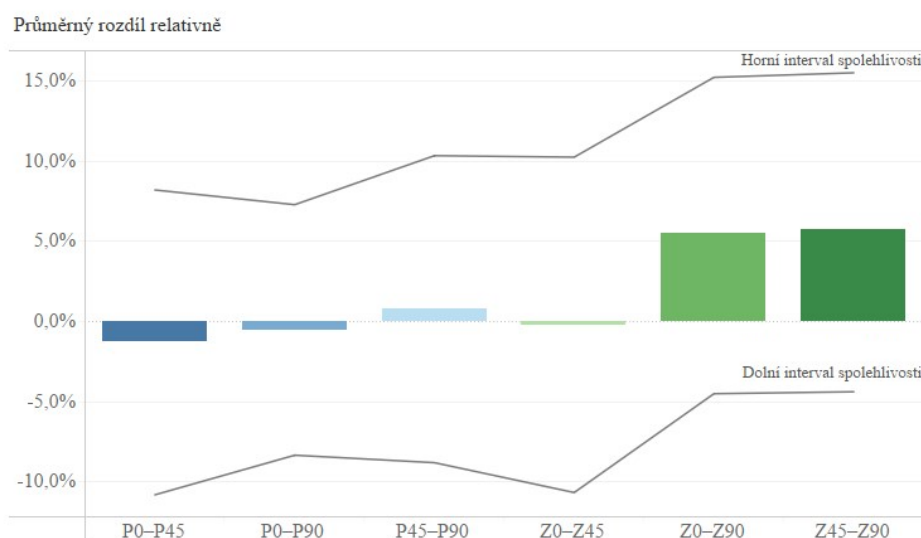
Výsledky statistického zpracování shrnuje tabulka 1. Jelikož jsou všechny p-hodnoty větší než $0.05/6$, nemůžeme žádnou z hypotéz nulového rozdílu zamítnout. **Neprokázali jsme tak statisticky významnou změnu prahu bolesti v závislosti**

na úhlu flexe kolenního kloubu. Největší rozdíl pozorujeme pro zadní stehno mezi 45° a 90° úhlem pokrčení. Pro 90° pokrčení zde vychází o 5,6 % vyšší práh bolesti než pro 45° úhel, ovšem s výraznou směrodatnou odchylkou. Intervalový odhad pokrývající skutečnou hodnotu změny s pravděpodobností 95 % je (-4,4 %; 15,5 %). Bodové odhady spolu s intervaly spolehlivosti pak znázorňuje Graf 3.

Změna úhlu	Bodový odhad rel. Změny prahu	Směrodatná odchylka	95% IS Dolní mez	95% IS Horní mez	p-hodnota
P 0–45	-1,3 %	26,6 %	-10,8 %	8,2 %	0,789
P 0–90	-0,5 %	21,8 %	-8,3 %	7,3 %	0,896
P 45–90	0,8 %	26,7 %	-8,8 %	10,3 %	0,874
Z 0–45	-0,2 %	29,2 %	-10,7 %	10,3 %	0,970
Z 0–90	5,4 %	27,6 %	-4,5 %	15,2 %	0,286
Z 45–90	5,6 %	27,8 %	-4,4 %	15,5 %	0,272

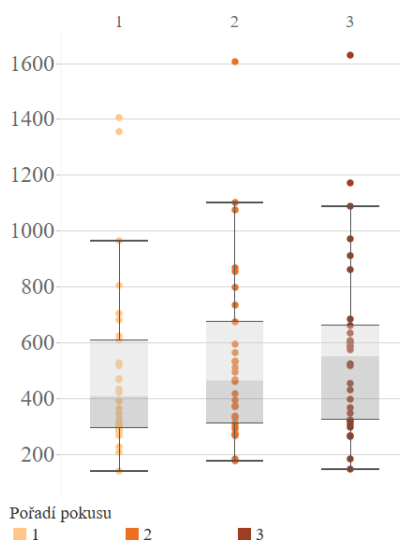
Tabulka 1. Výsledky porovnání úhlů

Tímto výstupem zároveň odpovídáme na **druhou výzkumnou otázku**, zda se naměřené hodnoty mění ve smyslu hypotézy studie. Aby tomu tak bylo, musely by vyjít pro přední stehno statisticky významné záporné rozdíly a pro zadní naopak kladné. Bodové odhady sice ve většině případů lehce inklinují znaménkem k předpokládaným výsledkům, rozdíly však nejsou příliš výrazné. Z pohledu probandů tyto změny můžeme popsat ve zhruba 53 % případech porovnání, což lze vidět i na grafu 1. Aby naměřené hodnoty PPT probandů zobrazené v grafu 1 odpovídaly hypotéze studie, měly by hodnoty pro přední stranu stehna s narůstajícím úhlem flexe kolenního kloubu klesat, zatímco hodnoty naměřené ze zadní strany stehna by měly stoupat.



Graf 3. Bodový a intervalový odhad

V předchozích otázkách jsme eliminovali vážením vliv pořadí měření hodnot. Marginálně tento efekt není statisticky významný (ANOVA s jedním faktorem, $p = 0,586$), nicméně fakticky se tento efekt zdá být výraznější než samotné pokrčení kolene. Graf 4 ilustruje, že průměrná hodnota všech pokusů (bez ohledu na úhel) roste s pořadím měření.

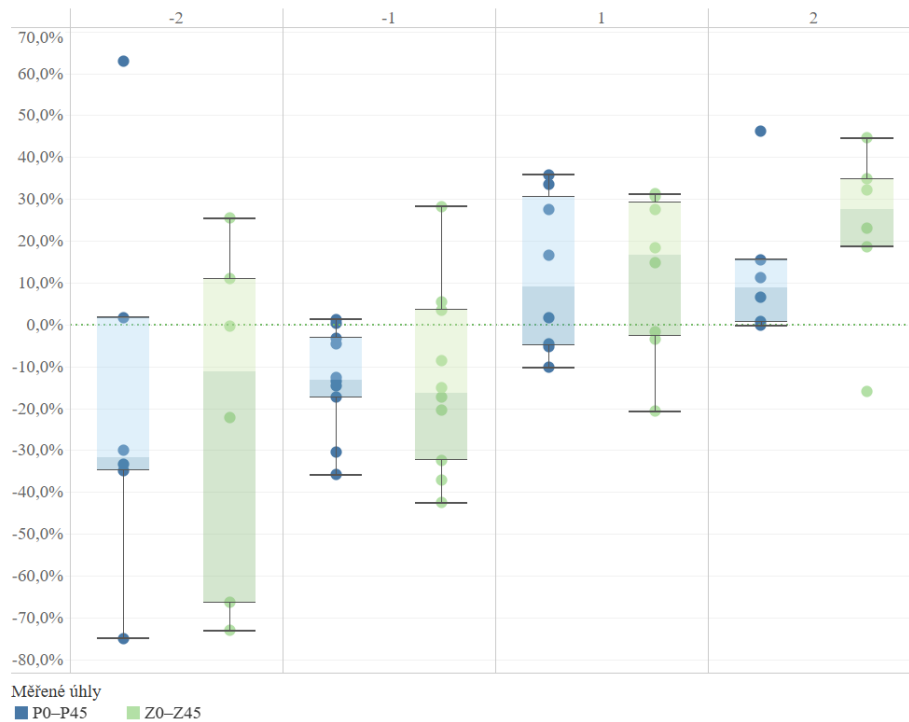


Graf 4. Průměrná hodnota PPT v kPa dle pořadí měření

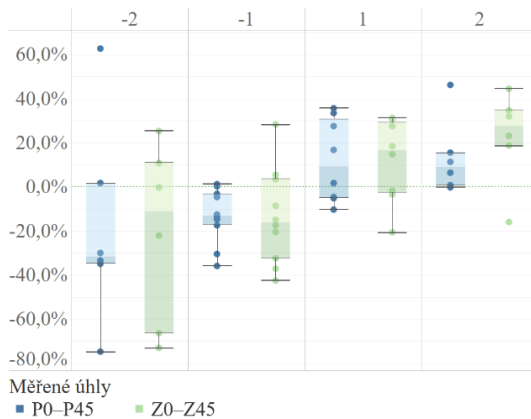
Na grafu 5 poté vidíme porovnání efektu úhlu a pořadí měření při změně mezi 0° a 90° úhlem pokrčení. Na vodorovné ose je znázorněna posloupnost měření 90° ve vztahu k měření 0° . Flexe kolene 90° měřena dva pokusy před 0° flexe (-2), jeden pokus před (-1), jeden pokus po (1) a dva pokusy po (2) viz tabulka 2. Vliv napětí svalové tkáně ilustrují rozdíly mezi boxy znázorňující hodnoty měřené na předním a zadním stehnu. Pokud by platila hypotéza studie, měly by být pozorované hodnoty relativních rozdílů mezi 90° a 0° pro přední stehno záporné a pro zadní stehno naopak kladné. Tyto tendence z grafu nevyčteme, dokonce se rozdělení hodnot pro přední a zadní stehno mezi sebou ani příliš neliší. Naopak je možné pozorovat mírné tendence k vzestupu průměrných hodnot rozdílů ve vztahu k pořadí. Hodnoty PPT se s opakovaným měřením lehce zvyšují. Stejné tendence jsou patrné i v případech, kdy porovnáujeme úhly 0° a 45° , 45° a 90° viz grafy 6 a 7.

	$0^\circ-90^\circ$	$45^\circ-90^\circ$	$0^\circ-45^\circ$
90, 45, 0	-2	-1	-1
90, 0, 45	-1	-2	1
45, 90, 0	-1	1	-2
0, 90, 45	1	-1	2
45, 0, 90	1	2	-1
0, 45, 90	2	1	1

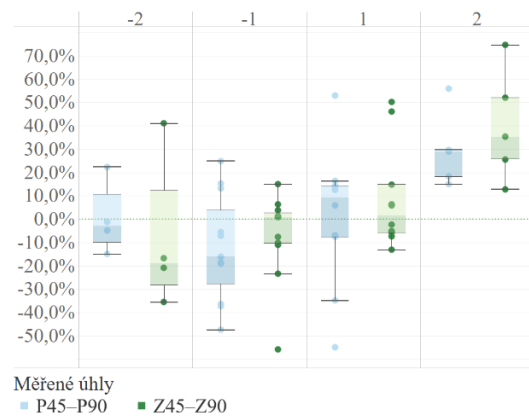
Tabulka 2. Legenda ke grafům 5–7



Graf 5. Vliv pořadí měření na relativní rozdíl mezi hodnotami PPT v úhlech 0° a 90° flexe



Graf 6. Vliv pořadí měření hodnot - 0° a 45°



Graf 7. Vliv pořadí měření hodnot - 45° a 90°

4.3 Závěry

Analýza dat neprokázala statisticky významnou změnu PPT v závislosti na zkoumaných polohách kolenního kloubu. Potvrzení hypotézy nenasvědčuje ani směr rozdílů mezi hodnotami naměřenými v jednotlivých úhlech. Výsledky nasvědčují, že větší vliv na změnu prahu ve zkoumané zóně pohybu kolene by mohly mít počet a pořadí opakování měření než nastavení pozice kloubu. Ani tyto změny však nejsou v tomto případě statisticky významné.

5 DISKUZE

Diplomová práce byla koncipovaná jako pilotní studie, jejímž cílem bylo zjistit, zda míra předpětí měkkých tkání daná pozicí sousedícího kloubu ovlivní tlakově-algickou citlivost jedince. Konkrétně, zda změna pozice kolenního kloubu vyvolá změnu hodnot PPT změřených tlakovým algometrem ve střední části ventrální a dorzální strany stehna v relaxované pozici jedince v leže na boku.

Při pasivním pohybu kolenního kloubu předpokládáme změnu napětí měkkých tkání v jeho okolí. S konstantním nastavením kyčelního kloubu a vzrůstajícím úhlem flexe kolene působí na svaly ventrálního kompartmentu tahové síly vyvolané oddálením svalových úponů. Protahování kvadricepsu probíhá přes kladku pately (Hsu & Siwiec, 2022). Tahové síly působí též na vrstvy kůže, podkoží a fascie díky kontinuitě průběhu přes kolenní kloub. Přestože je míra deformace každé vrstvy odlišná, vzájemně se tyto struktury v přechodových oblastech ovlivňují díky vazivovým spojkám i vlastnostem vmezeřeného řídkého vaziva (Maas, 2019). Svalové úpony dorzální strany stehna se k sobě přibližují a jejich napětí se, jak popsal Velé (2006, s. 144), uvolňuje společně s napětím okolních vrstev. S extenzí kolene očekáváme u struktur opačné tendence nárůstu a poklesu napětí. Větší mechanické změny těchto struktur očekáváme v distálním směru, tedy v blízkosti kloubu, jímž je pohybováno (Maas, 2019). Při protahování uvedených měkkých tkání dochází nejprve k vyrovnání sítě vláken anizotropní struktury ve směru zatížení (Finocchietti, 2011). Následně dochází ve vztahu k intenzitě, směru zátěže a mechanickým vlastnostem konkrétní tkáně i k deformaci vláken (Maas, 2019). V tkáních narůstá stress a strain.

Finocchietti (2011, s. 18) popsala, že tkáňové receptory nezaznamenávají velikost zevně aplikované síly, ale míru deformace síly působící v jejich bezprostředním okolí, tedy stress a strain. To potvrzuje též zjištění, že Piezo kanály nervových zakončení se otevírají ve vztahu ke konformační změně membrány polohy čepelí. Mechanická zátěž je tak kódována na elektrický signál, který je přenášen aferentně ke zpracování vyššími nervovými centry (Fang et al., 2021). Lokální velikost stress odpovídá vektorovému součtu všech sil působících v daném místě. Při zevní tlakové stimulaci protažených tkání mechanické síly vzájemně interagují. Velikost stress i strain, stimulující nociceptory, tak odpovídá jejich výslednici (Beneš et al., 2015 s. 97). Předpokládáme proto, že k dosažení

aktivačního prahu nociceptorů v předpjeté tkáni je zapotřebí dodání menší intenzity zevní stimulace než u tkáně uvolněné, ve které nepůsobí tahové napětí.

Při protažení tkání, stejně jako u zvýšeného svalového tonu klesá poddajnost tkání a vzrůstá jejich odpor k deformaci. Tuhost měkkých tkání omezuje možnosti přenosu stress a snižuje míru deformace tkání. Zvyšuje se strmost zátěžově-deformační křivky. Je proto potřeba vyššího tlakového stimulu ke stejné změně strain (Finocchietti, 2011). Předpokládáme ovšem, že nociceptory nereagují pouze na změnu strain během aplikace zevního tlakového stimulu algometrem. Aktivuje je změna deformace membrány oproti klidové hodnotě napětí svalu v neutrálním nastavení kloubu. Očekáváme proto, že k dosažení stejného aktivačního prahu je při součtu vnitřních sil potřeba nižší zevní stimulace u svalu protaženého, či hypertonického než u svalu uvolněného. Tento narativ koreluje s klinicky popisovanou hyperalgezií hypertonických svalů při manuální palpaci. Možné snížení tlakově-algické citlivosti připouštíme v hlubokých vrstvách svalových tkání. Nemůžeme ovšem zcela opominout roli CNS. Míra citlivosti hypertonických tkání nelze vysvětlit pouze mechanicky (Kolář et al., 2009, s. 57). Protože tuhé povrchové vrstvy kladou deformaci větší odpor a snižují přenos stress k hlouběji uloženým svalovým vrstvám, nejsou tamní membrány nociceptorů uložených v extracelulární matrix deformovány, spíše stlačovány (Finocchietti, 2011; Finocchietti et al., 2011).

Na základě těchto poznatků jsme stanovili hypotézu, že změna míry předpětí měkkých tkání v oblasti ventrální a dorzální strany stehna, vyvolaná změnou úhlového nastavení kolenního kloubu, ovlivní velikost hodnot PPT naměřených v této oblasti. Předpokládaným výsledkem dle hypotézy by byl pokles hodnot PPT u tkání s větší mírou iniciálního předpětí. K vyvolání vjemu bolesti by v takovém případě tedy bylo zapotřebí menší množství aditivního tlaku. Vzhledem k antagonistickému charakteru měkkých tkání uložených z obou stran femuru, jsme očekávali opačné tendence změn naměřených hodnot obou pozic, vzhledem k narůstajícímu úhlu flexe kolene.

Pro ověření hypotézy bylo zapotřebí porovnat hodnoty PPT, tedy nejnižší intenzity tlakové stimulace, která vyvolá bolestivý vjem (Trueba-Perdomo et al., 2021), změřené na označeném místě ventrální a dorzální strany stehna při úhlovém nastavení flexe kolenního kloubu 0°, 45° a 90°. Protokol experimentu jsme navrhli tak, abychom eliminovali co nejvíce faktorů, jež by mohly výsledky studie ovlivnit. Snažili jsme se stanovit takové podmínky, aby jedinou proměnnou bylo nastavení úhlu kolenního kloubu. Vzhledem ke způsobu odběru a zpracování dat, mohly výsledky ovlivnit pouze

krátkodobě působící faktory, jejichž charakter se mohl změnit v průběhu přibližně 20 minut vlastního měření. Při samotném měření nezacházíme s intenzitou nociceptivního signálu, ale s probandem určeným počátkem subjektivního vjemu bolesti. Vjem bolesti vzniká v CNS interakcí vyšších nervových center vyhodnocujících nociceptivní signál periferie. Hlavním krátkodobým faktorem, jež by mohl ovlivnit výsledek studie, se zdá být pozornost, emoční stav a kognitivní interpretace situace jedincem, senzitivizační procesy (Kozák, 2020; Brewer & Redmond, 2017) i pozornost, zkušenost a očekávání vyšetřujícího (Vaughan et al., 2007). Psychické změny ovlivňují interpretaci nociceptivních signálů (Kozák, 2020) i velikost svalového tonu (Velé, 2006, s. 136).

K měření byl zvolen Algometr firmy Somedic typ 2. Parametry aplikace tlaku v oblasti jsme zvolili dle doporučení z prací Finocchietti (2015) a Ylinena (2007) – cylindrickou hlavici s plochou 1 cm² a rychlost přítlačku 30 kPa/s, tedy takovou, aby umožnila probandovi i vyšetřujícímu včas zareagovat. Přístroj zaznamenává a ukládá nejvyšší intenzitu tlaku aplikovaného vyšetřujícím, který přítlak povolí na základě verbální informace probanda.

Podmínky účasti na experimentu jsme nastavili tak, abychom získali soubor probandů stejnorodý v parametrech, které prokazatelně ovlivňují biomechaniku měkkých tkání a mění míru stress a strain při protažení i zevní tlakové stimulaci. Jedním z těchto faktorů je věk. V průběhu života se mění elasticita tkání, citlivost receptorů i míra tolerance bolesti (Rokyta et al, 2017, s. 8–9, Finocchietti, 2011, s. 30). Zvolili jsme skupinu mladšího adultního věku v rozmezí 21 až 30 let, průměrný věk skupiny dosažený v roce 2022 byl 25,4 roku. Mechaniku přenosu sil může též ovlivnit velikost podkožní tukové tkáně a míra tuhosti svalů. Finocchietti et al (2011) potvrdila, že změna distribuce tlaku vrstvou tukové tkáně má na svalové receptory vliv pouze u obézních jedinců. BMI probandů studie se pohybovalo v rozmezí 18,8–26,2 s průměrem 21,9. Mizuno et al. (2021) a Rokyta (2015, s. 628) popsali rozdílnou distribuci tuku a poměr ke stavové tkáni u mužů a u žen. Naše studie pracuje s vyváženým vzorkem 15 žen a 15 mužů. Pro vyloučení vlivu hypertonie svalů a přítomnosti DOMS (delayed onset muscle soreness) (Brewer & Redmond, 2017), jsme omezili fyzickou sportovní aktivitu probandů v předchozích 48 hodinách. Jak jsme již zmínili, nyní popsané faktory se v průběhu měření nemění, proto lze jejich účinky na velikost PPT při výzkumu pominout.

Další podmínky účasti na experimentu jsme stanovili tak, aby nedošlo k ovlivnění pozornosti, senzitivity ani bezpečnosti probanda. Z těchto důvodů by z výzkumu byl vyloučen jedinec, který by trpěl poruchou pozornosti, citlivostí, koagulace, měl zvýšenou teplotu, zánětlivé onemocnění, úraz pravé dolní končetiny v akutním, či subakutním stadiu nebo jiný spontánně bolestivý stav. Zakázané bylo též užití alkoholu a léků ovlivňujících bolest či pozornost 24 hodin před měřením.

V průběhu měření nesměl pacient opustit místnost, přijímat tekutiny ani komunikovat s nikým mimo vyšetřujícího, aby nedošlo v průběhu experimentu ke změně jeho fyzického, emocionálního ani psychického stavu. Pro omezení vlivů kognitivní interpretace a zkušeností situace znal proband dopředu pouze informace obsažené v informovaném souhlasu a průběh měření. Hypotézy práce neznal. K získání zkušenosti spojené s označením vjemu PPT proběhl před samotným měřením nácvik metody. Ten probandovi umožnil prozkoumat svůj subjektivní zážitek a stanovit si, který vjem pro něj reprezentuje PPT. Ylinen (2007) i Vaughan et al. (2007) vyzdvihují zkušenost vyšetřujícího s metodou tlakové algometrie a důležitost zaslepení, aby nedošlo k podvědomému ovlivnění z této strany. Z tohoto důvodu byli měření přítomni dva vyšetřující. První bez přítomnosti druhého nastavil pozici kolenního kloubu zkoumané končetiny. Kolenní kloub a distální část končetiny následně zakryl. Druhý vyšetřující s několikaletou praxí užívání metody aktuální pozici kolenního kloubu během získávání hodnot PPT neznal.

Pro zjednodušení kinetické situace dvoukloubových struktur v oblasti stehna, jsme polohu kyčelního kloubu zvolili neutrální a v průběhu experimentu konstantní. Velikost úhlů flexe kolenního kloubu, ve kterých byly hodnoty měřeny jsme zvolili tak, aby míra předpětí v daných polohách sama o sobě nevyvolávala bolestivý vjem u jedinců s různými tělesnými proporcemi a pohybovými možnostmi. Zároveň byly zvoleny tak, aby úhel flexe ponechával pro algometrii přístupné označené body na obou stranách stehna. Celkovou polohu probanda jsme taktéž zvolili tak, aby umožnila přístup z obou stran stehna, a zároveň byla pro jedince stabilní. Stabilní poloha umožnila probandům relaxovat svaly zkoumané oblasti. Byli instruováni, aby svaly ponechali uvolněné a snažili se je vědomě neaktivovat, neboť svalová aktivita zvyšuje tuhost a mění tedy mechanické vlastnosti tkání (Maas, 2019).

Pozice značky na ventrální straně stehna odpovídala středu vzdálenosti spina iliaca anterior superior a kraniálního kraje pately, v přibližné vzdálenosti 25 cm. Tedy v oblasti

proximálně od spojení hlav m. quadriceps femoris (Dylevský, 2009a, s. 151–152). Značka dorzální strany byla umístěna do střední vzdálenosti mezi tuber ischiadicum a caput fibulae, v přibližné vzdálenosti 22 cm. M. biceps femoris je v této oblasti tvořen dvěma oddělenými hlavami (Dylevský, 2009a, s. 152). Ventrální značka se tedy nacházela v porovnání s dorzální stranou víc proximálně. V této oblasti jsou rozměry průřezu svalových bříšek m. rectus femoris a caput longum m. bicipitis femoris srovnatelné. Liší se však velikosti svalů v hloubce – caput breve a m. vastus intermedius (Kellis et al., 2021). Výhodou měření ve střední délce svalů je směr obalové fascie svalů téměř rovnoběžný se středovou kostí (Blazevich, 2010). Zároveň zde vlákna podléhají větší deformaci než ta uložená blíže úponů (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111).

Jak jsme již zmínili, nejdůležitějšími faktory interagujícími s výsledky výzkumu diplomové práce jsou pozornost probandů i vyšetřujícího a senzitivizační procesy organismu. Změna somatosenzorické pozornosti pacienta prokazatelně ovlivňuje tvorbu vjemu bolesti v CNS (Brewer & Redmond, 2017). Vzhledem k závislosti metody na rychlosti reakce vyšetřujícího, hraje v procesu roli i jeho pozornost (Vaughan et al., 2007). Pro omezení těchto vlivů se experiment odehrával v komplexu rehabilitace Fakultní nemocnice v Motole vždy v odpoledních hodinách. Pokud se v průběhu měření ozval zvenčí výrazný zvuk, byl konkrétní pokus anulován a opakován, stejně tomu bylo i při výrazně odlišném vjemu zaznamenaném pacientem. Pro zaměření pozornosti se před každým pokusem vyšetřující zeptal, zda může začít a k měření přistoupil až po kladné odpovědi probanda. Dále se první naměřená hodnota nezapočítala a bez vědomí probanda sloužila k jakési kalibraci jeho vjemu. Ve studii jsme uvažovali hodnotu PPT jako průměru následujících tří pokusů stejného místa a polohy. Pro omezení vlivu senzitivizačních procesů jsme stanovili interval mezi opakováním pokusu minimálně 30 s dle Nie et al. (2021). Také se při měření v každé poloze střídaly pokusy na přední a zadní straně v pevném pořadí pro minimalizaci vlivu zbytkového strain kůže (Finocchietti, 2011, s. 28). Ze stejného důvodu bylo pořadí měření v různých polohách kloubu randomizované. Při následném statistickém zpracování dat jsme se rozhodli pro odstranění efektu pořadí měření vzorek převážít na rovnoměrnou četnost.

Měřeními jsme získali soubor průměrných hodnot PPT 30 probandů naměřených z ventrální (P) i dorzální (Z) strany stehna s úhly flexe kolene 0°, 45° a 90°. Průměr hodnot souborů dat získaných při měření z ventrální strany byl lehce vyšší než u těch naměřených na dorzální straně stehna (P – 549,6 kPa, Z – 521,2 kPa). Vzhledem k rozpětí

prahů v rámci souboru není tento rozdíl výrazný. Velikost rozdílu těchto výsledků si vysvětlujeme podobností stavby povrchových svalů v místě tlaku – m. rectus femoris a caput longum m. bicipitis femoris. V obou případech se jedná o dlouhé vřetenovité svaly dvoukloubové v rámci kyčelního a kolenního kloubu (Dylevský, 2009a, s. 151–152). Taktéž obsah plochy průřezu svalů v měřené oblasti je, jak jsme již popsali, podobný. Rozdíly plochy průřezu jsou patrné u svalů umístěných v hloubce ve směru působení algometru. Průřez m. vastus intermedius je v porovnání s caput breve m. bicipitis femoris 4 až 5násobně větší (Kellis et al., 2021). Finocchietti (2011) však popisuje že majoritní aktivace nociceptorů probíhá v superficiální vrstvě svalové tkáně, tedy v hluboké fascii.

Přestože se studie shodují na tom, že ženy mají konstitučně nižší práh bolesti (Mogil & Bailey, 2010), v souboru studie se tento jev jasně nevyskytuje. Průměrná hodnota PPT naměřená u mužů (617,5 kPa) byla sice vyšší než u žen (453,2 kPa), avšak medián hodnot žen (463,2 kPa) byl vyšší než u mužů (440,8 kPa). Vzhledem k vyrovnanému počtu žen a mužů v souboru jsme jejich výsledky vyhodnocovali dohromady s dodatečným převážením vzhledem k pořadí měření.

Pro posouzení hypotézy a statistické vyhodnocení získaného souboru dat jsme stanovili dvě výzkumné otázky – zda změna předpětí měkkých tkání stehna, vyvolaná úhlovým nastavením kolene, ovlivní jejich tlakově-algický práh a jestli případná změna proběhne ve smyslu poklesu tlakových hodnot PPT u tkání s větším předpětím. Statistická analýza dat neprokázala významnou změnu PPT u probandů v závislosti na zkoumaném úhlovém nastavení kolenního kloubu. Potvrzení hypotézy nenasvědčuje ani směr nevelkých změn mezi hodnotami PPT naměřenými v úhlech 0°, 45° a 90° flexe kolene. Očekávané záporné změny hodnot ventrální strany a kladné ze strany dorzální se při vzrůstajícím úhlu flexe vyskytovaly přibližně v 53 % případů.

Odlišný výsledek studie, než jsme očekávali, mohlo způsobit několik faktorů. Největší vliv přisuzujeme výběru zkoumaného rozsahu flexe kolenního kloubu v souvislosti s mírou předpětí v těchto polohách. Při pohybu kolenního kloubu v rozsahu pohybu 0°–90° flexe vyčerpáme pouze dvě třetiny maximálního fyziologického rozsahu aktivní flexe kolenního kloubu při nulovém postavení kloubu kyčelního. Kapandji (2011) uvádí, že rozsah pasivního pohybu závisí na elastických vlastnostech skupiny extenzorů kolene a kloubního pouzdra. Při pasivním pohybu dodáním zevní síly působíme proti elastickému odporu tkání a získáme tím větší rozsah pohybu. Lewit (2009, s. 29) popisuje

konec rozsahu pohybu způsobený napětím měkkých tkání fenoménem bariéry. Panjabi (1992) rozlišuje v rámci fyziologického rozsahu pohybu kloubu neutrální a elastickou zónu. Neutrální zónu vysvětluje jako rozsah pohybu vycházející ze střední polohy, jenž je prováděn s minimálním odporem ke změně pozice. Ke změně polohy v této zóně je potřeba vynaložení malé síly. Působení menších tahových sil způsobí změnu uspořádání zvláště vláknitých struktur měkkých tkání. Relaxovaný sval neklade protažení přílišný odpor (Zatsiorsky a Prilutsky, 2012, s. 109–110). Míra iniciálního odporu při pohybu kloubu je dána velikostí klidového tonu svalu (Velé, 2006, s. 137). Lze proto předpokládat, že ve střední oblasti rozsahu pohybu kolenního kloubu nedochází k výraznému nárůstu stress. Elastickou zónu vysvětluje Panjabi (1992) jako oblast v blízkosti konce rozsahu pohybu, ve které dochází k signifikantnímu nárůstu odporu. K této změně dochází na základě viskoelastických vlastností měkkých tkání. Směrem k maximálnímu rozsahu pohybu odpor narůstá vlivem protahování vaziva i svalových vláken (Velé, 2006, s. 144–145). Lewit (2009, s. 29) tuto zónu popisuje jako oblast v okolí fyziologické bariéry. Rozsah neutrální i elastické zóny je dán pasivními kloubními strukturami (vazy) i aktivitou svalů a velikostí jejich tonu. Nelineární průběh zátěžově-deformační křivky umožňuje pohyb kloubu kolem středního postavení s minimálními energetickými nároky i omezení potenciálně nebezpečných pohybů na konci kloubního rozsahu. Panjabi (2011) se ve svých studiích zabývá zejména intervertebrálními klouby. Přítomnost neutrální a elastické zóny však dokládá i na příkladu kolenního kloubu. Velikost svalového tonu během pasivního pohybu podléhá regulaci CNS. Nárůst napětí svalů ventrální strany, respektive pokles napětí svalů dorzální strany stehna, vyvolané flexí kolene, aktivuje šlachové i svalové proprioceptory, které vysílají informace do CNS. Na základě elementárních posturálních reflexů dochází k normalizaci tonu svalů obou skupin. Tonus svalů se proto významně nemění před dosažením bariéry (Velé, 2006, s. 145).

Síly působící ve svalu souvisí i se změnami délky svalové šlachy, jejíž podíl závisí na typu svalu i délce šlachy (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 111). U zmíněných svalů se délky i tvary úponových šlach liší. Předpokládáme proto i jejich rozdílné biomechanické vlivy. Protažení šlachy nad 3 % je na rozdíl od svalu lineární (Čapek et al., 2018, s. 79–80). V prostředku rozsahu pohybu kloubů je odpor vaziva šlach k protažení poměrně malý a směrem k maximálnímu rozsahu pohybu kloubu exponenciálně narůstá (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, s. 73). Z porovnání zátěžově-deformační křivky šlachy

a svalu vyplývá, že při malých svalových silách dochází k významnějším změnám délky šlachy než svalu.

Na základě těchto poznatků si statisticky nevýznamné změny PPT i jejich nekonzistentní směr vysvětlujeme tím, že při pasivním pohybu kloubu ve zkoumaném rozmezí, nedošlo k dostatečné změně stress a strain v okolí tlakem zatížených receptorů. Nedošlo proto ke změně PPT ve smyslu hypotézy. Předpokládáme, že vzhledem k biomechanice kolenního kloubu spadá rozsah 0° – 90° flexe do jeho neutrální zóny.

Považovali bychom za přínosné opakování experimentu s cílem ověřit, zda se budou významně lišit hodnoty PPT získané v uvolněné pozici svalu a v jeho maximálním spontánně nebolestivém předpětí. Vzhledem k dvoukloubovému charakteru m. rectus femoris a m. biceps femoris, navrhuje polohy pasivní extenze kyčelního kloubu s plnou flexí kolene pro m. rectus femoris a flexi kyčelního kloubu s plnou extenzí kolene pro napětí caput longum m. bicipitis femoris (Dylevský, 2007, s. 163).

Vliv mohl mít též posun tkání v měřené oblasti. Díky rozdílným biomechanickým charakteristikám jednotlivých vrstev tkání dochází během flexe kolenního kloubu ve fyziologické situaci k rozdílné míře napětí, a vzájemnému posunu vrstev vůči sobě (Maas, 2019). Tlaková stimulace tak sice ve všech polohách aktivuje stejné receptory kůže v místě značky. Hluboko tkáňové receptory ale svou pozici vůči hlavici algometru mění. Nepřisuzovali jsme tomuto faktoru velkou významnost, neboť tlak algometru ve všech polohách působí v oblasti svalového břicha na stejné vrstvy jejichž napětí se jimi přenáší.

Přestože byl protokol experimentu navržen tak, abychom minimalizovali pravděpodobnost ovlivnění výsledku faktory senzitivizačních procesů a pozornosti probanda i vyšetřujícího, připouštíme možné zkreslení výsledků. Přesnější vzhled do skutečných rozměrů problematiky při statistickém hodnocení dat by mohlo zajistit větší množství probandů. Předpokládáme však, že větší množství opakování pokusu na tomtéž místě by mohlo přesnost výsledků snížit na základě působení senzitivizačních procesů a možného snížení soustředěnosti probanda i vyšetřujícího při prodloužení protokolu.

Výsledky nasvědčují, že větší vliv na změnu PPT ve zkoumaných rozsazích pohybu kolene by mohl mít počet a pořadí opakování pokusů než samotná poloha kloubu. Ani tyto změny se neukázaly být statisticky významné. Přesto z grafů výsledků 4–7, ukazujících hodnoty výsledků bez převážení, můžeme vyčíst vzestupné tendence PPT naměřených později.

To svědčí o mírné habituaci organismu na tlakový podnět, přestože bychom očekávali spíše pokles ve vztahu k poškození povrchových tkání opakovaným tlakem, a vyvolání periferní senzitivace receptorů zánětlivými faktory (Dubin & Patapoutian, 2010). Je zde patrné, že vjem bolesti nevzniká čistě na základě signálu z periferie, ale jeho interpretací v CNS (Finocchietti et al., 2013). Signál, kterým proband označil dosažení PPT, při prvním vjemu bolesti, náležel subjektivnímu vědomému prožitku bolesti. Nemusí proto intenzitou a počátkem vjemu přímo odpovídat signálu nocicepce vznikajícího na periférii (Brewer & Redmond, 2017). Na úrovni CNS vstupují do tvorby vjemu bolesti kromě senzoričkových signálů též krátkodobě proměnlivé aspekty pozornosti, emoční a kognitivní interpretace situace (Kozák, 2020). Pozornost se na tvorbě vjemu podílí pozitivně i negativně (Brewer & Redmond, 2017). Její pokles s časem vyšetření by mohl být jedním vysvětlením růstu hodnot PPT. Dalším vysvětlením by mohla být kognitivní interpretace situace. Brewer a Redmond (2017) popisují limitaci výzkumů laboratorně indukované bolesti probandovým pocitem bezpečí spojeným s krátkým a dočasným trváním nepříjemných stimulů a vědomím, že jim nehrozí závažné poškození tkáně. Tento pocit se může vyvíjet v průběhu experimentu na základě aktuálních zkušeností, které mohou spustit inhibiční vlivy CNS působící habituaci a desenzitivaci nociceptivních přenosů (Kozák & Kolář, 2009, s. 640). Avšak Brewer a Redmond (2017) též uvádí, že na rozdíl od PPT₀, které se řídí převážně psychologickými aspekty, PPT primárně ovlivňují vlastnosti periferie.

S ohledem na limitace využití tlakové algometrie bez tlačítka probanda pro zastavení aplikace připouštíme možnou nepřesnost výsledků způsobenou reakčním časem vyšetřujícího při zastavení aplikace na základě verbální signalizace probanda (Ylinen, 2007). Předpokládáme, že se tento čas v závislosti na rychlosti aplikace tlaku může podílet na růstu hodnot PPT při únavě a snížení pozornosti vyšetřujícího.

Tématem změn PPT ve vztahu k mechanickým vlastnostem měkkých tkání a nastavení tělesných segmentů se v předchozích letech zabývali na 2. lékařské fakultě pod vedením Mgr. Zdeňka Čecha tři autoři diplomových prací. Vaňková (2014) a Novotná (2019) prokázaly signifikantní změny PPT zdravých probandů po terapeutické intervenci metodami statického strečinku a foam rollingu v oblasti ventrálních svalů stehna. Obě autorky v metodice práce využily měření PPT tlakovým algometrem na obou dolních končetinách z ventrální a dorzální strany stehna v polohách leže na zádech, respektive na břiše s extendovanými koleny a relaxovanými svaly před a po intervenci.

Ve shodě s hypotézou naší studie, obě autorky vysvětlují výsledný vzestup PPT intervenovaného svalu ovlivněním tuhosti myofasciálních tkání spojenou s poklesem tahového napětí před zahájením aplikace tlaku algometrem. U obou výzkumů však došlo po intervenci k více či méně signifikantnímu vzestupu PPT i u ostatních měřených neintervenovaných svalů, což odkazuje na regulační mechanismy CNS. Metodika naší studie se od těchto prací liší tím, že zkoumanou proměnnou v našem případě nebyla potenciální změna napětí (a tím stress a strain okolí receptorů) daná velikostí svalového tonu, ale protažením měkkých tkání.

Významný vliv CNS na tlakově-algické citlivosti předpokládá ve své diplomové práci též Jevič (2011). Ve své studii prokázal signifikantně vyšší práh při centrované poloze probanda v sedu a lehu oproti poloze decentrované. Potvrdil pokles PPT tří svalů s rozdílnou inervací – m. temporalis, m. tibialis anterior a m. interosseus dorsalis manus I. V diskusi zvažuje původ změn na úrovni periferie, míchy i vyšších etází CNS. Vliv periferie vysvětluje interpretací centrovaného postavení jako postavení, ve kterém jsou kloubní pouzdra a vazy v minimálním napětí (Kolář & Šafářová, 2009, s. 246). CNS reguluje bolestivý vjem na podkladě nociceptivních a propioceptivních signálů kloubního pouzdra a vazů v decentrované poloze. Přestože se Jevič (2011) taktéž zabýval problematikou tlakově-algické citlivosti měkkých tkání ve vztahu k různým polohám kloubů, na rozdíl od naší studie signifikantní změny PPT prokázal. Rozdílné výsledky si vysvětlujeme tím, že Jevič pracoval se změnou polohy ve smyslu decentrace na hranici fyziologické bariéry a tím obsáhl polohy neutrální i elastické zóny kloubů. Zatímco zkoumané rozmezí změn flexe v naší studii se pohybuje pouze v neutrální zóně kolenního kloubu. Čech (2012) shrnul výsledky práce, na které se podíleli Jevič, Čech, Slabý a Kolář, tím, že prokázaly signifikantně vyšší hodnoty PPT při nastavení segmentu v neutrální zóně v porovnání s hodnotami PPT v zóně elastické segmentu, nezávisle na orientaci těla v prostoru.

Přestože výsledky naší práce nepotvrzují hypotézu, přináší důležité zjištění, že změna napětí měkkých tkání vyvolaná pasivní flexí kolenního kloubu v rozsahu 0°–90°, při nulovém postavení v kyčli, není dostatečná k ovlivnění hodnot PPT měkkých tkání ventrální ani dorzální strany stehna. Z výsledků studie tak vyplývá, že PPT měkkých tkání se při změně postavení kloubu v rámci jeho neutrální zóny signifikantně nemění. Toto zjištění vyvolává otázky, zda by změny úhlového nastavení kolenního a kyčelního kloubu ve smyslu maximálního pasivního nebolestivého protažení ventrálních a dorzálních svalů

stehna hodnoty PPT ovlivnilo. Předmětem dalšího výzkumu by též mohlo být opakování experimentu u skupiny probandů se zvýšeným klidovým tonem měřených svalových skupin pro ověření vztahu napětí svalu ve smyslu protažení i svalového tonu. Výsledky studie tak nabízí možnosti navazujících výzkumů.

ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá problematikou souvislosti napětí měkkých tkání a jejich tlakově-algické citlivosti. Práce je vystavěna jako pilotní studie, která se na modelové situaci snaží ověřit platnost v klinické praxi často užívaného předpokladu, že vyšší napětí měkkých tkání souvisí s nárůstem jejich mechano-nociceptivní citlivosti. Blíže jsme se zaměřili na problematiku napětí ve smyslu změny předpětí měkkých tkání vzhledem k současné poloze sousedícího kloubu.

Cílem studie proto bylo zjistit, zda míra předpětí daná konkrétním úhlovým nastavením sousedícího kloubu ovlivní tlakově-algickou citlivost jedince. Přesněji, zda změna pozice kolenního kloubu vyvolá změnu hodnot tlakově-algického prahu (PPT – pressure pain threshold) tkání ventrální a dorzální strany stehna v relaxované pozici jedince v leže na boku.

Studie vycházela z předpokladu, že jsou tkáně s vyšším napětím vůči zevní tlakové stimulaci citlivější. K vyvolání bolestivého vjemu u tkáně s vyšším předpětím by v takovém případě mělo být zapotřebí menšího aditivního tlaku než u téže tkáně uvolněné. Kvantitativně tuto změnu vystihuje vzestup hodnot PPT. Vzhledem k antagonistickému charakteru svalových skupin v oblasti ventrální a dorzální strany stehna, jsme očekávali opačné tendence změn hodnot při pasivním pohybu kolene. Změny ve smyslu hypotézy by potvrzoval pokles hodnot PPT pro ventrální stranu a nárůst hodnot pro dorzální stranu stehna se vzrůstajícím úhlem flexe.

Platnost hypotézy jsme ověřili na souboru 30 zdravých probandů (15 žen a 15 mužů) mladšího adultního věku. Probandům byly změřeny hodnoty PPT ve střední části stehna z ventrální a dorzální strany pravé dolní končetiny metodou tlakové algometrie zkušeným vyšetřujícím, který byl zaslepený k pokusu. Předmětem výzkumu se stala úhlová nastavení 0°, 45° a 90° flexe kolenního kloubu měřené v randomizovaném pořadí v relaxované stabilní poloze probanda vleže na levém boku. Poloha kyčelního kloubu byla v průběhu měření konstantní.

Analýza souboru dat neprokázala statisticky významnou změnu PPT v závislosti na zkoumaných polohách kolenního kloubu. Potvrzení hypotézy nenasvědčoval směr rozdílů mezi hodnotami získanými měření v jednotlivých úhlech. Výsledky nasvědčují, že větší vliv na změnu prahu ve zkoumané zóně pohybu kolene by mohly mít počet

a pořadí opakování měření než nastavení pozice kloubu. Ani tyto změny nejsou statisticky významné.

Diskutovali jsme možné důvody, proč nedošlo ke statisticky významným změnám PPT mezi různými pozicemi kloubu. Nejvýznamnější roli přisuzujeme zvolenému rozpětí zkoumaných poloh kloubu ve smyslu maximálního rozsahu pohybu. Předpokládáme, že změna napětí měkkých tkání daná flexí kolenního kloubu v rozsahu dvou třetin maximálních možností není pro ovlivnění aktivačního prahu receptorů dostatečná. Vliv mohou mít i limitující faktory metody tlakové algometrie, zejména reakční čas probanda i vyšetřujícího a senzitivace, či habituace organismu na podnět při opakovaném měření na stejném místě.

Přínosem diplomové práce je zjištění, že změna napětí měkkých tkání vyvolaná pasivní flexí kolenního kloubu v rozmezí 0° – 90° , při nulovém postavení v kyčli, není dostatečná k ovlivnění hodnot PPT měkkých tkání ventrální ani dorzální strany stehna. Z výsledků studie vyplývá, že PPT měkkých tkání se při změně postavení kloubu v rámci jeho neutrální zóny signifikantně nemění. Nabízí se proto otázka, zda by změny úhlového nastavení kolenního a kyčelního kloubu ve smyslu maximálního nebolestivého protažení svalů ventrální a dorzální strany skupiny svalů stehna hodnoty PPT ovlivnilo. Výsledky výzkumu též otevírají možnost opakování experimentu pro ověření vztahu napětí ve smyslu předpětí a svalového tonu zkoumáním změn PPT u skupiny probandů se zvýšeným klidovým tonem. Výsledky studie nabízí prostor dalšímu bádání.

REFERENČNÍ SEZNAM

- BALIUS, Ramon, Carles PEDRET, Iñigo IRIARTE, Rubén SÁIZ a Luis CEREZAL. Sonographic landmarks in hamstring muscles. *Skeletal Radiology* [online]. 2019, **48**(11), 1675-1683 [cit. 2022-07-27]. ISSN 0364-2348. Dostupné z: doi:10.1007/s00256-019-03208-x
- BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- BREWER, Britton W. a Charles J. REDMOND. Pain, Sport, and Injury. In: BREWER, Britton W. a Charles J. REDMOND. *Psychology of Sport Injury* [online]. Human Kinetics, 2017 [cit. 2022-07-08]. ISBN 9781492595786. Dostupné z: doi:10.5040/9781492595786
- CROSSON, T., K. ROVERSI, M. BALOOD, et al. Profiling of how nociceptor neurons detect danger – new and old foes. *Journal of Internal Medicine* [online]. 2019, **286**(3), 268-289 [cit. 2022-07-13]. ISSN 0954-6820. Dostupné z: doi:10.1111/joim.12957
- ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČECH, Zdeněk. Vyšetření trigger points pomocí přístrojových vyšetřovacích metod. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, s. 61. ISBN 978-80-7262-657-1.
- ČECH, Zdeněk. Sborník abstraktů - IV. absolventská konference katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury: Úloha vazivových tkání v kontrole neutrální zóny [online]. Olomouc, 2012 [cit. 2022-08-11]. Dostupné z: <https://adoc.pub/sbornik-abstrakt-iv-absolventska-konference-katedry-fyzioter.html>
- ČECH, Zdeněk. Chronická pánevní bolest z perspektivy fasciálních vztahů. *Umění fyzioterapie: Pánev a kyčel*. 2022, **2022**(13), 31–46.
- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

DLOUHÁ, Jarmila, Jana HAVLÍKOVÁ a Oldřich MAREK. Léčba chronické bolesti. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2002, **2002**(12), 578-581 [cit. 2022-07-07]. Dostupné z: www.solen.cz

DUBIN, Adrienne E. a Ardem PATAPOUTIAN. Nociceptors: the sensors of the pain pathway. *The Journal of Clinical Investigation* [online]. 2010, **120**(11), 3760-3772 [cit. 2022-07-13]. Dostupné z: <http://www.jci.org>

DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009a. ISBN 978-80-247-1648-0.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-3240-4.

FANG, Xiang-Zhi, Ting ZHOU, Ji-Qian XU, et al. Structure, kinetic properties and biological function of mechanosensitive Piezo channels. *Cell & Bioscience* [online]. 2021, **11**(1) [cit. 2022-07-25]. ISSN 2045-3701. Dostupné z: [doi:10.1186/s13578-020-00522-z](https://doi.org/10.1186/s13578-020-00522-z)

FINOCCHIETTI, Sara. *Deep tissue biomechanics during pressure-induced pain*. Aalborg, 2011. Aalborg University, Faculty of Medicine, Department of Health Science and Technology, Center for Sensory-Motor Interaction.

FINOCCHIETTI, S., T. ANDRESEN, L. ARENDT-NIELSEN a T. GRAVEN-NIELSEN. Pain evoked by pressure stimulation on the tibia bone – Influence of probe diameter on tissue stress and strain. *European Journal of Pain* [online]. 2012, **16**(4), 534-542 [cit. 2022-07-08]. ISSN 1090-3801. Dostupné z: [doi:10.1016/j.ejpain.2011.08.001](https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2011.08.001)

FINOCCHIETTI, Sara, Thomas GRAVEN-NIELSEN a Lars ARENDT-NIELSEN. Dynamic mechanical assessment of muscle hyperalgesia in humans: The dynamic algometer. *Pain Res Manag* [online]. 2015, **20**(1), 29-34 [cit. 2022-07-07]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25664539/>

FINOCCHIETTI, Sara, Carsten Dahl MØRCH, Lars ARENDT-NIELSEN a Thomas GRAVEN-NIELSEN. Effects of Adipose Thickness and Muscle Hardness on Pressure Pain Sensitivity: Correction. *Clin J Pain* [online]. 2011, **27**(8), 735-745 [cit. 2022-07-12]. Dostupné z: www.clinicalpain.com

- FINOCCHIETTI, Sara, Ken TAKAHASHI, Kaoru OKADA, Yasuharu WATANABE, Thomas GRAVEN-NIELSEN a Kazue MIZUMURA. Deformation and pressure propagation in deep tissue during mechanical painful pressure stimulation. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2013, **51**(1-2), 113-122 [cit. 2022-07-10]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-012-0974-9
- GENG, J., Q. ZHAO, T. ZHANG a B. XIAO. In Touch With the Mechanosensitive Piezo Channels. In: *Piezo Channels* [online]. Elsevier, 2017, 2017, s. 159-195 [cit. 2022-07-25]. Current Topics in Membranes. ISBN 9780128093894. Dostupné z: doi:10.1016/bs.ctm.2016.11.006
- GRAVEN-NIELSEN, Thomas, Siegfried MENSE a Lars ARENDT-NIELSEN. Painful and non-painful pressure sensations from human skeletal muscle. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, **159**(3), 273-283 [cit. 2022-07-13]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-004-1937-7
- HERZOG, Walter. Passive force enhancement in striated muscle. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2019, **126**(6), 1782-1789 [cit. 2022-07-25]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00676.2018
- HSU, Hunter a Ryan M. SIWIEC. *Patellar Tendon Rupture* [online]. StatPearls: Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2022. [cit. 2022-07-27]. PMID 30020647. Dostupné z: <https://www.ncbi-nlm-nih-gov.ezproxy.is.cuni.cz/books/NBK513275/>
- HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 5. vydání. Praha: Triton, 2021. ISBN 978-80-7553-873-4.
- JEVIČ, Filip. *Změny prahu tlakově-algické citlivosti svalu v závislosti na kloubní konfiguraci – centrované vs. decentrované postavení*. Praha, 2011, 67 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedoucí diplomové práce Mgr. Zdeněk Čech
- JIANG, Yan, Xuzhong YANG, Jinghui JIANG a Bailong XIAO. Structural Designs and Mechanogating Mechanisms of the Mechanosensitive Piezo Channels. *Trends in Biochemical Sciences* [online]. 2021, **46**(6), 472-488 [cit. 2022-07-25]. ISSN 09680004. Dostupné z: doi:10.1016/j.tibs.2021.01.008
- KAPANDJI, Adalbert Ibrahim. *The physiology of the joints: Volume 2, The lower limb*. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2011. ISBN 9781912085606.

KELLIS, Eleftherios, Chrysostomos SAHINIS, Konstantinos DAFKOU, Athanasios ELLINOUDIS a Nikiforos GALANIS. Hamstring to quadriceps strength ratio and cross-sectional area of the quadriceps and hamstrings muscles assessed using extended field-of-view ultrasonography. *Research in Sports Medicine* [online]. 2021, **29**(1), 25–42 [cit. 2022-07-27]. ISSN 1543-8627. Dostupné z: doi:10.1080/15438627.2020.1770250

KHALSA, Partap S. Biomechanics of musculoskeletal pain: dynamics of the neuromatrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, **14**(1), 109–120 [cit. 2022-08-09]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2003.09.020

KOLÁŘ, Pavel. Vyšetření svalového tonu. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, s. 56–62. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, Pavel a Marcela ŠAFÁŘOVÁ. Dynamická neuromuskulární stabilizace. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, s. 246. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOS, Jaroslav. *Přehled topografické anatomie*. Vyd. 2., V Karolinu 1., dopl. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2324-5.

KOZÁK, Jiří. Bolest a její nová definice. *Medical tribune: Medicína po promoci* [online]. 2020, **2020**(3) [cit. 2022-07-15]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/archiv/bolest-a-jeji-nova-definice/>

KOZÁK, Jiří a Pavel KOLÁŘ. Léčebná rehabilitace u bolestivých stavů. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, s. 639-640. ISBN 978-80-7262-657-1.

LEWIT, Karel. Palpace. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, s. 29. ISBN 978-80-7262-657-1.

MAAS, Huub. Significance of epimuscular myofascial force transmission under passive muscle conditions. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2019, **126**(5), 1465-1473 [cit. 2022-07-25]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00631.2018

MIZUNO, Takafumi, Yasumoto MATSUI, Makiko TOMIDA, et al. Differences in the mass and quality of the quadriceps with age and sex and their relationships with knee

extension strength. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle* [online]. 2021, **12**(4), 900-912 [cit. 2022-07-27]. ISSN 2190-5991. Dostupné z: doi:10.1002/jcsm.12715

MOGIL, Jeffrey S. a Andrea L. BAILEY. Sex and gender differences in pain and analgesia. In: *Sex Differences in the Human Brain, their Underpinnings and Implications* [online]. Elsevier, 2010, 2010, s. 140-157 [cit. 2022-07-30]. Progress in Brain Research. ISBN 9780444536303. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-53630-3.00009-9

NIE, Hongling, Lars ARENDT-NIELSEN, Pascal MADELEINE a Thomas GRAVEN-NIELSEN. Enhanced temporal summation of pressure pain in the trapezius muscle after delayed onset muscle soreness. *Experimental Brain Research* [online]. 2006, **170**(2), 182-190 [cit. 2022-07-16]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-0196-6

NOORKOIV, M., K. NOSAKA a A. J. BLAZEVIČH. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2010, **109**(4), 631-639 [cit. 2022-07-27]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-010-1402-1

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

PANJABI, Manohar M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1992, **5**(4), 390-397 [cit. 2022-08-07]. ISSN 0895-0385. Dostupné z: doi:10.1097/00002517-199212000-00002

PESQUER, Lionel, Nicolas POUSSANGE, Bertrand SONNERY-COTTET, Nicolas GRAVELEAU, Philippe MEYER, Benjamin DALLAUDIERE a Matthieu FELDIS. Imaging of rectus femoris proximal tendinopathies. *Skeletal Radiology* [online]. 2016, **45**(7), 889-897 [cit. 2022-07-27]. ISSN 0364-2348. Dostupné z: doi:10.1007/s00256-016-2345-3

ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.

ROKYTA, Richard, Josef BEDNAŘÍK, Jitka FRICOVÁ, Miloslav KRŠIAK, Jan LEJČKO, František NERADILEK, Marek Orko VÁCHA a Eva VLČKOVÁ. *Léčba bolesti v primární péči*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0312-6.

SAHINIS, Chrysostomos, Eleftherios KELLIS, Nikiforos GALANIS, Konstantinos DAFKOU a Athanasios ELLINOUDIS. Intra- and inter-muscular differences in the cross-sectional area of the quadriceps muscles assessed by extended field-of-view ultrasonography. *Medical Ultrasonography* [online]. 2020, **22**(2), 152-158 [cit. 2022-07-27]. ISSN 2066-8643. Dostupné z: doi:10.11152/mu-2302

SBMEDIC ELECTRONICS. *Manual for Algometer type II. Solna*, 2017.

SCHLEIP, Robert, Giulio GABBIANI, Jan WILKE, et al. Fascia Is Able to Actively Contract and May Thereby Influence Musculoskeletal Dynamics: A Histochemical and Mechanographic Investigation. *Frontiers in Physiology* [online]. 2019, **10** [cit. 2022-07-21]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2019.00336

SCHLEIP, Robert a Werner KLINGLER. Active contractile properties of fascia. *Clinical Anatomy* [online]. 2019, **32**(7), 891-895 [cit. 2022-07-26]. ISSN 0897-3806. Dostupné z: doi:10.1002/ca.23391

STECCO, Antonio, Robert STERN, Ilaria FANTONI, Raffaele DE CARO a Carla STECCO. Fascial Disorders: Implications for Treatment. *PM&R* [online]. 2016, **8**(2), 161–168 [cit. 2022-07-26]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2015.06.006

STERLING, Michele. Pressure Algometry: What Does It Really Tell Us? *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2011, **41**(9), 623-624 [cit. 2022-07-08]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2011.0106

The International Association on the Study of Pain (IASP): Terminology [online]. Washington, D. C: The International Association on the Study of Pain, 2011 [cit. 2022-08-07]. Dostupné z: <https://www.iasp-pain.org/resources/terminology/>

TRUEBA-PERDOMO, J. H., F. GASPARINI a J. J. A. FLORES CUAUTLE. Pressure Pain Threshold Values Obtained Through Algometers. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* [online]. 2021, **42**(2), 132-148 [cit. 2022-06-08]. Dostupné z: doi: dx.doi.org/10.17488/RMIB.42.2.11

VAŇKOVÁ, Karolína. *Lokální změny vybraných parametrů somestezie v reakci na strečink m. quadriceps femoris*. Praha, 2014, 80 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova V Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2014. s. 80. Vedoucí diplomové práce Mgr. Zdeněk Čech.

VAUGHAN, Brett, Patrick MCLAUGHLIN a Cameron GOSLING. Validity of an electronic pressure algometer. *International Journal of Osteopathic Medicine* [online]. 2007, **10**(1), 24-28 [cit. 2022-07-08]. ISSN 17460689. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijosm.2006.12.003

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379.

WATKINS, James. *Structure and Function of the Musculoskeletal System* [online]. Human Kinetics, 2010 [cit. 2022-07-09]. ISBN 9781492595953. Dostupné z: doi:10.5040/9781492595953

WILKE, Jan, Veronica MACCHI, Raffaele DE CARO a Carla STECCO. Fascia thickness, aging and flexibility: is there an association? *Journal of Anatomy* [online]. 2017, **234**(1), 43-49 [cit. 2022-07-21]. ISSN 0021-8782. Dostupné z: doi:10.1111/joa.12902

YLINEN, Jari. Pressure algometry. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2007, **53**(3) [cit. 2022-07-08]. ISSN 00049514. Dostupné z: doi:10.1016/S0004-9514(07)70032-6

ZATSIORSKY, Vladimir M. a Boris I. PRILUTSKY. *Biomechanics of Skeletal Muscles* [online]. Human Kinetics, 2012 [cit. 2022-07-09]. ISBN 9781492595298. Dostupné z: doi:10.5040/9781492595298

REFERENČNÍ SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1

BEHAN, Fearghal P., Thomas M. MADEN-WILKINSON, Matt T. G. PAIN, Jonathan P. FOLLAND a John Leicester WILLIAMS. Sex differences in muscle morphology of the knee flexors and knee extensors. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(1) [cit. 2022-07-26]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0190903

Obrázek 2

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 5. vydání. Praha: Triton, 2021. ISBN 978-80-7553-873-4.

Obrázek 3–5

Soukromý archiv autora

Obrázek 6

SBMEDIC ELECTRONICS. *Manual for Algometer type II*. Solna, 2017.

PŘÍLOHY

Seznam obrázků

Obrázek 1. MRI zobrazení transversálního řezu stehna	15
Obrázek 2. Grafické znázornění kompartmentů stehna na transversálním řezu	15
Obrázek 3. Pozice probanda s označením místa měření.....	37
Obrázek 4. Měření z ventrální strany stehna	38
Obrázek 5. Měření z dorzální strany stehna	38
Obrázek 6. Tlakový Algometr Somedic Typ II	39

Seznam grafů

Graf 1. Průměry naměřených hodnot PPT probandů v kPa.....	41
Graf 2. Rozdělení rozdílů zlogaritmovaných hodnot.....	43
Graf 3. Bodový a intervalový odhad.....	44
Graf 4. Průměrná hodnota PPT v kPa dle pořadí měření.....	45
Graf 5. Vliv pořadí měření na relativní rozdíl mezi hodnotami PPT v úhlech 0° a 90° flexe	46
Graf 6. Vliv pořadí měření hodnot – 0° a 45°	46
Graf 7. Vliv pořadí měření hodnot – 45° a 90°.....	46

Seznam tabulek

Tabulka 1. Výsledky porovnání úhlů.....	44
Tabulka 2. Legenda grafů 5–7	45